

- Thèse présentée pour obtenir le grade de
- Docteur de l'Université Louis Pasteur
- Strasbourg I
-
- Discipline : Electronique, Electrotechnique, Automatique
-
- par FLORENT NAGEOTTE ■
-

Contributions à la Suture Assistée par Ordinateur en Chirurgie Mini-invasive

Soutenue publiquement le 24 Novembre 2005 ■

Membres du Jury ■

Directeur de Thèse : Michel DE MATHELIN, Professeur, ULP
Rapporteur Externe : Nicolas CHAILLET, Professeur, Université de Franche-Comté
Rapporteur Externe : Philippe POIGNET, Maître de Conférences, Université de Montpellier
Rapporteur Interne : Christophe COLLET, Professeur, ULP
Examineur : Nikolaos PAPANIKOLOPOULOS, Professeur, Université de Minnesota
Examineur : Christophe DOIGNON, Maître de Conférences, ULP
Invité : Philippe ZANNE, Ingénieur de Recherche, CNRS

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier les membres du jury et notamment les rapporteurs qui ont accepté de lire et d'évaluer mon travail :

- Christophe Collet, professeur à l'ENSPS, président du jury,
- Nicolas Chaillet, professeur à l'université de Franche-Comté et
- Philippe Poinet, maître de conférences à l'université de Montpellier.

Je remercie Michel de Mathelin, mon directeur de thèse, pour ses conseils, ses encouragements et son optimisme.

Merci à Christophe Doignon pour ses conseils en vision par ordinateur mais aussi pour sa grande disponibilité pendant toute la thèse, notamment pour la relecture de mon mémoire et la préparation de la soutenance.

Un merci tout particulier à Philippe pour son investissement, notamment les jours passés à tenter des étalonnages impossibles, et pour la relecture détaillée des chapitres 2 et 3. Sans ses efforts, ce travail n'aurait pas été ce qu'il est.

Un merci à tous les membres de l'équipe AVR, permanents et doctorants pour l'excellente ambiance de travail que chacun contribue à créer.

J'adresse également des remerciements plus particuliers à Benjamin, compagnon de chemin et de conférence, qui a grandement participé aux moments agréables passés en France et aux Etats-Unis.

Je remercie également Luc Soler et l'IRCAD de m'avoir donné la possibilité de soutenir dans un environnement incomparable.

J'ai aussi une pensée spéciale pour ma famille, mon papa et mon frère, et pour Emilie qui m'a accompagné tout au long de ma thèse et qui m'a soutenu dans les moments difficiles. Merci pour ton réconfort et ton amour.

Enfin, je dédie ce mémoire à ma maman.

TABLE DES MATIÈRES

Remerciements	1
Notations	7
Introduction	9
1. Application des GMCAOs à la chirurgie coelioscopique et au problème de la suture	17
1.1 La chirurgie coelioscopique	17
1.1.1 Description de la procédure et du matériel	17
1.1.2 Les avantages de la chirurgie coelioscopique	18
1.1.3 Les inconvénients de la chirurgie coelioscopique	19
1.1.4 Utilisation des informations cachées	20
1.2 Les GMCAOs appliquées à la chirurgie coelioscopique	21
1.2.1 Un aperçu de l'assistance aux gestes médico-chirurgicaux mini-invasifs	21
1.2.2 Environnements virtuels de coelioscopie pour l'apprentissage et la planification	22
1.2.3 Augmentation du retour visuel	26
1.2.4 Les robots d'assistance en chirurgie coelioscopique	30
1.2.5 Les systèmes partiellement autonomes	39
1.3 Les travaux concernant la suture	40
1.3.1 Description du geste de suture	40
1.3.2 Les systèmes d'aide à la suture existants	42
1.4 Objectifs de ce travail de thèse	45
1.4.1 Cadre de l'étude	45
1.4.2 Définition qualitative d'une bonne suture	46
1.4.3 Objectifs	47
2. Modélisation et analyse du passage de l'aiguille	49
2.1 Modélisation	49
2.1.1 Etat du système	50
2.1.2 Définition de l'espace de travail	50
2.1.3 Modélisation de la saisie de l'aiguille	52
2.1.4 Valeurs des paramètres pour saisir l'aiguille	55
2.2 Analyse des mouvements de l'instrument et de l'aiguille	56
2.2.1 Point de fixation et point fixe	56
2.2.2 Propriétés des cercles générés par une contrainte de fixation	57
2.2.3 Position de l'aiguille et des cercles par rapport à la surface des tissus	60
2.3 Recherche des positions initiales et finales	63
2.3.1 Définition de la position initiale	63
2.3.2 Définition de la position finale et déformation minimale	65

2.4	Analyse des conditions d'existence de chemins dans le cas de tissus plans : les chemins théoriques idéaux	67
2.4.1	Conditions d'existence d'un chemin sans déformation	68
2.4.2	Traduction des conditions d'existence sur les zones angulaires	69
2.4.3	Conditions sur la position du trocart pour l'existence de chemins	70
2.4.4	Forme de la surface limite dans le cas de tissus plans	73
2.5	Recherche de la surface externe dans le cas où une position de sortie existe	86
2.5.1	Tangence de \mathcal{C}_H	86
2.5.2	Tangence de \mathcal{C}_P	86
2.5.3	Limites hyperboliques	87
2.5.4	Conclusion	88
2.5.5	Comparaison entre limite réelle et limite approchée	89
2.6	Conditions d'existence d'une position de sortie acceptable	90
2.6.1	Existence d'une position de sortie	90
2.6.2	Choix de l'azimut	90
2.7	Conclusion	97
3.	Une méthode discrète de planification de chemin : les chemins à déformation minimale	99
3.1	Recherche d'un chemin : Définition du problème	99
3.2	La planification de chemin : un tour d'horizon des méthodes	100
3.2.1	Espace des configurations, représentation et paramétrisation	101
3.2.2	Les principales méthodes de planification	103
3.2.3	Recherche dans un graphe	105
3.3	Choix d'une représentation de l'espace des configurations	106
3.3.1	Un problème complexe dans sa formulation directe	106
3.3.2	Une autre représentation de l'espace des configurations	107
3.4	Existence d'un chemin à déformation minimale	109
3.4.1	Décomposition de l'espace des configurations	109
3.5	Planification pratique d'un chemin à déformation minimale	112
3.5.1	Choix de fonctions de coût pour la recherche dans le graphe	115
3.5.2	Validité des chemins et échantillonnage	116
3.5.3	Complétude de la méthode de planification et choix de Γ	117
3.5.4	Reconstitution et lissage des chemins	118
3.6	Planification de la sortie de l'aiguille	119
3.7	Résultats de la planification de chemin	120
3.8	Conclusion	121
4.	Analyse des images endoscopiques pour l'obtention d'informations métriques et le guidage d'instruments de laparoscopie	125
4.1	Introduction	125
4.1.1	Les informations nécessaires	126
4.1.2	Méthodes usuelles de mesure dans le bloc opératoire	126
4.1.3	Spécificités des mesures pour la suture	129
4.1.4	Les travaux de vision en chirurgie coelioscopique	130
4.2	Méthodes de traitement d'images pour la chirurgie coelioscopique	131
4.2.1	Caractéristiques des images endoscopiques	131
4.2.2	Méthodes de traitement de la littérature	132
4.3	Méthode proposée	137
4.3.1	Avec ou sans marquage ?	137

4.3.2	Un aperçu des problèmes à résoudre	140
4.4	Techniques de traitement d'image mises en oeuvre	141
4.4.1	Segmentation automatique de l'aiguille	141
4.4.2	Conclusion sur les traitements des images endoscopiques couleur	150
4.4.3	Extraction robuste du squelette de l'aiguille	151
4.4.4	Détection de la pointe de l'aiguille	154
4.4.5	Segmentation automatique de l'instrument	154
4.4.6	Suivi rapide de l'instrument	157
4.4.7	Conclusion	162
4.5	Méthodes de reconstruction des informations métriques 3D	162
4.5.1	Etalonnage de la caméra	162
4.5.2	Reconstruction de pose indépendante	164
4.5.3	Principes de l'asservissement visuel virtuel VVS (Marchand <i>et al.</i>)	165
4.5.4	Comportements des asservissements visuels 2D (réels et virtuels)	167
4.5.5	Estimation de la pose du porte-aiguille à l'aide des VVS	168
4.5.6	Mesure de la position du trocart	169
4.5.7	Estimation des paramètres de saisie à l'aide des VVS	172
4.5.8	Levée de l'indétermination et estimation de β	176
4.5.9	Pondérations et filtrage des estimations	177
4.6	Conclusion	178
5.	Vers une assistance à la suture en chirurgie laparoscopique manuelle et robotisée .	179
5.1	Assistance à la suture manuelle	179
5.1.1	Chemins de référence pour le passage d'aiguille	180
5.1.2	Réalité augmentée pour l'aide à la suture	180
5.2	Résolution de problèmes liés au passage d'aiguille	182
5.2.1	Des règles simples pour le placement du trocart et la saisie de l'aiguille (cas des tissus plans)	182
5.2.2	Recherche de la prise d'aiguille optimale	184
5.2.3	Modification de la prise d'aiguille	188
5.3	Passage d'aiguille semi-autonome robotisé	189
5.3.1	Travaux d'automatisation des gestes chirurgicaux	189
5.3.2	Installation expérimentale	190
5.3.3	Choix d'une méthode de suivi de trajectoire	196
5.3.4	Schéma de commande	211
5.3.5	Passage d'aiguille robotisé	211
5.4	Conclusion	213
	Conclusion	217
	Annexe	221
A.	Etude des courbes créées par les cas limites	223
A.1	Etude de la tangence de \mathcal{C}_H avec le tissu	223
A.2	Calcul des paramètres des hyperboles limites lorsque l'aiguille est dans le plan des tissus	224
A.3	Cas où z_A et z_O sont dans le même sens	224
A.4	Cas où z_A et z_O sont dans des sens opposés	226

B. Variation de γ en fonction de β_n	229
B.1 Cas de la tangence de \mathcal{C}_H avec le tissu	229
B.2 Cas de la tangence de \mathcal{C}_P avec le tissu	232
C. Conditions de validité des points des hyperboles \mathcal{H}_1 et \mathcal{H}_2	237
C.1 Cas de l'hyperbole \mathcal{H}_1	237
C.1.1 Evolution de Z_o en fonction de β_n	240
C.2 Cas de l'hyperbole \mathcal{H}_2	241
C.2.1 Evolution de Z_o en fonction de β_n	243
D. Projection et reconstruction d'un cylindre marqué	245
D.1 Choix du nombre de marqueurs sur la périphérie de l'instrument	245
D.2 Solution analytique pour la reconstruction de pose d'un cylindre marqué	245
E. Résultats de traitements de bas niveau pour des images endoscopiques test	249
E.1 Traitements dans l'espace RGB et ses sous-espaces	249
E.2 Traitements dans l'espace HSI et ses sous-espaces	249
F. Matrices d'interaction pour les primitives géométriques utilisées	253

Notations

Dans tout ce mémoire nous utiliserons les notations suivantes :

Notations géométriques et cinématiques

\mathcal{F}_I est un repère euclidien centré sur le point I et dont les axes sont (x_I, y_I, z_I) .

T_{ij} est la translation entre les repères \mathcal{F}_I et \mathcal{F}_J exprimée dans le repère \mathcal{F}_I .

R_{ij} est la matrice de rotation entre \mathcal{F}_I et \mathcal{F}_j .

H_{ij} est la matrice de transformation homogène entre \mathcal{F}_I et \mathcal{F}_J .

$$\text{On a : } H_{ij} = \begin{bmatrix} R_{ij} & T_{ij} \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$R_x(\theta)$ indique une rotation d'angle θ autour de l'axe x .

${}^i Z_J$ est la composante selon l'axe z du point J dans le repère \mathcal{F}_I .

${}^l V_{i/j}^K$ est la vitesse de translation du point K dans le mouvement de \mathcal{F}_I par rapport à \mathcal{F}_J exprimée dans \mathcal{F}_L . Il s'agit d'un vecteur de dimension 3.

${}^l \omega_{i/j}$ est la vitesse de rotation de \mathcal{F}_I par rapport à \mathcal{F}_J exprimée dans \mathcal{F}_L .

${}^l \Omega_{i/j}^K$ est le torseur cinématique du repère \mathcal{F}_I par rapport à \mathcal{F}_J exprimé au point K

$$\text{et dans le repère } \mathcal{F}_L. \text{ On a : } {}^l \Omega_{i/j}^K = \begin{bmatrix} {}^l V_{i/j}^K \\ {}^l \omega_{i/j} \end{bmatrix}$$

${}^l IJ$ est le vecteur du point I au point J exprimé dans \mathcal{F}_L .

Notations matricielles

M^T est la transposée de la matrice M .

Notations trigonométriques

Afin d'alléger les notations, nous noterons

cx pour $\cos(x)$

sx pour $\sin(x)$

tx pour $\tan(x)$

cx^2 pour $(\cos(x))^2$

$\arctan 2$ est la fonction inverse de tangente définie par :

$$\arctan 2(B, A) = \begin{cases} \arctan\left(\frac{B}{A}\right) & \text{si } A > 0 \\ \arctan\left(\frac{B}{A}\right) + \pi & \text{si } A < 0 \end{cases}$$

Le résultat est un angle défini modulo 2π .

Récapitulatif des notations abrégées du chapitre 2

Voici une liste de notations utilisées dans le chapitre 2 avec les numéros des pages où elle sont définies.

- (X_N, Y_N, Z_N) page 53. Notation abrégée des coordonnées du point N dans le repère de l'instrument : $X_N = {}^iX_N$, $Y_N = {}^iY_N$ et $Z_N = {}^iZ_N$. Pendant un passage d'aiguille, le point N est le point de l'aiguille se trouvant à la surface des tissus à l'instant considéré.
- (X_P, Y_P, Z_P) page 78. Notation abrégée des coordonnées du point P dans le repère de l'instrument : $X_P = {}^iX_P$, $Y_P = {}^iY_P$ et $Z_P = {}^iZ_P$. Le point P est la pointe de l'aiguille de suture.
- Z_M page 58. C'est la notation abrégée de mZ_M . Le point M est un point de fixation et Z_M est la distance entre le trocart Q et le point de fixation.
- β, ψ, ζ page 53. Ce sont les angles de la prise d'aiguille. La rotation entre le repère attaché à l'aiguille et le repère attaché à l'instrument s'écrit :
 $R_{ai} = R_z(\beta - \frac{\pi}{2})R_x(\psi)R_y(\zeta)$
- d_{ES} page 68. C'est la distance entre le point d'entrée désiré E^* et le point de sortie désiré S^* . La distance entre deux points à la surface des tissus est définie comme la longueur de la géodésique entre ces points.
- β_{nmax} page 68. C'est l'angle entre la pointe de l'aiguille et le point de l'aiguille qui se trouve au niveau du tissu lorsque la pointe est au point de sortie désiré S^* .
- (X_Q, Y_Q, Z_Q) page 72. Notation abrégée de la position du trocart Q dans le repère du tissu \mathcal{F}_O :
 $(X_Q, Y_Q, Z_Q)^T = ({}^oX_Q, {}^oY_Q, {}^oZ_Q)^T$

Introduction

”La chirurgie contemporaine s’est développée grâce à trois innovations révolutionnaires : la découverte de l’asepsie, l’introduction de l’anesthésie générale, et la mise au point de la chirurgie mini-invasive, en particulier la laparoscopie”¹. Ces mots sont ceux d’un urologue pratiquant la chirurgie laparoscopique depuis 1993. Mettre l’introduction de la chirurgie mini-invasive au niveau de l’asepsie et de l’anesthésie peut paraître surprenant pour le lecteur étranger au domaine médical. Pourtant, ces mots révèlent l’étendue des apports de la chirurgie mini-invasive pour le bien-être des patients. Car il s’agit bien, comme pour l’asepsie et l’anesthésie générale, d’avancées majeures pour le patient, pas nécessairement pour le praticien.

L’application des principes de l’asepsie en chirurgie date de la fin du XIX^{ème} siècle. Mais si ces principes semblent naturels aujourd’hui, l’introduction de l’asepsie s’est longtemps heurtée à l’hostilité du corps médical, notamment en raison des contraintes qu’elle impose aux praticiens.

Au contraire, l’anesthésie a connu un succès immédiat au milieu du XIX^{ème} siècle, C’est une méconnaissance technique, celle des propriétés des produits anesthésiques, qui a longtemps limité son utilisation.

Avec un recul temporel moins important, il semble que la chirurgie mini-invasive ait aussi reçu une large approbation des médecins, même si, à l’instar de l’asepsie, la chirurgie mini-invasive impose des contraintes très fortes aux chirurgiens. Il semble également que ce sont des limitations techniques et technologiques qui ont retardé son utilisation jusqu’au début des années 80.

La chirurgie mini-invasive

Le principe fondamental de la chirurgie mini-invasive est de limiter les accès à l’intérieur du corps humain en utilisant de petites incisions (coelioscopie, laparoscopie, thoracoscopie, etc.² ou les voies naturelles (trachée artère pour la trachéoscopie, intestin pour la colonoscopie, etc.) comme canaux pour diagnostiquer et opérer, au lieu des grandes incisions utilisées en chirurgie ouverte. C’est pourquoi on parle également de chirurgie en ”trou de serrure” (keyhole surgery). Les bénéfices pour les patients sont importants : durée d’hospitalisation réduite, traumatisme postopératoire minimisé, complications et infections moins nombreuses. Par conséquent, les coûts d’hospitalisation sont également réduits. Pour rendre l’opération possible, le chirurgien doit pouvoir disposer d’un retour visuel lui permettant de voir à l’intérieur du corps ainsi que d’instruments adaptés au passage par les canaux choisis.

La chirurgie mini-invasive repose donc sur un socle technologique important, sans lequel sa mise au point aurait été impossible. C’est d’ailleurs une des différences fondamentales entre la

¹ Professeur Clément-Claude ABBOU, service d’urologie du CHU Henri Mondor, Créteil

² Le suffixe ”scopie” signifie étymologiquement ”regarder”. Les termes coelioscopie, laparoscopie, thoracoscopie se disent d’interventions dans lesquelles on regarde à l’intérieur du ventre (”coelio”), du flanc (”laparo”) ou du thorax (”thoraco”) en utilisant de petites incisions, par opposition aux larges incisions décrites par le suffixe ”tomie”.

chirurgie mini-invasive et les deux autres innovations. Si l'asepsie et l'anesthésie ont essentiellement été développées par les médecins eux-mêmes, la chirurgie mini-invasive est le fruit de collaborations étroites entre les médecins et d'autres communautés, au départ des physiciens et des électroniciens.

La réduction du caractère invasif des gestes chirurgicaux depuis le diagnostic jusqu'à la thérapie a été rendue possible par la mise au point de nouvelles techniques d'imagerie per-opératoires. Parmi celles-ci, on compte l'imagerie tomographique à rayons X, l'imagerie IRM, l'imagerie à ultrasons, mais aussi l'imagerie optique avec le développement d'endoscopes, d'optiques et de caméras miniatures. La chirurgie mini-invasive a tiré profit de l'existence de certaines de ces techniques d'imagerie. Mais elle a aussi généré le développement de nouvelles techniques spécifiques répondant aux besoins précis de la mini-invasivité. C'est par exemple le cas des laparoscopes. Il a également fallu développer des instruments adaptés au passage par des canaux étroits. Par exemple, les instruments de chirurgie laparoscopique sont munis de longues tiges et de poignées déportées permettant de manipuler les tissus à distance.

Du point de vue du chirurgien, les techniques médicales mini-invasives ont amené des difficultés supplémentaires par rapport à la chirurgie conventionnelle. Elles sont essentiellement de deux ordres : la limitation des mouvements possibles et la limitation des informations de retour visuelles et tactiles. Les chirurgies mini-invasives nécessitent donc une formation spécifique et ne sont pas directement accessibles par simple reproduction des gestes de la chirurgie ouverte. De plus, les difficultés du chirurgien concernent également le patient. Par exemple, lors d'une opération de chirurgie laparoscopique, des problèmes techniques peuvent survenir (blessure des organes opérés ou des organes voisins, problèmes respiratoires dus à l'insufflation de dioxyde de carbone) qui incitent le chirurgien à décider d'une conversion, c'est-à-dire du passage à une opération ouverte.

Une nouvelle discipline : les GMCAOs

Le monde médical s'est naturellement intéressé à la réduction des limitations de la chirurgie mini-invasive, à la recherche d'une sécurité accrue du geste chirurgical ou encore à l'amélioration de la précision des opérations mini-invasives. Pour atteindre ces objectifs, les médecins ont établi de nombreux contacts avec des personnes issues de milieux très différents : mécanique, biomécanique, informatique, traitement d'images, automatique et robotique. Leurs travaux sur la chirurgie mini-invasive, mais également sur d'autres types d'opérations (orthopédie, chirurgie maxillo-faciale, ...) ont grandement contribué au développement d'une nouvelle forme d'intervention : l'intervention assistée par ordinateur qui prend elle-même place dans une nouvelle discipline, les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO).

Les GMCAOs ont deux grands objectifs : d'une part l'amélioration des gestes médicaux existants, que ce soit au niveau de la précision, de l'ergonomie pour le praticien, de la diminution des durées d'opération et des durées de convalescence ; et d'autre part le développement de nouvelles techniques médicales.

Les GMCAOs regroupent les gestes médicaux ou chirurgicaux faisant appel pendant toute leur durée ou seulement pendant une phase de la procédure médicale à des outils issus des sciences de l'information et de la télécommunication. Ces outils sont très variés : ils vont, par exemple, des systèmes d'analyse et de traitement d'images utilisés pour l'aide au diagnostic, à des systèmes de réalité augmentée et des systèmes robotiques destinés à l'assistance au geste chirurgical, en passant par des systèmes de visualisation et de simulation virtuelle permettant la planification des gestes (voir figure 1).

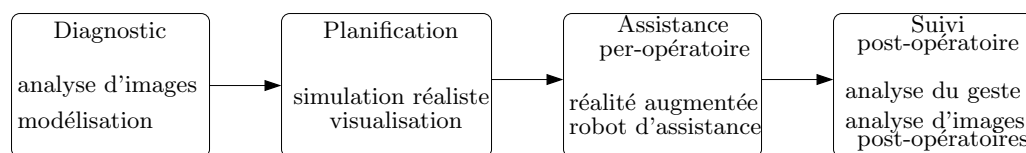


Fig. 1: Exemple d'un système de GMCAO complet, du diagnostic au suivi post-opérateur.

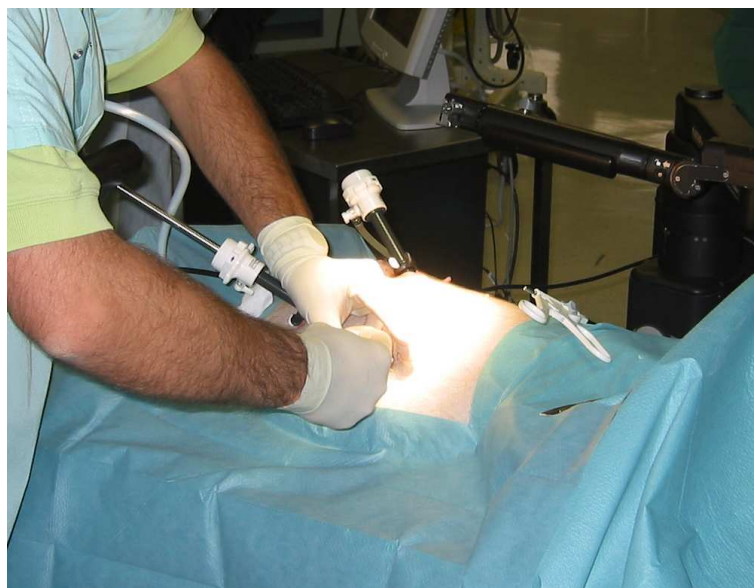


Fig. 2: Mise en place des trocars dans la salle d'opération pour une intervention laparoscopique *in vivo* (IRCAD, Strasbourg).



Fig. 3: Les caméras endoscopiques utilisées en chirurgie coelioscopique sont constituées d'une caméra classique sur laquelle est monté un tube rigide contenant un système de lentilles. A droite, le retour visuel fourni au chirurgien dans la salle d'opération de l'IRCAD à Strasbourg.

La chirurgie coelioscopique : champ d'application des GMCAOs

La chirurgie coelioscopique est un des champs d'application principaux des GMCAOs. Dans ce type d'intervention, de petites incisions, typiquement de 5 à 10 mm de diamètre, sont effectuées dans le corps du patient (voir figure 2). Elles permettent d'introduire un endoscope, long tube contenant un système de lentilles ou de fibres optiques, qui permet d'éclairer l'intérieur du corps et d'amener une image du champ opératoire sur un écran, via une caméra (voir figure 3). Des instruments de chirurgie spécifiques équipés de longs corps en forme de tiges sont également introduits par ces incisions, et permettent au chirurgien de manipuler des objets ou des tissus à l'intérieur du corps en visualisant ses mouvements sur l'écran de contrôle. Toutefois, les gestes possibles sont limités par le passage de l'instrument par les incisions. De plus, le retour visuel est réduit à une petite zone et ne contient pas toutes les informations, comme la profondeur, habituellement disponibles en chirurgie ouverte.

De nombreux travaux ont donc été menés pour améliorer les conditions de travail du chirurgien et pour lui permettre de réaliser des gestes opératoires délicats. Les deux objectifs principaux sont d'éviter les complications pour les patients, des gestes imprécis pouvant engendrer des durées de rétablissement plus longues ou même l'interruption de l'intervention coelioscopique pour passer en chirurgie ouverte, et d'étendre l'application de la chirurgie coelioscopique à des opérations délicates que les chirurgiens préfèrent réaliser en chirurgie ouverte.

Ces travaux ont essentiellement porté sur la simulation réaliste des conditions de la coelioscopie afin de former au mieux les chirurgiens à ses exigences et sur l'amélioration de la dextérité et de la précision des gestes par l'utilisation de systèmes robotiques souvent téléopérés.

Le geste de suture

Les chirurgiens sont à la recherche de systèmes leur permettant de réaliser les gestes les plus difficiles avec la même dextérité qu'en chirurgie conventionnelle. La suture est un des gestes qui

retient leur attention et celle des chercheurs développant des systèmes d'aide à la coelioscopie. Ainsi, de nombreux systèmes de simulation de gestes utilisent la suture pour évaluer la technique des chirurgiens et des systèmes robotiques ont été spécialement développés pour aider le chirurgien dans ce geste [KW01b], [MNS98]. La suture intervient dans de nombreux types d'opérations : anastomoses³ gastro-intestinales, anastomoses vasculaires, réparation de lésions de surface, etc. Elle nécessite de manipuler une aiguille souvent circulaire et de quelques millimètres de rayon avec un instrument muni d'une pince et appelé porte-aiguille. Le chirurgien doit traverser les tissus à réparer afin d'y faire passer un fil de suture, comme pour une couture. Après plusieurs passages les deux extrémités du fil doivent être nouées. Une des difficultés importantes du geste est que l'aiguille n'est pas fixée dans le porte-aiguille et doit être saisie et relâchée plusieurs fois pendant une suture. En chirurgie ouverte, le chirurgien peut manipuler l'aiguille avec ses doigts ce qui n'est plus possible en chirurgie coelioscopique. Si l'on ajoute l'absence de l'information de profondeur dans le retour visuel donné au chirurgien, on comprend la grande difficulté du geste et la longue pratique nécessaire pour le réaliser.

Contexte de ce travail et contributions

Le travail présenté dans ce manuscrit se place dans le contexte des GMCAOs pour assister le chirurgien dans les tâches de suture en chirurgie coelioscopique.

L'idée est d'utiliser les systèmes informatiques pour extraire des informations qui ne sont pas directement accessibles pour le chirurgien. Ces informations peuvent provenir des images endoscopiques ou d'autres systèmes de localisation externes et sont ensuite fournies au chirurgien sous une forme qu'il peut directement appréhender, comme par exemple des distances.

Des travaux de recherche ont déjà été menés pour aider le chirurgien lors d'une suture en chirurgie coelioscopique. Une partie importante de ces travaux a consisté à développer de nouveaux systèmes mécaniques et robotiques permettant de donner une dextérité supplémentaire au chirurgien. Cependant, le contrôle des degrés de liberté supplémentaires nécessite l'utilisation d'architectures maître / esclave et les systèmes résultants sont très coûteux et leur installation dans une salle d'opération peut être complexe. Ces solutions ne sont donc pas encore largement utilisées à l'heure actuelle. Une autre partie des travaux concerne la simulation réaliste des gestes afin de former à moindre coût les chirurgiens aux conditions de la coelioscopie. Toutefois, même s'il est largement reconnu qu'il est difficile de prévoir les mouvements possibles des instruments et des aiguilles en raison des degrés de liberté manquants, à notre connaissance aucun travail n'a porté sur l'analyse de ces mouvements. Par conséquent, les systèmes de simulation existants sont purement passifs, dans le sens où ils proposent une reproduction de la réalité plus ou moins réaliste, prenant en compte ou non la dynamique des organes et des déformations, mais ne disposent pas de module d'apprentissage actif donnant à l'utilisateur des indices sur les meilleurs mouvements à réaliser pour optimiser certaines caractéristiques. L'utilisateur apprend donc les gestes par lui-même, par essais et par répétition ou avec l'aide d'un chirurgien expert. Cette méthode d'apprentissage peut être suffisante, mais il a été montré que certains chirurgiens ne parviennent pas à développer les facultés visio-motrices nécessaires à la réalisation des gestes. L'avantage des systèmes d'apprentissage actifs est qu'ils peuvent reproduire de façon déterministe des trajectoires idéales. Celles-ci peuvent favoriser l'apprentissage et surtout, s'il est possible de les mettre en oeuvre au sein même de la salle d'opération, elles peuvent devenir de véritables outils de planification des gestes.

Dans le but de développer de tels outils, nous avons proposé une modélisation des gestes de suture ainsi qu'un modèle de l'environnement de la chirurgie coelioscopique. Le modèle des

³ Les anastomoses sont des gestes chirurgicaux consistant à connecter entre elles des structures anatomiques, en particulier les vaisseaux sanguins.

gestes s'appuie sur une analyse de la cinématique de l'aiguille prenant en compte les contraintes du passage des instruments par les incisions. Sur la base de cette modélisation, nous avons développé une méthode de planification de chemin visant à minimiser la déformation des tissus lors de la résorption d'une lésion. La mise en oeuvre pratique de cette méthode de planification nécessite l'estimation et la mesure de paramètres géométriques tels que la position de l'aiguille dans le porte-aiguille. Nous avons donc proposé un ensemble d'outils permettant d'obtenir ces informations. En raison des contraintes de la chirurgie coelioscopique et des caractéristiques propres à la suture, mais aussi afin de limiter le matériel nécessaire à la mise en place de notre système de planification, ces outils de mesure utilisent exclusivement la caméra endoscopique nécessaire pour le retour visuel du chirurgien. Nous avons développé des méthodes de traitement d'images et de vision permettant d'obtenir les informations utiles avec une bonne robustesse et une bonne précision.

Un autre de nos objectifs est l'utilisation des informations fournies par la caméra endoscopique pour réaliser des tâches robotiques semi-autonomes. Afin de valider les techniques de planification et les outils mis en oeuvre, nous avons donc réalisé un système de passage d'aiguille robotisé autonome mais placé sous la supervision du chirurgien qui peut à tout moment modifier les mouvements du robot ou reprendre complètement le contrôle de l'opération. Ce système qui a été testé en laboratoire utilise un robot AESOP de la société Computer Motion. Outre la validation de l'approche proposée, il montre la faisabilité d'une aide robotisée semi-autonome pour des gestes de la chirurgie coelioscopique comprenant des interactions avec des tissus.

Publications en lien avec ce travail

Ces travaux ont fait l'objet de six publications avec présentation orale dans des conférences internationales. ([NZMD05a], [NDM⁺05], [DNM04], [NMD⁺04a], [NMD⁺04b], [NZMD05b]). Par ailleurs, deux articles de revue sont en cours de préparation.

Organisation du manuscrit

Dans le **premier chapitre** nous présentons les systèmes existants d'aide à la chirurgie coelioscopique. Nous abordons les systèmes de simulation réaliste basés sur des outils de réalité virtuelle. Ces systèmes sont voués à la formation des chirurgiens à la coelioscopie mais aussi à l'étude de l'acquisition des capacités visio-motrices indispensables pour la maîtrise des gestes endoscopiques. Nous montrons ensuite comment les données préopératoires acquises par des systèmes d'imagerie comme les scanners ou les IRMs peuvent être utilisées pour planifier ou guider les gestes du chirurgien. L'utilisation de ces données nécessite de mettre en correspondance les images préopératoires avec le patient (phase de recalage). Elles sont ensuite fournies sous forme visuelle au chirurgien en superposition ou à la place des images réelles par l'emploi d'outils de réalité augmentée. Nous présentons également les systèmes robotiques appliqués à la chirurgie coelioscopique. Ces systèmes peuvent être répartis en deux groupes : les systèmes de positionnement d'endoscopes d'une part et les systèmes d'augmentation de la dextérité d'autre part. Nous insisterons sur les architectures utilisées pour gérer le passage des instruments par les points d'incisions dans le corps du patient. Nous nous focaliserons ensuite sur les travaux concernant l'aide à la suture que ce soit en chirurgie ouverte ou en chirurgie coelioscopique. Nous montrerons que malgré les nombreuses études, la caractérisation des mouvements propres à la suture n'a, à notre connaissance, jamais été proposée. A la fin de ce premier chapitre, nous présenterons plus précisément le cadre de notre étude, en détaillant nos objectifs et les hypothèses que nous utilisons.

Le **deuxième chapitre** est consacré à la modélisation géométrique et cinématique du système prenant en compte les contraintes du passage de l'instrument par le trocart. A partir de cette étude, nous analysons les conditions permettant de trouver des chemins sans déformation entre un point d'entrée et un point de sortie donnés. Nous montrons qu'il existe une relation entre la position du trocart par rapport aux tissus et la position de l'aiguille dans le porte-aiguille qui permet de garantir l'existence de chemins sans déformation.

Le **troisième chapitre** présente une méthode pratique de planification de chemins dans les tissus. Nous montrons qu'il est possible de ramener le problème de la planification à un espace des configurations de dimension réduite (deux) moyennant une perte de la complétude des solutions. Nous proposons ensuite une méthode simple et globale de calcul de chemin. Cette méthode permet de générer des chemins naturels dans des conditions simples et permet également de résoudre des problèmes de planification complexes.

Le **quatrième chapitre** s'intéresse aux méthodes d'obtention des informations spatiales nécessaires à la mise en oeuvre de la planification. Nous présentons tout d'abord les paramètres devant être estimés et les méthodes usuelles de mesures utilisées dans le bloc opératoire. La spécificité du problème est mise en avant et nous détaillons les solutions, basées sur l'utilisation des images fournies par la caméra endoscopique, que nous proposons pour résoudre deux des problèmes posés : l'estimation de la position de l'aiguille dans le porte-aiguille et l'estimation de la position du trocart par rapport aux tissus. Ces solutions se décomposent en deux phases : traitement des images endoscopiques et reconstruction 3D des informations métriques.

L'utilisation pratique et la validation des méthodes proposées ainsi que les résultats obtenus sont au centre du **cinquième chapitre**. Nous présentons des solutions possibles pour assister le chirurgien pendant les tâches de suture sur la base des analyses et des méthodes présentées dans les chapitres précédents. La réalisation automatique du passage d'aiguille à l'aide d'un robot médical est une des solutions envisagées. Nous présentons l'installation de laboratoire que nous utilisons avec principalement le bras de robotique chirurgicale AESOP. Nous évoquons les méthodes de suivi de trajectoire possibles et celle mise en oeuvre pour réaliser un passage d'aiguille autonome : les asservissements visuels basés image.

Enfin, nous évoquerons dans la **conclusion** les apports de ce travail, les limitations actuelles du système mis en place ainsi que les perspectives de travaux et d'applications futures.

Chapitre 1

Application des GMCAOs à la chirurgie coelioscopique et au problème de la suture

Nous présentons dans ce chapitre les applications des GMCAOs à la chirurgie coelioscopique, et plus spécifiquement à la suture.

- La **première section** présente le cadre général de la chirurgie coelioscopique et détaille les difficultés rencontrées par les chirurgiens.
- Nous présentons ensuite dans la **deuxième section** les applications des GMCAOs à la chirurgie coelioscopique : les environnements de simulation, les systèmes d’augmentation du retour visuel, et les systèmes robotiques d’assistance.
- La **section 3** est consacrée aux travaux concernant la suture en chirurgie ouverte ou mini-invasive.
- Enfin, nous présentons les objectifs de ce travail de thèse dans la **section 4**.

1.1 La chirurgie coelioscopique

La chirurgie coelioscopique est une technique d’exploration médicale de la cavité abdominale qui utilise de petites incisions préalablement réalisées par le chirurgien pour observer et intervenir à l’intérieur du corps du patient.

1.1.1 Description de la procédure et du matériel

Les interventions coelioscopiques sont généralement réalisées sous anesthésie générale. Dans une première phase, une aiguille est introduite et permet de gonfler l’abdomen du patient avec du dioxyde de carbone (CO_2) afin de créer un espace suffisant pour l’introduction d’instruments et de donner un champ visuel satisfaisant au chirurgien. Une incision est ensuite réalisée dans l’abdomen à l’aide d’un bistouri et un tube de plastique long d’une dizaine de centimètres et d’un rayon de 10mm, appelé trocart (voir figure 1.1), est introduit et vissé dans la paroi abdominale. Il crée ainsi un passage pour l’optique d’une caméra endoscopique (également appelée endoscope). D’autres incisions sont ensuite pratiquées (en général deux) et d’autres trocarts introduits pour permettre le passage d’instruments chirurgicaux (figure 2).

L’endoscope est constitué d’un long tube métallique à l’extrémité duquel (à l’extérieur du patient) est fixée une caméra (*c.f.* 3). Le tube contient un système de lentilles qui amène l’image de l’intérieur du corps jusqu’à la caméra. Une source de lumière est connectée à l’extrémité de l’endoscope (côté caméra) par fibre optique et permet d’éclairer la scène opératoire. La caméra



Fig. 1.1: Des instruments de chirurgie laparoscopique et deux trocarts.

est elle-même reliée à un système d'affichage vidéo (un écran télé) qui permet au chirurgien de visualiser l'intérieur du corps du patient (voir figure 3).

Les instruments utilisés sont spécifiques à la chirurgie coelioscopique. Ils sont constitués de longues tiges d'une quarantaine de centimètres. A l'une des extrémités se trouve un outil miniature (scalpel, ciseaux, pince ou même un instrument électrique pour la cautérisation) et de l'autre côté une poignée qui permet au chirurgien d'actionner l'outil (voir figure 1.1). Les deux extrémités sont reliées par des câbles circulant à l'intérieur de la tige et éventuellement des fils électriques.

Pendant une opération, le chirurgien manipule les instruments et contrôle les mouvements effectués grâce à l'image endoscopique fournie sur l'écran. Le champ de vision étant réduit, le chirurgien travaille en collaboration avec un assistant qui tient et manipule la caméra endoscopique.

Le terme coelioscopie signifie étymologiquement "regarder dans le creux du ventre". Les termes laparoscopie ("regarder dans le flanc") et endoscopie ("regarder à l'intérieur"), qui désigne l'ensemble des techniques d'exploration de cavités ou de conduits inaccessibles en vision directe, peuvent aussi être employés pour décrire des opérations similaires.

Dans ce mémoire, nous utiliserons indifféremment, et par abus de langage, les termes de coelioscopie, de laparoscopie ou d'endoscopie pour désigner les chirurgies pour lesquelles des incisions sont pratiquées dans le corps du patient pour y introduire des instruments rigides. De même, nous parlerons d'endoscope ou de laparoscope pour désigner l'ensemble constitué du tube endoscopique et de la caméra.

Les techniques coelioscopiques peuvent être utilisées dans de très larges domaines médicaux allant de la chirurgie digestive (ablation de la vésicule biliaire, ablations partielles du foie, traitement des hernies, interventions sur l'estomac, etc.), à la chirurgie cardio-vasculaire (pontage de l'artère coronaire) en passant par l'urologie et la gynécologie.

1.1.2 Les avantages de la chirurgie coelioscopique

L'essentiel des avantages de la chirurgie coelioscopique sont du côté du patient. L'utilisation de petites incisions au lieu d'une large ouverture diminue les traumatismes pour le corps du patient. L'anesthésie peut éventuellement être réduite pour des interventions localisées. Les risques d'infections pendant l'opération sont réduits. Les douleurs postopératoires et les durées de cicatrisation sont également largement réduites ce qui permet de diminuer les durées de séjour hospitalier et un retour plus rapide du patient à des activités normales. Enfin, d'un point de vue

esthétique, les cicatrices sont très réduites ce qui a souvent un effet psychologique positif.

Les conditions de la chirurgie cœlioscopique ont également apporté des avancées pour les chirurgiens. Les optiques endoscopiques offrent des grandissements importants qui permettent au chirurgien de voir certaines structures anatomiques et les instruments utilisés avec une meilleure précision qu'en chirurgie ouverte. Surtout, les gestes sont retransmis sur un écran, ce qui permet à toute l'équipe médicale d'assister à l'opération. Cela permet des échanges entre chirurgiens quant à la procédure à adopter. Il devient même possible de transférer les images à des spécialistes distants du site afin qu'ils puissent donner leur avis. C'est notamment l'idée de l'opération Argonaute 3D menée en 2002 conjointement par l'IRCAD et France Telecom [FT02].

1.1.3 Les inconvénients de la chirurgie cœlioscopique

Les avantages de la chirurgie cœlioscopique sont nombreux mais les difficultés que ce type de procédure engendre pour les chirurgiens sont diverses. Elles peuvent être classées en quatre groupes : les difficultés liées à la pauvreté des informations de retour fournies au chirurgien que nous appellerons difficultés de perception, celles liées à la limitation des mouvements possibles, que nous nommerons difficultés motrices, les difficultés visio-motrices qui concernent la coordination entre le retour visuel et les mouvements effectués et enfin les difficultés ergonomiques liées à la posture du chirurgien.

Les difficultés de perception

Elles concernent les deux sens essentiellement mis à contribution en chirurgie : la vue et le toucher. Dans les conditions usuelles de la laparoscopie, les deux champs de perception sont assez largement réduits. Le retour visuel est généralement fourni par une caméra monoscopique. D'une part le champ de vue de la caméra est réduit par rapport au champ de vue de la chirurgie ouverte et la navigation à l'intérieur du corps nécessite une bonne connaissance de l'anatomie et de sa variabilité. D'autre part, l'image de retour 2D donnée sur un écran de contrôle ne permet pas de reconstruire l'information de profondeur. Il est donc délicat pour le chirurgien d'estimer des positions relatives ou des angles.

En chirurgie ouverte, le chirurgien peut sentir les efforts qu'il applique sur les tissus ou sur d'autres instruments puisque ceux-ci sont directement transmis du bout de l'instrument à la main du chirurgien. En chirurgie laparoscopique, les efforts de l'instrument dans le trocart font qu'il est difficile pour le chirurgien de sentir les efforts appliqués au bout de l'instrument. En outre, la transmission des efforts à l'intérieur de l'instrument entre les poignées et les pinces est faite par des câbles et les frottements importants perturbent les sensations.

Les difficultés motrices

Le passage de l'instrument par le trocart supprime deux degrés de liberté pour l'instrument. Il n'est donc plus possible de donner n'importe quelle orientation à l'instrument. Certaines tâches peuvent alors devenir très délicates voire impossibles si les incisions dans l'abdomen ont été mal placées. Dans ce cas il peut être nécessaire de faire de nouvelles incisions. Le passage par le trocart inverse également les mouvements du chirurgien par rapport à la chirurgie ouverte. Les bras de levier mis en jeu par les instruments laparoscopiques peuvent dans certains cas amplifier les mouvements du chirurgien, notamment les tremblements de la main. Dans d'autres cas les mouvements peuvent être réduits ce qui oblige le chirurgien à réaliser de larges déplacements. Même les tâches les plus simples ne peuvent donc pas être simplement transposées de la chirurgie ouverte à la chirurgie cœlioscopique. La formation et l'entraînement du chirurgien sont donc critiques pour réaliser des tâches demandant une précision importante comme la suture.

Les difficultés visio-motrices

Il s'agit des problèmes liés à la coordination des gestes et de la vision. Ces difficultés proviennent essentiellement du fait que la vision et les points d'application des mouvements sont déportés et de positions relatives mal connues. Selon la position du chirurgien par rapport au patient, le point de vue donné par la caméra endoscopique est très différent du point de vue que le chirurgien aurait en chirurgie ouverte. Il est donc extrêmement difficile pour le chirurgien d'amener un instrument dans une position désirée dans le champ de vue. Le problème inverse se pose pour l'assistant qui doit centrer l'image de l'endoscope sur une structure d'intérêt. L'utilisation d'endoscopes dont la direction de vue ne coïncide pas avec l'axe de la caméra complique encore la tâche des chirurgiens. Ces problèmes sont encore accentués par le fait que le chirurgien ne manipule pas directement l'endoscope. Les positions du chirurgien et de son assistant par rapport au patient sont différentes et le seul repère commun est celui de la caméra, dont la position par rapport au patient est justement mal connue.

Les difficultés ergonomiques

Elles sont liées à la fois à la posture du chirurgien pendant l'opération, aux mouvements spécifiques imposés par la chirurgie laparoscopique et aux instruments. Le principal souci pour le positionnement des trocars est de pouvoir atteindre les zones opératoires avec les instruments. Ces contraintes ne sont pas nécessairement compatibles avec un positionnement ergonomique permettant au chirurgien de manipuler confortablement les instruments. Selon la longueur des instruments et la profondeur de la zone à opérer, il se peut qu'en raison du bras de levier des mouvements importants soient demandés au chirurgien. Enfin, le transfert des efforts entre les poignées de manipulation et les forceps peut aussi demander des efforts importants de la part du chirurgien. Plusieurs équipes de chercheurs ont mis en évidence l'apparition de douleurs chez les chirurgiens, propres à la laparoscopie [BFS99].

La conséquence globale de ces difficultés est que des tâches chirurgicales qui prennent quelques secondes en chirurgie ouverte peuvent prendre plusieurs minutes en chirurgie coelioscopique. La concentration demandée au chirurgien est importante et la fatigue psychologique et physique supérieure à celle des opérations de chirurgie ouverte.

1.1.4 Utilisation des informations cachées

Un chirurgien expert mais ayant peu d'expérience en coelioscopie peut être comparé à une personne tentant de servir un verre d'eau avec sa mauvaise main, sans utiliser son poignet et un oeil fermé : bien que la tâche soit parfaitement maîtrisée dans des conditions normales, elle est difficile à la première tentative. Cependant, après quelques essais il devient possible de réaliser la tâche correctement. Plusieurs techniques peuvent être utilisées pour cela. La personne peut :

- apprendre la position du verre par rapport à sa propre position (si le verre ne bouge pas),
- bouger la tête pour estimer la distance au verre,
- appuyer la bouteille sur le verre avant de verser pour vérifier au toucher l'impression visuelle.

Chacune de ces méthodes peut être mise en oeuvre par les chirurgiens experts en laparoscopie pour surmonter les problèmes liés à la technique médicale. D'un point de vue spatial, le chirurgien expert possède une connaissance approfondie de l'anatomie de la zone à opérer. Il peut donc se représenter mentalement les relations spatiales entre différents organes, et ainsi obtenir une information de volume. D'un point de vue visuel, il existe dans l'image des informations non évidentes que le chirurgien peut utiliser pour estimer les distances et les positions. Ce sont essentiellement les ombres et les intensités lumineuses et leur variation lors du déplacement

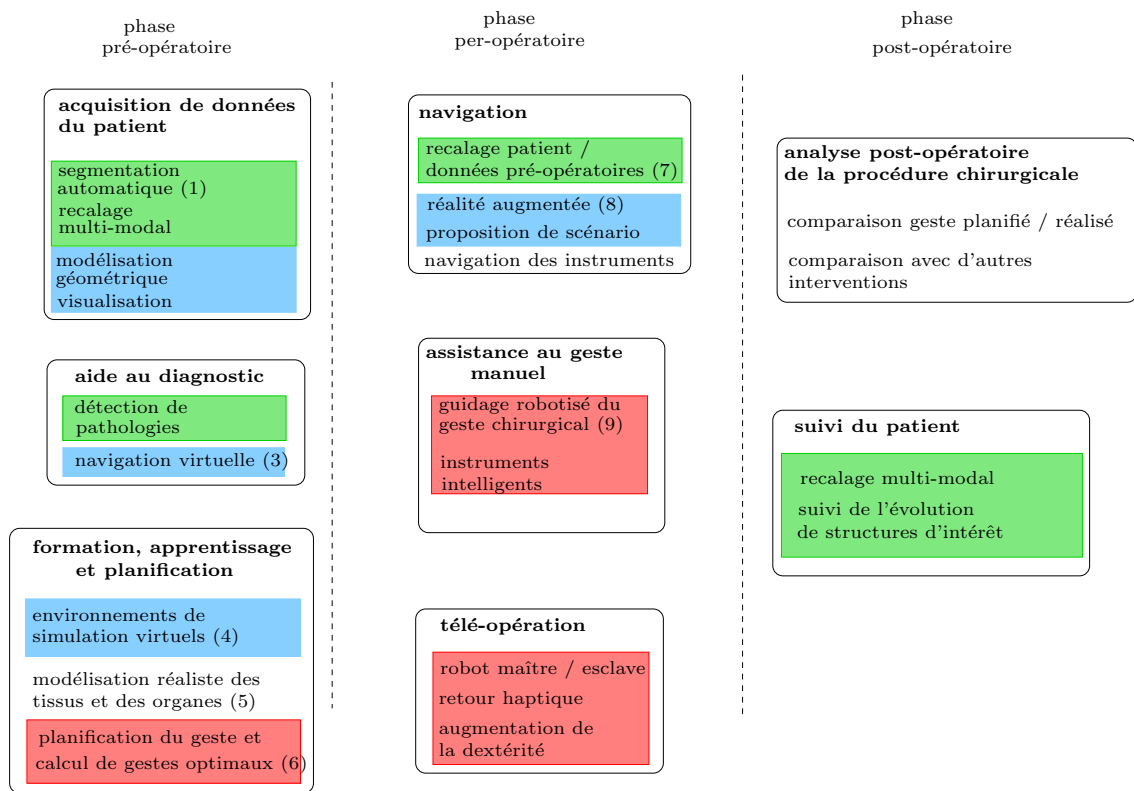


Fig. 1.2: L'assistance possible au chirurgien pendant un geste médical complet. En vert les techniques et méthodes liées au traitement d'image, en bleu celles liées à l'informatique graphique et en rouge celles relevant de la robotique. Les chiffres entre parenthèses réfèrent au texte.

de l'instrument. Il est connu dans le domaine du traitement des images que les informations d'ombre peuvent être trompeuses lorsque la position de la source lumineuse n'est pas connue. En chirurgie coelioscopique, la source lumineuse étant toujours située dans l'axe de la caméra, le chirurgien acquiert la capacité d'estimer les positions relatives à l'aide de ces informations. Enfin, les positions relatives peuvent bien sûr être estimées en amenant les instruments au contact des organes.

1.2 Les GMCAOs appliquées à la chirurgie coelioscopique

Le développement des GMCAOs depuis dix ans est tel qu'il est rapidement devenu impossible de faire un tour d'horizon complet des travaux entrepris. Nous donnons ici une vue globale des gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateurs appliqués à la chirurgie coelioscopique. Les travaux présentés sont pour partie des travaux généraux ayant un impact important sur le développement des techniques et méthodes utilisées, et pour partie des travaux plus spécifiques offrant un panel des directions prises en GMCAO.

1.2.1 Un aperçu de l'assistance aux gestes médico-chirurgicaux mini-invasifs

La figure 1.2 donne un aperçu de l'intervention possible des techniques liées aux GMCAOs dans une opération complète.

L'assistance aux médecins et chirurgiens peut intervenir pendant chacune des différentes phases d'un geste médical ou chirurgical [SAN⁺04]. Les techniques d'acquisition des données médicales ont été largement renouvelées avec l'apparition de techniques d'acquisition dites "3D".

Que ce soit en échographie, en radiographie, ou en tomographie, l'introduction d'ordinateurs pendant la phase d'acquisition, couplée à des systèmes de localisation, permet de recalculer les différentes coupes ou images obtenues. Des méthodes de traitement d'images permettent de segmenter les images provenant de différentes modalités et d'en extraire les organes ou les pathologies (1)¹. Des techniques d'informatique graphique permettent alors de créer des données volumiques contenant les relations spatiales complètes entre les structures anatomiques (2). La visualisation de ce type d'information a largement profité des techniques graphiques : des logiciels permettent au praticien de positionner son point de vue en temps réel par rapport aux points d'intérêts. Il devient également possible de créer des coupes virtuelles parfois inaccessibles en pratique. Ces techniques autorisent également des méthodes d'examen virtuel qui diminuent l'invasivité (3). Les possibilités graphiques contribuent également au développement d'environnements de simulation virtuels (4). A partir de modèles biomécaniques (5) il devient possible de simuler la déformation et l'interaction des tissus avec les instruments et de fournir aux chirurgiens des environnements d'apprentissage et de planification (6) des gestes chirurgicaux.

Le transfert des données préopératoires et des données de planification dans la salle d'opération contribue largement à améliorer les gestes chirurgicaux. Grâce à des systèmes de localisation (optiques, magnétiques, mécaniques) de plus en plus précis et de plus en plus miniaturisés ou à l'aide de méthodes de traitement d'image il est possible de recalculer les données préopératoires avec la position du patient sur la table d'opération (7). Des systèmes de réalité augmentée permettent ensuite au chirurgien de visualiser simultanément les données préopératoires et le patient (8) par l'utilisation de systèmes de miroirs semi-transparents ou d'images virtuelles.

D'un point de vue technique, les systèmes d'endoscopie 3D permettent de redonner la perception de la profondeur dans les images endoscopiques. Des systèmes robotiques (9) ont été développés pour améliorer la précision du geste, pour soulager le chirurgien de certaines tâches pénibles, pour offrir une meilleure dextérité ou encore pour diminuer la fatigue du chirurgien.

En chirurgie cœlioscopique, les GMCAOs interviennent principalement dans la simulation et la planification d'opérations, dans l'augmentation du retour visuel offert au chirurgien et dans l'aide robotisée aux gestes chirurgicaux. Ce sont ces phases de l'intervention cœlioscopique que nous développons dans la suite de cette section.

1.2.2 Environnements virtuels de cœlioscopie pour l'apprentissage et la planification

Les travaux d'analyse des effets de l'utilisation de techniques mini-invasives montrent que la différence de dextérité entre les chirurgiens experts et novices est largement accentuée par rapport à la chirurgie ouverte. En outre, la chirurgie mini-invasive a remis en cause les méthodes d'apprentissage des gestes. En effet, les conditions de la mini-invasivité autorisent encore moins l'erreur que la chirurgie ouverte car il est extrêmement difficile de résoudre rapidement un problème inattendu à travers de petites incisions. En cas de complications, la laparoscopie est généralement arrêtée et l'opération est poursuivie à travers une incision classique. Cette opération dite de "conversion" est fortement traumatisante pour le patient, tant au niveau physique que psychologique. Il est donc délicat de laisser opérer un chirurgien n'ayant pas l'expérience suffisante et il est fondamental de développer la formation des chirurgiens aux gestes mini-invasifs ainsi que les méthodes d'apprentissage.

La formation classique sur la base de cours ou de stages intensifs continue de bénéficier d'une forte popularité auprès des chirurgiens. Elle permet au chirurgien en formation de bénéficier de l'expertise de spécialistes, d'essayer différentes techniques dans un environnement très proche de l'environnement réel (des animaux (opérations sur des cochons en laparoscopie par exemple)

¹ les numéros entre parenthèses réfèrent à la figure 1.2



Fig. 1.3: Les systèmes BoxTrainer (à gauche) et LapMentor (à droite). Les interfaces se ressemblent, mais le BoxTrainer est un environnement de simulation synthétique utilisant des modèles plastiques, tandis que le LapMentor utilise un environnement virtuel.

ou des cadavres, essentiellement en orthopédie), ainsi que d'échanger facilement des expériences entre collègues. Par exemple, l'IRCAD à Strasbourg dispose d'une école de formation à la chirurgie laparoscopique de renommée internationale (l'EITS European Institute of Telesurgery), dirigée par le professeur Jacques Marescaux [eit].

Cependant, le coût de ces formations est très élevé. Des alternatives ou des compléments à la formation classique sont donc très souhaitables.

Une possibilité est d'utiliser des environnements de simulation. Il existe quelques systèmes commerciaux synthétiques reproduisant divers organes ou structures anatomiques et permettant au chirurgien de s'entraîner à des gestes élémentaires, dans des conditions simples. Certains de ces produits permettent de reproduire les conditions de la chirurgie coelioscopique comme le BoxTrainerTM commercialisé par la société Storz (voir figure 1.3).

Toutefois, ces modèles sont figés et ne permettent pas de rendre compte de la variabilité des structures anatomiques. Ils ne permettent pas non plus de simuler les mouvements physiologiques et les éventuelles complications lors d'une opération.

Le développement des capacités graphiques des ordinateurs a permis d'envisager des environnements de simulation entièrement ou partiellement virtuels ne souffrant pas des limitations des environnements de simulation réels. Les interventions endoscopiques se prêtent particulièrement bien à ce type d'environnement, car le retour visuel de la caméra endoscopique peut très simplement être remplacé par une image virtuelle.

Les premiers simulateurs de ce type sont apparus au milieu des années 90 avec notamment le Minimally Invasive Surgery Trainer développé par la société Virtual Presence. Depuis, de nombreux produits commerciaux ont été proposés. On peut citer LapSim de Surgical Science et LapMentor de Symbionix (voir figure 1.3). Ces systèmes proposent des interfaces similaires aux conditions réelles de la laparoscopie. Le chirurgien manipule de vrais instruments et dispose d'une caméra et d'un écran de contrôle pour observer les mouvements réalisés. Les organes sont virtuels mais réagissent aux contacts virtuels des instruments. Ceux-ci sont liés à des systèmes motorisés permettant de fournir un retour d'effort à l'utilisateur dépendant de la position des instruments par rapport aux organes.

Ces systèmes de simulation disposent de bases de données de différentes morphologies, de

différentes pathologies qui peuvent être proposées au chirurgien. Cette variabilité et l'extension théorique à l'infini des possibilités est un des principaux attraits des systèmes de simulation utilisant la réalité virtuelle. Les chirurgiens experts sont également intéressés par ces plateformes car elles peuvent leur permettre, à moindre de coût, d'essayer de nouvelles techniques ou de modifier les procédures existantes. Différents scénarios sont proposés à l'utilisateur afin de développer les capacités nécessaires à la réalisation de gestes de bases ou plus complexes. Des systèmes de notation permettent également au chirurgien de mesurer sa progression et son aptitude à réaliser les gestes.

Pour permettre un apprentissage efficace, un système de simulation doit être réaliste. Derrière ces systèmes se cachent donc des travaux de recherche très conséquents et qui continuent à être menés dans le but d'augmenter le réalisme. Quatre problèmes distincts doivent être appréhendés pour parvenir à un résultat réaliste : d'une part l'obtention de modèles géométriques rendant compte avec précision de l'anatomie ; d'autre part le choix de modèles comportementaux qui concerne la biomécanique ; ensuite les méthodes d'approximation et de calcul des déformations et des mouvements (informatique graphique) ; et enfin les techniques de rendu visuel et haptique, qui peuvent concerner respectivement l'informatique graphique et la robotique.

Les modèles d'organes et de tissus peuvent être obtenus à partir d'images de différentes modalités : images scanner, images IRM, images échographiques, etc. Les systèmes de simulation utilisent des modèles biomécaniques des tissus, des modèles physiques des écoulements des fluides corporels (le sang essentiellement) et des modèles dynamiques des mouvements physiologiques. En ce qui concerne les tissus, la mécanique des milieux continus permet d'élaborer des modèles plus ou moins complexes allant de modèles visco-élastiques isotropes et homogènes à des modèles non-linéaires anisotropes [Fun93]. Une fois un modèle choisi, il faut ensuite donner des valeurs à ses paramètres. Il peut être intéressant de pouvoir modifier ces paramètres pour obtenir une variabilité des comportements. Mais il est aussi important pour une simulation réaliste de disposer de paramètres exacts. Ces paramètres peuvent être obtenus en utilisant des équipements appelés rhéomètres, en appliquant des forces sur des échantillons de tissu et en mesurant les déformations induites.

Toutefois, ces modèles ne permettent pas nécessairement de rendre compte de comportements complexes en réaction à des instruments chirurgicaux. Des travaux plus spécifiques ont donc été menés. Par exemple, DiMaio et Salcudean [DS03] tentent de modéliser de façon précise les déformations des tissus lors d'une insertion d'aiguille, afin de les reproduire en simulation. Leur système utilise une caméra et des marqueurs disposés sur un échantillon de tissu. Les images des marqueurs lors de l'enfoncement d'une aiguille contrôlé par un robot permettent d'obtenir un modèle de déformation et d'interaction. D'autres travaux s'intéressent à d'autres interactions spécifiques.

De nombreux travaux se sont intéressés à la simulation réaliste de tissus en général. On citera les travaux de Cotin [CDA98], de Delingette [Del98] et de Bro-Nielsen [BNC96]. Un nombre encore plus important d'articles ont été publiés sur la simulation de structures anatomiques bien précises ou pour des interactions localisées. Certains groupes de chercheurs ont ainsi mis en place, bloc par bloc, des systèmes assez complets de simulation. Parmi ceux-ci on citera le centre de recherche de Karlsruhe (Forschungszentrum Karlsruhe) qui a développé un simulateur d'entraînement à la chirurgie endoscopique et qui a été commercialisé sous le nom de VSOne (voir figure 1.4). Ce simulateur est principalement basé sur les travaux de Kühnapfel, Cakmak et Maass [KÇM00], [KKK⁺95].

VESTA (Virtual environments for surgical training and augmentation) est un projet qui regroupait plusieurs universités californiennes dans le but de réaliser un environnement de simulation pour la chirurgie, en particulier la chirurgie laparoscopique [TDG⁺00]. Outre le fait de proposer un environnement virtuel, un des objectifs était de comprendre comment les chirurgiens



Fig. 1.4: Le système de simulation VSOne développé par le centre de recherche de Karlsruhe (FZK) est constitué d'une interface reproduisant les conditions de la chirurgie laparoscopique et d'un système de réalité virtuelle. Origine de la photo : Forschungszentrum Karlsruhe.

développent leurs capacités visio-motrices afin de développer un environnement plus adapté à l'apprentissage. A notre connaissance le projet a été arrêté.

L'équipe de recherche Epidaure de l'INRIA a développé un environnement de simulation de la chirurgie du foie dans le cadre de la chirurgie laparoscopique [DA05] qui est l'aboutissement de près de dix ans de recherche. Cet environnement comprend une modélisation géométrique et physique réaliste du foie et des interactions instruments/tissus, notamment lors d'opérations de résection, un module de calcul des efforts appliqués par les tissus sur les instruments et une interface haptique pour un rendu des efforts et des sensations de toucher, ainsi qu'un module de rendu visuel hyperréaliste. Le simulateur a été testé par les chirurgiens à l'IRCAD et son industrialisation est en cours au sein du projet ODYSSEUS regroupant notamment l'IRCAD, l'INRIA et France Telecom.

De la simulation à la planification Les environnements virtuels peuvent aussi être avantageusement utilisés pour la planification d'opérations. Ils nécessitent alors l'utilisation de modèles 3D propres au patient, qui puissent prendre en compte sa structure anatomique et ses pathologies. C'est un des travaux réalisés au sein du projet Epidaure [Aya03]. A partir d'images scanner ou IRM du patient, des algorithmes de traitement d'images médicales permettent de segmenter les organes et les pathologies et de créer des modèles 3D précis de l'anatomie du patient. Ces modèles fidèles peuvent ainsi servir de support à la planification d'une opération. Le chirurgien peut tester virtuellement l'effet de plusieurs stratégies et ainsi décider de la méthode de traitement adéquate qui sera reproduite dans la salle d'opération.

En chirurgie coelioscopique, un des points essentiels de la planification concerne la position des incisions dans le corps du patient. Les incisions doivent permettre l'accès aux zones à opérer avec une bonne dextérité et une bonne coordination visio-motrice, les instruments ne doivent

pas entrer en collision pendant l'opération, la zone opératoire doit être bien visible et, dans le cas d'incisions dans le thorax, les angles sont limités pour ne pas blesser la cage thoracique. Généralement, les chirurgiens utilisent des repères anatomiques externes pour prévoir la position des structures internes. Malheureusement, cette méthode ne prend pas en compte la variabilité inter-patients et peut conduire à un mauvais choix de la position des incisions qui complique l'opération et éventuellement oblige le chirurgien à pratiquer des incisions supplémentaires. Des travaux de recherches ont été menés pour aider le chirurgien à choisir de manière adéquate la position des trocarts. Lehmann et Chiu [LCG⁺01] proposent de simuler le positionnement des trocarts sur les données préopératoires obtenues à partir d'images scanner ou IRM. Le chirurgien dispose d'images endoscopiques virtuelles et peut tester l'accès aux zones cibles avec des instruments virtuels. Des règles médicales [TRG⁺99] permettent de réduire les zones de recherche des positions optimales, mais malgré cela cette recherche peut être fastidieuse. C'est pourquoi Cannon *et al.* [CSS⁺03] et Adhami et Coste-Manière [ACM03] proposent des algorithmes d'optimisation permettant de calculer la position des points d'entrée sans l'intervention du chirurgien. L'approche proposée par Cannon utilise des règles médicales et est limitée au cas spécifique du pontage coronarien. En revanche l'approche de Adhami est générale et propose une recherche exhaustive. Dans ces deux travaux, l'optimisation est menée à partir d'un modèle 3D du patient obtenu par des images scanner ou IRM. Une fois les solutions optimales calculées, le chirurgien peut visualiser le résultat et le valider ou demander d'autres solutions.

1.2.3 Augmentation du retour visuel

La limitation du retour visuel est une des principales causes des difficultés rencontrées par les chirurgiens en chirurgie coelioscopique. En coelioscopie conventionnelle, la limitation est double : d'une part l'image est 2D et ne permet pas l'obtention de l'information de profondeur accessible en chirurgie ouverte et d'autre part le champ de vision offert par la caméra endoscopique est limité. Le chirurgien est donc obligé de bouger la caméra ou d'agir sur son zoom pour explorer l'environnement et peu difficilement obtenir une vision globale de celui-ci. Ces mouvements demandent une bonne compréhension avec l'assistant tenant l'endoscope et une bonne représentation mentale des zones observées.

Deux types de systèmes ont été développés pour améliorer le retour visuel du chirurgien. D'une part l'augmentation réelle basée sur des systèmes stéréoscopiques qui permet de résoudre le problème de la profondeur et d'autre part l'augmentation virtuelle, qui utilise des données préopératoires et/ou per-opératoires pour recréer une scène 3D virtuelle ou de réalité augmentée, et qui peut permettre de résoudre partiellement les deux limitations.

Les systèmes d'augmentation réelle Afin de redonner la sensation de profondeur au chirurgien, des systèmes à endoscopes stéréoscopiques ont été développés. Ils sont notamment fournis avec les systèmes robotiques Zeus et da Vinci (voir section 1.2.4). Ces systèmes incluent dans un même tube endoscopique deux canaux optiques dont les extrémités sont espacées d'environ 5mm (voir figure 1.5). Les positions relatives des deux optiques étant connues, il est possible de positionner les deux images l'une par rapport à l'autre de façon à rendre l'effet de profondeur. Dans le système Zeus, par exemple, les deux images sont affichées simultanément sur un écran. Le chirurgien porte des lunettes polarisées de sorte que l'image gauche apparaît sur son oeil gauche et l'image droite sur son oeil droit. L'augmentation du retour visuel est réelle, puisque les images fournies au chirurgien sont des images réelles captées par l'endoscope stéréo. La société Olympus a également développé un système endoscopique pour le robot da Vinci combinant dans un unique tube endoscopique trois optiques [oly] (voir figure 1.6) : deux sont utilisées pour fournir une image 3D, tandis que la troisième fournit une image 2D grand angle de la scène.



Fig. 1.5: L'optique stéréoscopique de l'endoscope 3D fourni avec le système da Vinci.

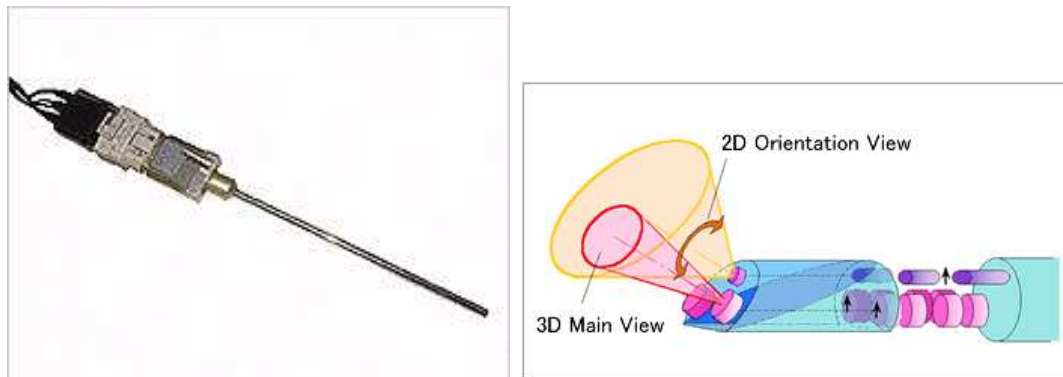


Fig. 1.6: Le système endoscopique 3D/2D d'Olympus avec son principe de fonctionnement.

Le chirurgien peut passer de l'optique stéréo à l'optique grand angle à l'aide d'une pédale. Ce système permet donc de résoudre le problème de la profondeur pour les tâches demandant une grande précision comme la suture et le problème de la limitation du champ de vue pour les tâches de positionnement par rapport aux structures anatomiques. Ces systèmes s'avèrent utiles pour aider les chirurgiens, mais ils souffrent de la faible distance entre les deux optiques : l'utilisation des systèmes de visualisation 3D fatigue rapidement les chirurgiens. De plus les endoscopes stéréoscopiques sont très coûteux et encore peu utilisés en routine clinique.

Les systèmes d'augmentation virtuelle Nous avons vu que la planification d'opérations sur des modèles virtuels extraits à partir d'images préopératoires est une aide importante pour le chirurgien. Malheureusement, les données de planification ne sont pas accessibles dans la salle d'opération pendant l'intervention. Le chirurgien doit alors projeter mentalement les résultats de la planification sur la scène opératoire. Cet exercice est très délicat et dépend de la connaissance que le chirurgien a de la topologie de la zone opérée et de son expérience. La difficulté est encore accentuée par les conditions de la chirurgie coelioscopique car l'information de profondeur n'est pas directement perceptible et aussi car le point de vue de l'image et celui du chirurgien sont différents. Le chirurgien peut donc difficilement s'appuyer sur des repères externes pour localiser les zones d'intérêt et faire le recalage entre images préopératoires et images per-opératoires.

Afin de faciliter le travail du chirurgien, des systèmes ont été proposés pour réaliser le recalage des données préopératoires et des données per-opératoires.

Par ailleurs, les endoscopes stéréoscopiques rendent l'information de profondeur mais ne

permettent pas d'élargir le champ de vue du chirurgien. Afin d'éviter au chirurgien de modifier plusieurs fois la position de l'endoscope durant une opération, des systèmes permettant d'acquérir la géométrie 3D de l'environnement au début de l'opération ont été proposés. L'environnement peut alors être fourni au chirurgien par un système de réalité augmentée, ce qui lui permet de visualiser les organes autour de la zone perçue par l'endoscope.

Les systèmes d'augmentation synthétique du retour visuel utilisent donc des données préopératoires ou per-opératoires qui ne sont pas directement visibles par le chirurgien. Ces systèmes se composent généralement de plusieurs modules indépendants :

- pour les systèmes utilisant des données préopératoires, un module de recalage qui consiste à calculer la transformation entre un repère lié aux données préopératoires et un repère lié au patient dans la salle d'opération. Dans le cas d'un recalage rigide, il s'agit d'une transformation euclidienne. Pour des organes déformables, la transformation est plus complexe.
- un système de navigation permettant de faire le recalage entre les différentes données per-opératoires acquises au cours du temps. Ce système peut aussi servir à localiser un instrument que le chirurgien ne voit pas directement.
- enfin, un module de visualisation ou de réalité augmentée qui consiste à fournir au chirurgien une vue globale des données préopératoires et per-opératoires fusionnées, la position de l'instrument lorsque celui-ci n'est pas visible ou encore des trajectoires planifiées. Ce système peut être très simple et consister en la superposition des données préopératoires recalées sur l'image réelle. Il peut être beaucoup plus complexe et proposer une vision 3D de la scène opératoire en utilisant des systèmes de visualisation 3D comme des lunettes polarisées ou des miroirs semi-transparents.

Ces systèmes d'augmentation permettant de mettre en correspondance les images réelles et des images virtuelles calculées à partir de données pré ou per-opératoires sont largement utilisés en neurochirurgie (3D SlicerTM ou VectorVisionTM), ou en orthopédie. Ce type de chirurgie se prête bien aux techniques de recalage rigide car elles opèrent sur des structures non déformables. En revanche, peu de travaux ont été menés sur les structures moins rigides soumises à déformation par les mouvements physiologiques, comme celles de l'abdomen.

Les études et résultats présentés dans ce sens restent jusqu'à maintenant basés sur des recalages rigides ne prenant pas en compte les déformations des structures. Un des premiers travaux a été mené par Fuchs *et al.* [FLR⁺98] dans le but de donner une vue globale de la zone opératoire et du patient. Ce système n'utilise que des données 3D per-opératoires qui sont acquises par lumière structurée. Un laparoscope 3D constitué d'un projecteur et d'une caméra permet d'obtenir la géométrie de la zone opératoire et de construire un modèle 3D virtuel des organes. Le chirurgien porte des lunettes semi-transparentes dont la position par rapport au patient est mesurée par un système de localisation externe. Le modèle 3D est projeté sur les lunettes en prenant en compte la position du chirurgien et celui-ci dispose alors d'une vue à travers le patient, comme s'il travaillait en chirurgie ouverte (voir figure 1.7). Un des intérêts de ce système est que le point de vue donné au chirurgien correspond à sa position réelle par rapport au patient. Cependant, le modèle est acquis une seule fois et le chirurgien ne voit pas les déformations dues à la respiration.

D'autres systèmes ont été utilisés pour obtenir un modèle 3D des organes de la zone opératoire. Hayashibe et Nakamura [HN01] proposent également d'utiliser un système actif mais basé sur une projection de points laser. Contrairement au laparoscope 3D de Fuchs, deux incisions sont utilisées : une pour le système de projection et une pour la caméra endoscopique. La position relative des deux parties du système est obtenue à l'aide d'un système de localisation externe (optotrak). Le système d'acquisition 3D est rapide mais insuffisant pour permettre une acquisition en présence des mouvements dus à la respiration.

La structure 3D peut aussi être obtenue à l'aide d'un système endoscopique stéréo. C'est ce

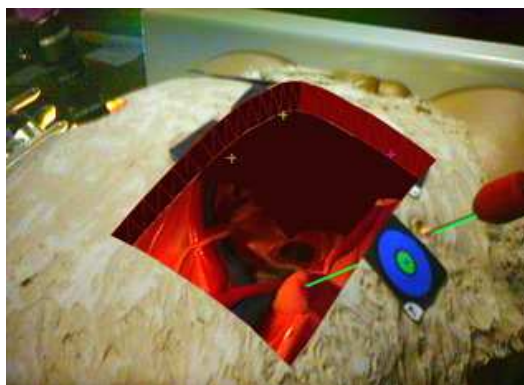


Fig. 1.7: Le type de visualisation offerte par le système de réalité augmentée proposé par Fuchs *et al.*

que proposent Mourgues et Coste-Manière [DMCM01], [MVFCM03] ou Cortadellas [CBG00]. Pour cela, l'endoscope stéréo doit être calibré précisément [MCM02], car la reconstruction 3D est délicate en raison de la faible disparité entre les deux images et parce que les scènes endoscopiques sont peu structurées. L'avantage de cette méthode de reconstruction est qu'elle peut être réalisée sur un seul couple d'images, et, contrairement aux méthodes actives elle ne nécessite pas d'arrêt de la respiration ou de fenêtrage temporel.

En général, le recalage entre les données 3D préopératoires et les images ou les modèles 3D obtenus pendant l'opération est réalisé à l'aide de marqueurs fiduciaux. Ce sont des marqueurs, généralement en plastique, qui sont visibles dans les images préopératoires et faciles à segmenter. Ils sont le plus souvent attachés sur la peau du patient. Afin de pouvoir réaliser un recalage rigide qui représente bien la transformation entre le repère des images préopératoires et le repère du patient dans la salle d'opération, ces marqueurs doivent être positionnés sur des structures à la fois faiblement déformables et proches des zones d'intérêt [CMAM⁺04]. Dans la salle d'opération ces marqueurs sont repérés de différentes façons. De Buck *et al.* [BCG⁺01] proposent de les repérer dans le repère d'un système de localisation externe (optique ou magnétique) en les indiquant manuellement à l'aide d'un pointeur. C'est aussi la solution retenue par Chiu et Lehmann [LCG⁺01]. Coste-Manière *et al.* [CMAM⁺04] se servent d'un bras robotique pour pointer les marqueurs. On peut donc considérer qu'il s'agit d'un système de localisation externe de type mécanique.

Les marqueurs fiduciaux doivent être maintenus sur le patient depuis les acquisitions préopératoires jusqu'à la fin de l'opération. Cela peut être gênant, car entre l'acquisition et l'opération il faut la plupart du temps segmenter les images préopératoires et planifier l'opération. Pour éviter l'utilisation de marqueurs fiduciaux, les chirurgiens peuvent par exemple se servir de repères anatomiques externes, mais ceux-ci sont pauvres au niveau de l'abdomen. Marescaux *et al.* [MRA⁺04] proposent d'utiliser de tels marqueurs naturels, mais le recalage est ensuite fait manuellement. Cortadellas [CBG00] et Coste-Manière [CMAM⁺04] ont proposé de faire un recalage à partir des surfaces reconstruites à l'aide d'endoscopes stéréo et des surfaces extraites des images préopératoires. La mise en correspondance des surfaces est faite à l'aide d'une méthode de recalage affine permettant de prendre en compte la déformation des organes [FA96]. Les avantages de cette procédure sont que le chirurgien n'a pas besoin de pointer manuellement les marqueurs et que le recalage est réalisé directement dans le repère des caméras endoscopiques, ce qui autorise la projection des données préopératoires directement dans les images réelles. Au contraire, lorsque le recalage utilise des marqueurs fiduciaux, il est nécessaire d'estimer la transformation entre le système de localisation externe et les repères attachés aux caméras endoscopiques. Pour cela, un marqueur doit être attaché à la caméra et sa position par rapport

au repère de la caméra doit être obtenue par une procédure d'étalonnage préopératoire comme celle proposée par De Buck [BCG⁺01] ou par Feuerstein [FWBN05].

Les systèmes de visualisation fournis au chirurgien dépendent de l'application finale. Pour De Buck [BCG⁺01] et Devernay [DMCM01], l'endoscope est localisé par un système externe (optique, magnétique ou mécanique) et les données préopératoires sont projetées dans les images endoscopiques et superposées en transparence aux images réelles. Pour Feuerstein [FWBN05], des vues virtuelles sont affichées en fonction de la position de la caméra endoscopique par rapport au patient dans le but d'aider le chirurgien à choisir la position des incisions. Dans les travaux de l'IRCAD [MRA⁺04], les modèles 3D virtuels sont superposés aux images endoscopiques et à des images externes obtenues par une caméra extérieure.

1.2.4 Les robots d'assistance en chirurgie cœlioscopique

La chirurgie cœlioscopique a été un des champs privilégiés de la robotique médicale dans le courant des années 90. Les deux principaux attraits des robots pour ce type de chirurgie sont d'une part de libérer le chirurgien et ses assistants de tâches pénibles, essentiellement de porter l'endoscope, et d'autre part de résoudre les problèmes cinématiques dus aux contraintes du trocart, *i.e.* d'augmenter la dextérité du chirurgien.

Contraintes pour la conception de robots chirurgicaux

Les premiers robots appliqués à la chirurgie dans les années 80 étaient des manipulateurs industriels, parfois légèrement adaptés. Toutefois, ce type de robot n'est pas compatible avec l'environnement de la salle d'opération, et pour pouvoir recevoir l'approbation des autorités médicales et être un jour utilisés cliniquement, les systèmes robotiques doivent répondre à un certain nombre de caractéristiques que nous présentons brièvement.

- La première contrainte est la sécurité du patient. Le système doit être intrinsèquement sans danger pour le patient. Cela concerne la conception mécanique et électrique du système. Les puissances électriques et mécaniques mises en jeu doivent être faibles (basses tensions), les couples exercés en bout de chaîne cinématique par l'effecteur doivent être limités, de même que les vitesses de déplacement des axes. Les systèmes doivent comporter des dispositifs de sécurité en cas de coupure de courant (freins sur les axes).
- Le système robotique doit pouvoir être écarté facilement et rapidement en cas de complication médicale. Le chirurgien doit pouvoir prendre seul le contrôle de l'opération à tout moment. Le robot ne doit donc pas être fixé au sol, ce qui gênerait l'intervention d'autres personnes. En général, il est fixé au plafond ou sur un chariot. En chirurgie laparoscopique, le robot doit notamment pouvoir être écarté en cas de conversion, *i.e.* si en raison de complications l'opération doit être poursuivie en chirurgie ouverte.
- Le robot ne doit pas perturber l'opération. Cela concerne par exemple la compatibilité électromagnétique du système avec tout l'appareillage médical présent dans la salle d'opération. Plus spécifiquement, dans le cas d'opérations sous imageur (Scanner, IRM, échographie ...), le robot ne doit pas perturber la bonne visualisation et l'interprétation des données acquises.
- Le robot ne doit pas allonger de manière significative la durée de l'opération. Une anesthésie prolongée peut générer des effets secondaires indésirables.
- Le système doit être adapté à l'opération. Dans le cadre de la chirurgie laparoscopique, mais aussi dans certaines autres interventions (insertions d'aiguilles notamment), les instruments doivent être contraints de passer par les points d'incision dans l'abdomen du patient. Plusieurs solutions ont été envisagées pour répondre à cette exigence. La plus courante est la conception d'une architecture à centre de rotation mécanique déporté. Il s'agit

d'une structure mécanique motorisée permettant de faire tourner l'instrument chirurgical placé dans l'effecteur du robot autour d'un centre de rotation physiquement distant du robot. La position du centre de rotation est définie par la structure mécanique du système et ne peut pas être modifiée. L'instrument chirurgical dispose alors de 3 DDLs : 2 rotations autour du centre de rotation, et la translation le long de l'axe généralement découplée. Eventuellement, la rotation de l'instrument autour de son axe peut également être ajoutée de façon découplée. Le plus souvent, ces architectures utilisent des structures mécaniques en parallélogrammes comme celles décrites dans le travail de Faraz et Payandeh [FP97]. Ces structures sont rigides et permettent un positionnement précis. L'inconvénient majeur est qu'il faut positionner précisément le centre de rotation de la structure sur le point d'incision. Si ce positionnement est mal fait, des efforts seront appliqués sur les tissus autour de l'incision.

Pour donner plus de souplesse dans le choix des centres de rotation, des systèmes à centre de rotation programmable ont été envisagés [MDP04]. Les robots utilisés sont redondants mais contraints logiciellement. La rotation autour d'un point fixe est assurée par un mouvement coordonné des axes du robot. Ces systèmes ne sont malheureusement pas intrinsèquement sans danger, car ils utilisent des structures mécaniques non-compactes et parce que le point fixe n'est pas défini mécaniquement.

Une autre solution consiste à utiliser un poignet passif tenant l'instrument. Le poignet se positionne pour permettre le passage de l'instrument par le point d'incision, quelle que soit la position de la base et des axes amonts du robot. Un tel système ne nécessite donc pas de procédure de positionnement particulière. En revanche, les axes passifs sont sources de flexibilité et de jeu qui peuvent limiter la précision du système.

L'intérêt d'un robot chirurgical est de rendre possible par tout chirurgien des actes difficiles, voire impossibles à réaliser manuellement. En outre, le robot ne doit pas être trop coûteux par rapport au gain attendu en termes de qualité des soins. Même si cette notion est très floue, elle compte pour beaucoup dans le succès d'un robot médical.

Pour répondre à toutes ces contraintes, les robots chirurgicaux doivent être spécialement conçus et dimensionnés pour les tâches médicales à réaliser. D'un autre côté, des robots très spécifiques, certes plus petits et moins coûteux à la fabrication que des manipulateurs de grande taille, sont finalement peu attrayants d'un point de vue financier s'ils ne peuvent réaliser qu'une seule tâche, notamment en raison du coût du développement. Sous l'influence de ces deux paramètres, la robotique médicale semble s'orienter vers des systèmes simples, de dimensions réduites mais pouvant être utilisés dans plusieurs types d'interventions par le simple changement de l'effecteur par exemple.

Systèmes de positionnement d'endoscopes

En chirurgie laparoscopique manuelle, puisque le chirurgien a généralement les deux mains occupées par les instruments, la caméra endoscopique est manipulée par un assistant. Celui-ci a pour tâche de maintenir les instruments au centre de l'image endoscopique et de donner de nouveaux points de vues au chirurgien à sa demande. Cette tâche est fatigante pour de longues opérations, il est difficile pour l'assistant de ne pas bouger et la compréhension entre le chirurgien et l'assistant peut être délicate puisqu'ils ont des positions différentes par rapport au patient. De plus, cette tâche demande une faible qualification médicale et occupe du personnel hospitalier. Comme la caméra n'interagit pas directement avec les tissus, il a semblé intéressant de remplacer l'assistant par un robot porte-endoscope. On supprime ainsi la fatigue, les tremblements de l'assistant et on renforce la stabilité des images endoscopiques. Pour que le chirurgien puisse lui-même commander le robot, des interfaces lui permettant de ne pas lâcher les instruments



Fig. 1.8: Le système AESOP, constitué du bras robotique et de son contrôleur, monté sur un chariot.

ont été développées.

Le premier de ces robots à avoir été développé est le robot AESOP (Automatic Endoscopic System for Optimal Positioning) [SW94] de la société Computer Motion (voir figure 1.8). Il s'agit d'un manipulateur muni d'un poignet constitué de deux axes passifs qui permettent à l'endoscope de toujours passer par le trocart dans l'abdomen du patient. Cette structure est particulièrement intéressante pour la sécurité du patient, puisqu'en cas de mouvement de celui-ci, l'endoscope suit le chemin d'effort minimal permettant d'éviter la blessure des tissus de l'abdomen. Un mécanisme magnétique permet également de lâcher l'endoscope en cas d'effort important. Le bras est monté sur un chariot mobile qui permet de modifier simplement la position du bras autour de la table chirurgicale. Le chirurgien contrôle la position cartésienne du bout de l'endoscope par l'intermédiaire d'une commande vocale qui est débrayée / embrayée en utilisant une pédale. Ce robot a reçu l'agrément des autorités médicales américaines (FDA, Food and drug administration) pour des opérations sur l'homme en 1994. Depuis, il a connu un réel succès commercial, un des rares de la robotique médicale, et il est utilisé pour des opérations sur des humains en routine clinique.

Le robot **Endoassist** de la société Armstrong Healthcare est également un bras porte-endoscope commercial (voir figure 1.9). La structure mécanique comporte un centre de rotation déporté permettant d'assurer le passage de l'endoscope par l'incision dans l'abdomen. Contrairement au bras AESOP, la position du centre de rotation ne s'adapte pas aux mouvements du patient ou du robot. Le robot est monté sur un chariot mobile pour être positionné autour de la table d'opération. Le chirurgien commande le positionnement du robot au moyen des mouvements de la tête. Il porte un casque dont les mouvements sont mesurés et reproduits sur le bout de l'endoscope. Par exemple, un mouvement de la tête vers la gauche crée un mouvement de la zone de vue vers la gauche. Afin que le chirurgien puisse être libre de ses mouvements de tête, la commande du robot est embrayée à l'aide d'une pédale. **EndoAssist** a reçu l'approbation de la FDA pour être utilisé dans une large gamme d'opérations laparoscopiques [AGFG02].

La robotique médicale s'oriente aujourd'hui vers des systèmes légers de moindre coût qui se montent directement sur le patient afin de résoudre le problème des mouvements relatifs du patient et de la base du robot. Ces systèmes présentent moins de risques que les structures usuelles issues de la robotique industrielle. Ils sont moins lourds, plus lents et donc moins dangereux pour le patient et leur zone de travail est réduite à la zone d'opération. Ils prennent donc

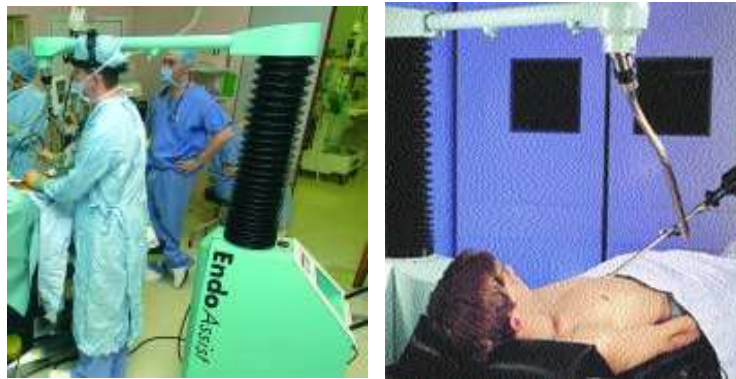


Fig. 1.9: Le système Endoassist dans la salle d'opération. A droite, une vue de l'architecture à centre de rotation déporté.



Fig. 1.10: Le système porte-endoscope LER développé par TIMC. La base du robot est directement posée sur le patient.

moins de place, ce qui est appréciable dans une salle d'opération, et peuvent être placés sous des imageurs. Berkelman *et al.* [BBCT03] ont développé un porte-endoscope de ce type, appelé LER (Light Endoscope Robot). La base du robot est posée sur le patient autour du point d'incision et attachée au patient par des ceintures (voir figure 1.10). Les mouvements et la respiration du patient sont donc pris en compte de façon passive pour contraindre le passage de l'endoscope par le point d'incision. Le robot dispose de trois degrés de liberté : les deux rotations autour du point d'incision et l'enfoncement de l'instrument. Le robot LER a été testé avec succès sur des cadavres et des animaux.

Ces systèmes peuvent utiliser différents modes de fonctionnement : mouvements pas à pas, mouvements continus ou positionnement préenregistré. Ce dernier mode est un des grands avantages des systèmes robotiques par rapport à un assistant humain. Ils peuvent apprendre des positions particulières qui intéressent le chirurgien et les reproduire avec précision.

Systèmes d'aide à l'intervention cœlioscopique

Afin de pallier à la restriction des mouvements engendrée par la contrainte de passage des instruments à travers les incisions de l'abdomen, plusieurs systèmes robotiques ont été proposés. Le principe est de rajouter des degrés de liberté à l'extrémité des instruments, donc à l'intérieur de l'abdomen. Mais il n'est alors plus possible pour le chirurgien de directement contrôler les degrés de liberté supplémentaires. Il est nécessaire d'utiliser un système d'architecture maître-esclave : le chirurgien manipule une console maître et les mouvements qu'il effectue sont reproduits à distance sur l'effecteur du système esclave positionné autour de la table d'opération. Différents types de consoles maîtres ont été développés. Elle peuvent aller de la simple manette à de



Fig. 1.11: Les manipulateurs esclaves des systèmes Zeus (à gauche) et da Vinci (à droite). Alors que les trois bras du système Zeus sont totalement indépendants et montés autour de la table d'opération, les trois bras du système da Vinci sont montés sur une base commune qui doit être fixée au-dessus de la table d'opération.

véritables manipulateurs robotiques munis d'un retour d'effort.

Manipulateurs esclaves Les manipulateurs esclaves sont les bras robotiques qui effectuent la tâche chirurgicale, et donc ceux qui pénètrent à l'intérieur de l'abdomen du patient. Ces manipulateurs ont trois caractéristiques principales : le système de montage dans la salle d'opération, le système permettant de contraindre le passage par les points d'incision et les degrés de liberté internes supplémentaires. Les degrés de liberté supplémentaires sont le plus souvent fournis sous la forme d'instruments à poignets. Pour des raisons de miniaturisation et de stérilisation, les actionneurs sont déportés à l'extérieur de l'abdomen, et les forces et les mouvements sont transmis par l'intermédiaire de poulies et de câbles circulant à l'intérieur de la tige des instruments comme pour les mâchoires des instruments de laparoscopie conventionnelle.

Il existe deux systèmes commerciaux de téléopération basés sur l'architecture maître-esclave.

- Le système **Zeus** a été proposé par la société Computer Motion en 1996. Il dispose de trois manipulateurs esclaves semblables aux bras AESOP (voir figure 1.11) et utilise donc le principe des poignets à axes passifs. Chaque manipulateur est fixé sur la table d'opération et est totalement indépendant des autres. Un des manipulateurs sert à tenir l'endoscope et est commandé par la voix comme le robot AESOP, tandis que les deux autres tiennent des instruments chirurgicaux et sont télé-manipulés. Chaque manipulateur autorise 4 DDLs pour l'instrument. Une grande variété d'instruments est proposée avec ce système. Ils sont facilement interchangeables et stérilisables par passage à l'autoclave. Ils disposent d'un poignet à un degré de liberté qui avec la rotation propre de l'instrument permise par le manipulateur donne une configuration roulis / tangage. Au total, l'extrémité des instruments ne dispose donc que de 5 DDLs, ce qui ne permet pas de réaliser tous les gestes usuels de la chirurgie ouverte.
- Le second système commercial est appelé **da Vinci** et est proposé par la société Intuitive Surgical. Comme le système Zeus, il est constitué de 3 bras, un pour le maintien de la caméra et deux pour la manipulation d'instruments (*c.f.* figure 1.11). Cependant, les trois bras sont solidaires de la même base qui doit être fixée au plafond au-dessus de la table



Fig. 1.12: Quelques instruments de la gamme EndoWrist disponibles avec le système da Vinci. Ils disposent de poignets à deux degrés de liberté permettant de reproduire à l'intérieur du corps les mouvements de la main du chirurgien.

d'opération. Chaque manipulateur utilise une architecture à centre de rotation déporté. L'installation du robot complet est donc assez longue. Les instruments pouvant être utilisés avec ce système forment la gamme de produits EndoWrist. Ils sont munis de deux degrés de liberté plus l'ouverture / fermeture des pinces formant une configuration articulaire roulis / tangage / lacet (voir figure 1.12). Comme ceux du Zeus, ces instruments sont stérilisables par passage à l'autoclave.

A côté de ces systèmes commerciaux, il existe plusieurs systèmes expérimentaux dont l'utilisation clinique est limitée, mais qui présentent des caractéristiques intéressantes.

- Le système mécanique **Black Falcon** a été conçu en 1998 par Madhani *et al.* [MNS98]. Il s'agit d'un manipulateur utilisant l'architecture du centre de rotation mécanique déporté et la structure fait intervenir un parallélogramme (voir figure 1.13). Le système dispose de 3 DDLs pour positionner l'instrument par rapport au point d'incision. L'enfoncement de l'instrument est découplé et réalisé par le déplacement d'un chariot sur des rails. L'instrument est muni d'un poignet à 4 degrés de liberté plus une pince, dans une configuration roulis / tangage / tangage / lacet, où le mouvement du premier roulis se fait autour de l'axe de l'instrument. Le système est donc redondant puisqu'il dispose de 7 degrés de liberté. La base du système peut être montée sur la table d'opération. La conception de ce système était destinée à répondre aux besoins de la suture en chirurgie laparoscopique, et l'instrument du Black Falcon est un porte-aiguille. Des tests satisfaisants ont été réalisés pour la suture sur des animaux. Le Black Falcon est resté un système expérimental.
- Le système développé conjointement par les universités de Berkeley (UCB) et de San Francisco (UCSF) [ÇWTS03] a également pour objectif d'améliorer la dextérité du chirurgien pour la réalisation de sutures. Le système complet est muni de deux bras robotiques montés sur des chariots et qui se placent de part et d'autre de la table d'opération (voir figure 1.14). L'architecture est celle d'un centre de rotation déporté mécanique. Le système de positionnement utilise des axes passifs qui donnent les 4 degrés de liberté usuels de la laparoscopie et les instruments sont munis de deux degrés de liberté supplémentaires. Avec la rotation propre de l'instrument, la configuration est de type roulis / tangage / roulis, où le mouvement de roulis est effectué autour de l'axe de l'instrument.
- Zemiti *et al.* [ZOM04] ont développé un robot de manipulation endoscopique compact très original appelé MC²E (Manipulateur Compact de Chirurgie Endoscopique). Ce système



Fig. 1.13: Le système BlackFalcon. A gauche la console maître et le manipulateur esclave. A droite, les degrés de liberté supplémentaires en bout d'instrument.

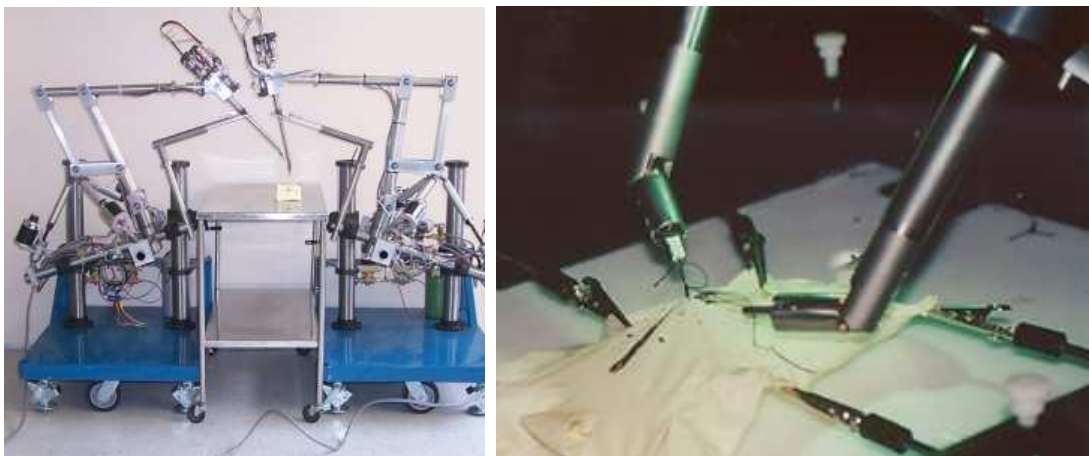


Fig. 1.14: Les bras manipulateurs esclaves du système développé par l'UCB. A droite, les degrés de liberté supplémentaires fournis par le système.

se pose directement sur le patient et permet de contrôler les 4 DDLs usuels de la chirurgie laparoscopique. Contrairement aux autres systèmes, le MC²E déplace le trocart et pas seulement l'instrument. Il permet l'utilisation d'instruments conventionnels et sa conception est favorable à un contrôle partagé de l'instrument entre le chirurgien et le robot. Enfin, le système est muni de capteurs d'effort à l'extérieur du patient, placés entre le trocart et un guide passif. Cette structure permet de mesurer les efforts appliqués au bout de l'instrument en évitant les perturbations dues aux forces de friction entre l'instrument et le trocart.

- Endo χ rob est un système robotique expérimental développé en France par des laboratoires de recherche, des équipes médicales et des industriels (SINTERS, LAAS, INRIA Sophia Antipolis, CEA, SIQUALIS, IET, LIRMM, ONERA, CHU Toulouse) au sein d'un projet financé par le Réseau National Technologies pour la Santé (RNTS). Le manipulateur est constitué de trois bras utilisant une architecture de centre de rotation mécanique déporté, basée sur un double parallélogramme. Le projet vise également au développement d'instruments miniatures utilisant les avancées dans le domaine des microtechnologies, pour l'actionnement (micro-pinces) et le retour d'efforts.

Manipulateurs maîtres et interfaces homme/machine Un des objectifs majeurs dans la conception des manipulateurs maîtres est de proposer au chirurgien une interface ergonomique qui lui permette de facilement réaliser les tâches simples et complexes de la chirurgie. Un des points de vue les plus couramment développés est de proposer au chirurgien un contrôle des instruments similaire à celui de la chirurgie ouverte. Idéalement, le chirurgien réalise les gestes de la chirurgie ouverte, et ceux-ci sont reproduits par les manipulateurs esclaves. Pour cela, la cinématique complète du système doit être prise en compte, notamment les redondances et les singularités. Les manipulateurs maîtres peuvent être caractérisés par la présence ou non d'un retour d'effort, par les degrés de liberté disponibles, et par le type d'interface proposé.

Les manipulateurs maîtres proposés sur les systèmes expérimentaux Black Falcon et le système de l'UCB sont très semblables : ils sont basés sur des interfaces haptiques commerciales (PHANToM de la société Sensable Technologies) légèrement modifiées de façon que le chirurgien tienne l'interface comme s'il s'agissait du bout de l'instrument chirurgical. L'objectif est ici que le manipulateur esclave reproduise aussi fidèlement que possible les mouvements du chirurgien.

Le système de l'UCB n'offre pas de retour d'effort. Les concepteurs du Black Falcon proposent d'utiliser les couples des moteurs actionnant le poignet de l'instrument pour estimer les efforts appliqués sur l'extrémité de l'instrument et de reproduire ces efforts sur le manipulateur maître. Malheureusement ce type de retour d'effort semble plus être une source de perturbation qu'une véritable aide pour l'utilisateur.

Les systèmes Zeus et da Vinci sont manipulés à l'aide de poignées ayant six degrés de liberté pour le da Vinci et cinq degrés de liberté pour le Zeus. Les mouvements effectués par le chirurgien sont reproduits par le bout des instruments (*c.f.* figure 1.15). La démultiplication des mouvements et le filtrage mécanique des hautes fréquences permet de donner plus de précision aux gestes chirurgicaux et de supprimer les tremblements de la main du chirurgien. En outre, il n'y a plus d'effet de bras de levier comme en chirurgie laparoscopique conventionnelle. La différence majeure entre les deux systèmes se situe au niveau de la transmission des mouvements entre le manipulateur maître et le manipulateur esclave. Dans le système da Vinci, les mouvements du chirurgien sont reproduits directement sur la pince des instruments, alors que pour le système Zeus initial, il y a inversion des mouvements comme en laparoscopie manuelle. Des études ont montré que cette inversion, ajoutée à l'utilisation de 5 DDLs seulement pour le manipulateur esclave, entraînait des temps d'apprentissage plus importants que pour le système



Fig. 1.15: La console maître du système Zeus de l'Ircad (Strasbourg). Les mouvements du chirurgien sont reproduits par les effecteurs du manipulateur esclave (photo du système da Vinci).

da Vinci [SG01]. Les versions ultérieures de Zeus ont donc également adopté une transmission non-inversée.

Les systèmes Zeus et da Vinci n'étaient pas initialement équipés d'un retour haptique, mais plusieurs travaux de recherche ont été effectués, à la demande des chirurgiens, pour donner une sensation des efforts appliqués sur l'extrémité des instruments.

Les consoles maîtres des systèmes commerciaux Zeus et da Vinci offrent plus qu'un simple système de manipulation. Il s'agit en réalité de véritables systèmes d'immersion dont l'objectif est de placer le chirurgien dans les meilleures conditions possibles pour opérer. Dans le système Zeus, le chirurgien est assis confortablement et manipule les poignées du manipulateur maître. Il dispose de pédales pour activer et désactiver les mouvements de l'endoscope qui est commandé vocalement comme le système AESOP. Pour cela, le chirurgien dispose d'un micro monté sur un casque. L'image endoscopique est affichée sur un écran LCD devant le chirurgien. Un système de vision 3D existe également. Un endoscope stéréoscopique fournissant deux images légèrement décalées de la zone opératoire est alors utilisé. La visualisation se fait à l'aide de lunettes polarisées qui permettent au chirurgien d'obtenir l'information de profondeur.

Le système da Vinci fournit des fonctionnalités assez semblables mais dans une console en un seul bloc contenant les poignées de manipulation, des pédales de commandes et un système d'immersion visuelle. La visualisation 3D de la scène opératoire basée sur l'utilisation d'un endoscope stéréo est également proposée. En revanche, l'endoscope est contrôlé à l'aide d'un système de pédales.

Outre l'augmentation de la dextérité du chirurgien, les avantages de ces systèmes de télémanipulation sont nombreux : réduction, pour des interventions longues, de la fatigue due à des positions inconfortables devant la table d'opération, augmentation de la précision des gestes, diminution des effets des tremblements.

De plus, si le manipulateur maître se trouve le plus souvent à quelques mètres de la table d'opération, il est possible de réaliser de véritables opérations à distance. L'opération Lindbergh, également connue sous le nom d'opération transatlantique est révélatrice des possibilités de ces systèmes. En Septembre 2001, le professeur Marescaux a réalisé une opération de cholécystectomie (résection de la vésicule biliaire) à distance, depuis New-York sur une patiente se trouvant à Strasbourg [MLG⁺]. L'opération, qui a été un succès, s'est appuyée sur un système Zeus légèrement modifié et une liaison de télécommunication à haut débit dédiée permettant une transmission full-duplex des informations : commandes du robot, retour visuel et visio-conférence

[GBW02], [BG03].

1.2.5 Les systèmes partiellement autonomes

Dans la classification proposée dans [TS03], Russell Taylor et Dan Stoianovici décrivent les robots de télémanipulation et les systèmes porte-endoscopes comme des systèmes d'assistance chirurgicale. Ils permettent d'augmenter les capacités du chirurgien, notamment par l'utilisation d'interfaces ergonomiques, mais ils sont complètement sous le contrôle du chirurgien et ils ne possèdent aucune autonomie. Toutefois des travaux ont permis de leur donner une autonomie partielle et parfois même une forme d'intelligence, dans le but de décharger un peu plus le chirurgien de tâches simples mais répétitives.

Le système EndoBot développé par Kang et Wen [KW01a], conçu pour la chirurgie endoscopique, est un pas dans cette direction puisqu'il propose divers degrés d'autonomie. Il s'agit d'un système robotique constitué de deux bras. Chaque bras utilise une architecture à centre de rotation mécanique déporté basée sur des arches semi-circulaires. La différence avec les robots de télémanipulation est que ce robot est manipulé directement par le chirurgien [KW01b]. Toutefois, les effets de la gravité sont compensés par le système, de sorte que si le chirurgien lâche les instruments, ceux-ci ne tombent pas. Le système dispose ensuite d'un mode de contrôle partagé. Dans ce mode, l'utilisateur définit des contraintes, c'est-à-dire des mouvements interdits, ou inversement une trajectoire. Le système mécanique empêche alors les mouvements dans les directions contraintes, ou force le système à rester sur la trajectoire désirée, mais c'est le chirurgien qui crée lui-même le mouvement du robot. Enfin, le système EndoBot dispose d'un mode totalement autonome. Dans ce mode le bout de l'instrument suit une trajectoire planifiée à l'avance. Une des tâches automatisées qui a été étudiée est la réalisation de nœuds pour la suture en chirurgie laparoscopique [KW02].

Les deux premiers modes sont en fait des modes synergiques. D'autres robots chirurgicaux ont été développés qui utilisent des modes de fonctionnement semblables, où le chirurgien manipule directement le robot. C'est par exemple le cas des systèmes Neurobot ou Acrobot de l'Imperial College de Londres [JHB⁺01] ou du robot Padyc utilisé pour la chirurgie cardiaque et développé par Troccaz *et al.* [STCB00]. Ce dernier système est totalement passif, les actionneurs ne servant qu'à empêcher les mouvements dans certaines directions.

De nombreuses applications médicales ont fait une place importante aux systèmes partiellement autonomes, soit pour des tâches de positionnement, soit pour des tâches de suivi de trajectoires planifiées. C'est notamment le cas de la chirurgie orthopédique (Robodoc, Mars), de la neurochirurgie (Minerva), de la radio-chirurgie (CyberKnife) ou des interventions percutanées (Paky-RCM/Acubot, CT-Bot). Au contraire, la laparoscopie est le type de chirurgie qui a certainement généré le développement du plus grand nombre de robots d'assistance [TS03], mais on constate que les systèmes possédant une autonomie sont peu nombreux dans ce domaine et pas utilisés en dehors de quelques essais expérimentaux. La raison principale en est le type d'environnement. Alors qu'en chirurgie orthopédique ou en neurochirurgie les structures anatomiques d'intérêt sont rigides, l'environnement de la coelioscopie fait intervenir des structures déformables et soumises aux mouvements physiologiques, principalement la respiration.

Les systèmes automatisés développés en chirurgie coelioscopique concernent essentiellement les mouvements de l'endoscope ou des mouvements ne mettant pas en jeu de contact entre les instruments et les tissus. La plupart de ces systèmes autonomes ont été développés sur la base de robots existants. Nous détaillerons quelques-uns de ces systèmes dans les chapitres 4 et 5. Nous citerons simplement ici les travaux de Casals [CAL96] et Taylor [TFE⁺95] visant à automatiser les mouvements de l'endoscope et ceux de Krupa [KGD⁺03] qui utilisent des asservissements visuels pour réaliser des tâches de positionnement d'instruments. En plus d'être



Fig. 1.16: A gauche un porte-aiguille de chirurgie ouverte, à droite des aiguilles de suture.

partiellement autonomes ces systèmes sont également intelligents car ils ne suivent pas simplement des trajectoires planifiées à l'avance, mais ils réagissent à l'environnement (mouvement des instruments, forme des organes).

1.3 Les travaux concernant la suture

1.3.1 Description du geste de suture

La suture est un geste chirurgical élémentaire courant et bien codifié [Ethb], [Etha]. Elle intervient dans de nombreuses opérations : anastomoses gastro-intestinales, anastomoses vasculaires, réparation de lésions de surface, etc. Aux Etats-Unis plus de 250 millions de fils de suture sont utilisés chaque année (source : université de Pennsylvanie [upe]). Il s'agit aussi d'un geste délicat pour le chirurgien, particulièrement en coelioscopie. Il a donc suscité l'intérêt de la recherche sur les GMCAOs. Lors des discussions à propos des apports possibles de l'informatique et de la robotique à la chirurgie, les praticiens évoquent très souvent la suture comme un champ d'études intéressant, principalement dans le cadre de la chirurgie coelioscopique.

La suture est réalisée avec un instrument appelé porte-aiguille et une aiguille. En chirurgie ouverte, le porte-aiguille est semblable à une paire de ciseaux munie d'une pince (*c.f.* photo en figure 1.16). Il existe de nombreux types d'aiguilles selon les sutures à réaliser. Elles se différencient non seulement par leur forme générale (circulaires (voir figure 1.16), droites, en harpon), mais aussi par la forme de leur section (aiguilles effilées (*taper needle*) de section circulaire, aiguilles de section triangulaire munies d'un bord coupant pour les tissus épais difficiles à pénétrer) et par le type de fil de suture qui leur est attaché : fil résorbable en polyester synthétique, ou non résorbable (coton, nylon, ...) qui peut rester indéfiniment ou doit être enlevé après cicatrisation. Les aiguilles de section circulaire peuvent être positionnées de n'importe quelle manière dans le porte-aiguille, à la convenance du chirurgien.

La suture peut être décomposée en deux sous-tâches bien distinctes : d'une part la phase de "couture" (*stitching* en anglais) qui consiste à faire passer l'aiguille de suture à travers les tissus à suturer, et d'autre part la réalisation de nœuds avec le fil de suture (*knot tying* en anglais). Dans ce travail, nous nous sommes intéressés à la tâche du passage d'aiguille. En effet, après discussions avec les chirurgiens spécialistes de l'IRCAD à Strasbourg, il apparaît que la tâche de réalisation de nœuds, assez systématique, peut être réalisée assez simplement avec un minimum d'expérience. Au contraire, le passage d'aiguille dépend fortement des configurations

géométriques et l'expérience est difficile à acquérir pour les chirurgiens.

Le passage de l'aiguille est en général réalisé plusieurs fois successivement lorsque la lésion nécessite plusieurs points. Plusieurs techniques de suture ont été développées : suture simple interrompue (simple-interrupted) pour laquelle un nœud est réalisé indépendamment pour chaque point, cross-stitching pour laquelle les fils sont croisés et running stitching pour laquelle les fils ne se croisent pas. Il existe également différentes techniques pour le positionnement des points de suture par rapport à la lésion et pour la succession des passages de l'aiguille. Toutefois, le geste élémentaire reste identique et peut être décrit de la façon suivante :

1. le chirurgien positionne l'aiguille dans le porte-aiguille, les mors assez proches de l'extrémité côté fil de l'aiguille. En chirurgie ouverte le positionnement est réalisé avec les doigts ou en utilisant une pince.
2. Le chirurgien sélectionne ensuite mentalement deux points de chaque côté de la lésion : un point d'entrée et un point de sortie. Leur position par rapport à la lésion dépend de la technique de suture utilisée. Les points peuvent être éloignés de 5mm du bord des tissus ou au contraire être très proches de ceux-ci.
3. Le chirurgien amène ensuite la pointe de l'aiguille au niveau du point d'entrée où il perce le tissu.
4. La pointe est ensuite enfoncée et amenée sous le tissu vers le point de sortie désiré par un mouvement de rotation. Lorsque la pointe atteint la surface du tissu, le chirurgien le perce au point de sortie atteint. Cette phase est délicate car l'aiguille est en grande partie invisible.
5. La pointe de l'aiguille est ensuite poussée vers l'extérieur du tissu.
6. L'aiguille est alors relâchée et saisie par la pointe avec le porte-aiguille. Une variante consiste à utiliser un deuxième instrument pour saisir l'aiguille par la pointe avant de la relâcher côté fil.
7. L'aiguille est ensuite extraite des tissus, puis le fil de suture est tiré à l'extérieur des tissus jusqu'à être tendu.
8. Avant le passage d'aiguille suivant, l'aiguille est repositionnée dans le porte-aiguille.

En général, le chirurgien utilise un deuxième instrument pour faciliter le passage de l'aiguille : avec une pince il maintient le tissu à percer en place afin de limiter sa déformation.

Deux points sont souvent mis en avant pour la réussite d'une suture. D'une part la délicatesse de la manipulation des tissus et d'autre part les angles de pénétration dans les tissus : la pointe de l'aiguille doit être assez proche de la normale au tissu au moment de le percer [OPK⁺99]. En fait, le chemin idéal réalisé en chirurgie ouverte est une rotation de l'aiguille autour de son centre dans un plan normal aux tissus [OPK⁺99], [DMP⁺04].

En chirurgie coelioscopique manuelle (voir figure 1.17), plusieurs difficultés interviennent. Le porte-aiguille est constitué d'une longue tige et la pince est commandée par l'intermédiaire de câbles (voir figure 1.18). La différence fondamentale est qu'il n'est plus possible de positionner l'aiguille dans le porte-aiguille manuellement. En effet, il n'est pas possible d'introduire le porte-aiguille dans l'abdomen avec l'aiguille pré-positionnée, car dans une telle configuration l'aiguille ne peut pas passer dans le trocart. En général, le chirurgien saisit le fil de suture assez près de l'aiguille avec les mors du porte-aiguille et introduit l'instrument dans le trocart. L'aiguille est alors entraînée et passe dans le trocart dans une position quelconque. Le positionnement de l'aiguille dans le porte-aiguille doit donc se faire à l'aide d'un autre instrument. Plusieurs techniques de positionnement existent qui utilisent les tissus environnants et/ou une pince, mais en général il est difficile pour le chirurgien de positionner l'aiguille de façon adéquate dans le porte-aiguille.

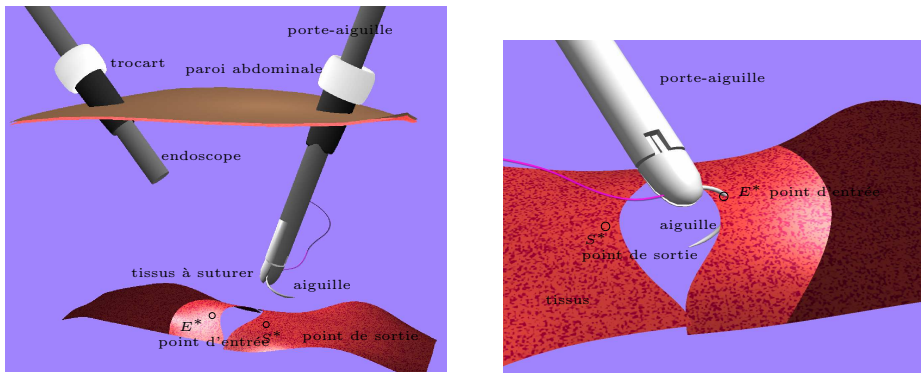


Fig. 1.17: A gauche : Vue globale de l'installation pour une suture en chirurgie cœlioscopique. A droite : Vue locale pendant le passage de l'aiguille.



Fig. 1.18: Un porte-aiguille de chirurgie laparoscopique.

En pratique, en partie en raison des limitations visuelles et motrices propres à la laparoscopie, le passage d'aiguille est réalisé par essais successifs. Souvent, le chirurgien ne parvient pas à amener la pointe de l'aiguille au point de sortie désiré dans de bonnes conditions. Les tissus doivent être déformés ou déplacés de façon importante, ce qui n'est pas souhaitable lorsque les tissus sont fragiles. En d'autres termes, la suture réalisée manuellement en chirurgie cœlioscopique est souvent sous-optimale par rapport à une suture réalisée en chirurgie ouverte. Ceci peut conduire à une mauvaise cicatrisation ou même à une réouverture de la lésion si les tissus sont par exemple déchirés par les fils de suture.

1.3.2 Les systèmes d'aide à la suture existants

Le travail présenté par Cao, MacKenzie et Payandeh [CMP96] est une des premières études menées sur la suture en chirurgie laparoscopique. Cao a étudié d'un point de vue qualitatif et quantitatif les difficultés rencontrées par les chirurgiens pendant la suture en chirurgie endoscopique. Pour cela, le geste a été découpé en plusieurs phases distinctes : phase d'approche de l'aiguille, perçage des tissus, passage de l'aiguille, etc. Pour chaque phase, un comparatif a été fait entre les gestes des chirurgiens experts et des chirurgiens novices et mis en rapport avec les gestes "idéaux" réalisés en chirurgie ouverte. Cette étude met en relief les difficultés visuelles et les contraintes visio-motrices directement liées à la technique mini-invasive et leurs conséquences : allongement de la durée nécessaire pour réaliser la tâche, augmentation du nombre de mouvements élémentaires, phases d'essais permettant de compenser le manque d'information visuelle, erreurs dans les positions atteintes. Ces résultats confirment les études plus générales menées par Tendick *et al.* [TJTS] sur les difficultés visio-motrices liées à ce type de chirurgie. Ils montrent aussi, de façon plus spécifique à la suture, que la phase de positionnement de l'ai-

guille dans le porte-aiguille est critique pour la réussite du geste et influence la durée des phases suivantes.

Sur la base de cette étude plusieurs types de travaux ont été menés afin d'aider le chirurgien dans la préparation ou la réalisation des gestes. On peut les répartir en trois classes selon qu'ils concernent la simulation, l'automatisation du geste ou l'apport d'information additionnelle. Parmi ces travaux certains s'intéressent spécifiquement au cas de la chirurgie mini-invasive alors que d'autres concernent la suture en général.

Simulation

Certains environnements virtuels de laparoscopie commerciaux proposent des exercices d'apprentissage de la suture. C'est notamment le cas du système LapSim de Surgical Science. D'autres environnements offrent des simulations plus spécifiques à la suture. Par exemple, le simulateur développé par Playter *et al.* [PR97] et commercialisé par la société Boston Dynamics est spécifique aux anastomoses, c'est-à-dire à la suture de structures telles que des vaisseaux ou les intestins. Cet environnement virtuel permet de tester l'aptitude du chirurgien à réaliser des sutures en chirurgie ouverte. Contrairement à la plupart des autres simulateurs, il offre un guidage basé sur une analyse de la tâche de suture [OPK⁺99]. Cependant, l'aide apportée à l'utilisateur ne peut pas être directement transposée à la chirurgie laparoscopique puisque les gestes idéaux de la chirurgie ouverte ne sont pas nécessairement réalisables en chirurgie laparoscopique. Webster *et al.* [WZM⁺01] ont également développé un système de simulation de suture pour la réduction de blessures en chirurgie ouverte. Dans ces deux travaux, le système est constitué d'une interface à retour d'effort et les images virtuelles sont fournies à l'aide de lunettes 3D ou d'un écran semi-transparent. L'utilisateur manipule un porte-aiguille conventionnel et visualise et ressent les interactions du porte-aiguille avec une aiguille et des tissus virtuels. Brown *et al.* [BMLS01] ont proposé un simulateur de microchirurgie permettant entre autres de simuler des sutures et notamment les interactions entre le fil de suture et les tissus dans le cadre d'anastomoses.

Un des problèmes majeurs pour la simulation de la suture se situe au niveau de la modélisation du fil de suture et de ses interactions avec les tissus et avec d'autres fils. Certains travaux de simulation se sont donc spécifiquement intéressés à cette modélisation.

Lenoir *et al.* [LMGC04] proposent un modèle du fil de suture afin de simuler ses interactions avec les tissus. LeDuc *et al.* [LPD03] travaillent sur la modélisation de la tâche de suture complète en chirurgie laparoscopique, mais en utilisant un instrument de passage d'aiguille spécifique (Endostitch, voir paragraphe suivant). La simulation de la suture avec un porte-aiguille conventionnel est envisagée comme travail futur. Toutefois ces deux travaux sont encore à l'état d'ébauches.

Ladd *et al.* [PLK02] se sont focalisés sur la réalisation de nœuds. Leur travail concerne donc essentiellement le comportement physique des fils de suture. A notre connaissance, le travail le plus abouti en termes de qualité de simulation est celui de Brown et Latombe [BLM04]. Mais il est également essentiellement consacré à la réalisation de nœuds.

Il apparaît donc que la simulation spécifique de la suture en chirurgie laparoscopique et plus spécialement la phase de couture a finalement peu été abordée. Pourtant, cette phase est critique pour l'obtention d'une bonne cicatrisation et pour éviter le déchirement des tissus [OPK⁺99].

Aide au geste pendant l'opération

Une des difficultés du geste de suture en laparoscopie réside dans le bon positionnement de l'aiguille dans le porte-aiguille [CMP96]. Cette tâche doit être réalisée de nombreuses fois car l'aiguille doit être relâchée après chaque passage dans les tissus. Afin d'éviter cette difficulté, la société AutoSuture (Tyco HealthCare) a développé un instrument de laparoscopie spécifique

appelé EndoStitch. L'outil de cet instrument est muni de deux mâchoires. Une aiguille droite est maintenue dans une des mâchoires et peut être transférée à l'autre mâchoire en fermant la pince et en actionnant un petit levier au niveau de la poignée de l'instrument. Il devient donc possible de faire passer l'aiguille dans les tissus sans devoir la repositionner après le passage. Cet instrument facilite donc grandement la tâche des chirurgiens, mais il ne peut pas être utilisé pour tous les types de suture. Les chirurgiens utilisent donc le plus souvent le matériel conventionnel.

Comme nous l'avons évoqué dans la section consacrée à la robotique, Kang *et al.* [KW02] ont développé un système autonome de réalisation de nœuds sur la base de leur robot synergique EndoBot. Deux robots sont utilisés, chacun portant un porte-aiguille. Le passage de l'aiguille dans les tissus est réalisé par le chirurgien en utilisant le mode de contrôle manuel des robots. À la fin de cette phase, chaque instrument tient une des extrémités du fil de suture. Le système dispose de différents algorithmes permettant de calculer les mouvements que doivent effectuer chacun des robots afin de réaliser plusieurs types de nœuds. Tous les mouvements sont exécutés à partir du modèle géométrique des robots et en supposant que la phase manuelle a été accomplie correctement. Il n'y a pas de capteur permettant de modifier la trajectoire pendant sa réalisation. Des modes semi-automatiques sont également proposés pour le passage d'aiguille mais ils utilisent un système EndoStitch et ne présentent donc pas de réel avantage par rapport à l'utilisation manuelle de ce système.

Plusieurs études ont été menées pour déterminer les architectures mécaniques nécessaires pour réaliser au mieux des sutures en chirurgie mini-invasive. Sallé *et al* [SBM04] ont étudié les mouvements et des forces mis en jeu pendant une suture pour un pontage coronarien. Sur cette base, ils ont développé des algorithmes d'optimisation de l'architecture mécanique. L'instrument résultant de cette optimisation dispose de cinq degrés de liberté supplémentaires. Ce travail s'inscrit dans un projet complet de modélisation et de développement d'instruments et de schémas de commande pour l'aide aux pontages coronariens appelé MARGE [DMP⁺04]. Ce projet ROBEA lancé par le CNRS en 2001 regroupe des laboratoires de recherche (LIRMM, LRP, CEA/SRSI) et des équipes médicales (Groupe Hospitalier Pitié Salpêtrière). Çavusoglu *et al.* [ÇVT01] ont également optimisé l'architecture mécanique d'un instrument pour la suture, mais en se limitant à deux degrés de liberté supplémentaires, soit 6 DDLs au total. Ils ont étudié les mouvements mis en jeu lors d'une suture en chirurgie ouverte et la capacité à les reproduire en utilisant deux architectures de poignet : roulis - tangage - roulis et roulis - tangage - lacet. L'étude permet de déterminer la meilleure architecture en fonction du positionnement des incisions par rapport aux tissus à suturer et le positionnement des butées sur les axes supplémentaires (tangage et lacet).

On peut aussi noter que la plupart des systèmes robotiques expérimentaux qui ont été développés (par exemple le Black Falcon, ou le système de l'UCSF/UCB) avaient pour but initial d'aider le chirurgien dans la réalisation de sutures.

Apport d'information additionnelle

Pour une suture, l'information de profondeur est cruciale, puisque la tâche nécessite l'estimation d'angles et de positions relatives pour des objets de petite taille. Nous avons évoqué, dans la section consacrée à l'augmentation du retour visuel, les solutions qui ont été proposées pour fournir l'information de profondeur. Il n'y a pas, à notre connaissance, de travaux dans cette direction qui soient spécifiques à la suture.

L'utilisation des retours d'efforts pour aider le chirurgien en laparoscopie n'a été que brièvement évoquée précédemment. Les deux principaux robot de télémanipulation commerciaux, Zeus et da Vinci, ont initialement été conçus sans offrir de retour haptique. De nombreux chirurgiens pensent que l'utilisation de ces robots est limitée par cette absence, spécialement pour les tâches

où les forces mises en jeu doivent être bien maîtrisées, notamment en suture. Kitigawa *et al.* [KOB⁺02] ont tenté de valider expérimentalement le besoin d'un retour d'effort pour une tâche de suture. Ils ont comparé les forces appliquées aux fils de suture dans trois conditions : lorsque les fils sont manipulés avec les mains, avec des instruments de chirurgie ouverte ou en utilisant le robot da Vinci (sans retour d'effort). Les résultats tendent à montrer qu'un simple retour d'effort n'apporte pas l'information utile au chirurgien. Celui-ci a en réalité besoin d'un véritable retour tactile pour améliorer la maîtrise de ses gestes.

L'aide à la suture s'est donc principalement focalisée sur le développement d'instruments à degrés de liberté supplémentaires et sur la simulation de la réalisation de nœuds. Finalement, le chirurgien dispose de très peu d'outils pour l'assister lors d'une suture en coelioscopie, spécialement pendant la phase de passage d'aiguille. Pourtant, cette phase est particulièrement délicate puisqu'elle met en jeu des interactions avec des tissus souvent fragiles.

1.4 Objectifs de ce travail de thèse

Le travail présenté ici a pour objectif principal d'apporter de l'aide au chirurgien pour le passage de l'aiguille de suture dans les tissus. De nombreux travaux tentent d'accroître les possibilités du chirurgien en lui offrant par exemple une vision 3D du champ opératoire ou une dextérité accrue avec des systèmes robotiques. Cette approche est prometteuse et donne d'ores et déjà des résultats intéressants.

Cependant, ces systèmes sont très coûteux et leur utilisation dans les blocs opératoires reste marginale.

En outre, ces apports ne sont pas toujours suffisants car le chirurgien n'a pas nécessairement les moyens d'utiliser l'information ou la mobilité supplémentaires.

Ainsi, dans le cas de la suture, fournir six degrés de libertés pour la manipulation de l'aiguille ne suffit pas à ramener le problème du passage de l'aiguille à un mouvement simple. Pour réaliser une rotation de l'aiguille autour de son axe, ce qui peut être considéré comme le mouvement idéal pour le passage d'aiguille, il ne suffit pas d'effectuer une rotation de l'effecteur : il faut que celui-ci suive le cercle de l'aiguille avec la bonne orientation. Cela peut être difficile si l'aiguille est mal positionnée dans le porte-aiguille. De plus, comme le notent Çavusoglu *et al.* [ÇWTS03], la plupart du temps il n'est pas possible de garantir qu'aucune butée ou singularité ne sera atteinte le long du chemin à parcourir .

Certes, la difficulté est encore plus importante dans les conditions usuelles de la chirurgie laparoscopique manuelle, mais il nous semble qu'au-delà des limitations visuelles et motrices, le chirurgien est confronté à un problème de planification de tâche qui doit prendre en compte les limites du système utilisé. Pour reprendre l'exemple du verre d'eau donné, le problème de la planification serait d'amener la bouteille au verre au milieu d'une table encombrée d'autres bouteilles. Même en utilisant tous les capteurs (les deux yeux) et tous les degrés de liberté (le poignet) disponibles, il se peut que le problème n'ait pas de solution simple.

Nous proposons donc d'étudier l'influence des limitations dues au passage des instruments par le trocart sur la tâche spécifique du passage d'aiguille lors d'une suture. Nous souhaitons ainsi pouvoir planifier le chemin de l'aiguille dans les tissus et proposer quelques règles simples que le chirurgien puisse prendre en compte pour améliorer son geste.

1.4.1 Cadre de l'étude

L'étude présentée est à notre connaissance la première concernant le passage d'aiguille en chirurgie laparoscopique. Les travaux sur l'influence des limitations introduites par les trocarts sont également très peu nombreux. Ce sont surtout des études cliniques comparant d'un point de

vue qualitatif et quantitatif (durée, taux de réussite / échec) des opérations similaires réalisées en chirurgie ouverte et chirurgie mini-invasive [TJTS], [KTM⁺04].

Notre travail est exploratoire et nous l'avons volontairement limité à des conditions simplifiées pouvant être considérées comme peu réalistes pour certaines procédures. Mais il s'agit d'un premier pas nécessaire avant d'éventuellement considérer des modèles plus élaborés prenant en compte par exemple les mouvements physiologiques. Voici les hypothèses utilisées tout au long de ce mémoire :

- nous considérons que la suture est réalisée dans un environnement statique. Nous ne prendrons donc pas en compte les mouvements physiologiques dus aux battements du cœur et à la respiration. Les tissus à suturer sont immobiles tant qu'ils ne sont soumis à aucune force exercée par les instruments chirurgicaux. Ce sont les conditions le plus souvent utilisées dans les simulateurs réels et virtuels. En pratique, en raison des mouvements importants générés par la respiration au niveau de l'abdomen, de telles conditions ne peuvent être obtenues que par contrôle du volume d'air dans les poumons du patient. L'arrêt temporaire de la respiration peut être envisagé mais il n'est pas souhaitable.
- nous considérons également que l'accès aux tissus à suturer se fait directement, sans obstacle. La phase d'approche de l'aiguille peut donc se faire sans limitation, en suivant n'importe quel chemin. En pratique, il peut être nécessaire d'éviter des organes voisins. Dans le cadre d'un suivi robotique de chemin, ces obstacles devront être pris en compte. Des techniques classiques de planification de chemin peuvent permettre de résoudre ces problèmes. Nous ne présenterons pas plus précisément leur mise en oeuvre.
- les tissus à suturer sont des tissus fins, c'est-à-dire de type membrane. Une fois la membrane traversée, l'aiguille peut se déplacer librement en dessous du tissu sans contrainte physique. Cette condition correspond notamment au cas des anastomoses de vaisseaux ou de structures anatomiques tubulaires comme les intestins.
- nous considérerons uniquement les déformations longitudinales des tissus, c'est-à-dire dans le plan de suture. Les déformations transversales, notamment celles qui interviennent au moment où l'aiguille perce le tissu, ne sont pas prises en compte. En pratique, lorsque les tissus sont fins, l'aiguille pénètre facilement avec peu de déformation et l'hypothèse est à peu près vérifiée. En revanche, pour les membranes ayant une forte élasticité, il faut appliquer un effort important pour transpercer la membrane et le plus souvent une déformation transversale importante est mise en jeu. Cependant, après que le tissu a été traversé, celui-ci tend à glisser le long de l'aiguille et à reprendre sa position initiale. La surface retrouve donc sa géométrie de départ. Nous supposons également que le mouvement longitudinal des tissus d'un côté de la lésion ne crée pas de mouvement des tissus de l'autre côté de la lésion. C'est le cas lorsque les tissus sont complètement déconnectés, par exemple au début d'une opération de pontage.
- l'aiguille de suture utilisée est de type circulaire
- nous ne considérons que les mouvements d'un seul instrument

1.4.2 Définition qualitative d'une bonne suture

D'après les pages des manuels de chirurgie consacrés à la suture [OPK⁺99], le passage de l'aiguille dans les tissus est bon lorsque :

- les efforts appliqués sur les tissus sont faibles,
- les angles de pénétration de l'aiguille dans les tissus sont proches de l'orthogonalité,
- les points d'entrée et de sortie effectifs de l'aiguille ont la distance désirée par rapport à la lésion et sont perpendiculaires par rapport à la lésion.

Etant données les hypothèses présentées dans la section précédente, les efforts appliqués aux tissus peuvent être traduits par les déformations et/ou les mouvements des tissus. Ceci suppose que les tissus sont homogènes et isotropes ce qui n'est généralement pas le cas. Toutefois, en l'absence d'informations supplémentaires que seules une étude biomécanique ou l'expérience du chirurgien peuvent fournir, nous considérerons cette hypothèse vraie. Comme notre objectif n'est pas de remplacer le chirurgien dans le choix des gestes à réaliser, mais de l'assister dans la réalisation de ceux-ci, le choix des points d'entrée et de sortie désirés sera laissé à l'utilisateur.

1.4.3 Objectifs

Notre objectif principal sera donc finalement de planifier un chemin de l'aiguille passant par les points d'entrée et de sortie désirés, minimisant la déformation et le mouvement des tissus, et garantissant des angles de pénétration suffisants dans les tissus. Nous nous intéresserons également aux conditions permettant de trouver d'éventuels chemins sans déformations, en étudiant l'influence de la position du trocart et des paramètres de saisie.

Les chemins planifiés devront pouvoir être générés automatiquement à partir de la configuration courante (position de l'aiguille dans le porte-aiguille, position du point d'incision dans la paroi abdominale par rapport aux tissus). Il faudra donc développer des méthodes permettant d'obtenir les informations spatiales utiles à la planification.

Les chemins planifiés peuvent servir de référence pour le chirurgien pour une suture manuelle. Toutefois, on peut également envisager de suivre le chemin automatiquement à l'aide d'un robot médical. Des gestes simples ont déjà été réalisés de cette façon, mais, pour l'instant, les modes autonomes ne permettent pas de réaliser des tâches complexes mettant en œuvre des interactions avec des tissus.

Chapitre 2

Modélisation et analyse du passage de l'aiguille

Ce chapitre est consacré à la modélisation du système constitué de l'aiguille circulaire et du porte-aiguille et de la tâche de passage d'aiguille. Nous considérons le problème d'amener l'aiguille d'un point d'entrée désiré E^* à un point de sortie désiré S^* sans déformer les tissus. Nous nous sommes limités ici à la partie du passage d'aiguille pendant laquelle l'aiguille est en contact avec les tissus. Cette phase débute donc avec la pointe de l'aiguille juste au-dessus du tissu en E^* et se termine avec la pointe de l'aiguille juste en dessous du tissu en S^* .

Le chapitre se présente de la manière suivante.

- Dans la **première section**, nous proposons une modélisation géométrique du système constitué de l'aiguille de suture et du porte-aiguille, notamment la paramétrage de la position de l'aiguille dans le porte-aiguille.
- La **deuxième section** est consacrée à la modélisation cinématique du système. Nous étudions les mouvements possibles de l'instrument et de l'aiguille lorsqu'un point de l'aiguille est fixé en un point de l'espace de travail. Cette analyse est utile pour rechercher par la suite les positions possibles de l'aiguille le long d'un chemin dans les tissus à suturer.
- La **troisième section** propose des méthodes analytiques et numériques pour rechercher deux positions de l'aiguille définissant le point de départ et le point d'arrivée de la planification de chemin.
- La **section 4**, assez technique, est consacrée à l'étude des conditions permettant de trouver un chemin sans déformation entre deux points à la surface de tissus plans. Nous montrons notamment que les positions du trocart permettant de trouver un chemin sans déformation sont situées à l'extérieur d'une surface de révolution.
- Nous montrons dans la **section 5** que la région de non-existence d'un chemin peut être englobée dans un cône dont l'angle au sommet est fonction des paramètres de saisie de l'aiguille.
- Enfin, dans la **section 6**, nous nous intéressons aux conditions sur la position du trocart permettant de trouver une position finale.

2.1 Modélisation

Dans cette section, nous proposons un modèle géométrique du système aiguille - porte-aiguille. Nous présentons tout d'abord les repères attachés aux différents objets intervenant dans la suture. Nous définissons ensuite l'espace de travail du système. Nous proposons ensuite une modélisation simplifiée du positionnement de l'aiguille dans le porte-aiguille et son paramétrage. Enfin, nous montrons que l'aiguille peut être saisie dans n'importe quelle position de l'espace et

nous donnons les paramètres de saisie correspondant.

2.1.1 Etat du système

Nous appellerons système, l'ensemble constitué du porte-aiguille, également appelé instrument, et de l'aiguille. Les aiguilles considérées sont circulaires et sont caractérisées par leur rayon r_a et leur longueur L_a exprimée en radians. Par exemple, une aiguille semi-circulaire aura une longueur Π . Lors d'une suture, le chirurgien définit mentalement deux points sur les tissus : un point d'entrée désiré qui sera noté E^* et un point de sortie désiré de l'aiguille noté S^* .

Des repères ont été attachés aux différents objets et structures intervenant dans la tâche de passage de l'aiguille. Les figures 2.1 et 2.2 présentent ces repères qui sont définis de la façon suivante ¹ :

\mathcal{F}_O est attaché à l'organe, centré en E^* , avec z_O orienté selon la normale aux tissus et x_O selon E^*S^* . Les points O et E^* sont donc confondus.

\mathcal{F}_Q est le repère attaché au patient. Il a son origine sur le point d'incision dans l'abdomen, Q , et z_Q est normal à la paroi abdominale.

\mathcal{F}_I est attaché à l'instrument au point de contact avec l'aiguille H , avec z_I orienté selon l'axe de l'instrument. x_I est parallèle au plan des mâchoires lorsque celles-ci sont fermées.

\mathcal{F}_K est le repère attaché au trocart, et centré en Q , de sorte que $R_{ki} = \mathcal{I}_3$ et $T_{ki} = (0, 0, d_z)^T$. d_z est l'enfoncement de l'instrument à l'intérieur de l'abdomen (voir figure 2.1).

\mathcal{F}_A est le repère de l'aiguille. Son origine est au centre de l'aiguille et il est orienté comme indiqué sur la figure 2.2. z_A est normal au plan de l'aiguille, x_A est orienté vers la pointe de l'aiguille et y_A vers le corps de l'aiguille.

Si en général l'aiguille est fixée dans les mâchoires du porte-aiguille, il peut être intéressant pour le praticien de modifier la position ou l'orientation de l'aiguille par rapport à l'instrument. L'état complet du système mécanique sera donc défini par la position et l'orientation de l'instrument dans le repère \mathcal{F}_Q donnée par R_{qk} et T_{ki} , ainsi que par la position et l'orientation relative de l'aiguille et du porte-aiguille, donnée par R_{ia} et T_{ia} .

On utilisera la décomposition d'Euler de R_{qk} selon les axes XYZ :

$$R_{qk} = R_x(\pi + \theta_x)R_y(\theta_y)R_z(\theta_z) \quad (2.1)$$

2.1.2 Définition de l'espace de travail

Les points susceptibles d'être atteints par l'aiguille sont situés en dessous de la surface Σ définissant la paroi abdominale. Nous supposons que cette surface est convexe, ce qui est généralement le cas en pratique, et que le demi-espace délimité par Σ , que nous appellerons espace de travail \mathcal{W} ne contient pas d'obstacle. Alors, la rotation de l'instrument autour du trocart et l'enfoncement de l'instrument dans l'abdomen permettent d'atteindre tous les points de \mathcal{W} , à condition que la distance du trocart Q au point P considéré soit inférieure à la longueur de l'instrument. En pratique cela sera toujours le cas, les instruments utilisés ayant une longueur typique de 40 cm, bien supérieure aux dimensions de l'abdomen, même après l'insufflation de CO_2 . Considérons un point M à l'intérieur de l'abdomen. Sa position dans le repère \mathcal{F}_Q est

¹ L'explication des notations utilisées dans ce chapitre est fournie au début du mémoire page 7. Nous utiliserons également quelques notations abrégées qui ne respectent pas le code défini. Les variables et paramètres dont la notation est abrégée sont récapitulés en page 8.

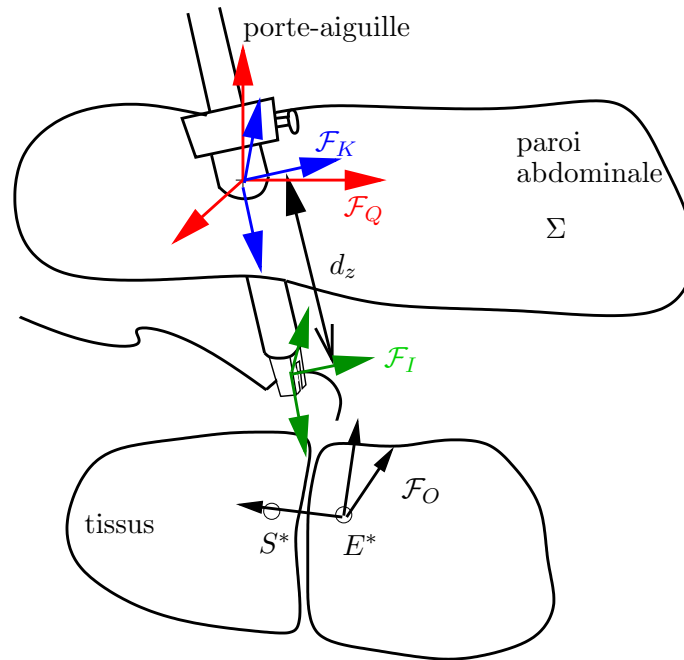


Fig. 2.1: Les repères associés aux différents éléments mis en jeu dans la tâche de passage de l'aiguille : trocart, instrument, aiguille et tissus.

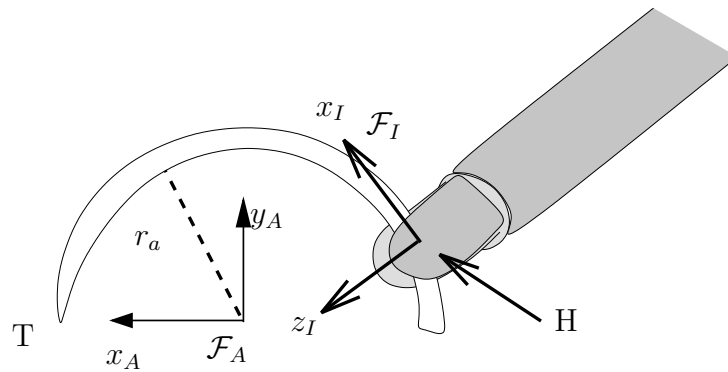


Fig. 2.2: Repères attachés à l'instrument et à l'aiguille.

donnée par $T_{QM} = \begin{pmatrix} {}^qX_M \\ {}^qY_M \\ {}^qZ_M \end{pmatrix}$ avec ${}^qZ_M < 0$. Le point M peut être atteint avec le bout de l'instrument pour

$$d_z = \|T_{QM}\| \quad (2.2)$$

$$\theta_x = -\arctan \frac{{}^qY_M}{{}^qZ_M} \quad (2.3)$$

$$\theta_y = \arcsin \frac{{}^qX_M}{d_z} \quad (2.4)$$

et pour θ_z quelconque.

2.1.3 Modélisation de la saisie de l'aiguille

Lorsque l'aiguille est tenue par le porte-aiguille, sa position par rapport au porte-aiguille est définie par une transformation rigide. On peut par exemple décrire cette transformation à l'aide de la matrice de rotation R_{ia} et de la translation T_{ia} entre le repère associé à l'instrument et le repère attaché à l'aiguille.

Comme le contact entre l'aiguille et le porte-aiguille n'est pas ponctuel, la transformation rigide H_{ia} entre l'instrument et l'aiguille est contrainte. Afin de déterminer les positions relatives possibles, il faudrait étudier les contacts entre un modèle de l'aiguille, typiquement un arc de tore, et les mâchoires du porte-aiguille. Cependant cette étude est complexe d'un point de vue analytique, et une solution numérique ne permet pas d'extraire des informations facilement utilisables pour caractériser le contact instrument/aiguille. C'est pourquoi nous avons opté pour une étude simplifiée.

L'idée initiale est basée sur le fait que le rayon du corps de l'aiguille (le rayon mineur du tore modèle) est très petit par rapport aux dimensions des mâchoires du porte-aiguille. Nous faisons donc l'hypothèse d'une aiguille filiforme, et nous choisissons pour modèle de l'aiguille un arc de cercle. Dans ces conditions, le contact avec une des mâchoires est ponctuel (point de contact C_1), tandis que le contact avec l'autre mâchoire se fait en deux points (C_2 et C'_2) (voir figure 2.3). Il existe un cas particulier, lorsque l'axe de l'instrument appartient au plan de l'aiguille, pour lequel les contacts ne sont pas ponctuels. Dans le cas général, les points de contact C_2 et C'_2 sont symétriques par rapport au rayon de l'aiguille passant par C_1 . La position de la mâchoire 2 par rapport à l'aiguille est définie à l'aide de deux angles ζ et ψ et on associe un repère \mathcal{F}_H à l'aiguille comme présenté sur la figure 2.3. Alors, la position de C_2 et C'_2 dans \mathcal{F}_H est donnée par

$$C_2 = \left(\frac{L}{2c\zeta}, \sqrt{r_a^2 - \frac{L^2}{4c\zeta^2}}, 0 \right)^T \quad (2.5)$$

$$C'_2 = \left(-\frac{L}{2c\zeta}, \sqrt{r_a^2 - \frac{L^2}{4c\zeta^2}}, 0 \right)^T \quad (2.6)$$

où L est la largeur des mâchoires. La distance entre les deux mâchoires dans le plan de l'aiguille vaut

$$e' = r_a - \sqrt{r_a^2 - \frac{L^2}{4c\zeta^2}}$$

et l'écartement entre les mâchoires vaut finalement :

$$e = \left(r_a - \sqrt{r_a^2 - \frac{L^2}{4c\zeta^2}} \right) c\psi$$

Si les mâchoires ne sont pas trop larges et tant que ζ n'est pas trop grand, l'écartement reste faible. Par conséquent, l'ouverture des mâchoires est également faible et on pourra considérer que :

- les mâchoires sont parallèles,
- le point de saisie est sur l'axe de l'instrument.

De plus, puisque le point de contact C_1 est un point de tangence entre l'aiguille et une mâchoire, la tangente à l'aiguille au point de saisie est parallèle aux plans des mâchoires.

Afin de conserver ces propriétés simples dans le modèle de la saisie de l'aiguille, nous proposons d'utiliser la modélisation suivante : la saisie est supposée ponctuelle et on parlera donc de point de saisie (point H). Ce point est défini par l'angle β par rapport à la pointe de l'aiguille. La position de l'aiguille dans les mâchoires est décrite par la distance b au bout de l'instrument, et l'orientation de l'instrument est caractérisée par les angles ψ et ζ . La rotation R_{ai} s'écrit alors

$$R_{ai} = R_z\left(\beta - \frac{\pi}{2}\right)R_x(\psi)R_y(\zeta) \quad (2.7)$$

En utilisant cette décomposition eulerienne, on conserve bien le fait que la tangente à l'aiguille au point de saisie est parallèle au plan des mâchoires. La translation T_{ai} vaut alors $T_{ai} = (r_a c\beta, r_a s\beta, 0)^T$.

Finalement, avec ce modèle, la pose de l'aiguille par rapport au porte-aiguille est soumise à une contrainte d'ordre 2 : l'axe de l'instrument passe par un point de l'aiguille (1 DDL contraint) et la tangente à l'aiguille au point de saisie est parallèle au plan des mâchoires, c'est-à-dire le plan (x_I, y_I) .

Afin d'obtenir une représentation unique pour chaque pose relative de l'aiguille et du porte-aiguille, on utilise les plages de valeurs suivantes pour chaque paramètre : $\beta \in [0, L_a]$, où L_a est la longueur angulaire de l'aiguille, $\zeta \in \left[-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}\right]$ et $\psi \in \left[-\frac{\pi}{2}, \frac{3\pi}{2}\right]$.

Selon la valeur de ψ , on peut caractériser trois types de saisie de l'aiguille. Lorsque $\psi = -\frac{\pi}{2}$ ou $\psi = \frac{\pi}{2}$ l'axe de l'instrument est dans le plan de l'aiguille. Si $\psi \in]-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}[$ alors on dira que la saisie de l'aiguille est à "gauche", car, vu de l'instrument, si l'aiguille est en dessous de l'instrument, il faut suivre l'aiguille vers la gauche pour aller vers la pointe. A l'inverse, lorsque $\psi \in \left]\frac{\pi}{2}, \frac{3\pi}{2}\right[$ la prise sera dite "droite".

Le paramètre b n'a pas d'influence sur les mouvements possibles de l'instrument et de l'aiguille. Considérons que $b = b^*$ et $d_z = d_z^*$. On peut obtenir une situation identique en prenant $b = 0$ et $d_z = d_z^* - b^*$. Dans la suite nous considérerons donc que $b = 0$, c'est-à-dire que l'aiguille est tenue au bout de l'instrument. Ainsi, on aura $d_z = \|QH\|$.

La position d'un point N de l'aiguille, défini par un angle β_n par rapport à la pointe de l'aiguille (voir figure 2.4), exprimée dans le repère de l'instrument s'écrit :

$$\begin{pmatrix} {}^i X_N \\ {}^i Y_N \\ {}^i Z_N \end{pmatrix} = R_{ia} \begin{pmatrix} r_a(c\beta_n - c\beta) \\ -r_a(s\beta_n - s\beta) \\ 0 \end{pmatrix}$$

Pour simplifier la notation, on supprimera l'indice i lorsqu'on exprimera la position du point N dans le repère de l'instrument. Après développement, on obtient :

$$\begin{bmatrix} X_N \\ Y_N \\ Z_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_a((c\zeta s\beta + s\zeta s\psi c\beta)(c\beta_n - c\beta) + (-c\zeta c\beta + s\zeta s\psi s\beta)(s\beta_n - s\beta)) \\ r_a(c\psi c\beta(c\beta_n - c\beta) + c\psi s\beta(s\beta_n - s\beta)) \\ r_a((s\zeta s\beta - c\zeta s\psi c\beta)(c\beta_n - c\beta) + (-s\zeta c\beta - c\zeta s\psi s\beta)(s\beta_n - s\beta)) \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

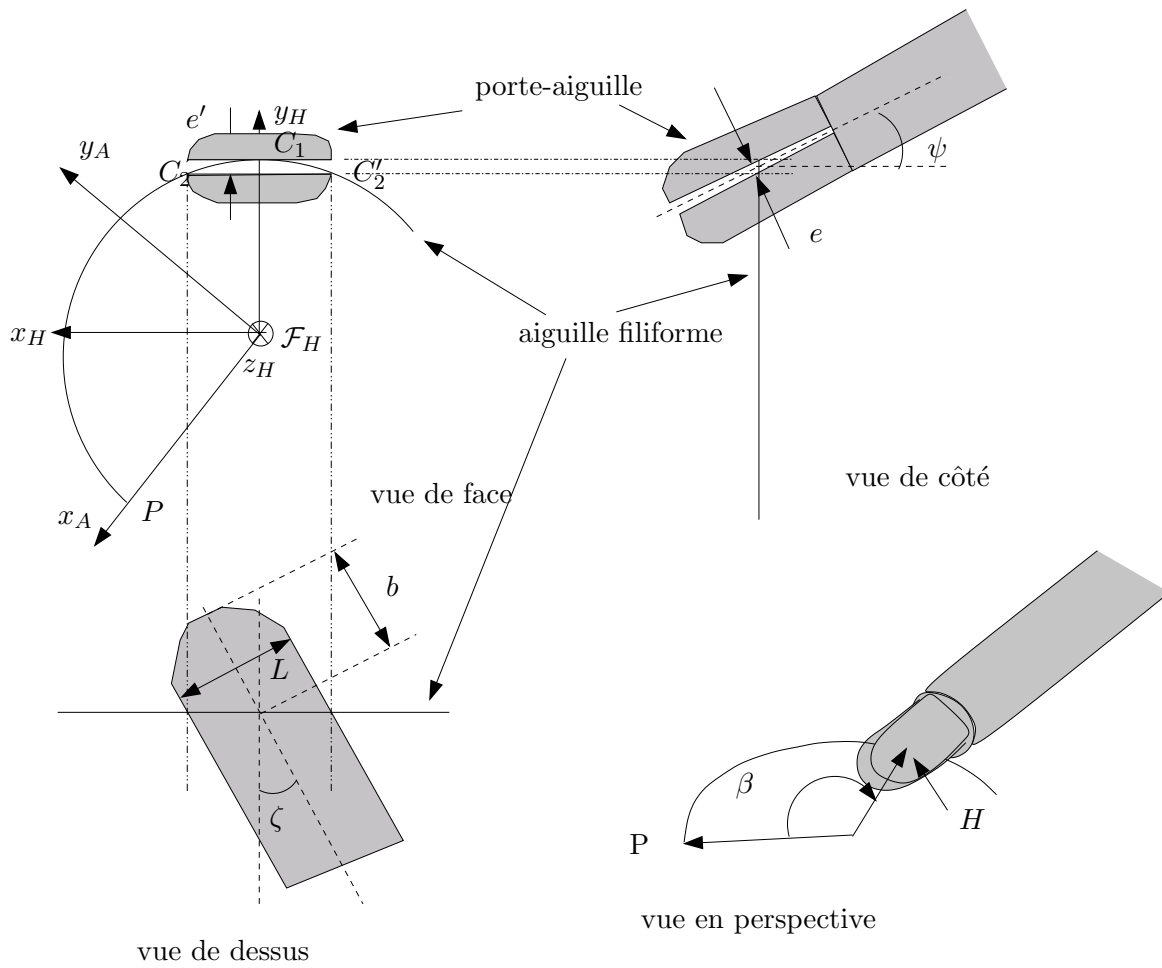


Fig. 2.3: Paramètres de saisies de l'aiguille β , ζ , ψ et b avec prise en compte des contraintes pour une aiguille filiforme. Les vues sont définies par rapport à l'aiguille.

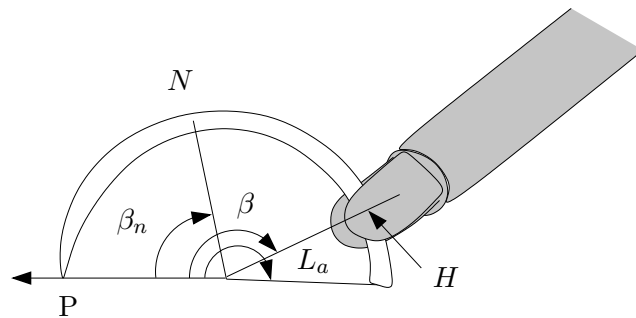


Fig. 2.4: Position d'un point N sur le corps de l'aiguille.

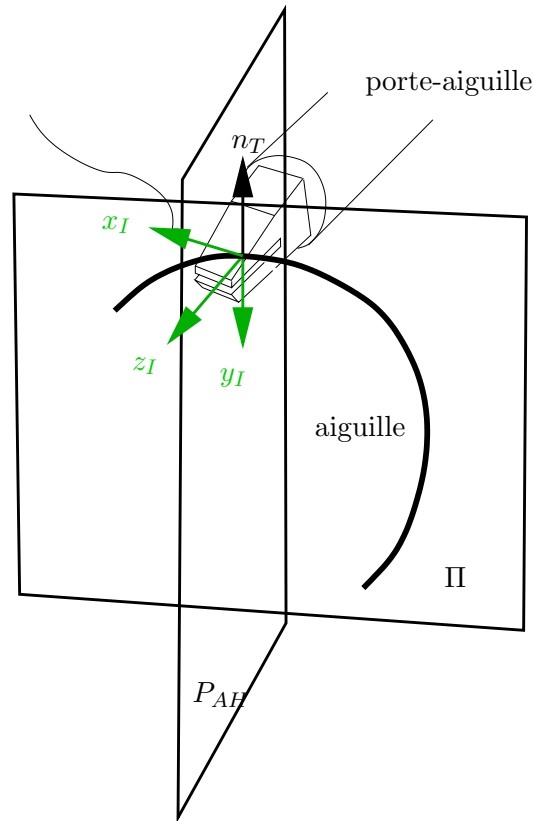


Fig. 2.5: Conditions de saisie dans le cas général. n_T est la normale à l'aiguille en H dans le plan de l'aiguille Π . Lorsque l'aiguille est dans le porte-aiguille, y_I est dans le plan \mathcal{P}_{AH} .

2.1.4 Valeurs des paramètres pour saisir l'aiguille

Avec la modélisation choisie et à partir de l'équation donnant la rotation R_{ai} (éq. 2.7), on voit que lorsque l'aiguille est tenue dans le porte-aiguille, l'axe y_I du repère associé à l'instrument est dans le plan \mathcal{P}_{AH} (voir figure 2.5). Ce plan est perpendiculaire au plan de l'aiguille Π et contient la normale à l'aiguille dans le plan Π au point de saisie H . Cette propriété géométrique est la seule condition de saisie lorsque $\psi \neq (2k + 1)\frac{\pi}{2}$. Dans le cas particulier où $\psi = (2k + 1)\frac{\pi}{2}$ alors le plan de l'aiguille et le plan des mâchoires sont confondus. On a alors $z_I \in \Pi$ et la condition de saisie devient : x_I appartient au plan de l'aiguille.

A l'aide de ces conditions, on peut montrer la propriété suivante :

Propriété 1 : *L'aiguille peut être saisie en n'importe quel point (c'est-à-dire pour toute valeur de β), quelle que soit sa position dans l'espace de travail W , en utilisant deux configurations symétriques du porte-aiguille.*

Dém. 1 : *Supposons que la position de l'incision Q soit fixée et que l'aiguille soit librement positionnée dans l'espace de travail. La position de l'aiguille est définie par la rotation R_{qa} et la translation T_{qa} . Supposons également qu'on souhaite saisir l'aiguille en un point défini par la position angulaire β .*

Puisque la position de l'aiguille dans W et β sont fixés, alors la position du point de saisie H est déterminée par

$${}^qQH = T_{qa} + R_{qa} \begin{pmatrix} r_a c\beta \\ r_a s\beta \\ 0 \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

Par conséquent, l'orientation de $z_I = \frac{QI}{\|QI\|} = \frac{QH}{\|QH\|}$ est fixée, de même que d_z , θ_x et θ_y donnés par les équations 2.2, 2.3, 2.4. Lorsque θ_z varie, y_I et x_I génèrent un plan passant par H .

1. Si z_I n'est pas dans le plan de l'aiguille, le plan \mathcal{P}_{AH} et le plan généré par y_I s'intersectent en une ligne passant par H . Cela signifie donc qu'il existe une direction selon laquelle y_I est dans le plan \mathcal{P}_{AH} . La condition de saisie est donc vérifiée pour les deux sens de y_I selon cette direction qui correspondent à deux valeurs θ_z et $\theta_z + \pi$.
2. Si z_I est dans le plan de l'aiguille alors il existe une rotation de x_I autour de z_I , c'est-à-dire un angle θ_z qui amène x_I dans le plan de l'aiguille. La condition de saisie est alors vérifiée et comme la pince est symétrique, $\theta_z + \pi$ est aussi une solution valable.

La valeur du couple (ψ, ζ) correspondant à cette saisie peut être déterminée simplement à partir de

$$R_{hi} = R_{ah}^T R_{qa}^T R_{qk} \quad (2.10)$$

où $R_{ah} = R_z(\beta - \frac{\pi}{2})$.

2.2 Analyse des mouvements de l'instrument et de l'aiguille

Dans cette section, nous présentons une analyse des mouvements de l'instrument et de l'aiguille lorsqu'un point de l'aiguille est fixé en un point de l'espace de travail appelé *point de fixation*.

- Nous montrons tout d'abord que les mouvements possibles sont limités à une rotation du système autour d'un axe allant du point d'incision dans l'abdomen au point de fixation.
- Dans la deuxième partie, nous examinons les caractéristiques du mouvement (position et rayon des cercles) en fonction des paramètres de saisie.
- Enfin, nous donnons quelques propriétés des cercles générés par le mouvement lorsque le point de fixation est un point du tissu à suturer.

Cette étude permet d'obtenir quelques propriétés qui seront utiles pour définir les conditions d'existence de chemins à travers les tissus à suturer.

2.2.1 Point de fixation et point fixe

Lorsque l'aiguille est fixée dans le porte-aiguille, tout point N de l'aiguille peut être amené en n'importe quel point M de l'espace de travail \mathcal{W} en utilisant uniquement 3 degrés de liberté. Autrement dit, on peut atteindre M pour n'importe quelle valeur fixée de θ_z .

En modifiant θ_z , il devient possible d'obtenir différentes orientations de l'aiguille tout en maintenant le point N en M .

Soit β_n la position angulaire du point N par rapport à la pointe de l'aiguille. Les coordonnées de ce point dans le repère \mathcal{F}_I de l'instrument sont X_N , Y_N et Z_N . Le point N sera appelé **point fixe** et le point M où il est maintenu sera nommé **point de fixation**. La contrainte de fixation du point N en M est une contrainte d'ordre 3 puisqu'elle consiste à placer un point sur un autre point. Par ailleurs, l'instrument doit passer par le trocart : cette contrainte est d'ordre 2 car elle impose le passage d'une droite, l'axe de l'instrument, par un point. Globalement, le système conserve donc un degré de liberté.

La position de N dans \mathcal{F}_Q s'écrit

$$QN = R_{qk} (T_{ki} + {}^iIN) \quad (2.11)$$

$$QN = R_{qk} \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ d_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} X_N \\ Y_N \\ Z_N \end{bmatrix} \right) \quad (2.12)$$

L'égalité des normes de QN et QM conduit à la valeur de d_z

$$d_z = \sqrt{\|QM\|^2 - X_N^2 - Y_N^2 - Z_N^2} \quad (2.13)$$

L'enfoncement de l'instrument permettant d'atteindre un point de l'abdomen est donc indépendant de θ_z . Le point de saisie H se déplace donc sur une sphère centrée en Q . De plus, ce point se déplace également sur une sphère centrée en M et de rayon

$$R = \sqrt{X_N^2 + Y_N^2 + Z_N^2} = 2r_a s \frac{\beta - \beta_n}{2}. \quad (2.14)$$

Par conséquent, le point de saisie se déplace sur l'intersection de 2 sphères, c'est-à-dire un cercle \mathcal{C}_H centré sur la droite passant par le centre des 2 sphères : l'axe QM .

Le même raisonnement peut être fait pour tous les points de l'instrument ou de l'aiguille. C'est donc l'ensemble aiguille - porte-aiguille qui peut tourner autour de l'axe QM .

2.2.2 Propriétés des cercles générés par une contrainte de fixation

Dans cette section, nous allons rechercher les propriétés des cercles générés par les contraintes de fixation pour le point de saisie H et pour un point S quelconque de l'aiguille.

Pour cette étude, nous nous plaçons dans le repère \mathcal{F}_M centré en Q et dont l'axe z_M est orienté selon QM (voir figure 2.6)². On a alors

$$R_{qm} = R_x(\pi + \eta_x) R_y(\eta_y) \quad (2.15)$$

avec $\eta_x = -\arctan \frac{{}^qY_M}{{}^qZ_M}$ et $\eta_y = \arcsin \frac{{}^qX_M}{d_z}$ (c.f. éq. 2.3 et 2.4). Dans ce repère, la position et l'orientation de l'instrument sont définies par la matrice de rotation R_{mi} et l'enfoncement d_z . La rotation R_{mi} peut être écrite de la façon suivante en utilisant une décomposition d'Euler selon les axes ZYZ .

$$R_{mi} = R_z(\rho) R_y(\chi) R_z(\kappa) \quad (2.16)$$

L'angle ρ amène l'axe x_I de l'instrument dans la direction correspondant à la position du point de saisie sur le cercle. χ correspond à l'angle au sommet du cône centré en Q , d'axe QM et contenant le cercle \mathcal{C}_H . Enfin, la rotation d'angle κ de l'instrument autour de son axe amène le point N en M .

La condition qui permet d'amener le point N de l'aiguille au point M de l'espace de travail et que nous appellerons condition de *fixation* de N en M , s'écrit alors

$${}^mQM = {}^mQI + R_{mi} {}^iIN \quad (2.17)$$

avec

$${}^mQI = R_z(\rho) R_y(\chi) T_{ki} \quad (2.18)$$

² Contrairement à la convention de notation utilisée pour les autres repères, le repère \mathcal{F}_M n'est pas centré sur le point M .

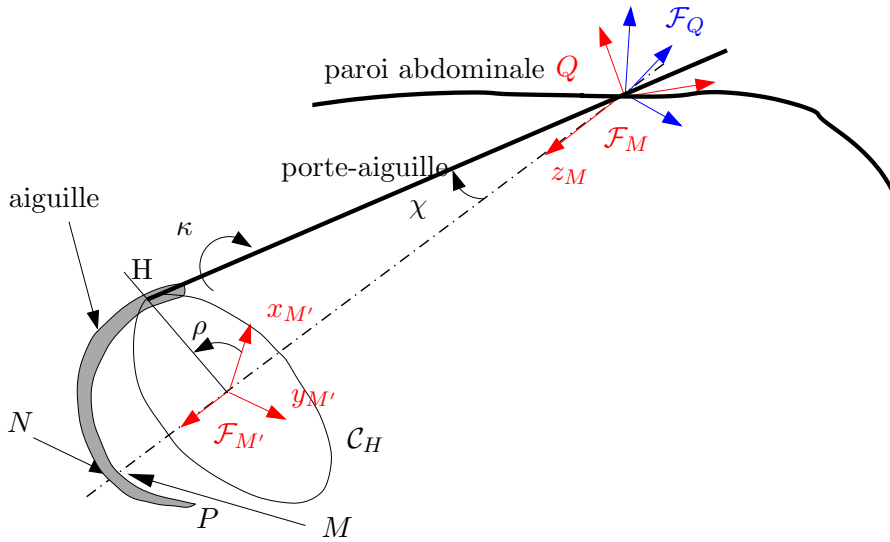


Fig. 2.6: Le repère \mathcal{F}_M est centré en Q avec z_M orienté selon QM . Le repère $\mathcal{F}_{M'}$ de la figure est orienté comme \mathcal{F}_M mais centré sur le cercle \mathcal{C}_H .

et

$${}^m QM = (0, 0, \|QM\|)^T = (0, 0, {}^m Z_M)^T \quad (2.19)$$

Dans la suite, pour alléger les notations, nous noterons $Z_M = {}^m Z_M$.

La troisième ligne de l'équation 2.17 conduit à

$$Z_M = c\chi d_z - s\chi(c\kappa X_N - s\kappa Y_N) + c\chi Z_N \quad (2.20)$$

Comme χ est indépendant de ρ , on en déduit que κ est également indépendant de ρ .

Sans perte de généralité, on peut donc écrire l'équation 2.17 pour $\rho = 0$. On obtient alors

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ Z_M \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_z s\chi \\ 0 \\ d_z c\chi \end{pmatrix} + R_y(\chi)R_z(\kappa) \begin{bmatrix} X_N \\ Y_N \\ Z_N \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

On obtient donc trois équations à trois inconnues κ , χ et d_z qui sont indépendants de ρ . La résolution de ces équations conduit aux expressions suivantes :

$$\kappa = \begin{cases} -\arctan \frac{Y_N}{X_N} & \text{si } X_N \neq 0 \\ \frac{\pi}{2} & \text{si } X_N = 0 \end{cases} \quad (2.22)$$

$$\chi = \arcsin \frac{-c\kappa X_N + s\kappa Y_N}{Z_M} \quad (2.23)$$

$$d_z = Z_M c\chi - Z_N \quad (2.24)$$

Lorsque $Y_N \neq 0$, χ peut être mis sous la forme $\chi = \arcsin \frac{Y_N}{Z_M \sin \kappa}$.

On notera que κ dépend de la prise de l'aiguille, mais pas de la position du trocart par rapport au tissu.

A partir de ces expressions, nous allons rechercher les caractéristiques principales des cercles générés par les contraintes de fixation : leur rayon et leur distance au trocart. Ces caractéristiques dépendent de plusieurs paramètres : la position et l'orientation de l'aiguille dans le porte-aiguille

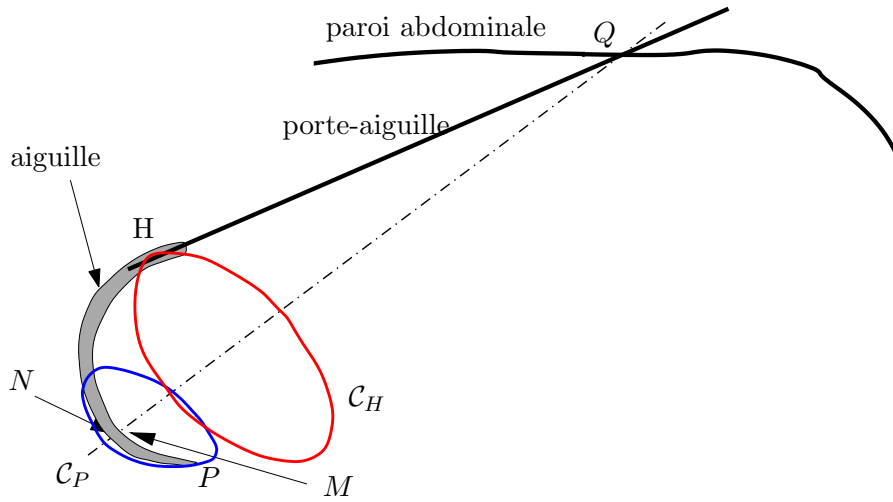


Fig. 2.7: Les cercles générés par la contrainte de fixation de N en M pour le point de saisie et la pointe de l'aiguille.

et la position du point fixé en M , qui interviennent dans le vecteur $\begin{pmatrix} X_N \\ Y_N \\ Z_N \end{pmatrix}$, et de la distance entre le trocart et le point de fixation.

Les caractéristiques du cercle de H , \mathcal{C}_H peuvent être extraites des équations 2.22, 2.23, 2.24. On obtient

$$\mathcal{R}_H = |d_z s\chi| = \frac{\sqrt{X_N^2 + Y_N^2}}{Z_M} \left| \sqrt{Z_M^2 - X_N^2 - Y_N^2} - Z_N \right| \quad (2.25)$$

$${}^m Z_H = d_z c\chi = \frac{\sqrt{Z_M^2 - X_N^2 - Y_N^2}}{Z_M} \left(\sqrt{Z_M^2 - X_N^2 - Y_N^2} - Z_N \right) \quad (2.26)$$

Soit un point S de l'aiguille quelconque. Sa position dans le repère de l'instrument est exprimée par le vecteur ${}^i T_{IS} = \begin{pmatrix} X_S \\ Y_S \\ Z_S \end{pmatrix}$. Lorsque le point H parcourt le cercle \mathcal{C}_H , *i.e.* lorsque ρ varie de 0 à 2π , la position du point S dans le repère \mathcal{F}_M est donnée par

$${}^m QS = {}^m QH + R_{mi} {}^i T_{IS} \quad (2.27)$$

qui donne après développement :

$${}^m QS = \begin{pmatrix} c\rho(c\chi(c\kappa X_s - s\kappa Y_s) + s\chi(Z_s + d_z)) + s\rho(-s\kappa X_s - c\kappa Y_s) \\ s\rho(c\chi(c\kappa X_s - s\kappa Y_s) + s\chi(Z_s + d_z)) - c\rho(-s\kappa X_s - c\kappa Y_s) \\ s\chi(s\kappa Y_s - c\kappa X_s) + c\chi(Z_s + d_z) \end{pmatrix} \quad (2.28)$$

Le point S parcourt donc un cercle de rayon

$$R_S = \sqrt{A^2 + B^2} \quad (2.29)$$

avec $A = c\chi(c\kappa X_s - s\kappa Y_s) + s\chi(Z_s + d_z)$ et $B = -s\kappa X_s - c\kappa Y_s$. La position du plan du cercle dans \mathcal{F}_M est donnée par

$${}^m Z_S = s\chi(s\kappa Y_s - c\kappa X_s) + c\chi(Z_s + d_z). \quad (2.30)$$

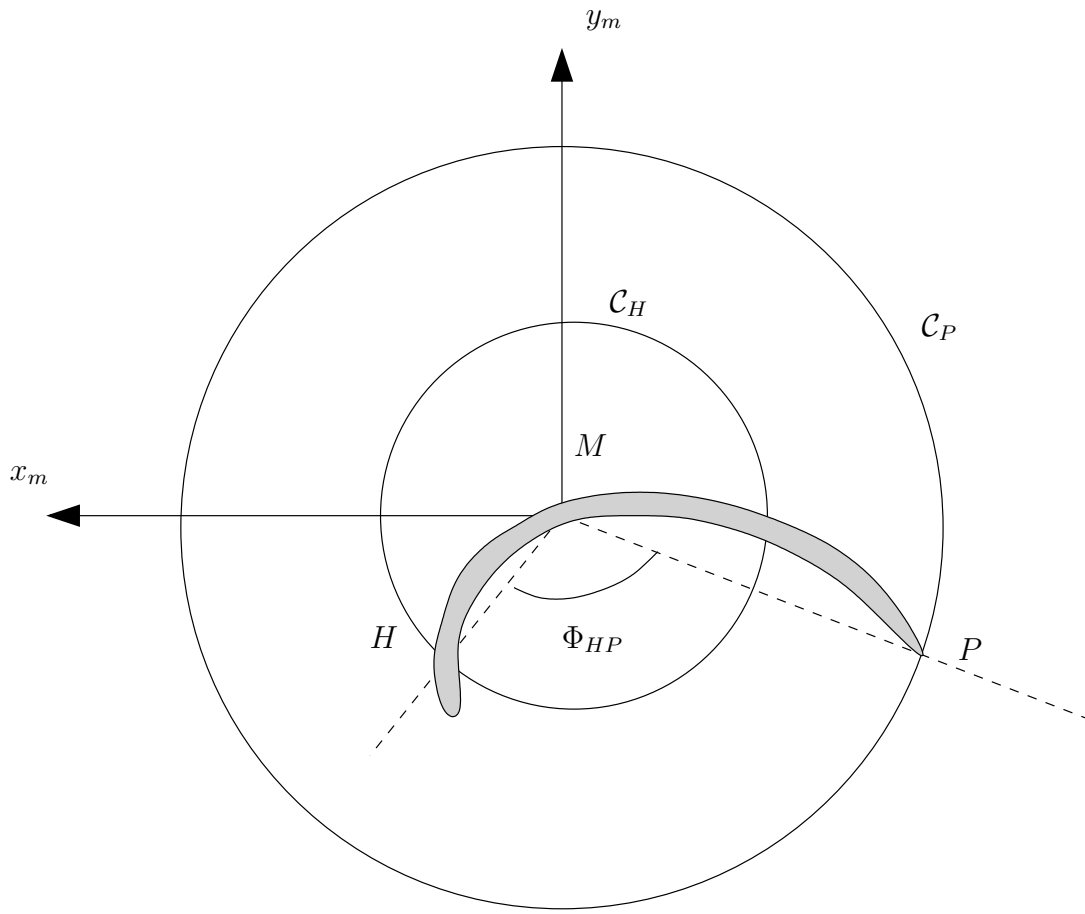


Fig. 2.8: Le déphasage entre les cercles \mathcal{C}_P et \mathcal{C}_H dans le repère \mathcal{F}_M .

Une autre caractéristique des cercles générés par une contrainte de fixation qui sera utile par la suite concerne le déphasage Φ_{HS} entre le point H et le point S vu depuis Q (voir figure 2.8). Ce déphasage a pour valeur³ :

$$\Phi_{HS} = \Phi(H) - \Phi(S) = \arctan 2(B, A) \quad (2.31)$$

Par la suite, on exprimera Φ_{HS} dans l'intervalle $[-\pi, \pi]$.

Toutes les caractéristiques étudiées dans cette section (rayon, position, déphasage) dépendent des paramètres de saisie de l'aiguille et de la distance Z_M entre le point d'incision Q et le point de fixation M . En revanche, ces caractéristiques sont indépendantes de la position de Q sur la sphère centrée en M et de rayon Z_M ou de la position de M sur la sphère centrée en Q et de rayon Z_M .

2.2.3 Position de l'aiguille et des cercles par rapport à la surface des tissus

Nous souhaitons étudier les positions possibles de l'aiguille par rapport à la surface d'un tissu lorsque l'aiguille coupe le tissu au point E . La position et l'orientation complète de l'aiguille de suture peut être décrite de façon non-minimale en utilisant la position de trois de ses points. Nous utilisons trois points particuliers : le point d'intersection de l'aiguille N avec le tissu, le point de saisie de l'aiguille H et la pointe de l'aiguille P .

³ Voir la définition de $\arctan 2$ page 7

Le point N est alors fixé en E et nous nous intéressons à la position des cercles de mouvement \mathcal{C}_P et \mathcal{C}_H par rapport à la surface du tissu ⁴. Pour chaque cercle, trois cas peuvent se produire, conduisant à 9 possibilités pour les positions de l'aiguille : le cercle est totalement au-dessus du tissu, le cercle est totalement en dessous du tissu, ou le cercle coupe le tissu (en deux points en général, en un seul point dans les cas limites).

Si la surface des tissus est plane, lorsque le cercle \mathcal{C}_H , respectivement \mathcal{C}_P , coupe le tissu, on peut calculer la zone angulaire située en dessous du tissu. Pour cela, on calcule les intersections du cercle \mathcal{C}_H avec le tissu dans le repère \mathcal{F}_M et on obtient

$$ZA(H) = 2 \arccos \frac{Z_M - {}^m Z_H}{R_H \tan \gamma} \quad (2.32)$$

respectivement

$$ZA(P) = 2 \arccos \frac{Z_M - {}^m Z_P}{R_P \tan \gamma} \quad (2.33)$$

où γ définit l'altitude de Q sur la sphère centrée en M (voir figure 2.9). Les zones angulaires sont inférieures à π si ${}^m Z_H < Z_M$, (respectivement ${}^m Z_P < Z_M$). La figure 2.9 donne une représentation graphique de ces zones. Elles sont symétriques par rapport au plan orthogonal au tissu et contenant E et Q et que nous noterons EQn .

Variation des zones angulaires en fonction de γ

Pour étudier les conditions d'existence de chemins, nous aurons besoin de connaître les variations des zones angulaires en fonction de γ ($\gamma \in [0, \frac{\pi}{2}]$).

Si on écrit $ZA(P) = 2 \arccos D(P)$ et $ZA(H) = 2 \arccos D(H)$ avec $D(X) = \frac{Z_M - {}^m Z_X}{R_X \tan(\gamma)}$, alors on obtient

$$\frac{\partial ZA(X)}{\partial \gamma} = \frac{2D(X)}{s\gamma c\gamma \sqrt{1 - D(X)^2}} \quad (2.34)$$

La variation de la zone angulaire en fonction de γ est donc du signe de $Z_M - {}^m Z_X$. Par conséquent, la zone angulaire diminue lorsque γ diminue si $Z_M > {}^m Z_X$, c'est-à-dire lorsqu'elle est plus petite que π . Au contraire, si $Z_M < {}^m Z_X$, *i.e.* $ZA > \pi$, la zone angulaire sous le tissu augmente quand γ diminue. Par ailleurs, pour une valeur de γ donnée, si $|D(X)| > |D(X')|$ alors $\left| \frac{\partial ZA(X)}{\partial \gamma} \right| > \left| \frac{\partial ZA(X')}{\partial \gamma} \right|$.

Nous montrons maintenant la propriété suivante :

Propriété 2 : *Si pour $\gamma = \gamma_1$ on a $ZA(X, \gamma_1) > ZA(X', \gamma_1)$, alors pour $\gamma_2 < \gamma_1$*

$$ZA(X, \gamma_2) > ZA(X', \gamma_2)$$

et

$$ZA(X, \gamma_2) - ZA(X', \gamma_2) > ZA(X, \gamma_1) - ZA(X', \gamma_1)$$

Dém. 2 : *Soient deux zones $ZA(X)$ et $ZA(X')$ avec $ZA(X) > ZA(X')$ pour une valeur de γ donnée*

- *si $ZA(X) > ZA(X') > \pi$, alors $0 > D(X') > D(X)$, et donc $|D(X)| > |D(X')|$, ce qui implique que $ZA(X)$ varie plus vite que $ZA(X')$. Comme les deux zones augmentent lorsque γ diminue, la zone $ZA(X)$ reste plus grande que $ZA(X')$ lorsque γ diminue et la différence $ZA(X) - ZA(X')$ augmente lorsque γ diminue.*

⁴ Nous continuerons à appeler Z_M la distance entre le point d'incision Q et le point de fixation, quel que soit son nom (ici E). De même, nous appellerons \mathcal{F}_M le repère centré en Q avec z_M pointant vers le point de fixation.

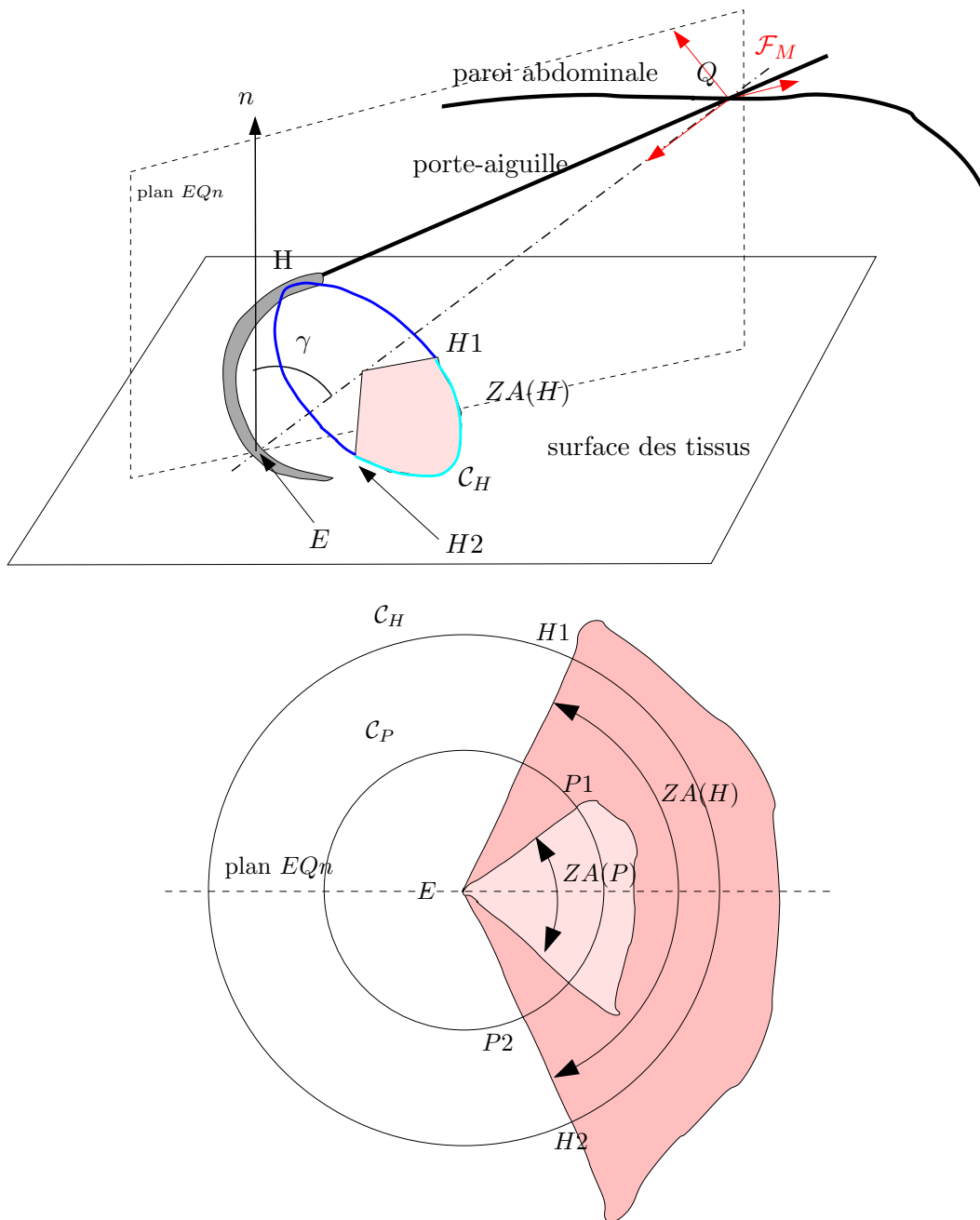


Fig. 2.9: En haut, la zone angulaire de H en dessous des tissus et l'altitude γ du trocart Q par rapport aux tissus. n est la normale aux tissus au point de fixation M . En bas, les zones angulaires correspondant à la position des points P et H en dessous de la surface du tissu, vues de Q .

- si $\pi > ZA(X) > ZA(X')$, alors $D(X') > D(X) > 0$ et donc $|D(X')| > |D(X)|$, ce qui implique que $ZA(X')$ varie plus vite que $ZA(X)$. Comme les deux zones diminuent lorsque γ diminue, la zone $ZA(X)$ reste plus grande que $ZA(X')$ et la différence $ZA(X) - ZA(X')$ augmente quand γ diminue.
- si $ZA(X) > \pi > ZA(X')$, alors la zone $ZA(X)$ augmente quand γ diminue et $ZA(X')$ diminue lorsque γ diminue. Par conséquent $ZA(X)$ reste plus grand que $ZA(X')$ et la différence $ZA(X) - ZA(X')$ augmente quand γ diminue.

Nous avons défini dans cette section quelques caractéristiques des mouvements possibles de l'aiguille lorsqu'un de ses points est fixé en un point de l'espace. Ces caractéristiques géométriques seront utiles par la suite pour définir les positions valides de l'aiguille par rapport aux tissus dans la recherche d'un chemin.

2.3 Recherche des positions initiales et finales

Dans cette section, nous proposons des méthodes analytiques et numériques pour rechercher une position de départ appelée *position initiale* et une position d'arrivée appelée *position finale* qui soient compatibles avec les contraintes de la suture. Dans la *position initiale*, la pointe de l'aiguille est en E^* et dans la *position finale* la pointe est en S^* .

Comme nous le verrons par la suite, le choix de la position initiale n'a pas d'influence directe sur les chemins obtenus et donc sur les déformations des tissus engendrés. En revanche, le choix de la position finale est critique pour les déformations et doit donc être fait avec précaution.

2.3.1 Définition de la position initiale

Dans la position initiale à choisir, la pointe de l'aiguille est au point d'entrée désiré E^* . Par conséquent, E^* est un point de fixation pour la pointe de l'aiguille. Les positions initiales possibles s'obtiennent donc par rotation de l'ensemble aiguille - porte-aiguille autour de l'axe QE^* . Parmi les positions obtenues, certaines ne peuvent pas être utilisées comme positions initiales pour le passage d'aiguille. Il faut en effet que toute la partie de l'aiguille située entre le point de saisie H et la pointe P soit située au-dessus de la surface du tissu. En outre, on souhaite que la pointe de l'aiguille soit assez proche de la normale au tissu au point d'entrée afin d'obtenir de bonnes conditions pour percer les tissus.

Dans le cas de tissus convexes (et par conséquent dans le cas de tissus plans), la première contrainte est vérifiée si et seulement si le point de saisie H est au-dessus des tissus et si le vecteur tangent t à l'aiguille au point P orienté dans le même sens que y_A pointe au-dessus du tissu (voir figure 2.10).

Dém. 3 : *La partie de l'aiguille entre H et P est complètement contenue dans le quart de plan délimité par PH et le vecteur tangent t . Si t pointe au-dessus du tissu et si H est au-dessus du tissu, alors le quart de plan (PH, t) est complètement au-dessus du tissu et par conséquent il en est de même pour la partie de l'aiguille qui nous intéresse.*

En pratique, le choix de la position initiale peut se faire de la façon suivante : à partir de Q , E^* et des paramètres de saisie β , ζ et ψ , on calcule les caractéristiques du cercle C_H . En échantillonnant les valeurs de ρ dans l'intervalle $[0 - 2\pi]$ et en utilisant les équations 2.15 et 2.16, on obtient une liste d'états possibles du système aiguille - porte-aiguille sous la forme (R_{qk}, T_{ki}) , i.e. une liste de configurations. Pour chacune de ces configurations on peut ensuite déterminer la position de H et t par rapport au tissu. Si H et t sont simultanément au-dessus de la surface du tissu, la position est acceptable. On calcule alors l'angle entre la normale au

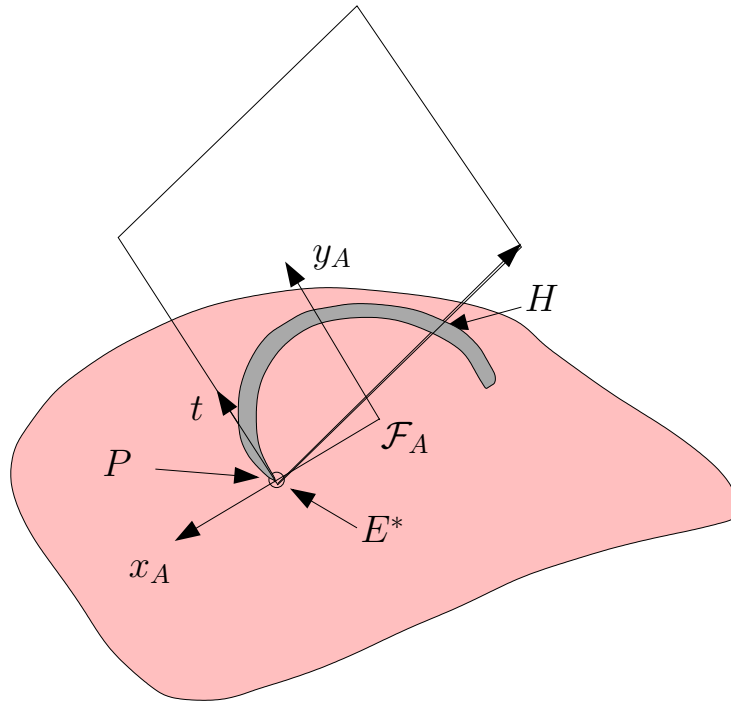


Fig. 2.10: Position initiale valable de l'aiguille. Lorsque t et PH sont au-dessus du tissu, le quart de plan contenant la partie de l'aiguille située entre P et H est totalement au-dessus du tissu.

tissu et la tangente à l'aiguille pour cette configuration. Avec la modélisation utilisée, le cosinus de cet angle d'attaque (AA) s'écrit comme le produit scalaire de la normale au tissu et de l'axe y_A de l'aiguille exprimé dans le repère du tissu

$$AA = \arccos([0, 0, 1] \left(R_{oq} R_{qk} R_{ia} \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix} \right)) \quad (2.35)$$

On peut également calculer la distance entre le point de saisie et la surface du tissu.

$$dist = {}^oT_{OH} \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = ({}^oT_{OQ} + R_{oq} R_{qk} T_{ki}) \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.36)$$

Après avoir parcouru l'ensemble des valeurs de ρ , on conservera la configuration minimisant l'écart de la pointe par rapport à la normale au tissu et maximisant la distance de l'instrument au tissu. Mathématiquement, la fonction de coût CCI (coût de la configuration initiale) à minimiser pour la détermination de la position initiale s'écrit :

$$CCI = \left\{ \begin{array}{l} \frac{1}{AA} + \frac{5}{dist} \text{ si } dist > 0 \\ \infty \text{ si } dist \leq 0 \end{array} \right\} \quad (2.37)$$

Il s'agit d'une pondération empirique entre l'importance de l'angle de pénétration et le risque de griffer la surface du tissu avec l'instrument.

Lorsque le tissu n'est pas plan, il est possible de procéder de façon similaire. Pour pouvoir déterminer la position du point H et de t par rapport à la surface du tissu, un modèle des tissus est nécessaire. S'il est donné sous forme analytique (par exemple un cylindre pour une artère

coronaire) on peut calculer les intersections de l'aiguille et du tissu de façon analytique. Plus couramment, les modèles seront extraits de procédures d'acquisition préopératoires (imagerie tomographique, IRM) ou à l'aide d'un système d'acquisition en temps réel (système de balayage laser) et le modèle sera donné sous forme numérique (nuage de points, maillage, éléments finis). Dans ce cas la validité des positions et le calcul des coûts liés à ces positions devra être fait numériquement, mais le principe reste le même.

2.3.2 Définition de la position finale et déformation minimale

Pour la position finale, c'est le point S^* qui est un point de fixation pour la pointe de l'aiguille. Les différentes positions sont donc obtenues par rotation autour de l'axe QS^* . Une position finale est acceptable si le point H est au-dessus du tissu et si, simultanément, le vecteur tangent t à l'aiguille au point P pointe en dessous du tissu. L'aiguille, dans une telle position, traverse le tissu en un point E' . Si l'aiguille a été introduite dans le tissu au point E^* , E' est la nouvelle position de E^* , après déformation et/ou mouvement des tissus, lorsque la pointe de l'aiguille est en S^* . Par conséquent, la distance entre E^* et E' , $d_{E^*E'}$, est une information sur la déformation nécessaire pour amener l'aiguille en S^* . Plus exactement, $d_{E^*E'}$ est la **déformation minimale** du tissu. On cherchera donc à amener le point E' aussi près que possible du point d'entrée désiré imposé par le chirurgien.

remarque : Les positions des points E^* et E' sont définies dans un repère immobile par rapport au point S^* . Ces points ne sont donc pas attachés au tissu mais simplement posés à sa surface comme l'illustre la figure 2.11.

La détermination pratique d'une position finale se fait de façon très similaire au choix d'une position initiale. A partir de Q , S^* et des paramètres de saisie β , ζ et ψ , on peut calculer les caractéristiques du cercle \mathcal{C}_H . En échantillonnant les valeurs de ρ dans l'intervalle $[0 - 2\pi]$ et en utilisant les équations 2.15 et 2.16, on obtient une liste d'états possibles de l'ensemble aiguille-porte-aiguille sous la forme (R_{qk}, T_{ki}) . Pour chacune de ces configurations, si H est au-dessus du tissu, on détermine l'intersection de l'aiguille avec le tissu. Si la surface du tissu est plane, on calcule analytiquement l'intersection entre un cercle et un plan dans l'espace euclidien \mathfrak{R}^3 . Si aucune intersection n'est trouvée dans l'intervalle angulaire $[0, \beta]$, la position est rejetée puisque cela signifie que l'aiguille ne traverse pas le tissu. Lorsqu'une intersection existe, sa position dans le plan du tissu est conservée. On obtient ainsi une liste de points correspondant aux positions possibles du point E' qui forment une courbe à la surface du tissu. La figure 2.12 montre le type de courbe obtenu dans le cas où la surface est plane.

Le choix de la position finale de l'aiguille peut alors être ramené au choix d'un point E' parmi la liste proposée. En l'absence d'informations supplémentaires on pourra prendre le point E' le plus proche de E^* . Toutefois, il pourra être souhaitable d'éviter, par exemple, le cisaillement des tissus et donc de favoriser un point E' dans la direction E^*S^* . Ce choix sera laissé à la compétence du chirurgien en fonction du type de tissus, de la lésion, etc. Lorsque E' est choisi, la position du point de l'aiguille au niveau du tissu dans la position finale est également définie. Elle est décrite par l'angle β_{nmax} qui vaut alors

$$\beta_{nmax} = 2 \arcsin \frac{d_{E'S^*}}{2r_a} \quad (2.38)$$

Lorsque le tissu n'est pas plan, la même méthode peut être appliquée à condition de disposer d'un modèle géométrique ou numérique des tissus à suturer.

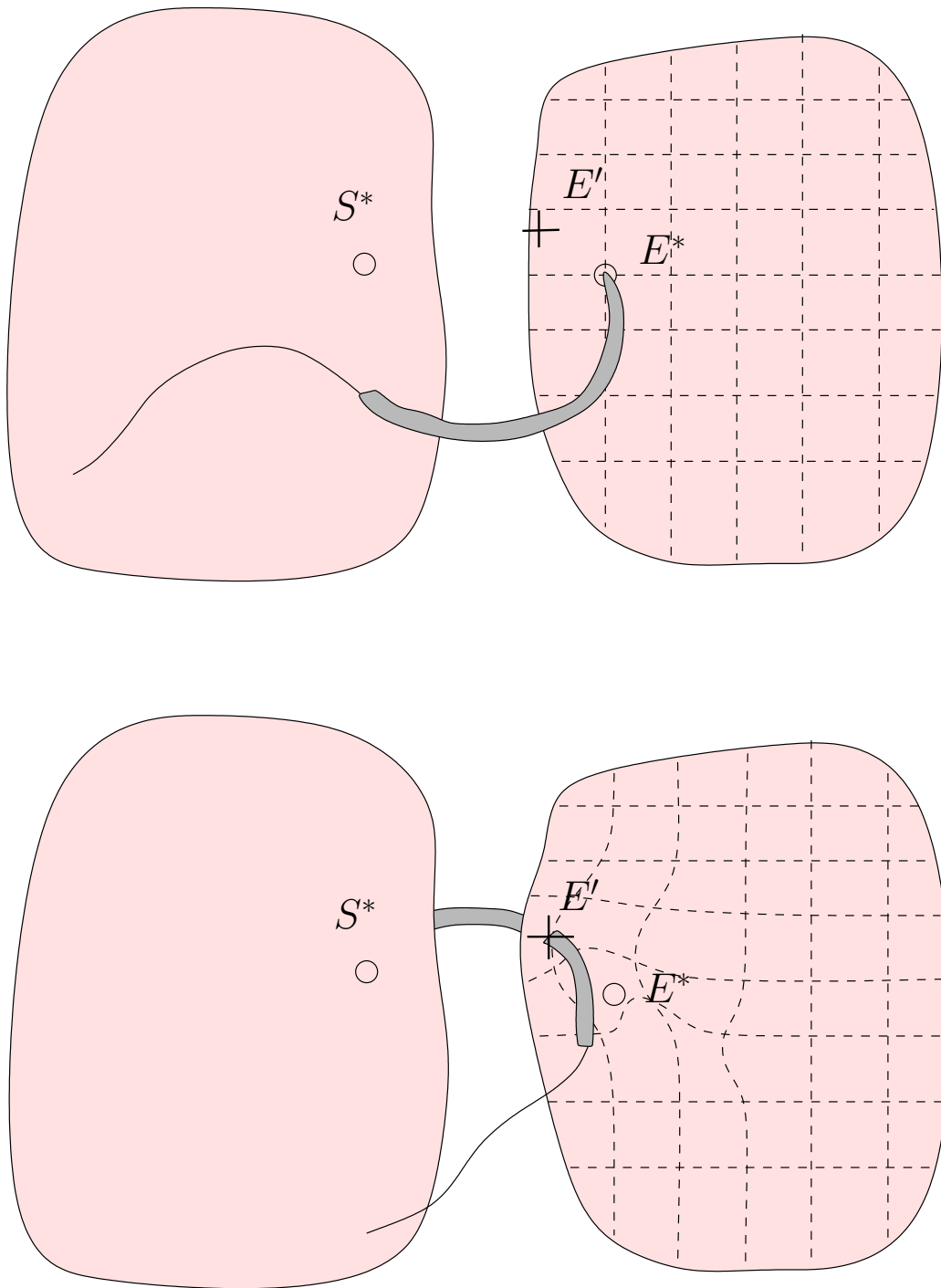


Fig. 2.11: En haut une position initiale de l'aiguille, et en bas une position finale. Lorsque les tissus se déplacent et se déforment sous l'action de l'aiguille, les points E^* et E' qui sont seulement "posés" à la surface du tissu mais attachés à un repère fixe ne se déplacent pas.

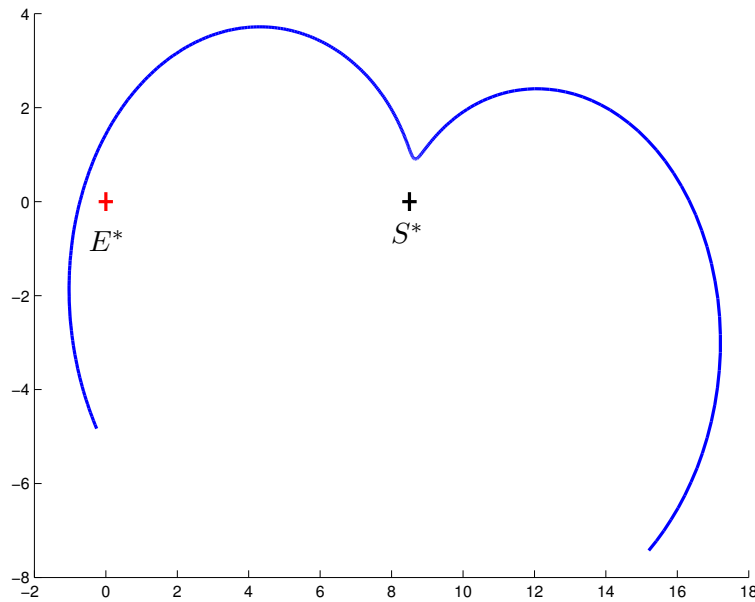


Fig. 2.12: Courbe formée par les points d'entrée possibles sur un tissu plan dans les conditions suivantes : $r_a = 5\text{mm}$, $\beta = \pi$, $\psi = 0.57$, $\zeta = 0.93$, ${}^oE^*S^* = (8.5, 0, 0)^T$ mm et $T_{oq} = (0, -50, 50)\text{mm}$. Cette courbe a été obtenue par échantillonnage des valeurs de ρ .

2.4 Analyse des conditions d'existence de chemins dans le cas de tissus plans : les chemins théoriques idéaux

En chirurgie ouverte, lorsque le chirurgien dispose de six degrés de liberté pour manipuler l'aiguille, il existe toujours un chemin idéal le long duquel aucune déformation longitudinale, *i.e.* dans le plan du tissu, n'est mise en jeu (voir figure 2.13). En revanche, cela n'est plus le cas dans les conditions de la laparoscopie.

Nous proposons d'étudier analytiquement et géométriquement les conditions permettant d'atteindre un point de sortie à partir d'un point d'entrée sans déformation longitudinale des tissus. Le tissu est donc considéré comme étant indéformable, l'aiguille ne pouvant le traverser qu'en deux points : le point d'entrée E^* et le point de sortie S^* . De tels chemins, s'ils existent, seront appelés chemins théoriques idéaux. Les conditions porteront sur la position de la ligne de suture par rapport au trocart et sur la prise d'aiguille. L'étude sera menée dans le cas où les tissus peuvent être localement approchés par un plan autour de la zone à suturer. En outre, on se limitera ici à des valeurs de $\beta < \pi$.

Cette section est organisée de la façon suivante.

- La première partie est consacrée à l'énoncé des conditions d'existence d'un chemin sans déformation.
- Ces conditions sont ensuite traduites en termes géométriques et en conditions sur les cercles générés, pour la pointe de l'aiguille et le point de saisie, par les contraintes de fixation.
- Dans la troisième partie, nous montrons que, dans le cas de tissus plans, il existe un chemin sans déformation entre un point d'entrée E^* et un point de sortie situé sur un cercle de rayon quelconque (inférieur à la distance maximale accessible par la pointe de l'aiguille) autour de E^* à condition que le point d'incision Q soit situé à l'extérieur d'une surface de révolution dont l'axe est la normale aux tissus en E^* . En d'autres termes, la limite entre existence et non-existence d'un chemin sans déformation se fait sur une surface de révolution.

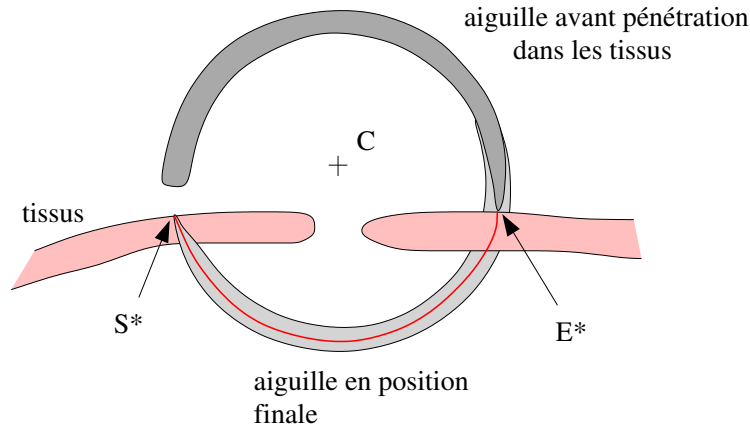


Fig. 2.13: Un chemin idéal possible dans le cas de la chirurgie ouverte. L'aiguille tourne autour d'un centre C situé au-dessus du tissu et dans un plan perpendiculaire aux tissus et contenant E^* et S^* . Le chemin rouge indique le mouvement de la pointe.

- Dans la quatrième partie, nous nous intéressons à la forme de la surface de révolution délimitant l'existence et la non-existence. Nous montrons que cette surface est l'enveloppe extérieure de plusieurs surfaces de révolution : des cônes, des hyperboloïdes à une nappe de révolution et des surfaces plus complexes mais pouvant être approchées par des cônes lorsque la distance entre le point d'incision Q et le point d'entrée E^* est grande par rapport aux dimensions de l'aiguille.

2.4.1 Conditions d'existence d'un chemin sans déformation

La condition d'existence d'un chemin sans déformation peut simplement s'énoncer de la façon suivante.

Définition 1 : *Un chemin sans déformation entre deux points E^* et S^* existe si :*

1. *Il existe une position d'entrée faisable*
2. *Il existe une position de sortie pour laquelle l'aiguille passe par E^**
3. *Pour tout point de l'aiguille situé au point d'entrée, il existe un angle ρ de rotation autour de l'axe QE^* pour lequel la pointe de l'aiguille est en dessous de la surface du tissu et pour lequel le point de saisie H est au-dessus de la surface du tissu. Les points de l'aiguille circulant au point d'entrée sont définis par leur position angulaire β_n dans l'intervalle $]0 - \beta_{nmax}[$. L'angle β_{nmax} donné par l'équation 2.39 dépend uniquement de la distance entre le point d'entrée E^* et le point de sortie S^* qui sera notée d_{ES} :*

$$\beta_{nmax} = 2 \arccos\left(\frac{d_{ES}}{2r_a}\right) \quad (2.39)$$

remarque : Si la faisabilité de la position initiale est simplement définie par le fait que le point H est au-dessus du tissu, alors l'existence d'une position initiale est presque contenue dans la troisième condition. En effet, celle-ci implique que pour un point P' de l'aiguille infiniment proche de P et positionné en E^* , le point de saisie H peut être amené au-dessus du tissu lorsque P est en dessous du tissu. En revanche, si la faisabilité de la position initiale contient des conditions sur l'angle de pénétration de l'aiguille dans le tissu, l'existence d'une position initiale doit être étudiée séparément.

Définition 2 : Soit un point d'entrée E^* et un point de sortie S^* . On appelle chemin théorique idéal pour E^* et S^* , un chemin permettant d'amener la pointe de l'aiguille depuis E^* jusqu'à S^* , pour lequel l'aiguille passe toujours par E^* et pour lequel H reste au-dessus de la surface des tissus et P en dessous de cette même surface.

Avec les définitions et remarques précédentes, on peut donc écrire :

Propriété 3 : Un chemin théorique idéal existe si et seulement si

1. pour toute valeur $\beta_n \in]0, \beta_{nmax}[$ il existe ρ pour lequel H est au-dessus du tissu et P en dessous, et
2. pour $\beta_n = \beta_{nmax}$ il existe ρ pour lequel la pointe de l'aiguille P est sur la surface du tissu et H au-dessus du tissu.

Un tel chemin n'est pas nécessairement réalisable en pratique. La position initiale peut être incompatible avec une suture réelle si l'angle entre la pointe de l'aiguille et la normale au tissu est trop grand. De plus, la pointe de l'aiguille peut être très proche du tissu le long du chemin, ce qui n'est pas souhaitable en pratique. Cependant, nous verrons que l'analyse des chemins théoriques permet d'apporter des informations intéressantes quant au choix des paramètres de la tâche de suture.

Afin d'analyser les conditions d'existence des chemins théoriques idéaux, nous supposerons qu'autour de la zone de suture les tissus peuvent être approchés par un plan. Ce plan sera appelé plan de suture et la droite le long de la lésion à suturer sera appelée ligne de suture.

2.4.2 Traduction des conditions d'existence sur les zones angulaires

Nous proposons ici d'exprimer les conditions d'existence de valeurs de ρ acceptables en fonction des positions des cercles \mathcal{C}_H et \mathcal{C}_P . Considérons que le point N de l'aiguille défini par l'angle β_n est fixé au point E^* . Deux cas doivent être traités : le cas général pour lequel $\beta_n < \beta_{nmax}$ et le cas particulier $\beta_n = \beta_{nmax}$.

Cas où $\beta_n < \beta_{nmax}$

Lorsque $\beta_n < \beta_{nmax}$, il y a des conditions simples pour lesquelles l'existence ou la non-existence de ρ peut simplement être déterminée.

Il y a nécessairement des solutions pour ρ si

- les 2 cercles coupent le tissu et $ZA(P) \geq ZA(H)$, ou si
- le cercle \mathcal{C}_H n'est pas complètement en dessous du tissu et le cercle \mathcal{C}_P est complètement en dessous du tissu, ou si
- le cercle \mathcal{C}_P n'est pas complètement au-dessus du tissu et le cercle \mathcal{C}_H est complètement au-dessus du tissu

En étendant de la façon suivante la définition des zones angulaires aux cas où les cercles ne coupent pas le tissu :

pour P

$$ZA(P) = 2\pi \text{ si le cercle est en dessous du tissu} \quad (2.40)$$

$$ZA(P) = -\infty \text{ si le cercle est au-dessus du tissu} \quad (2.41)$$

pour H

$$ZA(H) = \infty \text{ si le cercle est en dessous du tissu} \quad (2.42)$$

$$ZA(H) = 0 \text{ si le cercle est au-dessus du tissu} \quad (2.43)$$

les conditions se ramènent à :

Condition 1 : *Si $ZA(P) \geq ZA(H)$, alors il existe une solution.*

Lorsque la condition 1 n'est pas vérifiée, il faut étudier plus en détails le déphasage entre \mathcal{C}_P et \mathcal{C}_H . On constate **qu'il n'y a pas de solution** pour ρ si

- le cercle \mathcal{C}_P est complètement au-dessus du tissu, ou si
- le cercle \mathcal{C}_H est complètement en dessous du tissu, ou si

Condition 2 : $ZA(P) < ZA(H)$ et $|\Phi_{HP}| < \frac{ZA(H)-ZA(P)}{2}$

En effet, cela signifie que lorsque le point P est en dessous du tissu, le déphasage n'est pas suffisant pour amener le point H dans la zone pour laquelle celui-ci est au-dessus du tissu.

Cas où $\beta_n = \beta_{nmax}$

Dans le cas particulier pour lequel $\beta_n = \beta_{nmax}$, il faut pouvoir trouver ρ tel que la pointe de l'aiguille soit au niveau du tissu et le point de saisie au-dessus. Cette condition est plus restrictive que la condition du cas général.

On constate tout d'abord que la condition 2 reste valable. Elle devient, dans le cas particulier que l'on traite, la condition 3

Condition 3 : *si $ZA(P) < ZA(H)$ et $|\Phi_{HP}| < \frac{ZA(H)-ZA(P)}{2}$, alors il n'y a pas de solution ρ pour $\beta_n = \beta_{nmax}$*

En revanche, la condition 1 n'est plus valable. En effet, si on considère le cas présenté sur la figure 2.14 où $ZA(P) = 2\pi - \epsilon$, $ZA(H) = 2\pi - 2\epsilon$ avec ϵ petit et $|\Phi_{HP}| = \pi/2$, lorsque la pointe est au niveau de la surface, que ce soit en $P1$ ou $P2$, le point de saisie est en dessous du tissu.

Lorsque $\beta_n = \beta_{nmax}$, on obtient la condition suivante :

Condition 4 : *si $|\Phi_{HP}| + \frac{ZA(P)}{2} + \frac{ZA(H)}{2} > 2\pi$, alors il n'y a pas de solution*

On notera que les conditions 3 et 4 n'ont pas d'intersection, puisque si la condition 3 est vérifiée, il faudrait que $ZA(H) > 2\pi$ pour vérifier la condition 4.

2.4.3 Conditions sur la position du trocart pour l'existence d'un chemin théorique idéal dans le cas de tissus plans

L'existence de chemins théoriques idéaux est dépendante de la position du point d'incision Q par rapport aux tissus et des paramètres de saisie de l'aiguille. Dans cette section, nous nous intéressons aux conditions sur la position du point d'incision permettant de trouver des chemins théoriques idéaux. Nous allons montrer que des chemins sans déformation existent lorsque le point d'incision Q est à l'extérieur d'une surface de révolution d'axe la normale aux tissus au point E^* .

Prop. 1 : *Soit un point d'entrée E^* donné et une distance d_{ES} telle que $d_{ES} \leq 2r_a$. La position du point de sortie S^* n'est pas définie, seule la distance d_{ES} est imposée. La zone de l'espace dans laquelle il est possible de positionner le trocart afin de garantir l'existence d'un chemin théorique idéal pour E^* et l'ensemble des points S^* tel que $\|E^*S^*\| = d_{ES}$ est l'extérieur d'une surface de révolution autour de la normale aux tissus en E^* .*

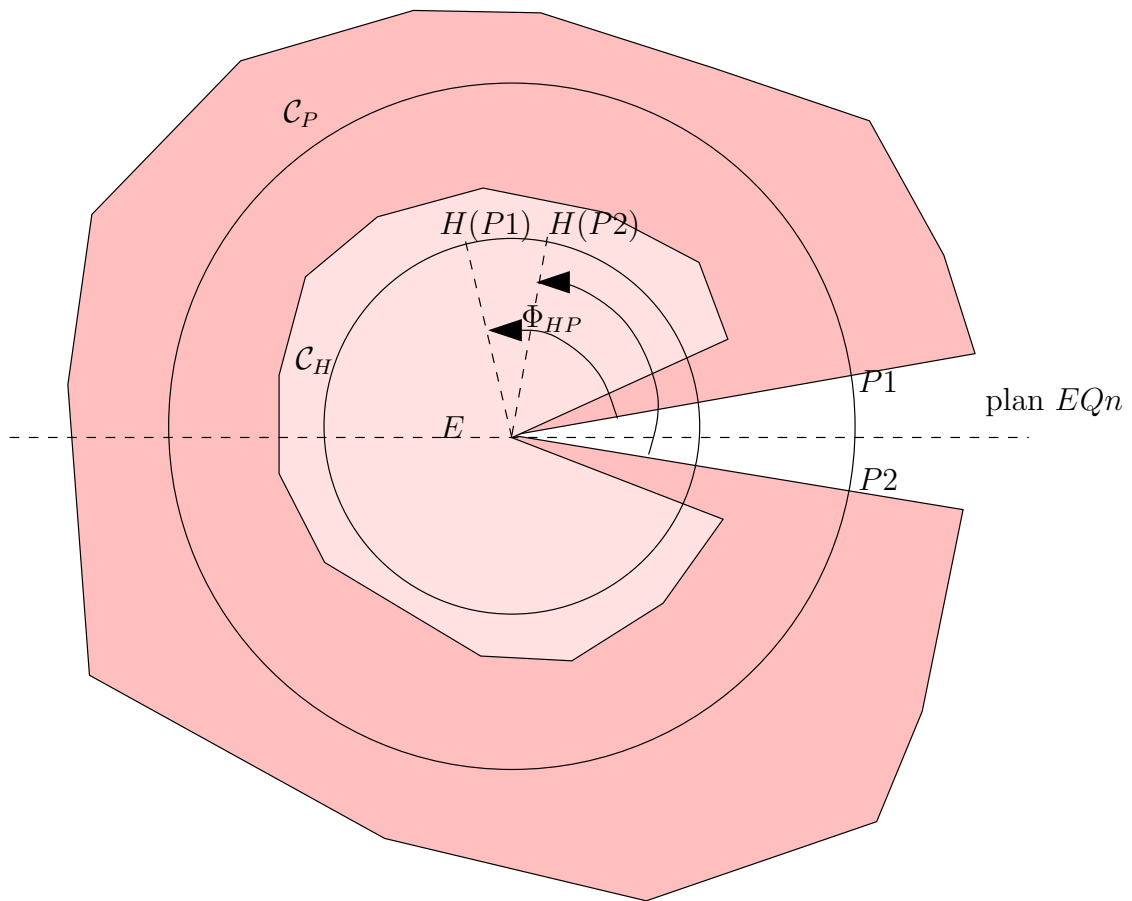


Fig. 2.14: Dans le cas particulier où $\beta_n = \beta_{nmax}$, la condition 1 n'est plus valable. Les points H(P1) et H(P2) sont les positions de H lorsque P est au niveau de la surface. Ils sont les 2 en dessous de la surface du tissu.

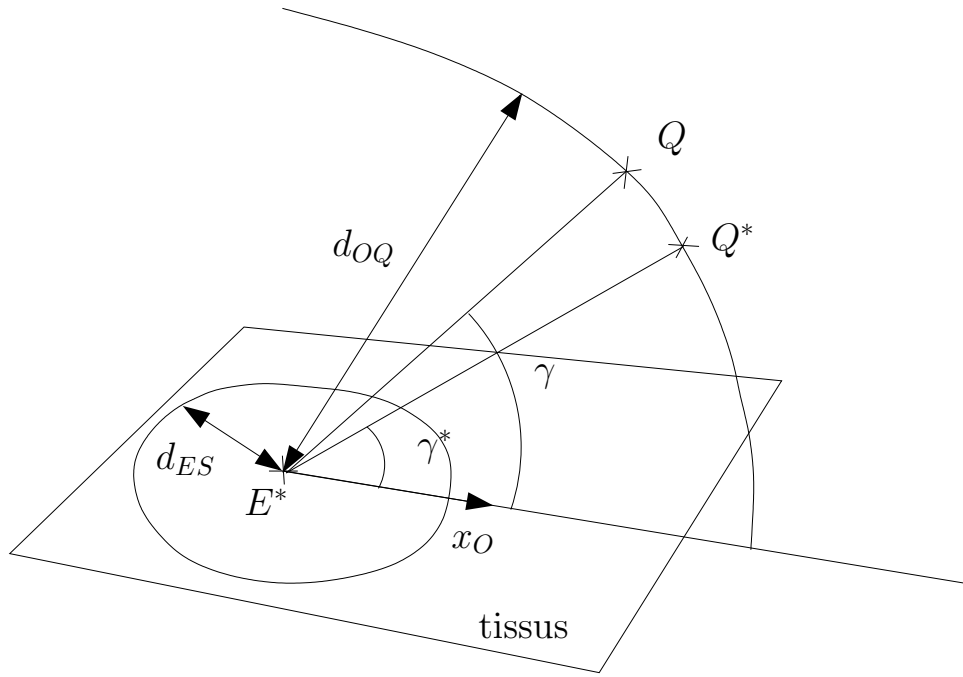


Fig. 2.15: Les points Q et Q^* sont tels que $\|T_{OQ}\| = \|T_{OQ^*}\|$ avec $\gamma < \gamma^*$. On dit que Q est plus à l' "intérieur" que Q^* .

Puisque la position du point de sortie S^* n'est pas spécifiée, le problème a une symétrie cylindrique autour de la normale aux tissus en E^* .

Par conséquent, il est possible de réduire l'étude de l'existence d'un chemin en fonction de la position du trocart à un demi-plan. Nous considérerons le cas où le point ${}^oQ = (X_Q, Y_Q, Z_Q)^T$ est dans le demi-plan défini par $Y_Q = 0$ et $X_Q \geq 0$. Alors, le plan de symétrie EQn est aussi le plan (x_O, z_O) . De plus, nous nous limiterons à des positions du trocart au-dessus de la surface du tissu, *i.e.* $Z_Q > 0$ ce qui réduit l'étude à un quart de plan.

Prop. 2 : Pour une distance $d_{OQ} = \|T_{OQ}\|$ fixée, dans le quadrant $(X_Q > 0, Y_Q = 0, Z_Q > 0)$, l'existence d'un chemin est garantie sur un arc de cercle défini par un angle $\gamma \in [\gamma_{min}, \frac{\pi}{2}]$, avec $\gamma_{min} > 0$.

Pour démontrer cette proposition, nous allons montrer que si pour un angle γ^* il n'y a pas de chemin théorique, alors pour $\gamma < \gamma^*$ il n'y a pas non plus de chemin théorique.

Soit le point Q^* défini par la distance d_{OQ^*} et l'angle γ^* (*c.f.* figure 2.15). Soit Q , tel que $\|T_{OQ}\| = \|T_{OQ^*}\|$, et défini par l'angle γ avec $\gamma < \gamma^*$. Nous dirons que Q est plus à l' "intérieur" que Q^* .

Supposons que lorsque le trocart est en Q^* , il n'existe pas de chemin théorique idéal. Cela signifie qu'il existe au moins une position de N^* définie par β_{n^*} pour laquelle

1. Si $\beta_{n^*} < \beta_{nmax}$: il n'existe pas de valeur de ρ telle que la pointe de l'aiguille soit en dessous du plan du tissu et le point de saisie au-dessus de ce même plan.
2. Si $\beta_{n^*} = \beta_{nmax}$: il n'existe pas de valeur de ρ telle que la pointe de l'aiguille soit au niveau du tissu et le point de saisie au-dessus de ce même plan simultanément.

Supposons qu'il n'y ait pas de solution pour N^* tel que $\beta_{n^*} \neq \beta_{nmax}$ et le trocart en Q^* . Qu'en est-il pour la même valeur de β_n et pour le trocart en Q ?

Traitons les cas d'absence de solution un par un : si

1. \mathcal{C}_P est totalement au-dessus du tissu : cela signifie que $\frac{Z_M - {}^m Z_P}{R_P \tan \gamma^*} > 1$. Alors, pour $\gamma < \gamma^*$ l'inégalité est toujours vérifiée, et \mathcal{C}_P est aussi au-dessus du tissu.
2. \mathcal{C}_H est totalement en dessous du tissu : cela signifie que $\frac{{}^m Z_H - Z_M}{R_H \tan \gamma^*} > 1$. Alors, pour $\gamma < \gamma^*$ \mathcal{C}_H est aussi en dessous du tissu.
3. $Z_A(P) < Z_A(H)$ et $|\Phi_{HP}| < \frac{Z_A(H) - Z_A(P)}{2}$.

D'après les propriétés données dans la section 2.2.3 consacrée aux variations des zones angulaires en fonction de γ , on sait que pour $\gamma < \gamma^*$, $Z_A(P, \gamma) < Z_A(H, \gamma)$ et que $Z_A(H, \gamma) - Z_A(P, \gamma) > Z_A(H, \gamma^*) - Z_A(P, \gamma^*)$. Géométriquement, cela se traduit par le fait que la différence de taille entre les 2 zones en dessous du tissu augmente quand γ diminue.

Par conséquent, si $|\Phi_{HP}| < \frac{Z_A(H) - Z_A(P)}{2}$ pour γ^* , comme le déphasage est indépendant de γ , la condition reste vraie pour γ , ce qui signifie qu'il n'y a pas de ρ valable lorsque N^* est le point fixé en E .

Dans le cas où l'absence de solution apparaît pour $\beta_{n^*} = \beta_{nmax}$, alors soit

1. \mathcal{C}_P est totalement au-dessus du tissu et on retrouve le cas 1 présenté précédemment.
2. \mathcal{C}_H est totalement en dessous du tissu, et on retrouve le cas 2 précédent.
3. $Z_A(P) < Z_A(H)$ et $|\Phi_{HP}| < \frac{Z_A(H) - Z_A(P)}{2}$ identique au cas 3 précédent.
4. $|\Phi_{HP}| + \frac{Z_A(P)}{2} + \frac{Z_A(H)}{2} > 2\pi$. Comme $|\Phi_{HP}| < \pi$, cette condition impose que $Z_A(H) + Z_A(P) > 2\pi$. Si $Z_A(H) > \pi$ et $Z_A(P) > \pi$, alors les 2 zones angulaires augmentent lorsque γ diminue et la condition 4 est préservée. Si seule une des deux zones, par exemple $Z_A(H)$, est supérieure à π , alors $Z_A(H) + Z_A(P) > 2\pi$ impose que

$$\arccos D(H) + \arccos D(P) > \pi,$$

ce qui donne

$$\arccos D(P) > \arccos(-D(H)),$$

soit

$$|D(P)| < |D(H)|.$$

On déduit des propriétés de $Z_A(X)$ données dans la section 2.2.3 que $Z_A(P)$ diminue moins vite que $Z_A(H)$ n'augmente lorsque γ diminue. Par conséquent, la condition 4 reste valable pour $\gamma < \gamma^*$.

Nous avons donc montré que lorsqu'il n'y a pas de ρ permettant de trouver une solution pour un point N^* fixé au point E , alors une diminution de γ conserve l'absence de solution. Cette propriété, couplée avec la symétrie cylindrique du problème, impose donc que l'ensemble des positions du trocart permettant de trouver un chemin théorique idéal sont situées à l'extérieur d'une surface de révolution autour de l'axe normal au plan du tissu en E , comme le montre la figure 2.16. La figure 2.17 présente une de ces surfaces de révolution.

2.4.4 Forme de la surface limite dans le cas de tissus plans

Nous allons maintenant nous intéresser à la forme de la surface de révolution délimitant l'existence et la non-existence d'un chemin théorique idéal. Pour cela, nous définissons tout d'abord géométriquement les cas limites entre existence et non-existence.

En considérant l'approche par description en (ρ, β_n) de la position de l'aiguille, les cas limites se définissent de la façon suivante : une position du trocart Q est une position limite si il existe un point N^* sur l'aiguille défini par l'angle $\beta_{n^*} \in]0 - \beta_{nmax}]$ pour lequel il existe une seule valeur

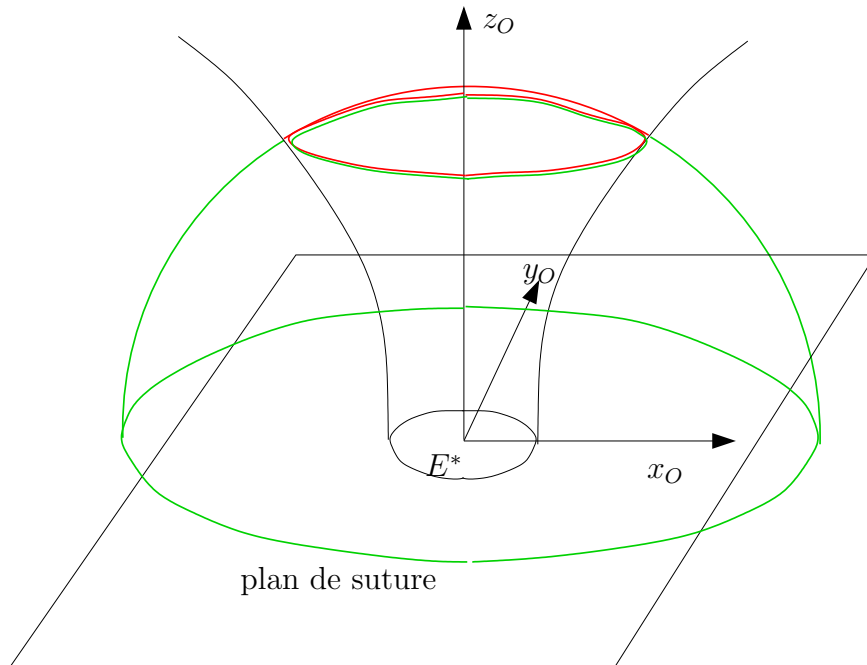


Fig. 2.16: A prise d'aiguille et distance d_{ES} fixées, la surface délimitant les positions du trocart pour lesquelles un chemin idéal existe, est une surface de révolution. A Z_M fixé, il y a un chemin théorique idéal sur la base de la sphère (en vert ici).

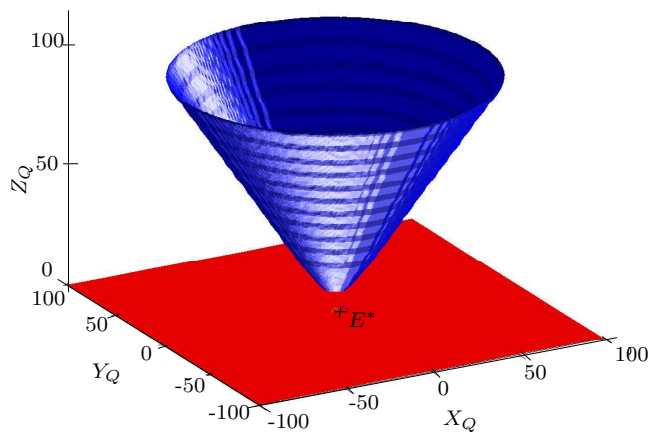


Fig. 2.17: La surface limite entre les positions du trocart permettant de trouver un chemin et celles qui ne le permettent pas : lorsque le point d'incision est situé à l'extérieur de la surface, un chemin théorique idéal existe. L'existence a été testée numériquement pour des distances du trocart au point d'entrée supérieures ou égales à 10 mm et pour les conditions suivantes : $r_a = 5\text{mm}$, $\beta = 3.14\text{ rad.}$, $\psi = -0.54\text{ rad.}$, $\zeta = 0.5\text{ rad.}$ et $d_{ES} = 5\text{mm}$.

de ρ acceptable et si pour toutes les autres valeurs de $\beta_n \in]0 - \beta_{nmax}]$ au moins une valeur de ρ est acceptable.

Dans l'approche géométrique utilisant la description par cercles, l'unicité d'une valeur acceptable de ρ se traduit par des cas de tangence. Nous décrivons maintenant les différents cas rencontrés. Ici encore il faut distinguer les cas où $\beta_n \neq \beta_{nmax}$ du cas particulier $\beta_n = \beta_{nmax}$.

Dans le cas général, les cas limite se produisent dans les conditions suivantes :

Condition limite 1 : *Le cercle \mathcal{C}_H est en dessous du tissu, tangent avec le tissu, et le point P correspondant au point de tangence est en dessous du plan de suture (voir figure 2.18).*

Pour la valeur de β_n considérée, il n'y a qu'une valeur de ρ acceptable. Une diminution de γ fait que \mathcal{C}_H passe complètement en dessous du tissu et qu'il n'y a plus de solution pour ρ .

Condition limite 2 : *Le cercle \mathcal{C}_P est au-dessus du tissu tangent avec le tissu, et le point H correspondant au point de tangence est au-dessus de la surface du tissu (c.f. figure 2.19).*

Pour la valeur de β_{n^*} considérée, il n'y a qu'une valeur de ρ acceptable. Une diminution de γ fait que \mathcal{C}_P passe complètement au-dessus du tissu et qu'il n'y a plus de solution pour ρ .

Condition limite 3 : *Les deux cercles \mathcal{C}_P et \mathcal{C}_H coupent la surface, $ZA(P) < ZA(H)$ et $|\Phi_{HP}| = \frac{ZA(H)-ZA(P)}{2}$. Ce cas se traduit par le fait que les points H et P sont au niveau du tissu simultanément. La figure 2.20 illustre cette situation.*

Pour la valeur de β_{n^*} considérée, il n'y a qu'une valeur de ρ valable. Si γ diminue, la différence $ZA(H) - ZA(P)$ augmente et il n'y a plus de ρ valable.

remarque : $ZA(P) = ZA(H)$ n'est pas un cas limite, car alors $|\Phi_{HP}| > \frac{ZA(H)-ZA(P)}{2}$ et il existe une infinité de valeur de ρ acceptables.

Dans le cas particulier où $\beta_{n^*} = \beta_{nmax}$, les cas limites à considérer sont les suivants :

Condition limite 4 : *Le cercle \mathcal{C}_P est tangent avec le tissu, **au-dessus ou en dessous** du tissu et le point H correspondant au point de tangence est au-dessus du tissu.*

Condition limite 5 : *Les deux cercles \mathcal{C}_P et \mathcal{C}_H coupent la surface, $ZA(P) < ZA(H)$ et $|\Phi_{HP}| = \frac{ZA(H)-ZA(P)}{2}$. Ce cas est identique à la condition limite 3 du cas général.*

Condition limite 6 : *Les deux cercles \mathcal{C}_P et \mathcal{C}_H coupent la surface et $|\Phi_{HP}| + \frac{ZA(P)}{2} + \frac{ZA(H)}{2} = 2\pi$.*

On peut également définir cette condition par $|\Phi_{HP}| > \left| \frac{ZA(H)-ZA(P)}{2} \right|$ et $ZA(P) + ZA(H) > 2\pi$, car $|\Phi_{HP}| < \pi$.

Ce cas se traduit aussi par le fait que H et P sont à la surface du tissu simultanément. La figure 2.21 donne un exemple d'une telle situation.

On remarque que le premier cas de tangence du cas général n'apparaît plus lorsque $\beta_{n^*} = \beta_{nmax}$. En fait, ce cas pourrait s'écrire : le cercle \mathcal{C}_H est en dessous du tissu, tangent avec le tissu, et le point P correspondant au point de tangence est au niveau du plan de suture. Mais alors, comme \mathcal{C}_H est tangent au tissu, on a $ZA(H) = 2\pi > ZA(P)$ et on retrouve le cas de tangence défini par la condition 5. De plus, le cas de la tangence du cercle \mathcal{C}_P admet maintenant le cas où le cercle \mathcal{C}_P est en dessous du tissu. En effet, lorsque γ diminue, le cercle \mathcal{C}_P passe totalement en dessous de la surface du tissu, empêchant donc la sortie de la pointe de l'aiguille.

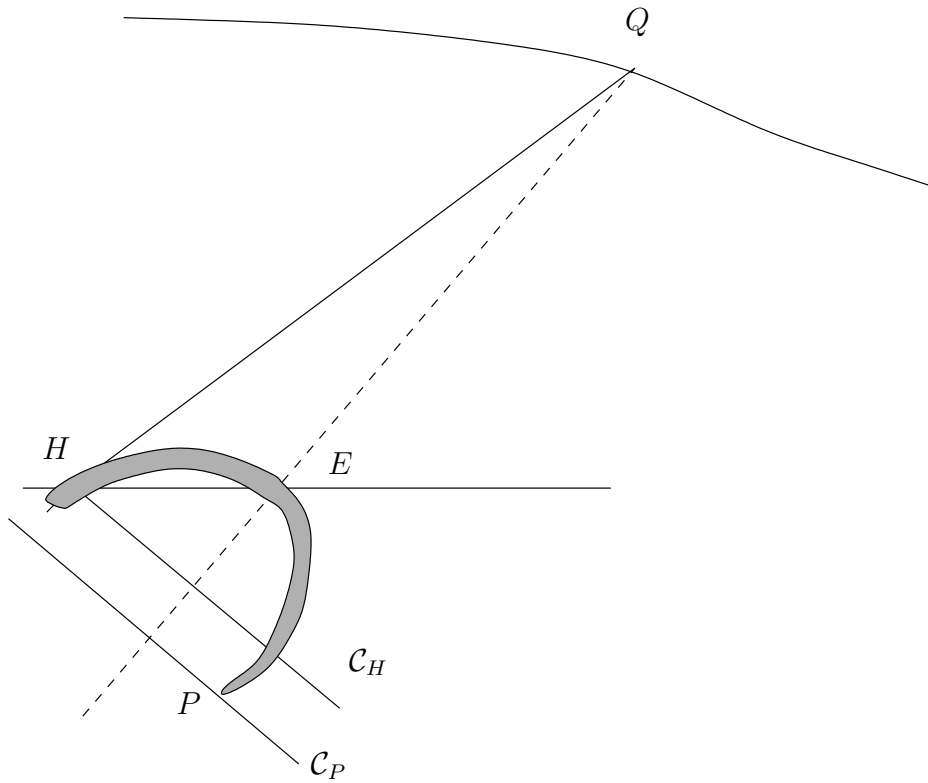


Fig. 2.18: Cas limite 1 : le cercle C_H est tangent avec le tissu en dessous du plan de suture. La figure présente l'aiguille lorsque H est au point de tangence.

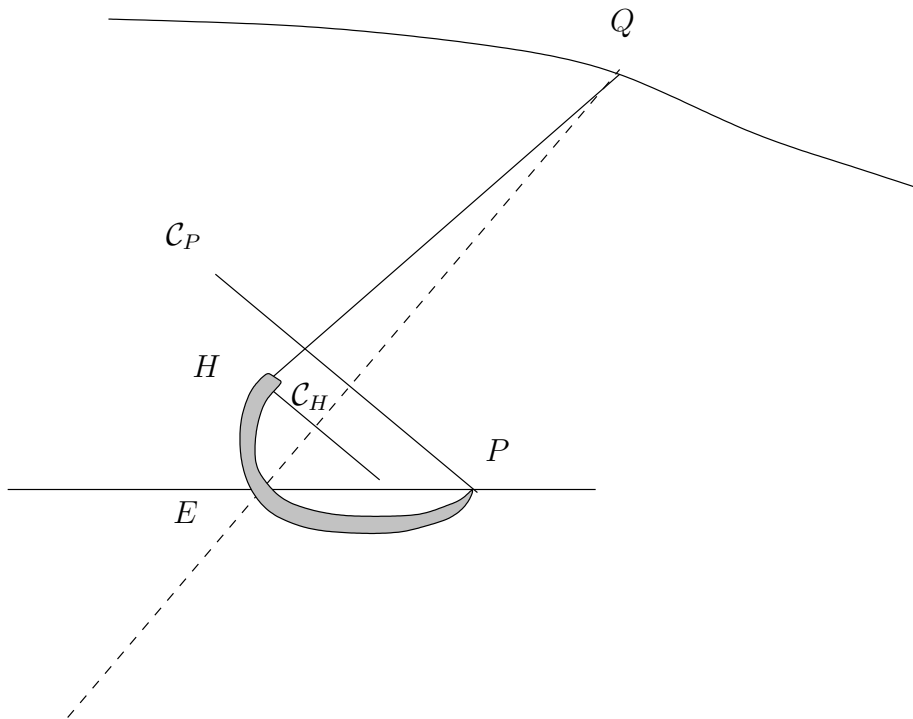


Fig. 2.19: Cas limite 2 : le cercle C_P est tangent avec le tissu au-dessus du plan de suture. La figure présente l'aiguille lorsque P est au point de tangence.

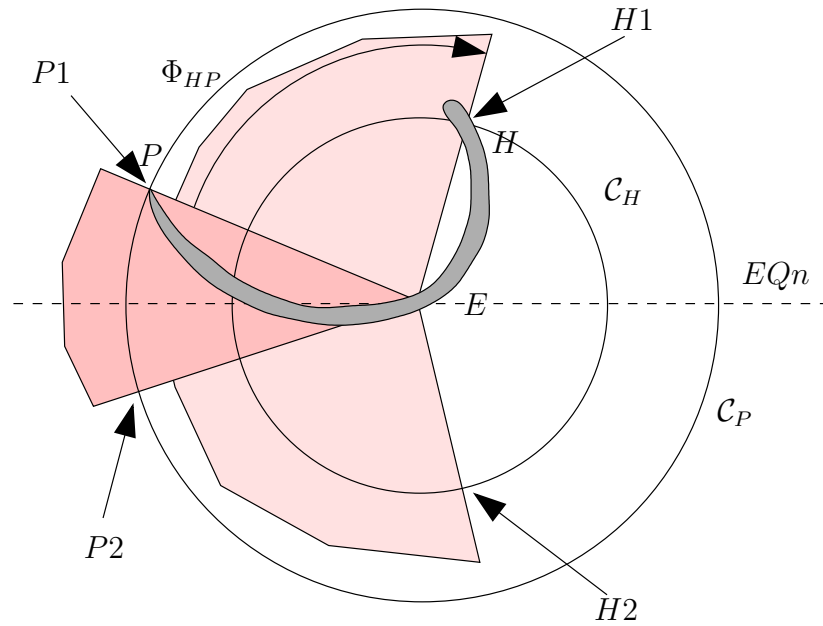


Fig. 2.20: Cas limite 3 : les cercles C_H et C_P coupent le plan de suture simultanément en $H1$ et $P1$. La figure présente l'aiguille lorsque H et P sont au niveau du tissu. Alors le plan de l'aiguille et le plan de suture sont identiques.

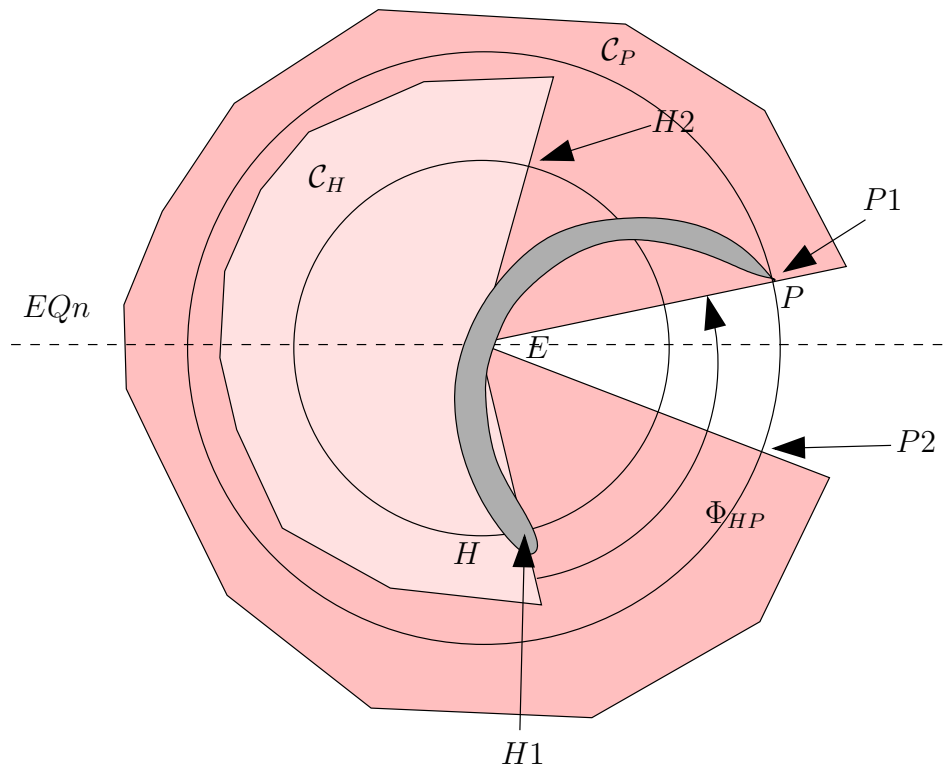


Fig. 2.21: Cas limite 6 : les cercles C_H et C_P coupent le plan de suture simultanément en $H1$ et $P1$. Il s'agit d'un cas limite lorsque $\beta_n = \beta_{nmax}$. En revanche, ce cas ne correspond pas à une condition limite lorsque $\beta_n \neq \beta_{nmax}$, car on voit qu'en faisant tourner l'aiguille dans le sens trigonométrique on obtient une position de l'aiguille qui est acceptable : P en dessous du tissu et H au-dessus.

Les cas limites 3, 5 et 6 pour lesquels le point H et le point P sont simultanément au niveau de la surface du tissu, se traduisent par le fait que l'aiguille repose complètement sur le plan du tissu.

Pour chaque point N entre la pointe de l'aiguille et le point N_{max} défini par l'angle β_{nmax} , chaque cas limite définit une surface de révolution limite. Pour une prise d'aiguille donnée, la surface de révolution définissant la limite d'existence d'un chemin théorique idéal est l'enveloppe extérieure de l'ensemble de ces surfaces limites. Dans la suite nous étudions séparément les propriétés des surfaces générées par chaque condition limite.

Etude de la tangence de \mathcal{C}_H avec le tissu

La tangence du cercle \mathcal{C}_H avec le tissu concerne uniquement la condition limite 1. De plus, \mathcal{C}_H doit être en dessous du plan de suture et le point P correspondant au point de tangence de \mathcal{C}_H doit être en dessous du tissu. Cependant, il n'est pas utile de vérifier la position de P sur son cercle. En effet, si le cercle \mathcal{C}_P est complètement au-dessus du plan de suture on aura dépassé le cas limite numéro 2. Si le cercle \mathcal{C}_P coupe la surface du tissu, mais qu'au point de tangence de \mathcal{C}_H , P est au-dessus du tissu, c'est qu'on a dépassé l'une des limites 2 ou 3.

Nous recherchons donc l'ensemble des points Q dans le quart de plan ($Y_Q = 0, X_Q \geq 0, Z_Q \geq 0$) pour lesquels le cercle \mathcal{C}_H est en dessous du tissu et tangent à celui-ci. Cela se traduit mathématiquement par

$${}^m Z_H > Z_M \quad (2.44)$$

$$R_H \tan(\gamma) = {}^m Z_H - Z_M \quad (2.45)$$

Les développements mathématiques figurent en annexe A.1. Ils montrent que la tangence du cercle \mathcal{C}_H avec le tissu crée une droite limite D dans le quadrant ($X_Q > 0, Z_Q > 0, Y_Q = 0$)

$$D : \sqrt{X_N^2 + Y_N^2} X + Z_N Y + \sqrt{(X_N^2 + Y_N^2)(X_N^2 + Y_N^2 + Z_N^2)} = 0 \quad (2.46)$$

dont les paramètres dépendent du point N fixé et des paramètres de saisie de l'aiguille. La figure 2.22 illustre ce propos.

Etude de la tangence de \mathcal{C}_P avec le tissu

La tangence du cercle \mathcal{C}_P avec le tissu concerne les conditions limites 2 et 4. La condition de tangence du cercle \mathcal{C}_P avec le tissu s'écrit

$$R_P \tan(\gamma) = Z_M - {}^m Z_P \quad (2.47)$$

La condition limite 2 impose en outre que \mathcal{C}_P soit en dessous du tissu, ce qui se traduit par la condition supplémentaire :

$${}^m Z_P < Z_M \quad (2.48)$$

De même que pour la tangence du cercle \mathcal{C}_H , il faut a priori se préoccuper de la position du point H . Cependant, si \mathcal{C}_H est totalement au-dessus du tissu, la limite 1 a déjà été franchie. Si \mathcal{C}_H coupe la surface du tissu, mais qu'au point de tangence de \mathcal{C}_P , H est au-dessus du tissu, c'est qu'on a dépassé l'une des limites 1 ou 3. Il n'est donc pas nécessaire d'étudier la position du point H .

En utilisant les équations 2.29 et 2.30 donnant les propriétés du cercle d'un point quelconque de l'aiguille et en les appliquant à la pointe de l'aiguille P , dont les coordonnées dans le repère de l'instrument \mathcal{F}_I sont notées (X_P, Y_P, Z_P) , les conditions de tangence 2.48 et 2.47 peuvent s'écrire

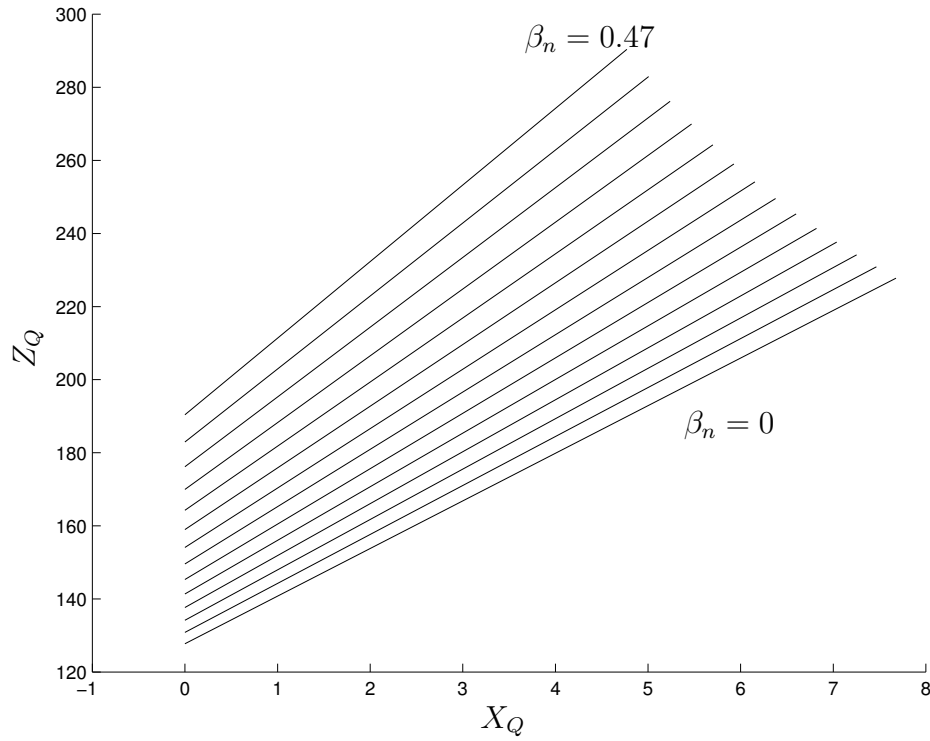


Fig. 2.22: Quelques droites (de $\beta_n = 0$ à $\beta_n = 0.47$ pour un pas de 0.036) obtenues pour la tangence du cercle \mathcal{C}_H avec le tissu dans les conditions suivantes : $r_a = 5\text{mm}$, $\beta = 2.75$, $\psi = 3.24$, $\zeta = 0.10$ et $d_{ES} = 5\text{mm}$.

$$X_N(X_P - X_N) + Y_N(Y_P - Y_N) + (Z_P - Z_N)\sqrt{Z_M^2 - X_N^2 - Y_N^2} < 0 \quad (2.49)$$

$$(\cos \gamma)^2 = \frac{-(X_N X_P + Y_N Y_P + T(Z_P - Z_N + T))^2 + Z_M^2 (X_P^2 + Y_P^2 + (Z_P - Z_N + T)^2)}{Z_M^2 ((X_P - X_N)^2 + (Y_P - Y_N)^2 + (Z_P - Z_N)^2)} \quad (2.50)$$

où $T = \sqrt{Z_M^2 - X_N^2 - Y_N^2}$.

La deuxième équation décrit une courbe complexe dans le quadrant ($X_Q > 0$, $Z_Q > 0$, $Y_Q = 0$). Afin de l'étudier, nous nous plaçons dans le cas où $Z_M \gg \{X_N, Y_N, Z_N, X_P, Y_P, Z_P\}$. Ces conditions sont normalement vérifiées en pratique. En effet, pour pouvoir opérer dans de bonnes conditions l'abdomen du patient est gonflé avec du dioxyde de carbone et le trocart se trouve donc éloigné de la zone de suture. En général, Z_M sera de l'ordre de 10 cm, alors que $\{X_N, Y_N, Z_N, X_P, Y_P, Z_P\} < 2r_a$ où le rayon de l'aiguille r_a mesure quelques millimètres.

Sous ces hypothèses,

$$R_P \simeq \sqrt{(X_P - X_N)^2 + (Y_P - Y_N)^2} \quad (2.51)$$

Cette expression est indépendante de la distance du trocart au point d'entrée E^* . En effet, lorsque Z_M devient grand par rapport aux dimensions de l'aiguille, le rayon du cercle de la pointe varie très peu quand Z_M est modifié. Afin de simplifier l'analyse, on réécrit également l'équation 2.47 sous la forme :

$$\gamma = \arccos \frac{R_P}{d_{EP}} \quad (2.52)$$

d_{EP} est la distance entre le point d'entrée et le point de contact entre \mathcal{C}_P et le plan du tissu. Elle vaut :

$$d_{EP} = d_{NP} = r_a \sqrt{(1 - c\beta_n)^2 + s\beta_n^2} = 2r_a s \frac{\beta_n}{2}$$

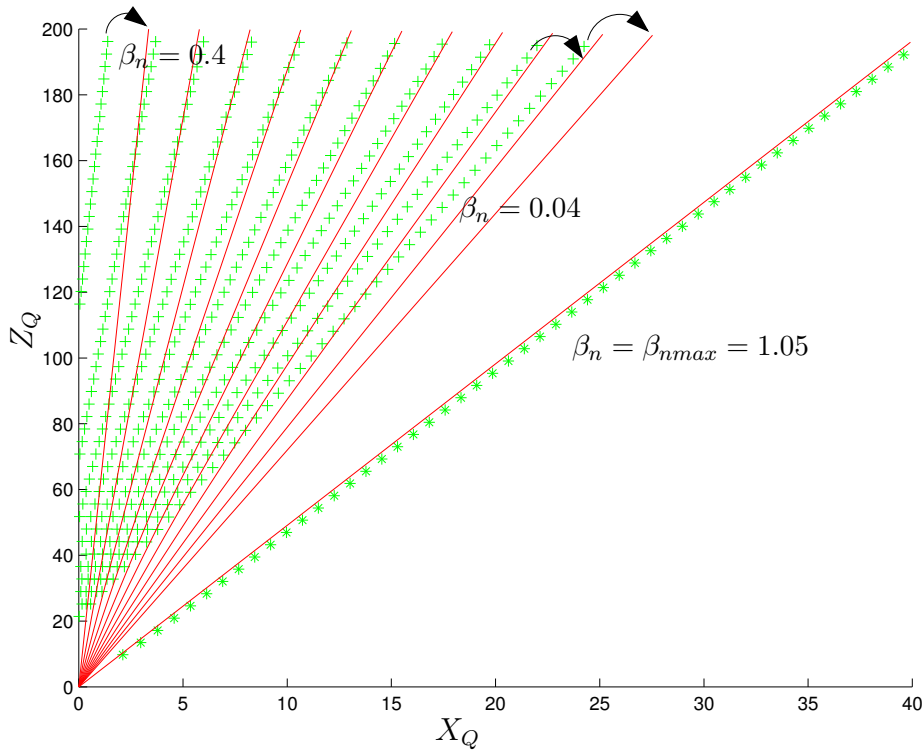


Fig. 2.23: Les limites pour la position du trocart dues à la tangence de \mathcal{C}_P avec le tissu dans les conditions suivantes : $r_a = 5\text{mm}$, $\beta = 2.75$, $\psi = 2.5$, $\zeta = 0.40$ et $d_{ES} = 5\text{mm}$. En vert des points échantillonnés sur la courbe réelle et en rouge les droites approchées. On constate que dans ce cas la courbe obtenue pour $\beta_n = \beta_{nmax}$ est déconnectée des autres courbes.

Il en découle que lorsque le trocart est loin du point d'entrée, la condition de tangence est très peu dépendante de Z_M . La limite est donc une droite passant par E et faisant un angle γ avec la normale au plan du tissu.

Pour la condition limite 2, il faut également vérifier l'inéquation 2.48. Or, sous les hypothèses précédentes, on obtient l'inéquation approchée suivante

$$X_N(X_P - X_N) + Y_N(Y_P - Y_N) + (Z_P - Z_N)Z_M < 0 \quad (2.53)$$

Si $Z_P - Z_N < 0$, alors l'inéquation est vérifiée pour Z_M suffisamment grand. Inversement, si $Z_P - Z_N > 0$ l'inéquation ne sera plus vérifiée pour de grandes valeurs de Z_M . Enfin, si $Z_P - Z_N = 0$ l'inéquation est indépendante de Z_M . On en déduit donc que pour Z_M grand par rapport aux dimensions de l'aiguille, la droite limite existe si $Z_P - Z_N < 0$, ou si $Z_P - Z_N = 0$ et $X_N(X_P - X_N) + Y_N(Y_P - Y_N) < 0$.

Lorsque $\beta_n = \beta_{nmax}$, c'est-à-dire pour la condition limite 4, l'inégalité 2.48 n'a plus besoin d'être vérifiée et la droite limite approchée existe toujours.

La figure 2.23 donne un exemple des limites dues à la tangence de \mathcal{C}_P avec le tissu.

Limite lorsque l'aiguille est dans le plan du tissu

Le dernier type de limite à considérer se produit lorsque P et H sont simultanément au niveau du plan de suture. Alors, l'aiguille est complètement dans le plan du tissu. Ces cas concernent les conditions limites 3, 5 et 6. Nous allons dans un premier temps rechercher les positions du trocart dans le quadrant ($X_Q > 0, Z_Q > 0, Y_Q = 0$) pouvant conduire à ce type de situation. Pour cela, nous allons considérer le problème inverse : étant donnée la position de l'aiguille dans

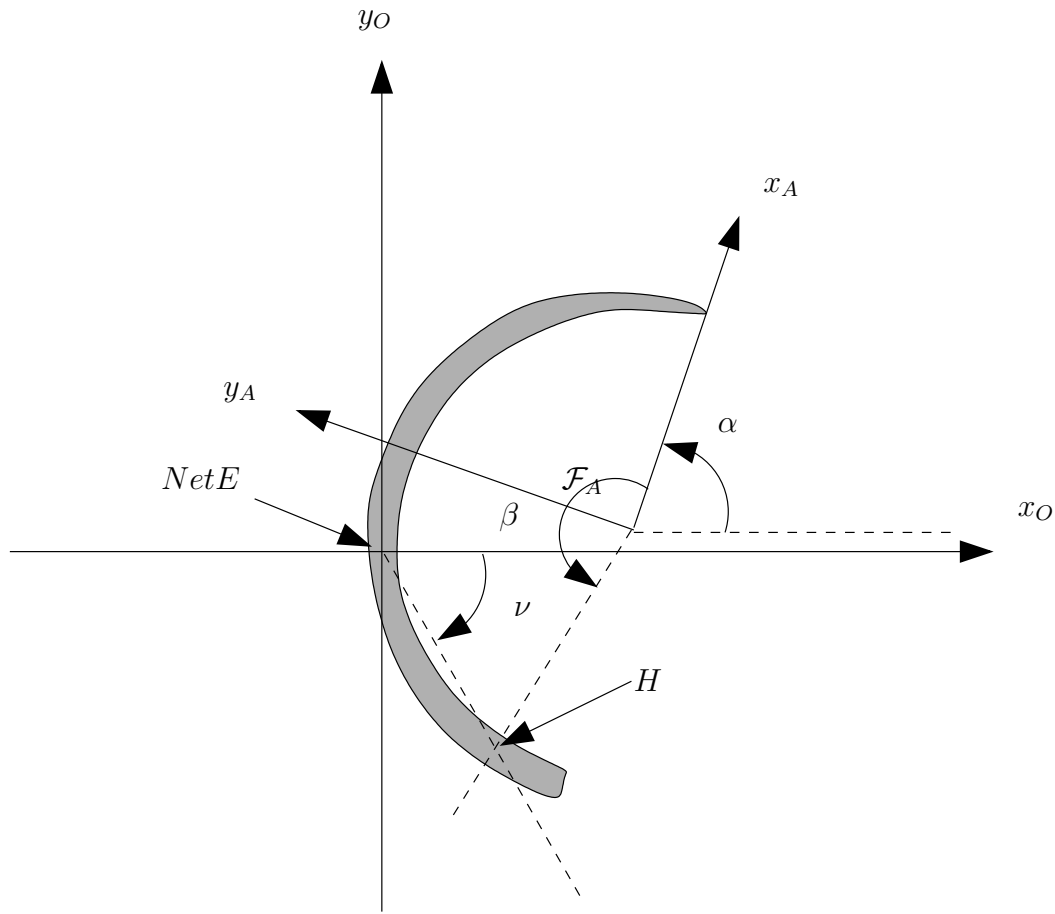


Fig. 2.24: Position de l'aiguille dans le plan du tissu lorsque z_A et z_O sont dans le même sens.

le plan de suture, le porte-aiguille traverse-t'il le quadrant considéré et dans l'affirmative, en quel point ?

Lorsque l'aiguille est dans le plan du tissu, sa position peut être décrite par l'angle α entre l'axe x_A du repère de l'aiguille et l'axe x_O du repère \mathcal{F}_O associé à l'organe. Deux cas doivent être envisagés, selon le sens de z_A . Si z_A et z_O sont dans le même sens, alors $R_{oa} = R_z(\alpha)$. Si z_A et z_O ont des sens opposés alors $R_{oa} = R_x(\pi)R_z(-\alpha)$.

Les deux cas peuvent être traités de façon très similaire. Nous allons ici considérer le premier cas. Si les paramètres de la prise d'aiguille sont fixés, alors la transformation rigide entre le tissu et l'instrument est totalement connue. On a

$$R_{oi} = R_{oa}R_{ai} \quad (2.54)$$

$$T_{OH} = d_{HN} (\cos \nu, \sin \nu, 0)^T \quad (2.55)$$

où $d_{HN} = d_{EH}$ est la distance entre le point de saisie et le point d'entrée, avec (voir figure 2.24) :

$$\nu = \alpha + \frac{\pi}{2} + \frac{\beta}{2} + \frac{\beta_n}{2} \quad (2.56)$$

$$d_{HN} = r_a \sqrt{(c\beta_n - c\beta)^2 + (s\beta_n - s\beta)^2} = 2r_a s \frac{\beta - \beta_n}{2} \quad (2.57)$$

La position des points de l'axe de l'instrument, que nous noterons G , exprimée dans le repère du tissu, s'écrit alors sous la forme

$${}^oG = T_{OH} + R_{oi}\lambda(0, 0, -1)^T \quad (2.58)$$

avec $\lambda > 0$. On recherche donc, en fonction de α , s'il existe une valeur de $\lambda > 0$ pour laquelle G est un point du quart de plan ($X > 0, Y = 0, Z > 0$). Le détail des calculs est reporté en annexe A.2.

Lorsque α varie (l'aiguille tourne dans le plan du tissu), l'axe de l'instrument crée un hyperboloïde à une nappe de révolution [mat] dont l'axe est la normale aux tissus au point E^* . Son intersection avec le quart de plan considéré est une portion d'hyperbole dont l'équation est de la forme suivante :

$$\mathcal{H} : \frac{X^2}{A^2} - \frac{(Z - Z_o)^2}{B^2} = 1 \quad (2.59)$$

Lorsque la prise d'aiguille est droite, l'hyperbole sera notée \mathcal{H}_1 et son centre Z_o et sa direction asymptotique $\frac{B}{A}$ ont pour valeurs

$$Z_o = Z(\alpha^*) = d_{EH} \frac{(s \frac{\beta - \beta_n}{2} s\psi + c \frac{\beta - \beta_n}{2} t\zeta) c\psi c\zeta}{s\psi^2 c\zeta + s\zeta t\zeta} \quad (2.60)$$

$$\frac{B}{A} = \frac{|c\psi|}{\sqrt{t\zeta^2 + s\psi^2}} \quad (2.61)$$

Lorsque la prise d'aiguille est gauche, l'hyperbole est notée \mathcal{H}_2 . La direction asymptotique reste inchangée et la hauteur du centre vaut alors :

$$Z_o = Z(\alpha^*) = d_{EH} \frac{(-s \frac{\beta - \beta_n}{2} s\psi - c \frac{\beta - \beta_n}{2} t\zeta) c\psi c\zeta}{s\psi^2 c\zeta + s\zeta t\zeta} \quad (2.62)$$

On a vu lors de la description des cas limites 3, 5 et 6 qu'il faut également prendre en compte d'autres conditions. Dans le cas général $\beta_n < \beta_{nmax}$ (condition limite 3) ce sont $Z_A(P) < Z_A(H)$ et $|\Phi_{HP}| = \frac{Z_A(H) - Z_A(P)}{2}$. Ces conditions peuvent se traduire par des intervalles de validité pour l'angle α . Par conséquent, les hyperboles décrites précédemment ne seront que partiellement valides (voir figure 2.25).

Récapitulatif

L'analyse présentée dans les sections précédentes amène donc aux résultats intermédiaires suivants. Pour un point N donné fixé en E^* , tel que $\beta_n < \beta_{nmax}$, les différentes limites à considérer dans le quadrant ($Y = 0, X > 0, Z > 0$) sont :

- La droite \mathcal{D} à condition que $Z_N < 0$
- La courbe \mathcal{C} , approchée par une droite lorsque Z_M est grand par rapport aux dimensions de l'aiguille, à condition que $Z_P - Z_N < 0$
- Une partie de l'hyperbole \mathcal{H}_1 si $\psi > \frac{\pi}{2}$
- Une partie de l'hyperbole \mathcal{H}_2 si $\psi < \frac{\pi}{2}$

Dans le cas particulier où $\beta_n = \beta_{nmax}$, les types de limites sont identiques, excepté la courbe \mathcal{C} qui devient valable pour tout Z_N .

La courbe du quadrant ($X > 0, Y = 0, Z > 0$) délimitant l'existence d'une trajectoire théorique idéale pour une distance d_{ES} donnée, est l'enveloppe extérieure des limites précédentes pour β_n variant de 0 à $\beta_{nmax} = 2 \arccos(\frac{d_{ES}}{2r_a})$.

Les figures 2.26 et 2.27 montrent la répartition des limites dans différents cas.

Toutes les limites mises en jeu (droites, courbes et hyperboles) ont des dérivées positives et donc des pentes positives dans le quadrant considéré lorsque Z_M est grand. Cela suggère qu'il est souhaitable de placer les incisions aussi loin que possible de la normale aux tissus au point d'entrée désiré E^* pour pouvoir trouver des chemins sans déformation et qui permettent de faire ressortir l'aiguille des tissus.

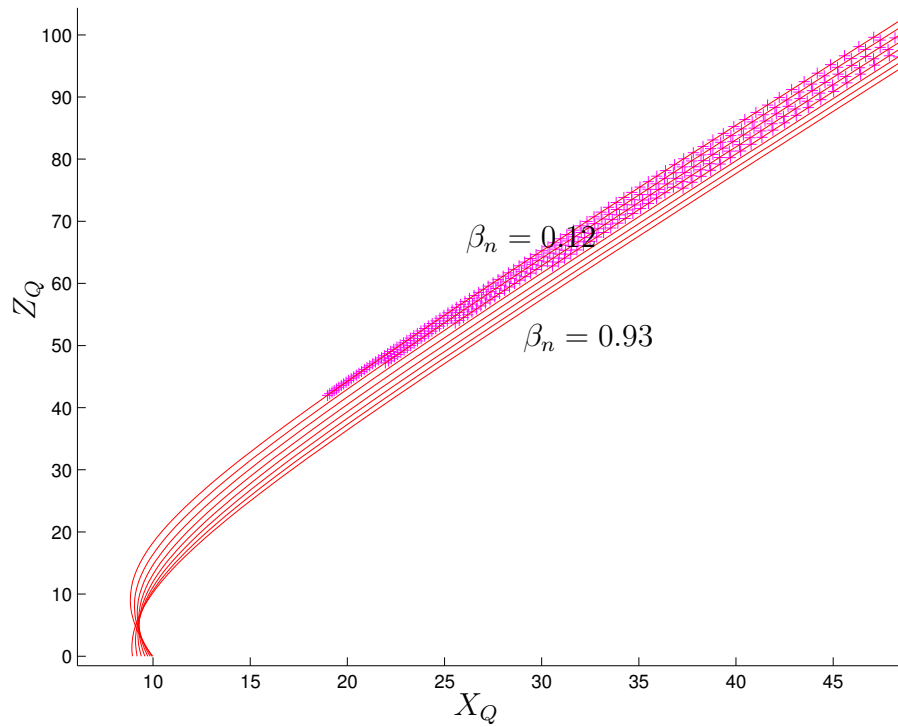


Fig. 2.25: Les limites hyperboliques dans les conditions $r_a = 5\text{mm}$, $\beta = \pi \text{ rad.}$, $\psi = 3.4 \text{ rad.}$, $\zeta = 0.4 \text{ rad.}$ pour $\beta_n \in [0.12, 0.93]$. Les croix correspondent aux limites obtenues par échantillonnage de α et vérifiant les conditions complètes de validité. Les courbes sont les hyperboles tracées à partir de leurs paramètres. On voit que les hyperboles pour β_n grand ne sont pas valables dans la zone présentée puisqu'elles ne portent pas de points échantillonnés.

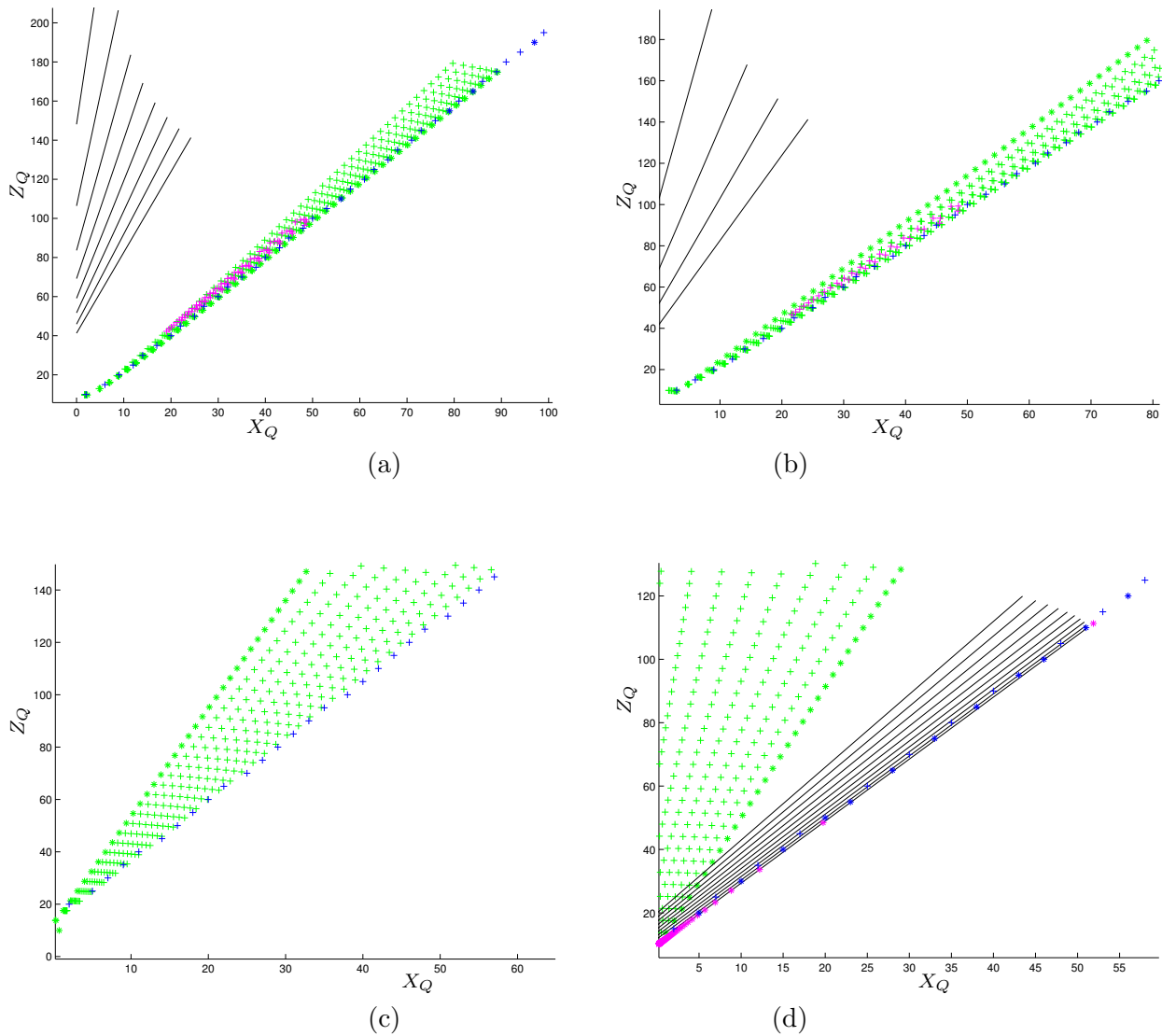


Fig. 2.26: Les limites d'existence d'un chemin théorique idéal dans différentes configurations pour $r_a = 5\text{mm}$. En **bleu** les limites réelles obtenues par échantillonnage de X_Q , Z_Q et β_n . En **noir** les droites créées par la tangence de \mathcal{C}_H avec le tissu pour différentes valeurs de β_n . En **vert** les courbes créées par la tangence de \mathcal{C}_P avec le tissu pour différentes valeurs de β_n . En **magenta** les points obtenus par échantillonnage de α des hyperboles créées lorsque l'aiguille est dans le plan du tissu. Les croix (+) indiquent une limite pour $\beta_n < \beta_{nmax}$ et les étoiles (*) indiquent une limite pour $\beta_n = \beta_{nmax}$. (a) $d_{ES} = 5\text{mm}$, $\beta = \pi$, $\psi = 3.4$, $\zeta = 0.4$. L'enveloppe externe est créée par la tangence de \mathcal{C}_P pour $\beta_n = \beta_{nmax}$. (b) Identique à (a) excepté $d_{ES} = 8.5\text{mm}$. La limite est créée par la tangence de \mathcal{C}_P mais pour $\beta_n < \beta_{nmax}$. Cela indique qu'il est plus facile de sortir l'aiguille pour $d_{ES} = 8.5\text{mm}$ que pour $d_{ES} = 5\text{mm}$. (c) Identique à (a) excepté $\beta = \frac{2\pi}{3}$. L'enveloppe externe est créée par la tangence de \mathcal{C}_P , mais pour $\beta_n < \beta_{nmax}$. Il est donc souhaitable dans ce cas de diminuer β pour sortir plus facilement l'aiguille. (d) $d_{ES} = 5\text{mm}$, $\beta = \frac{2\pi}{3}$, $\psi = 3.4$, $\zeta = -0.4$. L'enveloppe externe est créée par la tangence de \mathcal{C}_H et l'hyperbole \mathcal{H}_1 .

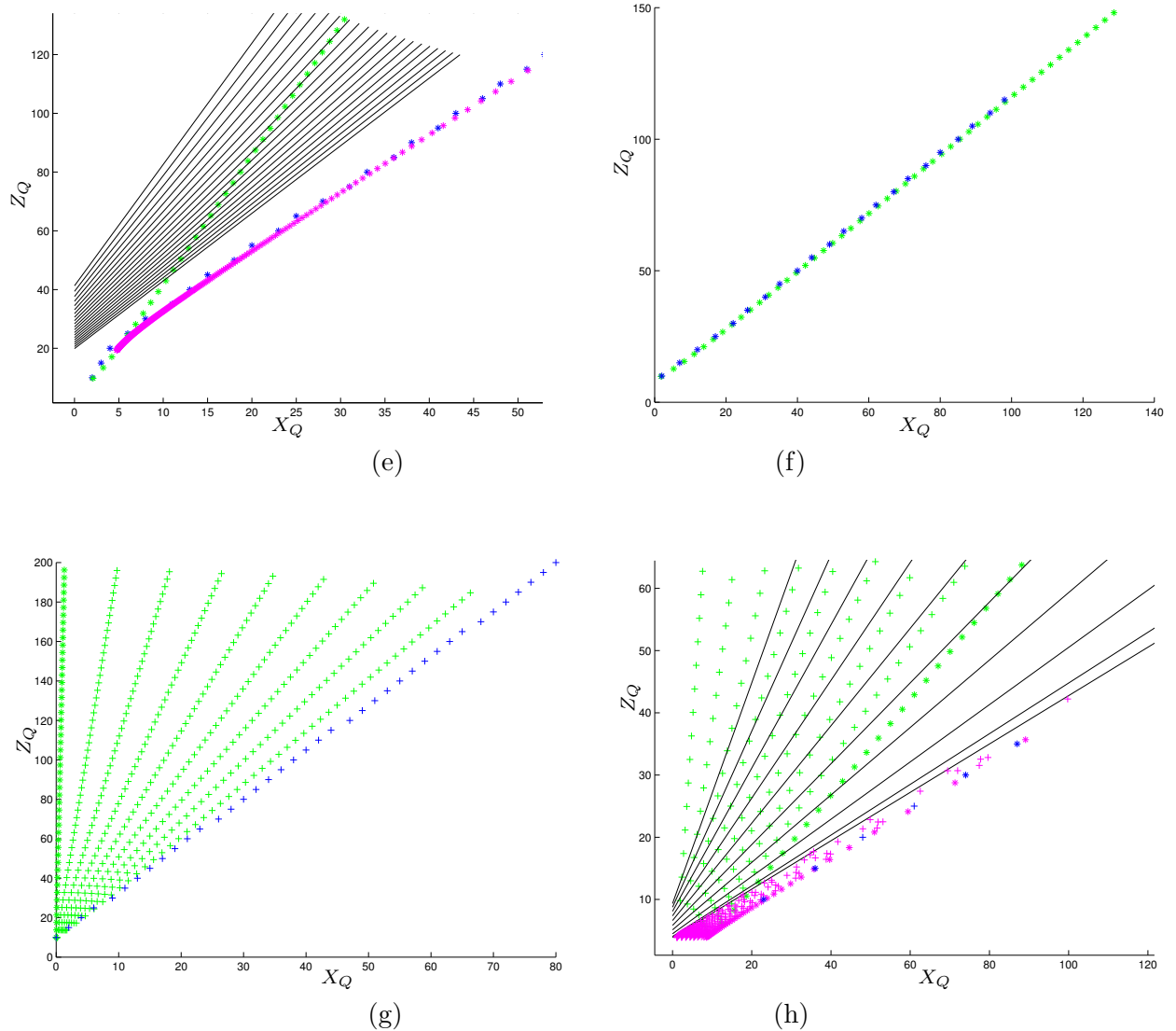


Fig. 2.27: Les limites d'existence d'un chemin théorique idéal dans différentes configurations pour $r_a = 5\text{mm}$. (e) $d_{ES} = 5\text{mm}$, $\beta = \pi$, $\psi = 3.4$, $\zeta = -0.4$. L'enveloppe externe est créée par l'hyperbole \mathcal{H}_1 . (f) $d_{ES} = 5\text{mm}$, $\beta = \pi$, $\psi = 0.8$, $\zeta = -0.4$. L'enveloppe externe est créée par la tangence de \mathcal{C}_P pour $\beta_n = \beta_{nmax}$. (g) Identique à (f) excepté $\zeta = 0.4$. L'enveloppe externe est créée par la tangence de \mathcal{C}_P , mais pour $\beta_n < \beta_{nmax}$. (h) $d_{ES} = 8.5\text{mm}$, $\beta = \pi$, $\psi = -1.24$, $\zeta = 0$. L'enveloppe externe est créée par l'hyperbole \mathcal{H}_2 .

2.5 Recherche de la surface externe dans le cas où une position de sortie existe

La description de la limite exacte entre existence et non-existence d'un chemin théorique idéal en fonction des paramètres de saisie est complexe. Afin de simplifier l'analyse, nous proposons d'étudier l'enveloppe séparément pour chaque type de limites (droites, courbes et hyperboles), en considérant que la distance entre le trocart et le point d'entrée est grande par rapport aux dimensions de l'aiguille utilisée.

L'objectif est de déterminer, pour chaque type de limites, pour des paramètres de saisie fixés, la valeur de β_n pour laquelle l'angle γ est le plus grand.

En pratique, le point de sortie S^* est généralement fixé. Nous allons ici supposer qu'une position initiale et une position finale sans déformation existent. Il existe donc une position pour laquelle la pointe de l'aiguille est en S^* et pour laquelle le corps de l'aiguille passe par E^* . L'étude des limites est donc réduite au cas général où $\beta_n < \beta_{nmax}$.

Lorsque S^* est fixé, le problème complet de la recherche d'un chemin perd sa symétrie. Toutefois, si une position finale et une position initiale existent, il existe un chemin entre ces positions si (voir définition 1) pour tout point de l'aiguille situé au point d'entrée et défini par un angle $\beta_n \in]0, \beta_{nmax}[$, il existe un angle ρ de rotation autour de l'axe QE^* pour lequel la pointe de l'aiguille est en dessous de la surface du tissu et pour lequel le point de saisie H est au-dessus de la surface du tissu.

Cette condition d'existence est indépendante de la position de S^* autour de E^* . Par conséquent, le problème partiel de la recherche d'un chemin entre deux positions totalement définies conserve une symétrie cylindrique autour de la normale aux tissus en E^* .

2.5.1 Tangence de \mathcal{C}_H

Pour la limite de tangence du cercle \mathcal{C}_H , l'angle γ entre l'axe z_O et E^*Q s'écrit (voir figure 2.28) :

$$\gamma = \arccos \frac{R_H}{d_{EH}} \quad (2.63)$$

Lorsque Z_M est grand par rapport à r_a , d'après l'équation 2.25, $R_H \simeq \sqrt{X_N^2 + Y_N^2}$. Comme $d_{EH} = \sqrt{X_N^2 + Y_N^2 + Z_N^2}$, on obtient alors :

$$\gamma \simeq \arccos \sqrt{1 - \frac{Z_N^2}{d_{EH}^2}} \quad (2.64)$$

On cherche donc la valeur de β_n pour laquelle le rapport $\frac{R_H}{d_{EH}}$ est minimal. Ceci est équivalent à rechercher le minimum de $\frac{R_H^2}{d_{EH}^2} = 1 - \frac{Z_N^2}{d_{EH}^2}$. Finalement on recherchera le maximum de $\frac{Z_N}{d_{EH}}$.

Les calculs sont présentés en annexe B. On constate que la valeur maximale de γ est telle que $\gamma_{max} \leq \arccos(\cos(\zeta) |\cos\psi|)$.

Cette valeur supérieure n'est pas nécessairement atteinte. Elle peut en effet correspondre à des valeurs de β_n en dehors de la plage accessible $]0, \beta_{nmax}[$. Il se peut également que lorsque $\gamma = \gamma_{max}$ on ait $Z_N > 0$, auquel cas la droite limite n'est pas prise en compte. La valeur supérieure est donc une estimation du cas le pire pouvant se présenter. Elle ne dépend ni de β ni de la distance d_{ES} choisie.

2.5.2 Tangence de \mathcal{C}_P

Une étude identique peut être appliquée au cas limite de tangence de \mathcal{C}_P .

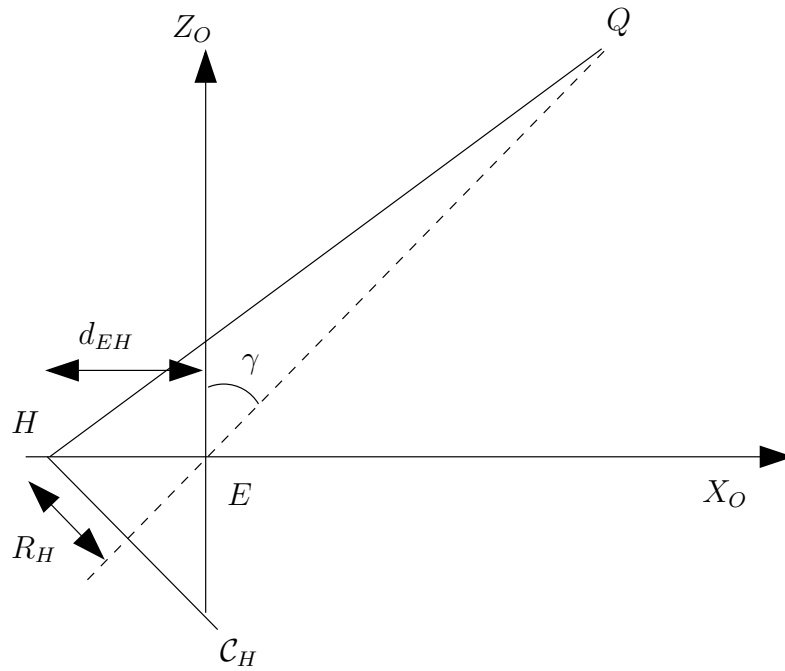


Fig. 2.28: Expression de γ dans le cas de la tangence de \mathcal{C}_H avec le tissu.

Sous les mêmes hypothèses que précédemment, on a

$$R_P \simeq \sqrt{(X_P - X_N)^2 + (Y_P - Y_N)^2} \quad (2.65)$$

et

$$\gamma = \arccos \frac{R_P}{d_{EP}} \quad (2.66)$$

où $d_{EP} = d_{NP}$ est la distance entre le point E^* et la pointe de l'aiguille P . Ceci conduit à

$$\gamma = \arccos \sqrt{1 - \frac{(Z_P - Z_N)^2}{d_{EP}^2}} \quad (2.67)$$

Comme la courbe limite existe uniquement si $Z_P - Z_N < 0$, rechercher le maximum de γ est équivalent à s'intéresser au minimum de $\frac{(Z_P - Z_N)^2}{d_{EP}^2}$.

Cette étude est présentée en annexe B). On se rend compte que $\gamma_{max} \leq \arccos(\cos \zeta |\cos \psi|)$. Comme pour le cas limite précédent, cette borne supérieure n'est pas forcément accessible. On constate également que l'expression obtenue est identique au cas précédent.

2.5.3 Limites hyperboliques

La dernière limite à considérer est une des hyperboles, \mathcal{H}_1 si $\psi > \frac{\pi}{2}$ ou \mathcal{H}_2 si $\psi < \frac{\pi}{2}$. Comme on s'intéresse à des positions du trocart éloignées de la zone de suture, les hyperboles sont bien approchées par leurs asymptotes. Dans le quadrant qui nous intéresse, l'asymptote a pour équation cartésienne

$$As : Z = Z_o + \frac{B}{A}X \quad (2.68)$$

Comme on a vu que la direction asymptotique est indépendante de β_n , il est ici suffisant d'étudier la valeur de Z_o pour connaître l'asymptote la plus externe.

On peut montrer (voir annexe C) que lorsque des points de l'hyperbole \mathcal{H}_1 ou \mathcal{H}_2 sont valides, c'est-à-dire qu'ils vérifient complètement la condition limite 3, alors le centre de l'hyperbole est au-dessus du tissu, *i.e.* $Z_o > 0$.

Cela signifie donc que la droite asymptotique la plus externe dans le quadrant ($X > 0, Y = 0, Z > 0$) a pour équation

$$Z = \frac{B}{A}X \quad (2.69)$$

ce qui correspond à

$$\tan \gamma = \frac{\sqrt{t\zeta^2 + s\psi^2}}{|c\psi|} \quad (2.70)$$

soit également

$$\cos \gamma = |\cos \psi| \cos \zeta \quad (2.71)$$

De plus, tous les points valides des hyperboles sont au-dessus du centre de l'hyperbole à laquelle ils appartiennent (voir annexe C). Ainsi, seuls des points des demi-branches positives sont valides.

2.5.4 Conclusion

On constate que les trois types de limite de validité conduisent à

$$\gamma_{max} < \gamma_{sup} = \arccos(|\cos \psi| \cos \zeta) \quad (2.72)$$

lorsque $Z_M \gg r_a$. L'extérieur du cône centré au point d'entrée désiré E^* , d'axe la normale aux tissus et d'angle au sommet γ_{sup} est donc une zone libre pour le placement du trocart, à condition que la distance Z_M du trocart à la zone de suture soit grande par rapport aux dimensions de l'aiguille, ce qui est le cas en pratique, et à condition qu'on puisse trouver des positions initiales et finales valides pour l'aiguille. Nous avons vu que l'existence d'une position initiale est presque contenue dans l'existence d'un chemin. Par conséquent, ces résultats peuvent être exprimés par le théorème suivant :

Th. 1 : *Soit une position du trocart fixée, des points d'entrée E^* et de sortie S^* à la surface de tissus localement plans autour de la zone de suture, et une saisie de l'aiguille définie par (β, ψ, ζ) . γ est l'angle entre la normale aux tissus en E^* et E^*Q . Si il existe une position finale pour laquelle la pointe de l'aiguille est en S^* et le corps de l'aiguille passe par E^* et que $\cos \gamma < |\cos \psi| \cos \zeta$, alors il existe un chemin sans déformation menant la pointe de l'aiguille de E^* à S^* .*

En pratique, ce théorème sera plutôt utilisé de la façon suivante. Etant donné un point S^* , on recherchera les positions finales possibles comme décrit dans la section 2.3.2. Lorsqu'une position finale acceptable de l'aiguille existe, pour laquelle l'aiguille coupe la surface du tissu en E' , si l'angle γ entre la normale aux tissus en E' et $E'Q$ est tel que $\gamma > \gamma_{sup}$, alors il existe un chemin entre E' et S^* .

L'existence d'un chemin telle qu'elle est définie par le théorème est valable quelle que soit la distance de consigne d_{ES} et pour toute position des mâchoires de l'instrument sur l'aiguille définie par β .

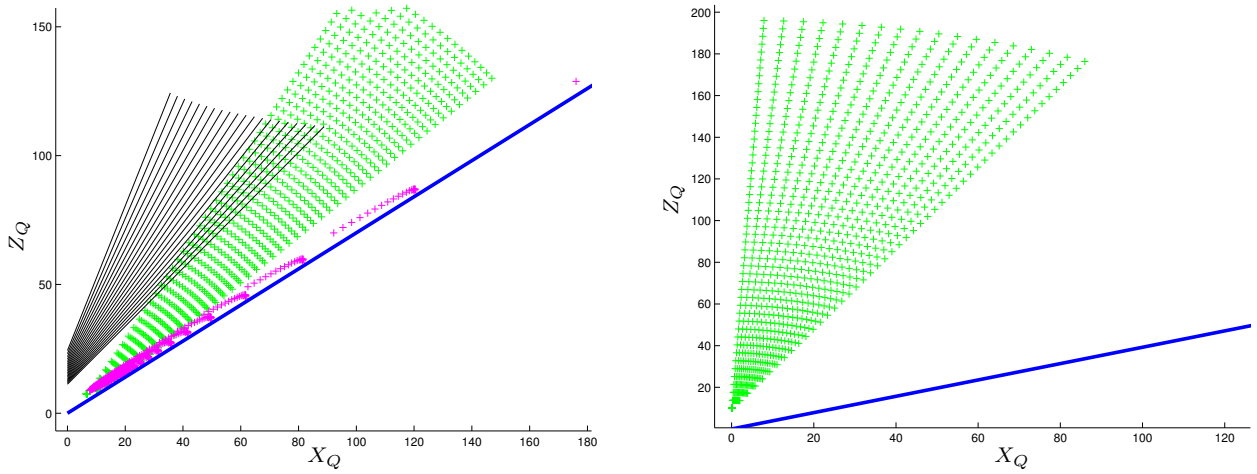


Fig. 2.29: Comparaison entre γ_{max} et γ_{sup} . La limite γ_{sup} est le trait bleu épais. A gauche, dans le cas $r_a = 5\text{mm}$, $beta = \pi \text{ rad.}$, $\psi = 4 \text{ rad.}$, $\zeta = 0.5 \text{ rad.}$ et $d_{ES} = 5\text{mm}$. La limite supérieure est une bonne estimation de la limite réelle créée par l'hyperbole \mathcal{H}_1 . A droite, dans le cas $r_a = 5\text{mm}$, $beta = \pi \text{ rad.}$, $\psi = 2 \text{ rad.}$, $\zeta = 0.5 \text{ rad.}$ et $d_{ES} = 5\text{mm}$. La limite supérieure estime mal la limite réelle créée ici par la tangence de \mathcal{C}_P . Ces exemples peuvent aussi être visualisés sur la figure 2.30.

2.5.5 Comparaison entre limite réelle et limite approchée

La règle qui découle du théorème 1 est simple mais malheureusement à la fois trop conservative et pas suffisamment contraignante. Elle est conservative puisqu'en fonction de β et de d_{ES} , il peut exister un chemin théorique idéal pour des positions du trocart à l'intérieur du cône limite. La figure 2.29 montre, par exemple, dans différentes conditions, les limites réelles et la limite γ_{sup} . On constate que l'écart peut être important.

La règle n'est pourtant pas suffisamment contraignante puisque les chemins théoriques idéaux ne sont pas nécessairement faisables en pratique. Par exemple, la pointe de l'aiguille peut se rapprocher infiniment près de la surface du tissu ce qui n'est pas souhaitable.

Cependant, cette règle montre qu'indépendamment du choix de la position du trocart, il est souhaitable d'adopter une prise de l'aiguille proche de la prise normale ($\psi = 0$, $\zeta = 0$), puisque celle-ci réduit le cône interdit à une droite normale au tissu au point d'entrée. C'est généralement le choix naturel des chirurgiens, car c'est le type de prise qui est choisie en chirurgie ouverte [Ethb].

Afin d'affiner la valeur de γ_{sup} , il est souhaitable de la rendre dépendante de β et de d_{ES} . Toutefois, le nombre de cas à traiter devient très élevé et il n'est plus possible de formuler simplement des règles à l'aide d'inégalités. On préférera donc créer des abaques qui pourront servir de références.

Pour cela, on échantillonne les paramètres de saisie β , ψ et ζ ainsi que la distance d_{ES} . Pour chaque valeur du quadruplet $(\beta_i, \psi_j, \zeta_k, d_{ES}_l)$ nous déterminons la valeur de γ_{max} de la façon suivante.

On recherche l'angle maximum γ_1 généré par la condition limite de tangence de \mathcal{C}_H avec le tissu. On utilise pour cela les variations de γ en fonction de β_n données en annexe B. On procède de même pour la tangence de \mathcal{C}_P avec le tissu, et on obtient l'angle maximum γ_2 . Pour obtenir l'hyperbole la plus externe, on recherche la valeur de β_n pour laquelle la hauteur du centre de l'hyperbole Z_o est minimale (voir annexe C).

Quelques résultats sont présentés en figure 2.30 et 2.31. La comparaison entre les valeurs réelles de γ et la valeur estimée γ_{sup} confirme que le théorème 1 est conservatif. On constate

notamment que lorsque ζ est proche de zéro, l'angle γ est très faible dès que $\sin \psi > 0$.

2.6 Conditions d'existence d'une position de sortie acceptable

Nous avons trouvé une valeur supérieure de l'angle γ dans le cas où une position de sortie existe. Nous allons ici nous intéresser aux conditions qui permettent de trouver une position de sortie. Nous traitons donc uniquement le cas où $\beta_n = \beta_{nmax}$. Dans un premier temps, nous montrons que la valeur supérieure de γ est aussi valable pour garantir l'existence d'une position de sortie quelconque autour de E^* . Nous étudions dans un deuxième temps l'influence de l'azimut de la position du point d'incision Q autour de E^* sur la position des points S accessibles depuis E^* .

2.6.1 Existence d'une position de sortie

Les conditions limites pour l'existence d'une position de sortie ($\beta_n = \beta_{nmax}$), indépendamment de la position du point de sortie autour de E^* , sont plus contraignantes que les conditions générales d'existence de positions acceptables pour $\beta_n < \beta_{nmax}$.

- Les points des hyperboles sont valables pour d'autres valeurs de ν (voir condition limite 6) et il se peut alors que les centres des hyperboles correspondantes soient en dessous de la surface des tissus ($Z_o < 0$). L'asymptote la plus externe ne passe donc plus par le point d'entrée E^* . Toutefois, les hyperboles passent toujours par le point ($X = d_{HN}, Z = 0$). Comme $d_{HN} < 2r_a$, l'asymptote la plus extérieure a donc pour équation (voir figure 2.32)

$$Z = \frac{B}{A}(X - 2r_a) \quad (2.73)$$

- Les limites de tangence de \mathcal{C}_P doivent être étendues aux cas $Z_P - Z_N > 0$. Toutefois, on peut simplement voir (annexe B) que l'angle γ maximal reste inchangé.
- Les limites de tangence de \mathcal{C}_H sont inchangées.

Il en découle donc que, lorsque $Z_M \gg r_a$, pour $d_{ES} < 2r_a s^{\frac{\beta}{2}}$ fixé quelconque, il existe au moins une position de sortie autour de E^* si le trocart est positionné à l'extérieur d'un cône d'axe la normale aux tissus, d'angle au sommet γ_{sup} et de centre le point C dont les coordonnées dans \mathcal{F}_O sont ${}^oC = (0, 0, \frac{2r_a}{\tan \gamma_{sup}})$.

Lorsque le trocart est à l'extérieur du cône d'angle γ_{sup} , l'existence d'un point de sortie est donc garantie, indépendamment de d_{ES} et de β , à la seule condition que $d_{ES} < 2r_a s^{\frac{\beta}{2}}$ (sinon, le point de sortie est trop éloigné du point d'entrée).

Indépendamment du choix d'une prise d'aiguille, il est donc souhaitable de positionner l'incision dans l'abdomen aussi loin que possible de la normale aux tissus à suturer, que ce soit pour l'existence d'une position de sortie ou pour l'existence d'un chemin sous les tissus.

Cette règle n'est pas suffisante pour garantir l'existence d'une trajectoire acceptable, puisqu'il faut également que dans la position finale, l'aiguille passe près du point d'entrée désiré. Pour obtenir de telles positions, il faut choisir correctement l'azimut du trocart autour de la normale aux tissus à suturer.

2.6.2 Choix de l'azimut

L'azimut de la position du trocart sur les sphères centrées en E^* n'influence pas l'existence d'un chemin sous les tissus mais intervient dans l'existence d'une position finale acceptable. Pour la réussite d'une suture, l'angle entre E^*S^* et l'axe de la lésion doit être aussi proche que possible de 90° (voir section 1.4.2).

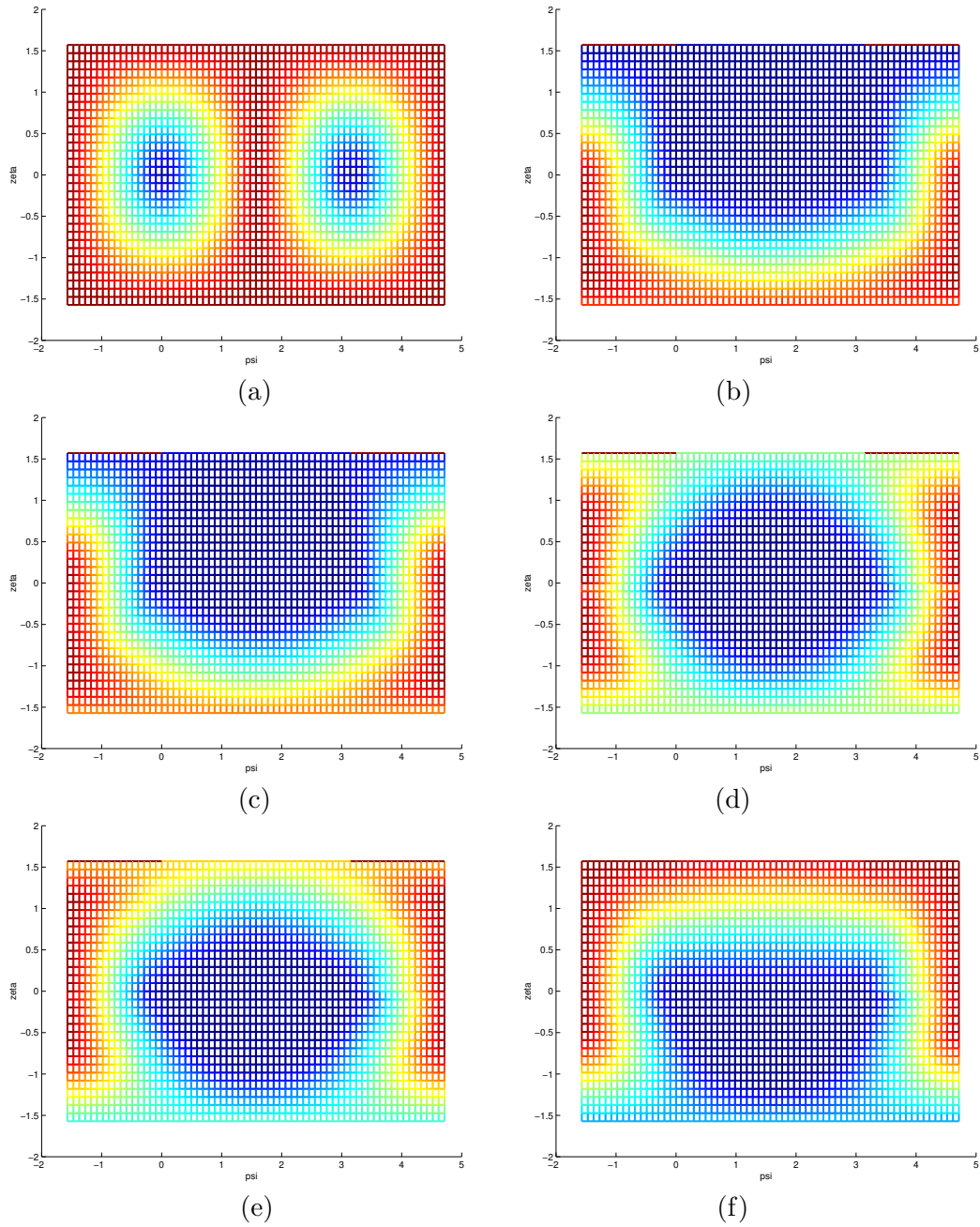


Fig. 2.30: Evolution de γ_{max} en fonction de β . Les figures de (b) à (f) représente l'angle γ_{max} en fonction de ψ en abscisse et ζ en ordonnée pour $d_{ES} = 5\text{mm}$ et $r_a = 5\text{mm}$. Les couleurs froides correspondent à des valeurs faibles et les couleurs chaudes à des valeurs élevées de l'angle. La figure (a) montre l'angle γ_{sup} en fonction de ψ et ζ . (a) l'angle γ_{sup} , (b) $\beta = \frac{\pi}{2}$, (c) $\beta = 1.77$, (d) $\beta = 2.45$, (e) $\beta = 2.74$, (f) $\beta = \pi$. γ_{sup} surestime beaucoup γ_{max} pour ζ proche de 0 et ψ proche de $\frac{\pi}{2}$.

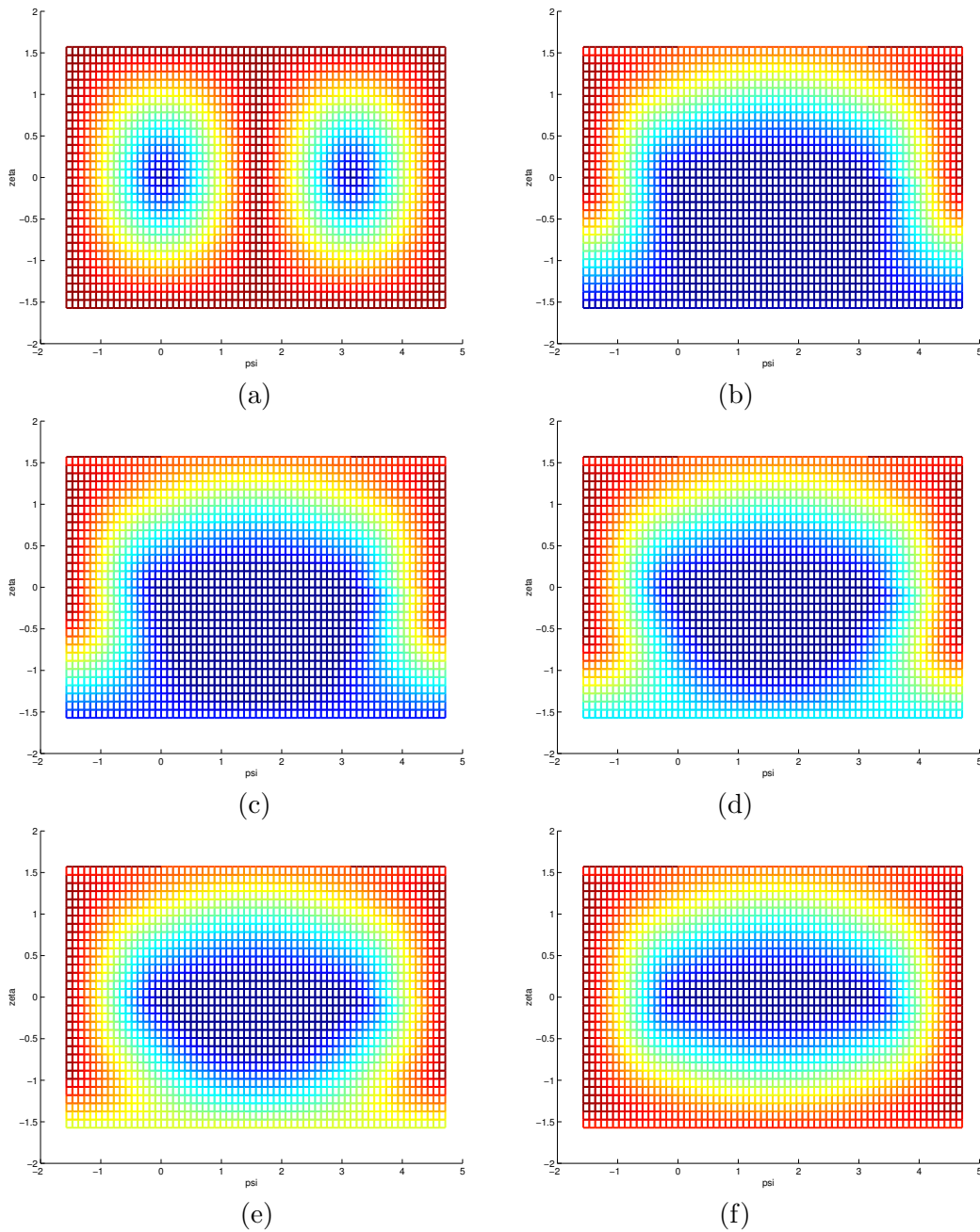


Fig. 2.31: Evolution de γ_{max} en fonction de d_{ES} . les figures de (b) à (f) représentent l'angle γ_{max} en fonction de ψ en abscisse et ζ en ordonnée pour $\beta = 2.95$ et $r_a = 5\text{mm}$ et pour différentes valeurs de d_{ES} . La figure (a) montre l'angle γ_{sup} en fonction de ψ et ζ . Les couleurs froides correspondent à des valeurs faibles et les couleurs chaudes à des valeurs élevées de l'angle. (a) l'angle γ_{sup} , (b) $d_{ES} = 0.5\text{mm}$, (c) $d_{ES} = 2\text{mm}$, (d) $d_{ES} = 5\text{mm}$, (e) $d_{ES} = 7.5\text{mm}$, (f) $d_{ES} = 9.5\text{mm}$. γ_{sup} est ici aussi surestimé pour ζ proche de 0 et ψ proche de $\frac{\pi}{2}$.

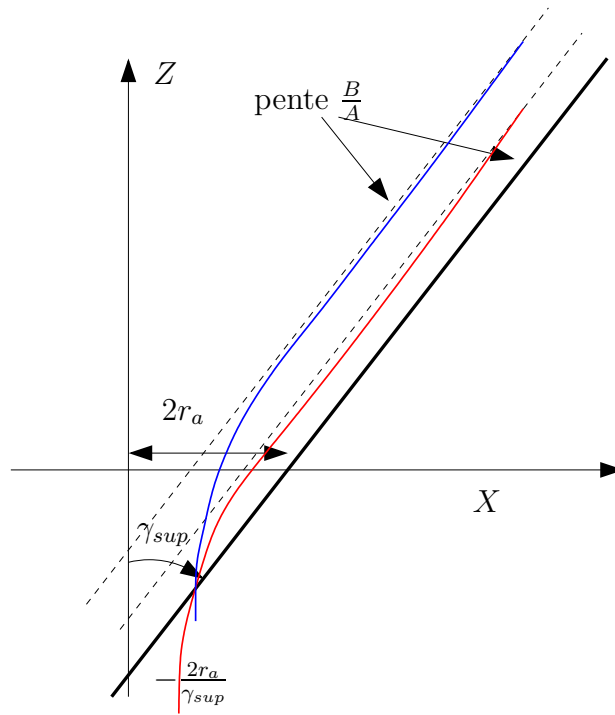


Fig. 2.32: Deux hyperboles limites pour lesquelles $Z_o < 0$ et leurs asymptotes. En noir la droite limite en dessous de laquelle aucune asymptote n'existe.

Nous avons étudié l'influence de la position du trocart sur l'existence de prises d'aiguilles permettant de trouver des positions finales acceptables. Pour cela, nous avons choisi de positionner le trocart sur une sphère centrée sur le point de sortie S^* et de rayon Z_M grand par rapport aux dimensions de l'aiguille (voir figure 2.33). S^* et E^* sont suffisamment proches l'un de l'autre pour considérer que la sphère est centrée sur E^* . La direction de l'axe de suture par rapport à la lésion est imposée (90°) avec une tolérance définie par la déviation D_{max} . On impose également une distance minimale $d_{ES_{min}}$ entre la position du point de l'aiguille au niveau du tissu E' lorsque la pointe de l'aiguille est en S^* , et S^* . Pour des positions échantillonnées sur la sphère, nous comptons le nombre de prises d'aiguille (en échantillonnant ψ et ζ) qui permettent d'obtenir des positions finales telles que $\|E'S^*\| > d_{ES_{min}}$ et $|D| < D_{max}$, où D est l'angle entre l'axe de suture désiré et l'axe $E'S^*$.

Les résultats pour différentes conditions (valeurs de β , $d_{ES_{min}}$ et D_{max}) sont présentés en figures 2.34 et 2.35. Ces résultats montrent que lorsque l'angle γ est important (hauteur h petite), il est souhaitable de choisir un azimut proche de zéro, c'est-à-dire de positionner le trocart dans la direction de la lésion.

En général, le chirurgien essaie de positionner l'aiguille avec des angles ψ et ζ faibles. Il utilise ainsi une prise d'aiguille semblable à celle recommandée en chirurgie ouverte. En outre, dans ces conditions, les mouvements possibles de l'aiguille sont plus prévisibles que pour des angles de saisie importants. Or, lorsqu'on limite les prises d'aiguille autour de la prise normale ($\psi \in [-\frac{\pi}{6}, \frac{\pi}{6}]$ et $\zeta \in [-\frac{\pi}{6}, \frac{\pi}{6}]$) (voir figure 2.35), on constate qu'il faut préférentiellement utiliser des valeurs de γ élevées et des azimuts proches de zéro. Toutefois, l'effet d'un mauvais choix de l'azimut est plus sensible lorsque γ est élevé que lorsque γ est faible.

Cette étude tend donc à montrer que même lorsque γ_{sup} est faible, il est préférable de choisir γ grand, mais à condition que l'azimut du trocart soit correctement choisi.

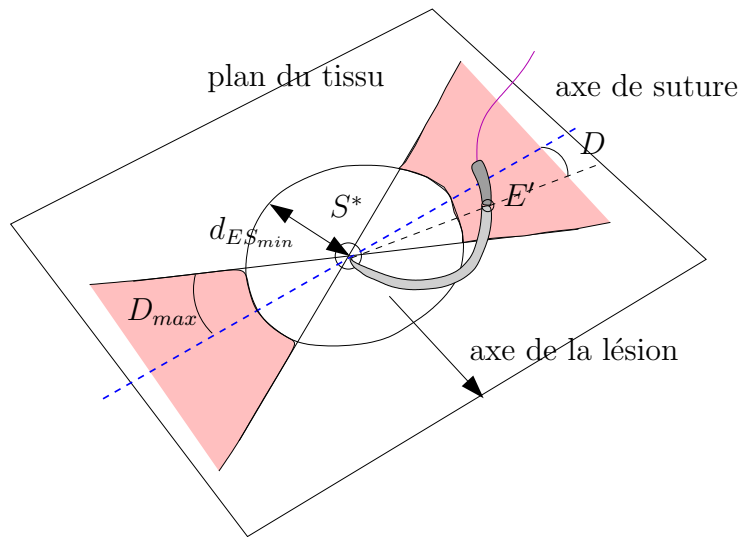
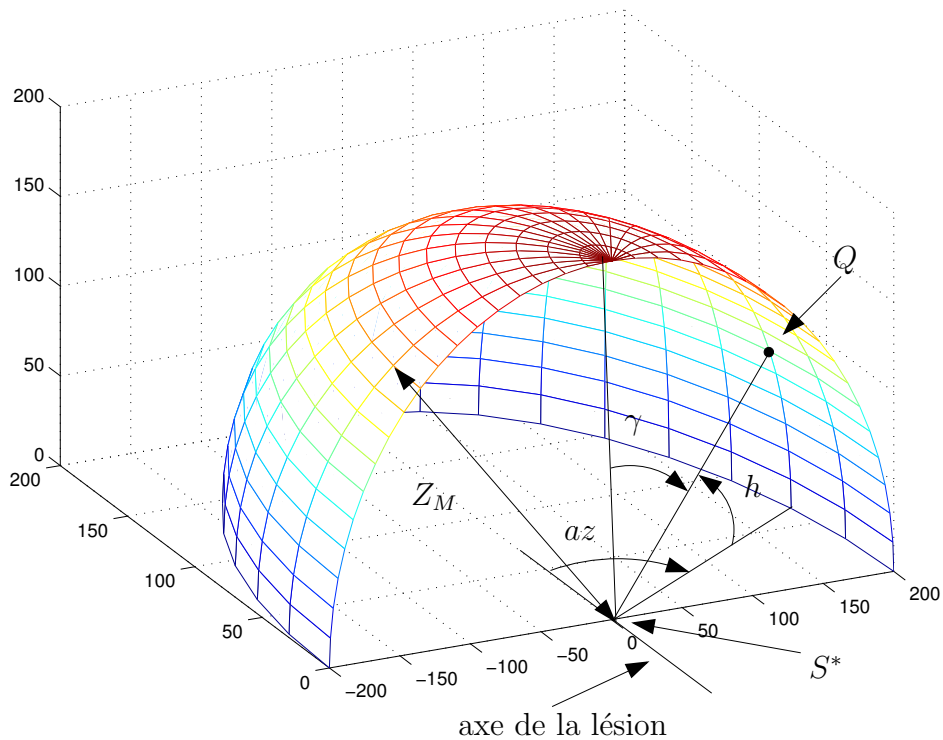


Fig. 2.33: Pour chaque point de la demi-sphère centrée sur S^* et de rayon Z_M , défini par son azimut az et sa hauteur $h = \frac{\pi}{2} - \gamma$, on compte le nombre de prises d'aiguille permettant de trouver une position finale pour laquelle le point d'entrée E' est tel que $\|E'S^*\| > d_{ES_{min}}$ et $|(S^*E', S^*E^*)| < D_{max}$. Dans la figure du bas, l'aiguille est dans une position finale valable. Les zones roses indiquent les zones valides pour le point E' .

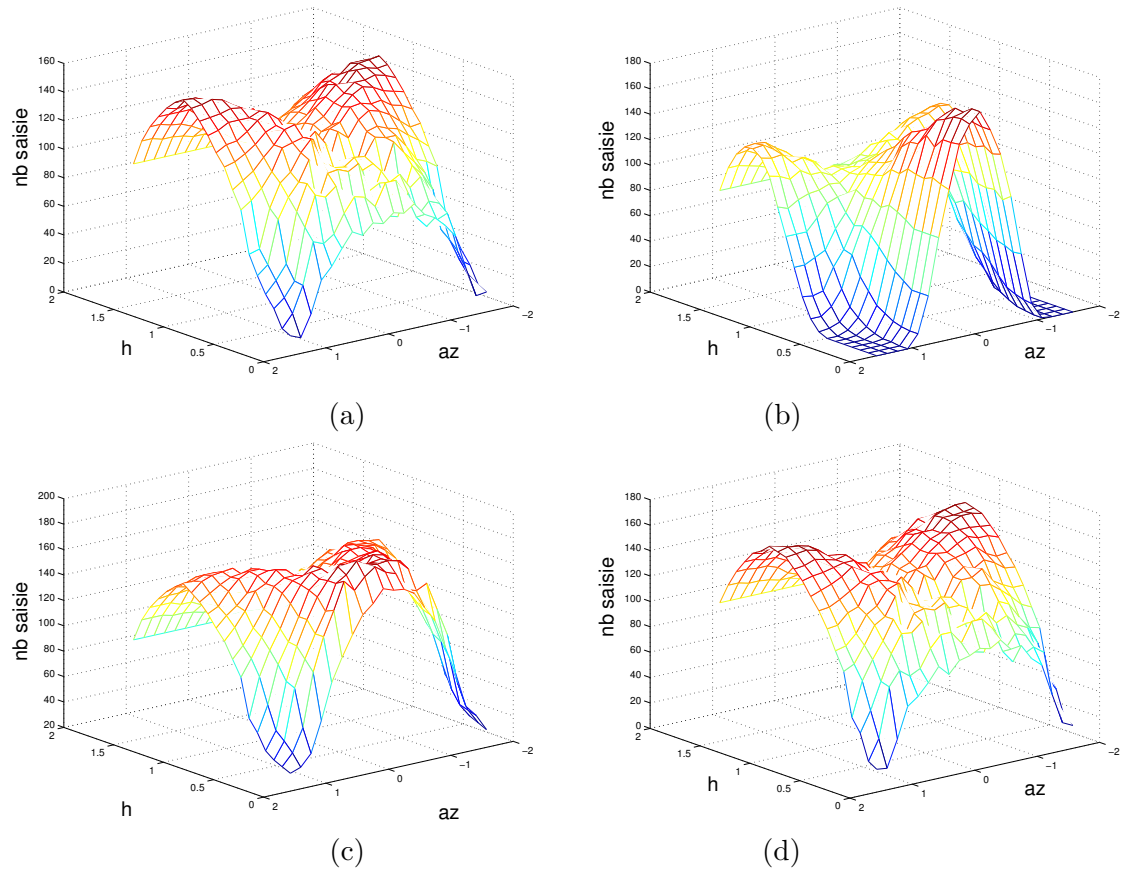


Fig. 2.34: Nombre d'angles de saisie permettant d'obtenir des positions de sortie acceptables en fonction de l'azimut et de la hauteur du trocart dans les conditions suivantes : pour toutes les figures, $Z_M = 200\text{mm}$ et $r_a = 5\text{mm}$ et (a) $\beta = \pi$, $\psi \in [-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}]$, $\zeta \in [-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}]$, $d_{EH_min} = 4\text{mm}$, $D_{max} = 2^\circ$; (b) id. (a) mais $\beta = \frac{2\pi}{3}$; (c) id. (a) mais $D_{max} = 10^\circ$; (d) id. (a) mais $d_{EH_min} = 2\text{mm}$.

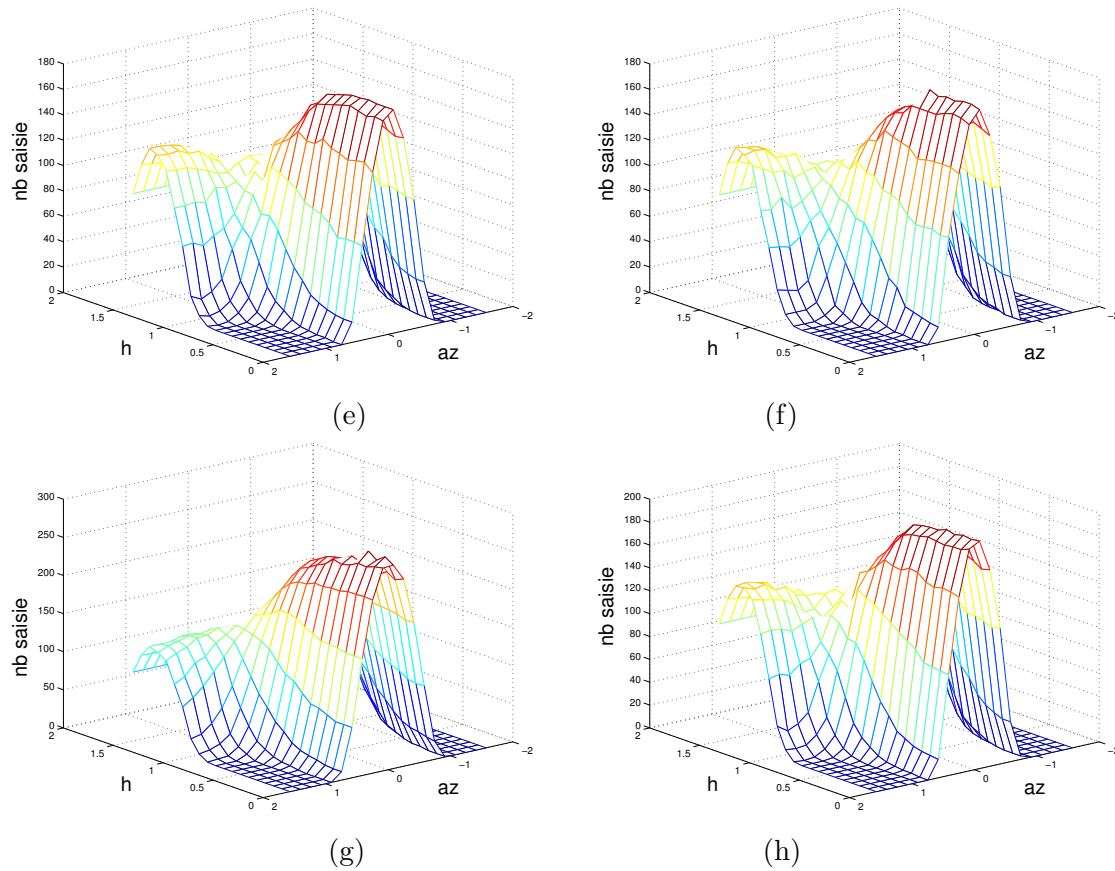


Fig. 2.35: Nombre d'angles de saisie permettant d'obtenir des positions de sortie acceptables en fonction de l'azimut et de la hauteur du trocart dans les conditions suivantes : pour toutes les figures, $Z_M = 200\text{mm}$ et $r_a = 5\text{mm}$ et (e) $\beta = \pi$, $\psi \in [-\frac{\pi}{6}, \frac{\pi}{6}]$, $\zeta \in [-\frac{\pi}{6}, \frac{\pi}{6}]$, $d_{EH_min} = 4\text{mm}$, $D_{max} = 2^\circ$; (f) id. (e) mais $\beta = \frac{2\pi}{3}$; (g) id. (e) mais $D_{max} = 10^\circ$; (h) id. (e) mais $d_{EH_min} = 2\text{mm}$.

2.7 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre une modélisation géométrique et cinématique du système constitué de l'aiguille de suture et du porte-aiguille. Nous avons ensuite proposé une approche analytique pour rechercher des conditions garantissant l'existence de chemins sans déformation entre un point E^* et un point S^* dans le cas de tissus plans.

Nous avons montré que si

- on peut trouver une position de l'aiguille permettant de percer les tissus en E^*
- on peut trouver une position de l'aiguille pour laquelle la pointe de l'aiguille est en S^* et pour laquelle le corps de l'aiguille passe par E^*
- l'angle γ entre la normale aux tissus en E^* et l'axe E^*Q est supérieur à

$$\gamma_{sup} = \arccos(\cos \zeta |\cos \psi|)$$

alors, il existe un chemin sans déformation menant l'aiguille de la position initiale à la position finale.

Nous avons également montré que si l'angle entre la normale aux tissus au point E^* et l'axe E^*Q est supérieur à γ_{sup} , alors pour toute distance $d < 2r_a \sin \frac{\beta}{2}$, il existe un point de sortie S tel que $\|E^*S\| = d$. Enfin, nous avons montré que si la prise d'aiguille est proche d'une prise "normale" ($\psi = 0, \zeta = 0$), alors il est souhaitable de positionner le trocart aussi loin que possible de la normale aux tissus et dans la direction de la lésion.

Nous expliquerons dans le chapitre 5 comment ces résultats peuvent être exploités.

Chapitre 3

Une méthode discrète de planification de chemin : les chemins à déformation minimale

L'étude analytique du problème de planification a permis de dégager des règles utiles pour le positionnement du trocart et le choix des paramètres de saisie de l'aiguille. Toutefois, les conditions d'utilisation de ces règles sont assez restrictives. On suppose notamment que les tissus à suturer sont plans, ce qui n'est pas toujours possible, notamment pour les anastomoses de vaisseaux. De plus, il n'est pas toujours possible de choisir un point d'entrée permettant d'atteindre un point de sortie sans déformation. Enfin, l'étude précédente permet de savoir si un chemin existe mais ne fournit pas de méthode pour l'obtenir. Dans ce chapitre, nous proposons d'étendre l'étude des chemins aux cas où une déformation des tissus est nécessaire. Nous définissons un type de chemin particulier appelé chemin à déformation minimale et nous proposons une méthode pratique de planification de ces chemins. Cette méthode peut être utilisée quelle que soit la forme des tissus à suturer, à condition de disposer d'un modèle de leur surface. Enfin, la méthode de planification est étendue à la phase de sortie de la pointe de l'aiguille des tissus.

Ce chapitre est constitué de la manière suivante.

- Nous présentons tout d'abord le problème complet de la recherche d'un chemin dans la **section 1**.
- La **deuxième section** présente les principales méthodes de planification ainsi que la notion très utile d'espace des configurations.
- Nous montrons ensuite que la formulation directe du problème de planification ne permet pas de trouver de solution simple (**section 3**).
- La **quatrième section** présente l'étude théorique de l'existence d'un type de chemins particulier : les chemins à déformation minimale.
- Nous proposons ensuite dans la **section 5** une méthode pratique de planification des chemins à déformation minimale basée sur une décomposition approchée de l'espace des configurations en cellules.
- Enfin, nous présentons les résultats de la planification en comparant les chemins planifiés avec des chemins optimaux dans des cas simples.

3.1 Recherche d'un chemin : Définition du problème

Comme nous l'avons expliqué dans le premier chapitre, nous sommes intéressés par la recherche de chemins entre deux points de consigne donnés par le chirurgien (un point d'entrée et un point de sortie à la surface des tissus) qui minimisent la déformation longitudinale des tissus.

Nous supposons que le praticien a défini les points d'entrée E^* et de sortie S^* désirés, à la surface des tissus. La position de l'aiguille dans le porte-aiguille est fixée et supposée connue, de même que la position du trocart par rapport aux tissus. L'objectif est alors de trouver un chemin pour l'aiguille permettant

1. **Phase d'approche** : d'amener la pointe de l'aiguille au point d'entrée avec une orientation adéquate. L'orientation de la pointe doit être assez proche de la normale aux tissus au point d'entrée afin de permettre de percer facilement les tissus.
2. **Phase de passage sous les tissus** : à partir de la position précédente, d'amener la pointe de l'aiguille au point de sortie.
3. **Phase de sortie de l'aiguille** : de percer le tissu au point de sortie et de faire ressortir la pointe de l'aiguille suffisamment pour pouvoir ensuite la saisir par la pointe.

Tout au long du chemin, l'objectif secondaire sera de limiter autant que possible les déformations des tissus.

Le chemin que nous recherchons a deux positions particulières : la *position initiale* pour laquelle la pointe de l'aiguille est au point d'entrée désiré pour laquelle il faut garantir de bonnes conditions de pénétration de l'aiguille et la *position finale* pour laquelle la pointe de l'aiguille est au point de sortie. Comme nous l'avons vu dans le chapitre 2, cette position définit la déformation minimale que l'on peut espérer le long du chemin.

Une façon de considérer le problème de la planification globale consiste à séparer la recherche de ces deux positions particulières de la recherche des chemins partant et arrivant à ces positions.

Dans ces conditions, le problème peut se formuler en cinq étapes :

1. Recherche d'une position de l'aiguille acceptable pour laquelle la pointe est au point d'entrée E^* , pour laquelle nous avons proposé des solutions dans le chapitre 2.
2. Recherche d'une position acceptable pour laquelle la pointe de l'aiguille est au point de sortie S^* (voir également le chapitre 2)
3. Recherche d'un chemin amenant l'aiguille de la position courante à la position d'entrée sans contact avec les organes ou les tissus.
4. Recherche d'un chemin amenant l'aiguille de la position d'entrée à la position de sortie. Il ne doit pas y avoir contact entre la pointe de l'aiguille ou l'instrument et les tissus le long du chemin.
5. Recherche d'un chemin permettant la sortie de l'aiguille d'en dessous des tissus.

Les étapes 3, 4 et 5 sont des problèmes de planification de chemins autour et à travers les tissus à suturer.

3.2 La planification de chemin : un tour d'horizon des méthodes

La planification de chemin est une technique largement utilisée pour préparer les mouvements et déplacements d'un robot dans un environnement connu ou au moins partiellement connu, immobile ou partiellement mobile. Cependant, ses domaines d'application dépassent aujourd'hui largement le cadre de la robotique. Ils vont de l'intelligence artificielle (planification de déplacements dans les jeux vidéos) à la planification des déplacements de véhicules (convois exceptionnels, manœuvres automatiques pour des véhicules intelligents). Planifier un chemin suppose de pouvoir décrire l'environnement, que ce soit de façon analytique ou numérique. Plus particulièrement, les zones interdites au robot ¹, appelées obstacles, doivent être connues au moins approximativement. Si aucune description de l'environnement n'est possible, ou si

¹ Nous appellerons robot l'objet dont on souhaite planifier les déplacements

seulement une portion très réduite peut être obtenue, le problème du déplacement du robot s'apparente alors à de l'évitement d'obstacles.

L'espace de travail \mathcal{W} peut être décomposé en deux zones. D'une part les obstacles \mathcal{O} , c'est-à-dire les positions inaccessibles pour le robot, et d'autre part l'espace dit "libre" \mathcal{F} (F pour free) et qui sera défini comme le complément des obstacles : $\mathcal{F} = \mathcal{W} \setminus \mathcal{O}$. Dans le cas d'un environnement non statique, cette description pourra varier au cours du temps. Deux types d'obstacles peuvent être considérés : d'une part les obstacles physiques (un mur, un objet à éviter, etc.) qui peuvent être fixes, actifs ou déplaçables sous l'action du robot ; et d'autre part les limites de l'espace de travail intrinsèques au robot : l'espace de travail peut par exemple être non compact en raison de butées articulaires ou de configurations singulières. La planification d'un chemin consiste à trouver une succession continue de positions du robot dans l'espace libre permettant de relier une position initiale \mathcal{I} et une position finale \mathcal{G} (goal) définies par ailleurs et appartenant à l'espace libre, c'est-à-dire à trouver τ , tel que :

$$\begin{aligned} \tau : [0, 1] &\longmapsto \mathcal{F} \\ \lambda &\longmapsto \tau(\lambda) \end{aligned} \quad (3.1)$$

avec $\tau(0) = \mathcal{I}$ et $\tau(1) = \mathcal{G}$.

Une méthode de planification de chemin peut être conçue comme une fonction prenant en arguments la position initiale et la position finale désirées du robot, une description de l'environnement et renvoyant, selon le cas,

- rien si aucun chemin n'a été trouvé
- un ou plusieurs chemins si des solutions ont été trouvées

Le découpage de l'espace \mathcal{W} en espace libre et espace occupé pose des problèmes dès lors que le robot dont on souhaite planifier les mouvements devient complexe et ne peut plus être modélisé par un point. La notion d'obstacle ne peut alors plus être associée à un point de l'espace de travail. Prenons le cas simple d'un robot rectangulaire de dimensions L et l se déplaçant en translation et en rotation autour de son centre sur une surface plane. L'environnement est constitué de deux pièces séparées par une paroi. Le seul passage entre les deux pièces est une porte de largeur D (c.f. figure 3.1) . Supposons que $D > l$ mais que $D < L$. Alors, le point central de la porte (C) est un point de l'espace accessible \mathcal{F} puisque le robot peut s'y tenir avec l'orientation $\theta = 0$. Mais avec l'orientation $\theta = \frac{\pi}{2}$ la même position devient inaccessible. Par conséquent, la notion d'accessibilité d'une position dépend de la configuration du robot. Dans le cas présent, afin de rendre unique et non-ambiguë la qualité de point obstacle ou de point libre, il est possible d'augmenter la dimension de l'espace de travail en prenant en compte l'orientation du robot : c'est la notion d'espace des configurations, largement répandue dans le domaine de la planification.

3.2.1 Espace des configurations, représentation et paramétrisation

La grande majorité des méthodes de planification de chemin sont fondées sur les espaces des configurations. Elle permettent de ramener le problème de la recherche d'un chemin pour un objet quelconque dans un espace euclidien (\mathbb{R}^2 ou \mathbb{R}^3), à la recherche d'un chemin dans un espace de dimension supérieure mais pour un point. L'idée a été introduite dans le domaine de la planification par Udupa [Udu77], mais ce sont Lozano-Perez et Wesley [LPW79] qui ont réellement exploité l'idée et l'ont rendue populaire [LP83]. Le terme d'espace des configurations a été emprunté à l'origine à la mécanique [Arn78]. Un point de l'espace des configurations décrit totalement la position du robot dont on veut planifier les mouvements dans un espace euclidien, usuellement \mathbb{R}^2 ou \mathbb{R}^3 . Autrement dit, la position de tous les points du robot est décrite par un seul point de l'espace des configurations. La complexité des mouvements possibles du robot

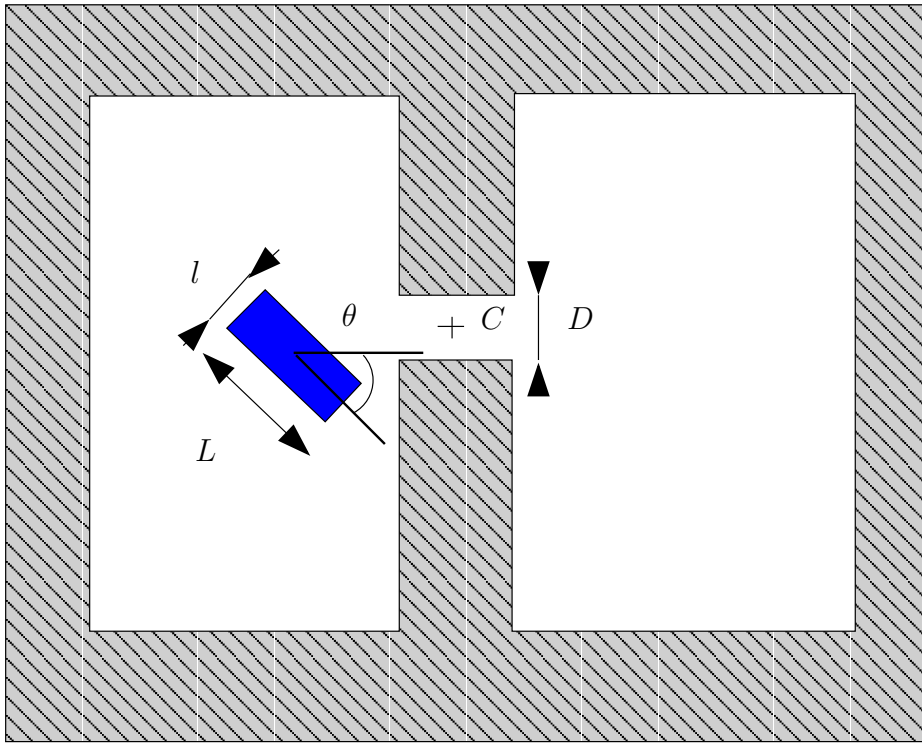


Fig. 3.1: Le point C est accessible par le robot seulement sous certaines orientations : pour $\theta = 0$, mais pas pour $\theta = \frac{\pi}{2}$. La représentation des obstacles physiques dans l'espace euclidien \mathbb{R}^2 n'est pas suffisante pour en rendre compte. Il est nécessaire d'augmenter la dimension de l'espace pour prendre en compte la rotation θ : c'est la notion d'espace des configurations.

et le nombre de ses axes imposent donc une dimension élevée pour l'espace des configurations. L'espace des configurations sera noté \mathcal{C} et sa dimension m . Dans l'exemple donné précédemment, l'espace de travail est de dimension 2 et peut être mathématiquement représenté par \mathbb{R}^2 . L'espace des configurations est lui de dimension $m = 3$, car la position du robot est complètement décrite par la position de son centre $\begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix}$ et son orientation donnée par l'angle θ . Comme la position du centre peut parcourir \mathbb{R}^2 et que θ est la représentation minimale des rotations du groupe spécial orthogonal $SO(2)$, l'espace des configurations peut être mathématiquement représenté par le sous-ensemble $\mathbb{R}^2 \times \mathbf{SO}(2) \subset \mathbb{R}^3$.

La représentation de l'espace des configurations dépend du choix des repères associés à \mathcal{W} et au robot. De plus, pour obtenir une représentation de l'état du robot par un vecteur de dimension m , il faut faire le choix d'une paramétrisation de \mathcal{C} .

La dimension de \mathcal{C} est le nombre minimal de paramètres permettant de décrire la position complète du robot. Elle est donc directement liée au nombre de degrés de liberté du robot. Pour les robots manipulateurs, la dimension de \mathcal{C} est également reliée au nombre d'axes du robot. En effet, la position du corps i par rapport au corps $i - 1$ du robot est complètement décrite par la position de l'axe i . Récursivement, la configuration du robot est décrite par rapport à sa base par la donnée des valeurs des n axes du robot. En d'autres termes, la représentation articulaire du robot est une représentation de l'espace des configurations d'un manipulateur. Une fois la représentation de l'espace des configurations et sa paramétrisation choisies, il faut déterminer les zones de cet espace correspondant aux obstacles \mathcal{CO} et les zones libres \mathcal{CF} . Suivant la forme du robot, des obstacles, et la dimension de l'espace de travail et de l'espace des configurations cette étape importante peut être réalisée de façon analytique ou numérique. Le calcul analytique est possible pour des espaces de petite dimension et des objets (robot et obstacles physique) de forme simple, principalement des polygones ou des polyèdres convexes. Pour ce type d'objet, les contacts sont bien définis (contacts faces/angle ou bord/bord) et permettent de définir des règles pour calculer les bords des polygones généralisés définissant les obstacles dans \mathcal{CO} . Pour les cas plus complexes, des méthodes permettent de se ramener à ce cas : les objets polyédriques non convexes peuvent être décomposés en un ensemble de polyèdres convexes, les objets non polyédriques peuvent être approchés par des objets polyédriques. Pour les objets complexes il est souhaitable de simplifier le problème. On utilise alors des boîtes englobantes à la place des objets eux-mêmes. Ce faisant, on perd d'éventuelles solutions mais au bénéfice de la simplicité des méthodes de planification.

Une fois la description de l'espace des configurations réalisée, la planification consiste à rechercher un chemin τ tel que :

$$\begin{aligned} \tau : [0, 1] &\longmapsto \mathcal{CF} \\ \lambda &\longmapsto \tau(\lambda) \end{aligned} \quad (3.2)$$

avec $\tau(0) = q_{ini}$ et $\tau(1) = q_{fin}$, où q_{ini} et q_{fin} sont les configurations initiales et finales du robot.

3.2.2 Les principales méthodes de planification

Usuellement, les méthodes de planification de chemin sont classifiées en deux groupes : d'une part les méthodes dites "globales" et d'autres part les méthodes dites "locales". Même si cette dénomination n'est plus toujours justifiée [Lat91], nous l'utiliserons pour sa simplicité.

Les méthodes dites "locales" calculent, à partir d'une position du robot, une direction à suivre afin de rapprocher le robot de sa position finale désirée. On peut donc les concevoir comme une approche cinématique de la planification. Historiquement, ces méthodes découlent directement des techniques d'évitement d'obstacles en temps réel [Kha86]. En général, la direction à suivre

dépend du voisinage immédiat du robot, d'où l'aspect "local" de la méthode. Par exemple, on cherchera à éviter l'obstacle le plus proche tout en se dirigeant vers la position désirée. Dans ce cas, les obstacles au-delà d'une certaine limite ne seront pas pris en compte. Initialement, ce type de méthode était directement appliqué dans l'espace de travail pour des robots holonomes, mais une approche similaire peut être avantageusement appliquée dans l'espace des configurations.

Au contraire, les méthodes dites "globales" abordent le problème de façon plutôt géométrique. L'objectif de ces méthodes est de capturer la connectivité de l'espace libre du robot. Celle-ci prend le plus souvent la forme d'un graphe, constitué de positions accessibles, les "nœuds", et de chemins libres reliant ces nœuds, les "arcs". Une fois la connectivité de l'espace obtenue, la recherche d'un chemin s'effectue sur le graphe dérivé. Généralement, on recherchera la connectivité de tout l'espace des configurations, d'où la dénomination "globale". Toutefois cette classification a perdu de sa justesse. Il existe des méthodes d'approche cinématique pouvant prendre en compte l'environnement de façon globale : la direction de déplacement du robot est décidée en fonction des obstacles proches, mais aussi des obstacles plus éloignés (choix de fonctions de potentiel sans minima locaux appelées fonctions de navigation).

A l'inverse, des méthodes dites "globales" peuvent être appliquées en ne prenant en compte que le voisinage du robot.

Les méthodes de planification de chemin peuvent aussi être classifiées selon leur complétude. Une méthode est dite complète si les conditions suivantes sont satisfaites :

- Si le problème a une solution, alors la méthode permet de trouver un chemin.
- Si le problème n'a pas de solution alors la méthode ne retourne aucun chemin.

Nous décrivons ici brièvement quelques-unes des principales méthodes de planification de chemin : les méthodes de cartes ("roadmaps" en anglais), les méthodes de décomposition en cellules et les méthodes basées sur les champs de potentiel.

Décomposition de l'espace des configurations en cellules

L'idée de ces méthodes est de découper l'espace des configurations libre \mathcal{CF} en régions séparées et dont la réunion est exactement ou à peu près \mathcal{CF} . A partir des cellules et de leur adjacence il est possible de créer un graphe, appelé graphe de connectivité, qui décrit la topologie de l'espace libre : les cellules sont les nœuds du graphe et deux nœuds sont connectés par un arc si les cellules correspondantes sont adjacentes. Le problème est alors ramené à la recherche d'un chemin dans un graphe (voir section suivante 3.2.3), à condition de disposer

1. d'une règle pour déterminer un chemin entre deux points appartenant à une même cellule et
2. d'une règle pour déterminer un chemin qui traverse la limite entre deux cellules adjacentes.

Les méthodes de décomposition exacte utilisent la géométrie des obstacles pour découper l'espace libre \mathcal{CF} en zones convexes à l'intérieur desquelles tous les chemins en ligne droite appartiennent à \mathcal{CF} . Ces méthodes deviennent complexes lorsque les obstacles sont non polyédriques.

Au contraire, les méthodes de décomposition approchée utilisent des cellules de forme pré-spécifiée, souvent des hyper-rectangles, pour découper l'espace des configurations \mathcal{C} . Les cellules n'appartenant pas complètement à \mathcal{CF} ou \mathcal{CO} sont redécoupées jusqu'à une taille minimale. Certaines cellules, appelées cellules mixtes, appartiennent alors partiellement à \mathcal{CO} et à \mathcal{CF} . Le chemin est alors recherché dans le graphe reliant les cellules entièrement dans \mathcal{CF} .

Méthodes de cartes

Les méthodes de décomposition capturent la connectivité de l'espace des configurations libre sous la forme de zones de l'espace connectées entre elles. Les méthodes basées sur des cartes

(Roadmap en anglais) recherchent la connectivité de \mathcal{CF} sous la forme de courbes monodimensionnelles. Ces courbes sont ensuite utilisées comme des chemins de base pour relier q_{ini} et q_{fin} .

Le réseau de courbes peut être obtenu de multiples manières : graphes de visibilité, diagrammes de Voronoi, ou méthodes des silhouettes. La méthode des cartes probabilistes est une des plus populaires [KSLO96]. Fondamentalement, elle consiste à tirer aléatoirement des positions dans l'espace des configurations et à tester si ces configurations peuvent être reliées par des chemins simples (par exemple des segments de droites) dans \mathcal{CF} . La connectivité ne peut pas être déterminée complètement et la méthode n'est donc pas complète. Toutefois, cette méthode est très efficace dans des espaces des configurations pas trop encombrés.

Les méthodes basées sur les champs de potentiel

L'idée de ces méthodes est de traiter le robot, représenté par un point de l'espace des configurations, comme une particule baignée dans un champ de potentiel. La particule est soumise à une force qui la fait se déplacer en direction des minima du potentiel. Contrairement aux méthodes précédentes, la connectivité globale de l'espace des configurations n'est pas déterminée.

Afin d'amener le robot vers la position désirée, un potentiel attractif est généralement affecté à la configuration désirée et des champs de potentiel répulsifs sont affectés aux obstacles de l'espace des configurations \mathcal{CB} afin d'empêcher le robot d'entrer dans une zone autour des obstacles. Une telle méthode de planification peut être appliquée en ligne. Toutefois, pour des espaces des configurations encombrés, le champ de potentiel total a des minima locaux qui empêchent le robot d'atteindre la position désirée.

C'est le principal inconvénient de ce type de méthodes. Deux solutions existent à ce problème. La première consiste à générer un champ de potentiel sans minima locaux. On parle alors de fonctions de navigation, mais leur existence n'est pas garantie [Kod87]. La seconde consiste à générer des algorithmes de recherche qui permettent de sortir des minima locaux. Par exemple, la méthode dite "Best-First planning" [Lat91] utilise une grille pour discrétiser l'espace des configurations. Elle permet de modifier itérativement un chemin passant par un minimum local jusqu'à trouver un nouveau chemin atteignant la configuration finale sans passer par des minima globaux.

3.2.3 Recherche dans un graphe

Les méthodes basées sur une décomposition en cellules, les méthodes basées sur les graphes de visibilité mais aussi certaines méthodes basées sur des fonctions de potentiel génèrent des graphes non-orientés. Le problème initial continu a donc été transformé en un problème discret [Lat91] de recherche dans un graphe.

Il s'agit alors de rechercher dans ce graphe un chemin reliant la configuration q_{ini} à la configuration q_{fin} . Il se peut que plusieurs chemins différents existent et qu'on soit intéressé par un certain type de chemins. Par exemple, on peut souhaiter minimiser le chemin parcouru, minimiser certains types de mouvements (rotations, etc.) ou passer le plus loin possible des obstacles, notamment dans les cas où ceux-ci sont mal définis, .

Pour cela, il est possible d'affecter des coûts aux différentes cellules du graphe. Le coût peut par exemple être directement dérivé d'une fonction de potentiel (Best-First planning). Le problème est alors celui de l'optimisation d'une fonction de coût dans un espace discret. De nombreuses méthodes ont été proposées pour résoudre ce type de problèmes qui interviennent dans de nombreux domaines, notamment en traitement d'images (chaînage de contours, contours déformables) Parmi les algorithmes les plus simples, on citera l'algorithme de Dijkstra [Dij59] et l'algorithme A^* qui en est dérivé.

3.3 Choix d'une représentation de l'espace des configurations

Nous considérons dans un premier temps le passage de l'aiguille sous les tissus c'est-à-dire la phase 4 de la planification. Nous supposons que les points d'entrée et de sortie désirés, E^* et S^* , ont été fournis par le chirurgien. Nous montrons dans cette section que le choix d'une représentation adéquate de l'espace des configurations permet de simplifier le problème de la planification d'un chemin pour l'aiguille.

3.3.1 Un problème complexe dans sa formulation directe

Une fois les positions initiale et finale choisies pour le système (voir sections 2.3.1 et 2.3.2), le problème de la planification peut être défini de la façon suivante : trouver un chemin entre q_{ini} et q_{fin} le long duquel

1. la pointe de l'aiguille P reste en dessous de la surface du tissu
2. le point de saisie H reste au-dessus de la surface du tissu
3. la déformation des tissus est minimisée

où q_{ini} et q_{fin} sont les points de l'espace des configurations correspondant aux positions initiale et finale de l'aiguille.

Les deux premières conditions définissent clairement la surface du tissu comme un obstacle pour H et P . Elles permettront donc de définir les obstacles dans l'espace des configurations \mathcal{C} . La troisième condition est plus difficile à exprimer en termes d'obstacles. Elle se traduit par le fait que le point de l'aiguille se situant au niveau du tissu doit rester dans un voisinage de E^* . Nous appellerons ce point N tout en gardant à l'esprit qu'il se déplace sur le corps de l'aiguille entre la pointe (pour q_{ini}) et la position angulaire β_{nmax} (pour q_{fin}). Il sera défini par l'angle β_n par rapport à la pointe de l'aiguille.

La notion d'optimalité contenue dans la troisième condition ne peut être traduite en termes d'obstacles "rigides" que si l'on dispose d'une borne supérieure de la déformation. Idéalement, on souhaiterait pouvoir définir un voisinage de E^* dans lequel N peut se déplacer librement, le reste du plan du tissu étant alors un obstacle pour le corps de l'aiguille. La recherche de ce voisinage minimal revient à trouver les conditions assurant que la position initiale et la position finale peuvent être connectées par un chemin dans l'espace des configurations.

En l'absence de connaissance de ce voisinage, le problème se ramène à la recherche de

$$\tau : [0, 1] \longmapsto \mathcal{CF}$$

avec $\tau(0) = q_{ini}$ et $\tau(1) = q_{fin}$ et tel que

$$\tau = \arg \min_{\tau} \sup_{\lambda \in [0,1]} def(\tau(\lambda)) \quad (3.3)$$

En pratique, on ne dispose pas d'une borne supérieure de la déformation, mais on sait cependant que, si dans la configuration q_{fin} l'aiguille coupe le tissu en E' , on a

$$\sup_{\lambda \in [0,1]} def(\tau(\lambda)) \geq d_{E^*E'} \quad (3.4)$$

On peut donc par exemple imposer que la déformation reste inférieure à $d_{E^*E'}$.

Nous avons vu que l'ensemble aiguille - porte-aiguille a 4 degrés de liberté et l'espace des configurations est donc de dimension 4. On peut représenter l'état du système par la rotation de l'instrument autour du point d'incision Q et par l'enfoncement de l'instrument dans l'abdomen.

Alors, l'espace des configurations est représenté mathématiquement par $\mathcal{M}_C = SO(3) \times \mathbb{R}$. Toutefois, en utilisant cette représentation il est difficile de projeter les obstacles, *i.e.* la surface des tissus, dans l'espace des configurations. En outre, l'espace des configurations est très encombré car la zone autorisée autour de E^* est généralement de petite taille. Dans ces conditions, la planification d'un chemin est un problème complexe qui ne peut pas être directement résolu avec les méthodes classiques de planification. Afin de le simplifier, nous proposons d'utiliser une autre représentation de l'espace des configurations, moins naturelle, mais mieux adaptée à la représentation des obstacles, et qui permet en outre d'utiliser certains résultats de l'étude des chemins théoriques idéaux.

3.3.2 Une autre représentation de l'espace des configurations

Afin de pouvoir exprimer simplement la position de l'aiguille par rapport aux tissus, nous avons choisi de représenter l'état du système par

- l'angle β_n du point N de l'aiguille au niveau du tissu par rapport à la pointe,
- l'angle ρ de rotation de l'aiguille autour de l'axe QN ,
- la position du point N dans le plan du tissu exprimée par (x_N, y_N) .

L'espace des configurations est alors représenté par $\mathcal{M}_C = SO(2) \times SO(2) \times \mathbb{R}^2$, et la paramétrisation proposée, qui utilise quatre variables, est minimale.

Propriétés de l'espace des configurations

Cette représentation de l'espace des configurations \mathcal{C} a quelques propriétés intéressantes. Dans la direction de ρ , c'est-à-dire à x_N , y_N et β_n fixés, la région de l'espace libre est compacte et bornée par deux valeurs $\rho_{min}(x_N, y_N, \beta_n)$ et $\rho_{max}(x_N, y_N, \beta_n)$, en prenant en compte la circularité de ρ ($0 \equiv 2\pi$).

Dém. 4 : Soit une direction de l'espace des configurations définie par $\beta_n = \beta_{n0}$, $x_N = x_0$ et $y_N = y_0$. Les valeurs de ρ pour lesquelles le point $(x_0, y_0, \beta_{n0}, \rho) \in \mathcal{CF}$ sont celles pour lesquelles la pointe de l'aiguille est en dessous du tissu et le point de saisie au-dessus du tissu. Or les cercles \mathcal{C}_H et \mathcal{C}_P coupent le tissu en deux points. Plusieurs cas sont possibles :

- \mathcal{C}_H est totalement en dessous du tissu ou \mathcal{C}_P est totalement au-dessus du tissu : alors $\mathcal{CF}_{x_0, y_0, \beta_{n0}} \equiv \emptyset$
- \mathcal{C}_H est au-dessus du tissu dans l'intervalle $[\rho_{H1}, \rho_{H2}]$ et \mathcal{C}_P est en dessous du tissu dans l'intervalle $[\rho_{P1}, \rho_{P2}]$. Si $[\rho_{P1}, \rho_{P2}] \cap [\rho_{H1}, \rho_{H2}] = \emptyset$ alors $\mathcal{CF}_{x_0, y_0, \beta_{n0}} \equiv \emptyset$. Si $[\rho_{P1}, \rho_{P2}] \cap [\rho_{H1}, \rho_{H2}] = [\rho_1, \rho_2]$ alors $\mathcal{CF}_{x_0, y_0, \beta_{n0}} \equiv [\rho_1, \rho_2]$

Nous dirons que l'espace des configurations est connexe dans la direction de ρ . Cette propriété est valable pour toutes les surfaces de tissus délimitant un volume convexe. C'est notamment le cas pour les surfaces de type cylindrique ou sphérique rendant bien compte de structures anatomiques tubulaires comme les artères ou les structures constitutives de l'appareil digestif. De plus, nous noterons $W(\mathcal{CF}_{x_0, y_0, \beta_{n0}}) = \rho_{max} - \rho_{min}$ la largeur de l'espace libre dans la direction de ρ .

Dans le cas de tissus plans, la symétrie cylindrique est une caractéristique importante pour déterminer la composition de l'espace des configurations. Les points de la surface du tissu situés sur des cercles \mathcal{C}_N centrés sur la projection P_Q du trocart sur le plan du tissu jouent des rôles similaires (voir figure 3.2).

Propriété 4 : Soient les points $N = (x_N, y_N)$ et $N' = (x_{N'}, y_{N'})$ à la surface du tissu. Si $\|P_Q N\| = \|P_Q N'\|$ alors $\mathcal{C}_{x_N, y_N} \equiv \mathcal{C}_{x_{N'}, y_{N'}}$, c'est-à-dire que les plans de coupe de l'espace des configurations \mathcal{C} à $\|P_Q N\| = \text{constante}$ sont tous identiques.

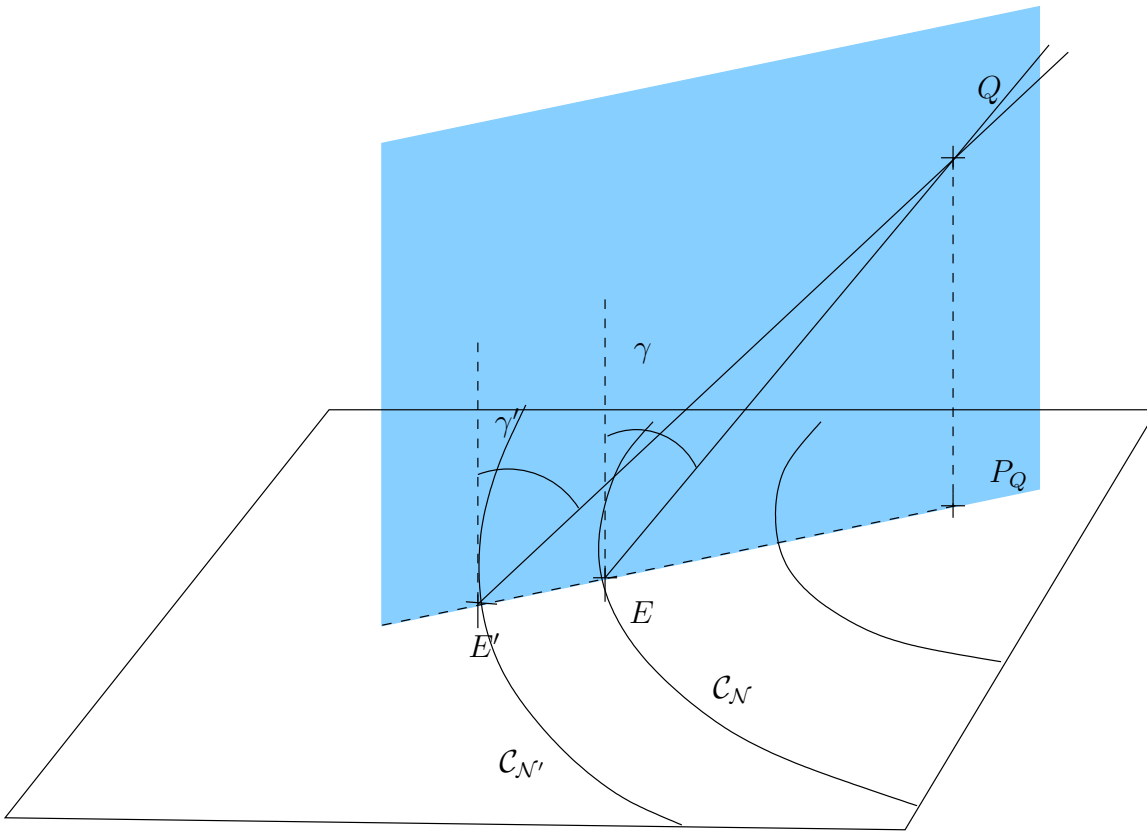


Fig. 3.2: Lorsque le tissu est plan, tous les points d'un même cercle centré en P_Q jouent des rôles identiques. Lorsqu'une valeur de ρ valide existe pour E et β_{n^*} , alors une valeur de ρ valide existe pour E' et β_{n^*} .

De plus, on a la propriété suivante :

Propriété 5 : Si pour un point E et une valeur β_n fixée, il existe une valeur de ρ amenant la pointe de l'aiguille en dessous du tissu et le point de saisie au-dessus du tissu simultanément, alors pour un point E' tel que $\|P_Q E\| < \|P_Q E'\|$ et $\frac{x_E}{y_E} = \frac{x_{E'}}{y_{E'}}$, et la même valeur de β_n , il existe aussi une valeur de ρ pour laquelle la pointe de l'aiguille est en dessous du tissu et le point de saisie au-dessus.

Dém. 5 : En effet, considérons un point d'entrée E à la surface du tissu. En déplaçant ce point d'entrée selon le rayon des cercles C_N et en augmentant sa distance à P_Q , on obtient un nouveau point d'entrée E' . Soit γ et γ' les angles entre la normale au tissu et l'axe EQ (resp. $E'Q$). Alors $\gamma' > \gamma$ et, d'après l'étude menée dans la section 2.4, si, pour β_{n^*} quelconque et E , $\exists \rho \in [0, 2\pi[$ / la configuration de l'aiguille soit dans l'espace libre alors, pour β_{n^*} et E' , il existe également une valeur de ρ valide (voir figure 3.2).

Projection des obstacles dans l'espace des configurations

Avec la représentation de l'espace des configurations proposée, il est assez simple et systématique de projeter les obstacles dans \mathcal{C} . Si on dispose d'un modèle analytique, pour toute position N dans le voisinage \mathcal{V} de E^* , et pour une valeur donnée de $\beta_n \in [0, \beta_{nmax}]$, on peut calculer les propriétés des cercles C_H et C_P , calculer les intersections avec la surface et en déduire les

valeurs de ρ limites. Cependant, cette méthode nécessite d'échantillonner les positions de N et les valeurs de β_n . Si le voisinage de E^* est large, l'algorithme peut être lourd en temps de calcul. Pour limiter ce temps, on peut par exemple borner le voisinage en imposant une valeur maximale de déformation au-delà de laquelle les conditions (position du trocart, choix des points d'entrée et de sortie, paramètres de saisie) seront considérées comme inadéquates pour le passage de l'aiguille.

Si on ne dispose que d'un modèle numérique de la surface de l'organe, en échantillonnant également ρ , on obtient un nuage de points dans \mathcal{C} , pour lesquels l'appartenance à \mathcal{CO} ou \mathcal{CF} peut être déterminée. Supposons qu'on ait échantillonné la position de N avec des pas constants δ_x et δ_y . De même, les pas d'échantillonnage pour β_n et ρ sont respectivement δ_{β_n} et δ_{rho} . On peut alors construire des hyper-rectangles de dimensions $\delta_x \times \delta_y \times \delta_{\beta_n} \times \delta_{rho}$ centrés sur ces points. Si l'échantillonnage est suffisamment fin, alors on peut supposer que l'hyper-rectangle appartient à la région \mathcal{CF} (resp. \mathcal{CO}) si son centre est dans \mathcal{CF} (resp. \mathcal{CO}). De cette façon, on obtient une décomposition de l'espace des configurations en cellules. Cette décomposition est approchée, puisque, rigoureusement, certaines cellules sont mixtes.

3.4 Existence d'un chemin à déformation minimale

Nous traitons ici le cas où la surface du tissu est plane. La déformation minimale est donnée par la distance entre le point d'entrée désiré E^* et l'intersection entre l'aiguille et le tissu dans la position finale E' .

Définition 3 : *Nous dirons qu'un chemin de l'aiguille entre la position initiale et la position finale est à déformation minimale si la distance entre E^* et N le point de l'aiguille au niveau du tissu reste inférieure à la distance $d_{E^*E'} = \|E^*E'\|$ tout au long du chemin. C'est-à-dire que le chemin $\tau : [0, 1] \mapsto \mathcal{CF}$ avec $\tau(0) = q_{ini}$ et $\tau(1) = q_{fin}$ est à déformation minimale si*

$$\forall \lambda \in [0, 1], \|E^*N(\lambda)\| \leq d_{E^*E'} \quad (3.5)$$

remarque : Les chemins à déformation minimale ne sont pas nécessairement les plus intéressants en pratique. Il pourrait être plus judicieux de favoriser des chemins à déformation latérale (parallèle à la lésion) minimale. Malheureusement, la recherche théorique de ces chemins est beaucoup plus complexe, et, dans une première approche du problème, nous n'avons considéré que les chemins à déformation minimale.

3.4.1 Décomposition de l'espace des configurations

Soient deux sous espaces de \mathcal{C} que nous appellerons \mathcal{C}_p et \mathcal{C}_r . Un point de \mathcal{C}_p décrit le point de l'aiguille en contact avec le tissu, *i.e.* sa position angulaire sur l'aiguille β_n et sa position dans le plan du tissu (x_N, y_N) , et par conséquent \mathcal{C}_p sera représenté par $\mathcal{M}_{\mathcal{C}_p} = SO(2) \times \mathbb{R}^2$. Un point de \mathcal{C}_r décrit la configuration de l'aiguille par rapport à un point fixe. Il donne donc β_n et ρ , et la représentation de \mathcal{C}_r est donnée par $\mathcal{M}_{\mathcal{C}_r} = SO(2) \times SO(2)$. Cette décomposition de \mathcal{C} en deux sous-espaces non-disjoints permet de séparer le problème de la planification de trajectoire en deux sous-problèmes, non indépendants l'un de l'autre, mais dans lesquels les contraintes de déformation sont traitées simplement. En effet, le problème de la planification de chemin peut s'exprimer sémantiquement de la façon suivante : on recherche une trajectoire Γ du point d'intersection de l'aiguille et du tissu, à la surface du tissu Π , telle que, le long de cette trajectoire, il existe une rotation ρ permettant de trouver une position acceptable de l'aiguille, ce qui s'écrit formellement :

$$\Gamma : [0, \beta_{nmax}] \mapsto \Pi$$

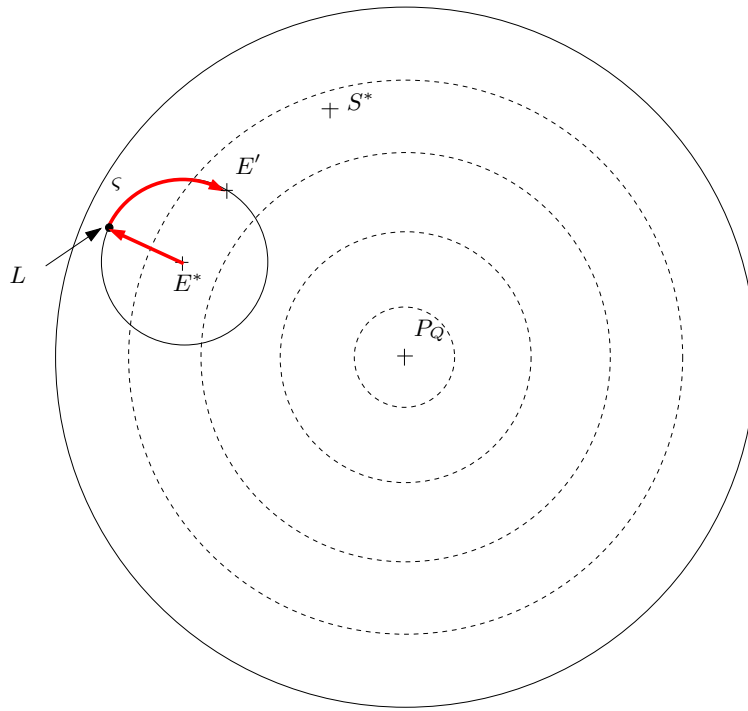


Fig. 3.3: Chemin du point N de l'aiguille à la surface du tissu garantissant un chemin de l'aiguille à déformation minimale et maximisant les chances de trouver un chemin ξ dans \mathcal{CrF} . ζ est le chemin à la surface du tissu correspondant à la trajectoire Γ .

avec $\Gamma(0) = E^*$, $\Gamma(\beta_{nmax}) = E'$ et Γ continue,

$$\xi : [0, 1] \mapsto \mathcal{CrF}$$

avec $\beta_n(\xi(0)) = 0$ et $\beta_n(\xi(1)) = \beta_{nmax}$ où \mathcal{CrF} , l'espace libre du sous-espace des configurations \mathcal{Cr} dépend de la trajectoire Γ .

La contrainte de déformation n'intervient que dans le choix de Γ . Pour savoir s'il existe un chemin à déformation minimale, nous devons rechercher une trajectoire du point N sur la surface du tissu en fonction de β_n , à l'intérieur du cercle centré en E^* et de rayon $d_{E^*E'}$, telle que le long de celle-ci on puisse trouver des positions acceptables de l'aiguille. On recherche donc Γ telle que

$$\forall \beta_n \in [0, \beta_{nmax}] d(E^*, \Gamma(\beta_n)) < d_{E^*E'} \quad (3.6)$$

Parmi toutes les trajectoires possibles, nous nous intéressons à celle qui maximise la probabilité de trouver un chemin ξ . D'après la propriété 5, il faut tenter d'éloigner les points d'entrée de la projection P_Q du trocart sur le tissu. Par conséquent, le chemin du point d'entrée entre E^* et E' doit avoir la forme donnée sur la figure 3.3. Le point s'éloigne de E^* perpendiculairement aux cercles centrés en P_Q , jusqu'à atteindre la limite de déformation, puis suit cette limite jusqu'à E' . Le long de ce chemin, le point L joue un rôle particulier car il est le point de Γ le plus éloigné de P_Q .

On a en fait la propriété suivante :

Propriété 6 : *Supposons qu'il existe une position initiale de l'aiguille en E^* définie par la configuration q_{ini} et une position finale en S^* définie par la configuration q_{fin} , pour laquelle l'aiguille coupe le tissu en E' et que ces deux positions sont acceptables pour une suture, c'est-à-dire que les angles d'attaque du tissu sont inférieurs à une valeur limite $AA_{max} < \frac{\pi}{2}$. Alors la*

déformation minimale est définie par la distance $d_{E^*E'}$. Soit le point particulier L de la surface du tissu représentée par le plan Π , tel que $\|E^*L\| = d_{E^*E'}$ et $L \in (PQE^*)$. Il existe un chemin à déformation minimale entre q_{ini} et q_{fin} si et seulement si il existe un chemin théorique idéal défini par le point d'entrée L et le point de sortie S^* .

Dém. 6 : Nous appelons $\gamma(L)$ l'angle entre la normale au tissu en L et l'axe LQ . Supposons qu'il n'existe pas de chemin théorique idéal en L . Alors $\exists \beta_{n^*} \in]0, \beta_{nmax}[$ pour lequel aucune valeur ρ acceptable ne peut être trouvée. Alors, pour β_{n^*} , aucun point M de la surface du tissu situé à l'intérieur d'un cercle de rayon $d_{E^*E'}$ centré sur E^* ne permet de trouver une valeur de ρ acceptable, puisque $\gamma(M) < \gamma(L)$. Il n'existe donc pas de chemin à déformation minimale.

Supposons qu'il existe un chemin théorique idéal en L . Puisqu'il existe une position initiale acceptable en E^* , on peut trouver un point P' de l'aiguille très proche de P et défini par l'angle $\beta_n(P')$, tel que, pour tout point N de l'aiguille entre la pointe et P' , défini par $\beta_n < \beta_n(P')$ il existe ρ amenant la pointe de l'aiguille en dessous du tissu et le point de saisie au-dessus du tissu alors que le point N est en E^* . Il existe donc une valeur de ρ valable lorsque le point P' est en E^* et au moins une valeur de ρ valable lorsque le point P' est en L . Puisque pour tout point M du tissu situé sur le segment E^*L on a $\gamma(E^*) < \gamma(M)$, il est possible d'amener le point P' de E^* à L tout en maintenant la pointe de l'aiguille en dessous du tissu et le point de saisie au-dessus du tissu.

Le même raisonnement peut être utilisé pour amener un point H' défini par $\beta_n(H')$ très proche de β_{nmax} du point L au point S^* .

Par conséquent, s'il existe un chemin théorique idéal en L , on peut trouver un chemin à déformation minimale, pour lequel le point d'entrée E se déplace à la surface du tissu selon la trajectoire suivante :

- pour $\beta_n \in [0, \beta_n(P')[$, E est en E^* ,
- pour $\beta_n = \beta_n(P')$, E se déplace de E^* à L ,
- pour $\beta_n \in]\beta_n(P'), \beta_n(H')[$, E est en L ,
- pour $\beta_n = \beta_n(H')$, E se déplace de L à E' ,
- pour $\beta_n \in [\beta_n(P'), \beta_{nmax}[$, E est en E' ,

Ce chemin à déformation minimale n'est toutefois pas un chemin souhaitable en pratique. Tout d'abord, le passage par L n'est pas toujours nécessaire. La plupart du temps, on peut trouver un chemin à déformation minimale pour lequel le point E se déplace directement de E^* à E' . Ensuite, si $\beta_n(P')$ est très proche de 0, la pointe de l'aiguille se déplace juste en dessous de la surface du tissu avec une modification d'enfoncement très faible. Pour assurer de bonnes conditions pour percer les tissus il est plus judicieux d'imposer un enfoncement de l'aiguille sans mouvement dans le plan du tissu. En d'autres termes on imposera en partie la trajectoire Γ . Pour $\beta_n \in [0, \beta_{nlim1}]$, le point d'intersection E devra rester en E^* et pour $\beta_n \in [\beta_{nlim2}, \beta_{nmax}]$, il devra se trouver en E' . On obtient alors un profil "temporel" de la trajectoire Γ en fonction de β_n comme celui présenté en figure 3.4.

Avec ces contraintes supplémentaires, l'existence d'un chemin à déformation minimale est plus complexe à définir. La condition d'existence d'un chemin théorique en L est maintenue, mais en outre il faut que

$$\forall \beta_n \in [0, \beta_{nlim1}], \exists \rho / (E^*, \beta_n, \rho) \in \mathcal{CF} \quad (3.7)$$

$$\forall \beta_n \in [\beta_{nlim2}, \beta_{nmax}], \exists \rho / (E', \beta_n, \rho) \in \mathcal{CF} \quad (3.8)$$

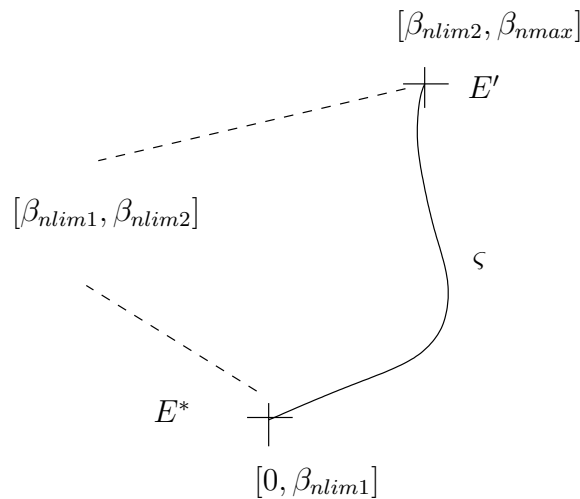


Fig. 3.4: Evolution du paramètre β_n le long de la trajectoire Γ . ζ est le chemin correspondant à la trajectoire Γ . Pour garantir des conditions acceptables pour percer les tissus, le point d'intersection est maintenu en E^* au début de la trajectoire et en E' à la fin.

3.5 Planification pratique d'un chemin à déformation minimale

Déterminer la déformation maximale acceptable pour les tissus est une tâche très délicate qui demande toute la pratique du chirurgien. Tenter de définir des limites dans toutes les directions de déformation ne peut se faire que par l'étude approfondie du type de tissus concernés et des propriétés biomécaniques propres à ces tissus. Cette étude est au-delà du cadre de notre travail. C'est donc le chirurgien lui-même qui définira les limites de déformation. Cela peut par exemple se faire par le tracé d'une zone autour du point d'entrée désiré à la surface du tissu. Une interface de type souris pourrait être utilisée à cette fin.

Lorsque la déformation maximale acceptable a été fixée par le chirurgien, on peut déterminer exactement les obstacles et l'espace libre dans l'espace euclidien \mathbb{R}^3 .

La planification dans l'espace des configurations \mathcal{C} pose cependant plusieurs difficultés. La première concerne la description des obstacles dans l'espace des configurations. Certes, on dispose d'une méthode systématique permettant de déterminer si un point de \mathcal{C} est dans \mathcal{CF} ou dans \mathcal{CO} , mais sa mise en oeuvre est assez coûteuse en temps et donc pas acceptable au sein même de la salle d'opération.

Par ailleurs, dans le cadre d'une chirurgie manuelle assistée par ordinateur, demander au chirurgien de spécifier complètement une zone sur les tissus est trop exigeant. Cette solution nécessite que le chirurgien manipule à la fois les instruments et l'interface proposée. Il a été montré que ce type de solutions n'est pas apprécié par les chirurgiens, car elles le déconcentrent de sa tâche principale.

Sur la base de l'étude précédente, nous proposons une méthode simple de planification d'un chemin à travers les tissus qui ne nécessite pas que le chirurgien fournisse lui-même des données. Afin de simplifier le problème, nous imposons la trajectoire Γ à la surface du tissu. Pour garantir que la déformation ne soit pas trop grande dans une direction, le chemin ζ créé par Γ sur le tissu est un segment de droite entre E^* et E' . De cette façon, la déformation est unidirectionnelle le long du chemin de l'aiguille, et est maximale dans la position finale. Il suffit donc que le chirurgien accepte la position finale pour garantir que la déformation le long du chemin soit correcte. En revanche, en imposant ζ on diminue les libertés du système au risque de perdre des chemins possibles : quelle que soit ensuite la méthode de planification utilisée, la planification

globale ne sera pas complète.

Une fois Γ imposée, la planification se réduit à trouver un chemin ξ dans le sous espace \mathcal{C}_r de dimension 2. Ici aussi la représentation des obstacles dans \mathcal{C}_r s'impose. Mais en dimension 2 le problème devient beaucoup plus acceptable. On peut donc obtenir une représentation approchée de $\mathcal{C}_r \mathcal{O}$ et $\mathcal{C}_r \mathcal{F}$ en échantillonnant les valeurs de β_n et de ρ . De plus, l'espace des configurations réduit \mathcal{C}_r est un espace très peu encombré contrairement à l'espace original de dimension 4.

Le sous-espace \mathcal{C}_r hérite de la propriété de connexité dans la direction de ρ montrée pour l'espace complet. Si on réduit \mathcal{C}_r aux valeurs de β_n dans l'intervalle $[0, \beta_{nmax}]$, alors,

- soit $\mathcal{C}_r \mathcal{F}$ est connexe et il existe un chemin entre q_{ini} et q_{fin} . Cette propriété est toujours vraie quel que soit l'espace des configurations.
- soit $\mathcal{C}_r \mathcal{F}$ n'est pas connexe et il n'existe pas de chemin. Cette propriété n'est pas vraie en général. Elle est due à la connexité dans la direction de ρ . En effet, si $\mathcal{C}_r \mathcal{F}$ n'est pas connexe, il existe une valeur de $\beta_n = \beta_{n*} \in [0, \beta_{nmax}]$ pour laquelle aucune valeur de ρ n'appartient à $\mathcal{C}_r \mathcal{F}$ et il n'est pas possible de trouver de chemin.

Ce type d'espace des configurations est assez bien adapté à l'utilisation de méthodes de planification basées sur des potentiels, car il est simple de générer une règle pour sortir des éventuels minima locaux rencontrés. Une méthode de planification de trajectoire possible basée sur des potentiels est celle proposée par Lumelsky [Lum87]. Le robot est muni d'un capteur de proximité, de sorte que les obstacles ne sont détectés qu'au moment du contact. A chaque instant le robot se dirige dans la direction de la configuration finale (la seule donnée qui lui est connue), jusqu'à ce qu'il entre en contact avec un obstacle. L'obstacle est ensuite suivi jusqu'à ce que la direction de la configuration finale redevienne libre (voit figure 3.5). Un des points forts de cette méthode est que la projection des obstacles dans l'espace des configurations peut se faire en ligne en suivant le mouvement du robot. De cette façon, on évite des projections inutiles, ce qui est souhaitable lorsqu'un seul chemin est recherché (la connectivité globale de l'espace des configurations ne servira pas pour d'autres planifications). Dans le cas d'un espace des configurations ayant les propriétés de \mathcal{C}_r , la trajectoire sera simple. Cependant, on souhaite éviter les configurations où le robot (donc la pointe ou le point de saisie) sont en contact avec le tissu. Nous avons besoin pour cela de connaître la projection des obstacles dans l'espace des configurations.

Celle-ci peut être obtenue comme nous l'avons décrit précédemment en utilisant un échantillonnage de β_n . Les temps de calcul sont largement réduits puisque la position du point N à la surface du tissu est fixée.

Puisque nous pouvons disposer d'une représentation des obstacles sur la base d'une décomposition approchée en cellules de \mathcal{C}_r , on choisira en priorité une méthode de planification basée sur une décomposition approchée en cellules. Même si le nombre de cellules est important, la planification est simple en raison de la petite dimension de l'espace (2).

A partir des cellules de l'espace des configurations libres, nous créons un graphe composé de nœuds (les cellules) et d'arcs définissant la connectivité entre les cellules. Deux cellules seront simplement connectées si elles ont des valeurs de ρ ou de β_n voisines. En d'autres termes, l'espace des configurations étant de dimension 2, chaque cellule est reliée à au maximum quatre autres cellules, définies comme dans la 4-connexité. La figure 3.6 illustre ce propos.

Un des points essentiels pour obtenir un chemin acceptable est que l'aiguille s'enfonce constamment dans les tissus. On n'accepte donc pas les mouvements de recul qui se traduisent par une diminution de β_n . Pour cela on oriente simplement le graphe, de sorte que chaque cellule définie par son centre (β_{ni}, ρ_j) a 1 arc partant vers la cellule (β_{ni+1}, ρ_j) , 1 arc arrivant de la cellule (β_{ni-1}, ρ_j) , et enfin deux arcs bidirectionnels vers les cellules (β_{ni}, ρ_{j-1}) et (β_{ni}, ρ_{j+1}) . On veille également à prendre en compte la circularité de ρ .

La recherche d'un chemin dans le graphe obtenu est simple car, dans la direction de ρ (pour

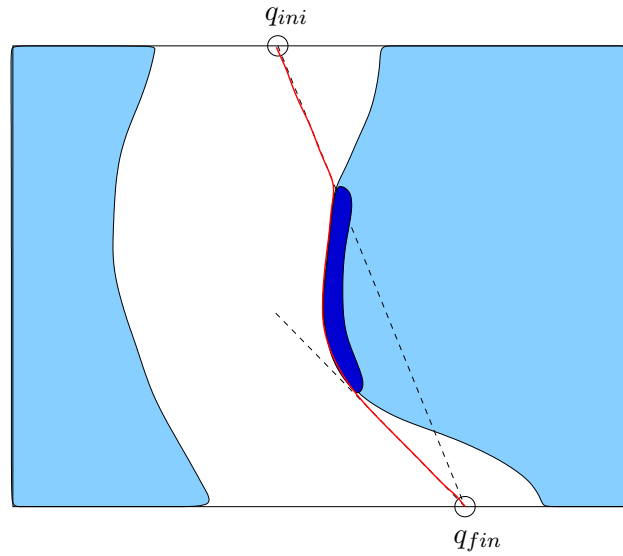


Fig. 3.5: Chemin généré par une méthode de potentiel avec un potentiel attractif du à la configuration désirée et un potentiel répulsif d'étendue nulle du aux obstacles. La zone bleu foncé est la région d'obstacle connue après calcul du chemin.

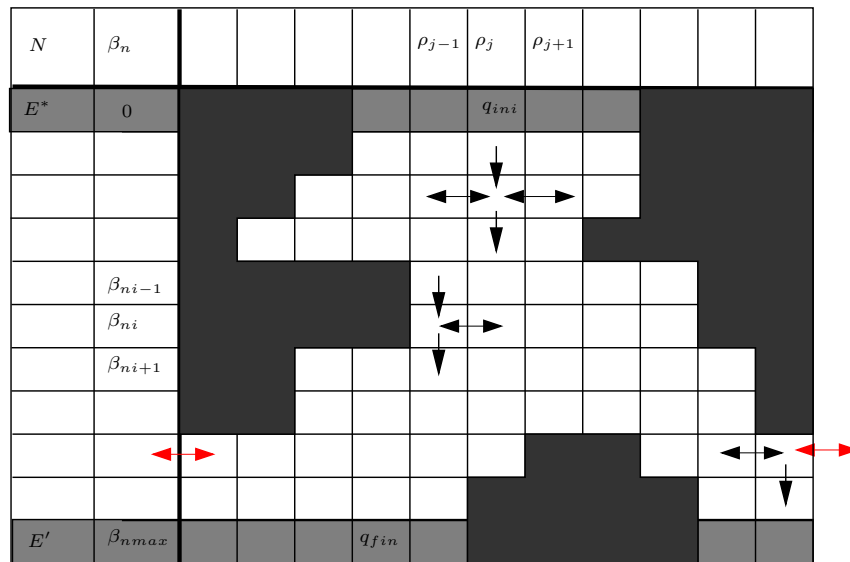


Fig. 3.6: Connexions entre les cellules. Chaque cellule a au maximum un arc partant vers les β_n supérieurs, un arc provenant des β_n inférieurs et deux arcs bidirectionnels vers les β_n identiques. Les flèches rouges illustrent la prise en compte de la circularité de ρ .

β_n fixé), l'espace des configurations libre est connexe.

Par conséquent, le graphe orienté obtenu ne possède pas de route sans issue. Autrement dit, s'il existe un chemin $\tau : [0, 1] \rightarrow \mathcal{C}_r\mathcal{F}$ entre q_{ini} et q_{fin} , alors, pour toute configuration $q' \in \mathcal{C}_r\mathcal{F}$ il existe un chemin $\tau' : [0, 1] \rightarrow \mathcal{C}_r\mathcal{F}$ avec $\tau'(0) = q'$ et $\tau'(1) = q_{fin}$, tel que pour tous s et $s' \in [0, 1]$, avec $s < s'$, $\beta_n(\tau(s)) \leq \beta_n(\tau(s'))$.

3.5.1 Choix de fonctions de coût pour la recherche dans le graphe

Des méthodes de type évitement d'obstacle peuvent être utilisées pour trouver un chemin dans le graphe. Cependant, on souhaite donner quelques propriétés aux chemins. Qualitativement, un chemin est bon si l'aiguille descend suffisamment en dessous de la surface du tissu. On évitera les chemins pour lesquels la pointe de l'aiguille longe la surface du tissu : un tel chemin n'est pas naturel, ne garantit pas de bonnes conditions pour percer le tissu au point de sortie, mais en outre une erreur de modèle sur la surface du tissu conduira à l'échec de la trajectoire. D'un point de vue pratique, on souhaite également que les chemins générés soient aussi "naturels" que possibles, *i.e.* qu'ils ressemblent à des chemins qu'un humain pourrait réaliser. Cette caractéristique de "naturel" peut être traduite par la continuité et la dérivabilité du chemin.

Pour pouvoir prendre en compte ces souhaits dans la planification du chemin, une possibilité est d'affecter un coût aux arcs ou aux nœuds du graphe et de rechercher ensuite le chemin de coût minimal. De nombreuses méthodes ont été proposées pour résoudre les problèmes de chemin de coût minimal dans un graphe, et la tâche principale est donc de définir le coût des arcs et des nœuds.

Afin de favoriser un mouvement de l'aiguille en profondeur, on associe un coût élevé aux nœuds pour lesquels la pointe de l'aiguille est proche de la surface du tissu. Toutefois, il n'est pas non plus souhaitable que l'aiguille s'enfonce trop profondément. On ne favorisera donc pas trop les positions profondes qui risquent de créer des mouvements peu naturels pour l'aiguille. De plus, on souhaite également éviter les positions pour lesquelles le point de saisie est proche de la surface des tissus afin de diminuer le risque de griffer les tissus avec le porte-aiguille. De façon empirique nous avons choisi la fonction de coût suivante pour les nœuds :

$$f_P = \begin{cases} \frac{K}{dist+1} - D & \text{si } dist \in [0, prof_{lim}] \\ 0 & \text{si } dist > prof_{lim} \\ \infty & \text{si } dist < 0 \end{cases} \quad (3.9)$$

$$f_H = \begin{cases} \frac{K}{dist+1} - D & \text{si } dist \in [0, \leq haut_{lim}] \\ 0 & \text{si } dist > haut_{lim} \\ \infty & \text{si } dist < 0 \end{cases} \quad (3.10)$$

$$f = f_P + f_H \quad (3.11)$$

où $dist$ est, selon le cas, la distance entre le tissu et la pointe de l'aiguille comptée positivement lorsque la pointe est en dessous du tissu, ou la distance entre le tissu et le point de saisie. $prof_{lim}$ et $haut_{lim}$ sont la profondeur et la hauteur à partir de laquelle le coût d'une configuration est nul (*c.f.* figure 3.7). Avec cette fonction, le coût affecté aux configurations pour lesquelles la pointe est au niveau du tissu, vaut $K - D$. En pratique, on choisira le coût au niveau du tissu et la profondeur limite, et on en déduira $D = \frac{cout_{tissu}}{prof_{lim}}$ et $K = (prof_{lim} + 1) \cdot D$.

Pour obtenir un chemin "naturel", nous avons choisi de minimiser la longueur totale du chemin. Pour cela, nous affectons un coût aux arcs proportionnel à la distance entre les nœuds qu'il relie. Cette pondération des arcs est importante car la distance entre deux cellules connexes est variable. Afin de ne pas trop alourdir les calculs, la distance entre deux configurations q et q' sera définie par

$$d(q, q') = \max(\|P(q) - P(q')\|_2, \|H(q) - H(q')\|_2) \quad (3.12)$$

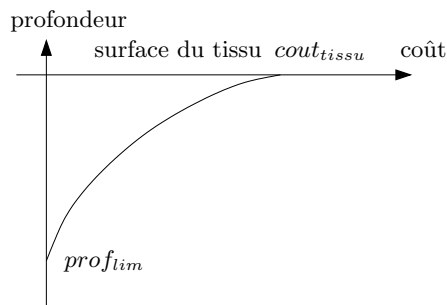


Fig. 3.7: Allure de la fonction de coût associée aux nœuds du graphe lorsque la pointe est en dessous du tissu.

où $P(q)$ (resp. $H(q)$) est la position de la pointe (resp. le point de saisie) dans la configuration q et où $\|x - x'\|_2$ est la distance euclidienne entre deux points dans \mathfrak{R}^3 . Le coût d'un arc entre les cellules centrées sur q et q' est défini par

$$g = \lambda d(q, q') \quad (3.13)$$

où le facteur λ permettra de régler l'importance du coût des arcs par rapport à celui des nœuds.

Le coût total d'un chemin composé de N_n nœuds n_i et de $N_a = N_n + 1$ arcs a_i ² est défini par $ct = \sum_{i=1}^{N_n} f(n_i) + \sum_{i=1}^{N_a} g(a_i)$.

En utilisant une telle fonction de coût, les chemins mettant en oeuvre des retours en arrière (des valeurs de β_n décroissantes) seraient rejetés même si le graphe n'avait pas été orienté auparavant. Toutefois, en éliminant a priori cette possibilité en orientant le graphe, on diminue les temps de calcul pour la recherche des chemins. Pour rechercher le chemin de coût minimal, nous avons utilisé l'algorithme A^* . Cet algorithme est applicable lorsque le coût associé aux cellules et aux arcs est positif, c'est-à-dire que le coût cumulé du chemin à partir de la configuration initiale augmente le long du chemin.

L'algorithme A^* peut se baser sur des heuristiques afin de diminuer les temps de calcul. Nous n'avons pas utilisé de telles heuristiques, ce qui rend l'algorithme A^* équivalent à l'algorithme de Dijkstra [Dij59]. Cet algorithme est complet, dans le sens où, s'il existe un chemin dans le graphe alors l'algorithme retourne le chemin de coût minimal. En contrepartie les temps de calcul sont assez importants, puisque la recherche du chemin est réalisée de façon systématique. Toutefois, en pratique le nombre de cellules, et donc le nombre de nœuds, restent raisonnables et le chemin de moindre coût peut être calculé en une à deux secondes ce qui est suffisant pour une planification per-opératoire.

3.5.2 Validité des chemins et échantillonnage

Les chemins générés avec la méthode présentée sont en fait une liste de quadruplets :

$$(x_N, y_N, \beta_n, \rho)$$

Chaque élément de la liste appartient à \mathcal{CF} . Toutefois, pour obtenir un chemin complet continu, il faut générer des chemins locaux entre les éléments de la liste. Avec le choix qui a été fait de la connexité, on peut montrer qu'un chemin en ligne droite dans \mathcal{Cr} entre deux cellules connexes libres est totalement contenu dans \mathcal{CrF} .

² Le nœud initial et le nœud final qui correspondent aux configurations initiales et finales ne sont pas pris en compte dans le calcul du coût. C'est pourquoi il y a un arc de plus que de nœuds.

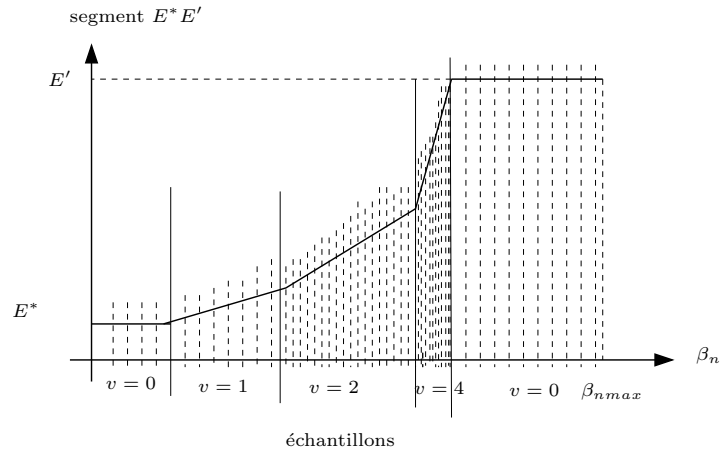


Fig. 3.8: Echantillonnage de β_n en fonction de la vitesse sur Γ . Dans cet exemple Γ est composée de 5 portions de vitesses différentes. Dans les portions 1, 2 et 5, le pas d'échantillonnage de base est utilisé. Dans les portions 3 et 4 le pas d'échantillonnage est fonction de la vitesse du point d'entrée sur Γ .

En revanche, l'existence d'un chemin n'est plus garantie dès qu'une des cellules est mixte. Il est donc souhaitable de détecter les cellules mixtes. Si le tissu est convexe, on peut déterminer les cellules mixtes dans la direction de ρ puisque dans cette direction la région de l'espace libre est compacte et bornée par deux valeurs $\rho_{min}(x_N, y_N, \beta_n)$ et $\rho_{max}(x_N, y_N, \beta_n)$. Il y a donc quatre cellules susceptibles d'être mixtes : celles qui se trouvent à l'interface entre les points déterminés libres et les points déterminés obstacles. Les autres cellules appartiennent complètement à la même région que leur centre. Toutefois, si le pas δ_ρ est plus grand que $|\rho_{max} - \rho_{min}|$, il est possible que les cellules mixtes ne puissent pas être détectées.

En outre, dans la direction de β_n les cellules mixtes sont moins facilement identifiables. Si l'échantillonnage des valeurs de β_n est suffisamment fin, on peut supposer, entre deux cellules connectées dont le centre appartient à $\mathcal{C}_r\mathcal{F}$ et qui sont libres selon ρ , que le chemin en ligne droite est totalement libre. En fait, il faut que $\frac{1}{\delta_{\beta_n}}$ soit grand par rapport aux variations $\frac{d\rho_{min}}{d\beta_n}$ et $\frac{d\rho_{max}}{d\beta_n}$. Ces variations peuvent être grandes pour deux raisons : si la surface du tissu a une courbure importante ou si le point N à la surface du tissu se déplace beaucoup.

On supposera que les tissus ont une courbure faible mais il faudra prendre en compte la vitesse de déplacement sur Γ dans le choix de l'échantillonnage de β_n . Si la vitesse de déplacement sur Γ n'est pas constante, il peut être nécessaire d'utiliser un pas d'échantillonnage variable pour β_n , afin à la fois de garantir des chemins élémentaires entre cellules acceptables et de ne pas faire exploser le nombre de cellules. Par exemple, on pourra prendre un pas d'échantillonnage de base $\Delta\beta_n$ et sur-échantillonner en prenant un pas $\delta\beta_n = \frac{d\beta_n}{dE}$ dès que $\frac{dE}{d\beta_n} > \frac{1}{\Delta\beta_n}$ (voir par exemple figure 3.8).

3.5.3 Complétude de la méthode de planification et choix de Γ

Nous considérons ici que nous recherchons un chemin à déformation minimale. La méthode proposée pour résoudre ce problème n'est pas complète pour plusieurs raisons. Si aucun chemin n'est trouvé, cela peut être parce que

- il n'existe pas de chemin à déformation minimale,
- le chemin ζ de l'intersection de l'aiguille avec le tissu n'est pas le meilleur. La droite choisie n'est pas le chemin garantissant les meilleures conditions (*c.f.* figure 3.3),
- le profil temporel de la trajectoire Γ n'est pas bien choisi. Il est possible, tout en gardant

le même chemin ζ , de modifier le déplacement du point d'intersection de sorte à améliorer les conditions d'existence d'un chemin,

- le nombre de cellules de la décomposition du sous-espace des configurations \mathcal{C}_r est insuffisant. De ce fait il se peut que des couloirs étroits ne soient pas détectés.

En revanche, le graphe orienté utilisé garantit de trouver les chemins dans l'espace des configurations décomposé en cellules, car tous les nœuds correspondants à des cellules connectées sont également connectés.

Ainsi, si l'échantillonnage selon ρ et β_n est suffisamment fin, c'est le choix de Γ qui détermine la complétude de la méthode. En fait, la non-complétude des solutions n'est pas un réel problème. En effet, supposons qu'il existe une solution à déformation minimale mais qu'aucun chemin n'existe pour le choix de Γ . Puisque la déformation dans la position finale est acceptable, elle reste faible, et donc le point E' est dans un voisinage V de E^* . Soit D_V le disque centré sur E^* et de rayon $d_{E'E^*}$. S'il existe un chemin à déformation minimale, alors il existe un chemin théorique idéal au point L appartenant à D_V . Supposons qu'il n'y a pas de valeur acceptable de ρ pour le point E situé sur le segment $[E^*E']$. La distance entre L et E est inférieure à $2d_{E'E^*}$. Par conséquent, si la distance du point d'entrée au trocart est grande par rapport aux dimensions de l'aiguille, l'angle γ de la position du trocart par rapport à la normale au tissu ne varie pas beaucoup entre E et L (voir figure 3.2). Cela signifie donc que les chemins à déformation minimale existant comportent des positions de l'aiguille pour lesquelles soit la pointe, soit le point de saisie sont très proches du tissu. Ces positions ne sont pas souhaitables et elles sont le signe que la configuration (prise de l'aiguille, position du trocart, choix des points d'entrée et de sortie) n'est pas bonne. Il n'est donc pas critique de ne pas trouver ces chemins et il sera mieux de modifier la configuration (prise d'aiguille par exemple).

3.5.4 Reconstitution et lissage des chemins

Après les opérations de recherche de chemin optimal dans le graphe, on a obtenu une liste ordonnée de nœuds (que nous appellerons par abus de langage chemin dans le graphe, et que nous noterons ν) correspondant à des points de passage du chemin dans l'espace des configurations réduit \mathcal{C}_r . A partir de la trajectoire Γ échantillonnée et de ν , on peut reconstituer une liste ordonnée de points de l'espace des configurations \mathcal{C} . Cependant, cet espace des configurations, bien qu'il soit adapté à la planification de chemin, n'est pas idéal pour la représentation de ces chemins. Il est préférable d'utiliser la représentation $\mathcal{M}_C = SO(3) \times \mathfrak{R}$ paramétrée par la rotation de l'instrument autour du trocart $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ et par l'enfoncement de l'instrument dans l'abdomen d_z . Le passage entre ces deux représentations se fait en utilisant notamment les équations 2.22, 2.23, 2.24.

On aura donc une liste de n configurations $(\theta_x, \theta_y, \theta_z, d_z)_i$ de l'instrument, exprimées par rapport au repère du trocart \mathcal{F}_Q . Selon la méthode de suivi du chemin envisagée, il peut être nécessaire d'obtenir un chemin continu, ou au moins de disposer d'un nombre de points de passage important. Par exemple, pour un suivi par asservissement visuel 2D (voir chapitre 5), si le nombre de points le long du chemin est trop faible, des mouvements non souhaitables peuvent être engendrés. Pour augmenter le nombre de points, on peut diminuer les pas d'échantillonnage pour β_n et pour ρ . Toutefois, on risque ainsi d'augmenter les temps de création du graphe et de recherche dans ce graphe. Or, pour une planification en salle d'opération, le temps de calcul global des chemins ne doit pas excéder quelques secondes. Il est donc préférable de sur-échantillonner le chemin après calcul dans le graphe.

Malgré le coût associé aux distances entre cellules, il est possible que le chemin exprimé par les configurations $(\theta_x, \theta_y, \theta_z, d_z)_i$ contienne des comportements peu souhaitables : oscillations autour de la profondeur limite $prof_{lim}$, variations brusque d'un des paramètres, etc. En d'autres termes,

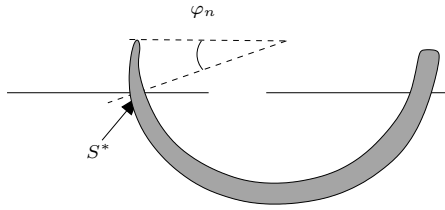


Fig. 3.9: Angle définissant le point fixé en S^* pour les chemins de sortie du tissu

le chemin généré n'est pas continûment dérivable (\mathcal{C}_1)³. Pour améliorer ses caractéristiques nous avons choisi de lisser chacun des paramètres $\theta_x, \theta_y, \theta_z, d_z$ en utilisant un filtre gaussien discret dont l'écart type vaut 1. Ce faisant, on modifie le chemin de l'aiguille et il est possible que celui-ci sorte de l'espace libre. Toutefois, comme nous l'avons déjà mentionné, cela est le signe d'une configuration non-optimale qu'il est souhaitable de modifier.

3.6 Planification de la sortie de l'aiguille

Une fois que le point de sortie désiré a été atteint, il faut générer un mouvement permettant de faire sortir la pointe de l'aiguille du tissu (c'est la phase 5 de la planification). Le chemin idéal serait de ne pas créer de déformation ni au point d'entrée, ni au point de sortie. Ces contraintes, ajoutées aux contraintes cinématiques du trocart, privent l'instrument de 6 degrés de liberté. Autrement dit, sauf cas particulier, il n'est pas possible de vérifier toutes les contraintes simultanément, et la déformation du tissu est inévitable.

On peut choisir d'éviter les déformations au point d'entrée ou au point de sortie. Pour obtenir de bonnes conditions pour percer le tissu, il est préférable de maintenir le point de sortie fixe, et nous avons opté pour cette solution. Il faut également définir la portion d'aiguille qui devra sortir du tissu avant de lâcher l'aiguille et de la saisir par la pointe. On peut par exemple faire sortir l'aiguille autant que possible en arrêtant le mouvement lorsque le point de saisie se trouve au niveau du tissu, c'est-à-dire pour $\beta_n = \beta$. Puisqu'on se servira du point de sortie S^* comme point de fixation, il est utile de redéfinir les angles par rapport à ce point. On appellera donc φ_n l'angle entre la pointe de l'aiguille et le point fixé en S^* (voir figure 3.9).

Le problème de la recherche d'un chemin de sortie des tissus est très similaire à la planification de chemin sous la surface. Comme pour les chemins sous la surface du tissu, il est utile d'empêcher les mouvements en arrière de l'aiguille en imposant que les valeurs de φ_n soient croissantes. En imposant que le point de sortie reste en S^* on ramène le problème de la planification à un espace des configurations de dimension 2. Cet espace sera nommé \mathcal{C}'_r , et il sera paramétré par l'angle φ_n et l'angle ρ de rotation autour de l'axe QS^* . \mathcal{C}'_r dispose des mêmes propriétés que \mathcal{C}_r , et notamment la connexité dans la direction de ρ . Les configurations de l'espace libre $\mathcal{C}'_r\mathcal{F}$ sont définies par le fait que la pointe de l'aiguille et le point de saisie H sont simultanément au-dessus du tissu et que la déformation au niveau du point d'entrée n'est pas trop importante. A nouveau, on se trouve face à une définition qualitative de l'espace libre qu'il faut exprimer quantitativement.

Cependant, il y a quelques différences par rapport à la planification de chemin sous la surface du tissu. Tout d'abord, la configuration finale n'est pas complètement définie. On peut choisir la valeur de φ_n finale φ_{nmax} , mais il n'est pas forcément souhaitable d'imposer la valeur de ρ dans la configuration finale. La différence principale se fait sur la fonction de coût à utiliser. Il n'est plus nécessaire de forcer un comportement pour la pointe de l'aiguille à partir du moment

³ Cette dénomination est un abus de langage puisque le chemin généré est discret.

où elle est sortie des tissus. En revanche, il est facile de contrôler la déformation du tissu au point d'entrée le long du chemin, en utilisant une fonction de coût liée à cette déformation. Lors de l'échantillonnage des valeurs de φ_n et de ρ , on calcule l'intersection de l'aiguille avec le tissu au niveau du point d'entrée. On obtient simplement la déformation du tissu correspondante par la distance entre le point d'intersection E et le point d'entrée initial E^* . Cette déformation est simplement associée à la cellule de l'espace des configurations correspondante. De cette façon, la déformation minimale est directement introduite dans la fonction de coût.

Nous utilisons donc à peu près la même méthode de planification que précédemment : décomposition approchée en cellules dans l'espace des configurations réduit \mathcal{C}'_r par simple échantillonnage de φ_n et ρ et création d'un graphe avec les mêmes arcs orientés. Le coût d'un chemin $\nu = \{ni, ai\}$ dans le graphe est défini par

$$ct' = \max_{ni \in \nu} f(ni) + \sum_{i=1}^{Na} g(ai) \quad (3.14)$$

où

$$g = \lambda d(q, q') \quad (3.15)$$

est le coût d'un arc entre les configurations q et q' (c.f. éq. 3.12) et

$$f(n) = d(E, E^*) = \|EE^*\| \quad (3.16)$$

le coût d'un nœud. On notera que le coût partiel associé aux nœuds est la déformation **maximale** sur tous les nœuds du chemin et non pas l'intégrale (ou la somme) des déformations.

Avec cette fonction de coût, il est toujours possible d'utiliser l'algorithme A^* . En effet, le coût augmente bien le long du chemin. Comme cet algorithme construit les chemins à partir des chemins partiels de coût minimal, la recherche peut être stoppée dès qu'une configuration avec $\varphi_n = \varphi_{nmax}$ est atteinte : le chemin trouvé est celui pour lequel la déformation et la longueur sont minimales. On voit donc que, sans contrainte particulière sur la configuration finale, il n'est pas utile de fixer arbitrairement une valeur ρ_{fin} .

3.7 Résultats de la planification de chemin

Pour valider, la méthode de planification proposée, nous l'avons testée dans des configurations simples pour lesquelles des chemins peuvent être trouvés simplement et dans des configurations complexes.

Pour comparer les résultats de la planification de chemin avec un chemin que générerait un praticien, il faut se placer dans des conditions dans lesquelles il existe un chemin simple qu'un humain peut trouver facilement. Le chemin le plus simple entre deux points E^* et S^* fixés est un cercle passant par E^* et S^* et dont le plan est orthogonal au plan du tissu. C'est le chemin que les chirurgiens essaient de suivre en chirurgie ouverte [OPK⁺99]. En général, ce chemin n'est pas réalisable en chirurgie laparoscopique. Si l'aiguille est tenue de façon normale, c'est-à-dire pour $\zeta = 0$, $\psi = 0$, le long d'un tel chemin circulaire, tous les points de l'instrument se déplacent sur un cercle parallèle au cercle du point de saisie. En choisissant le point d'incision loin des points E^* et S^* , dans l'axe de la normale au cercle de l'aiguille centrée sur ce cercle, on voit que le chemin devient presque faisable en laparoscopie ⁴.

Nous présentons ici les résultats de la simulation dans la configuration suivante : $\beta = \pi$, $\psi = 0$, $\zeta = 0$ et $d_{ES} = 2r_a$ et $T_{OQ} = (\frac{d_{ES}}{2}, -D, 0)$, où D est choisi grand ($D = 200$ mm). La

⁴ Mathématiquement, ce chemin devient faisable pour $Z_M \rightarrow \infty$.

trajectoire de référence est alors le cercle centré au milieu de E^*S^* , perpendiculaire au tissu et de rayon r_a et on s'attend à ce que les déformations des tissus engendrées soient faibles.

remarque : On note que ces conditions permettant de réaliser une suture "facile" sont aussi des conditions garantissant une marge importante pour le théorème 1. En effet, on a alors $\cos(\zeta) |\cos(\psi)| = 1 \gg \cos \gamma = 0$. Cela tend à montrer que les conditions trouvées pour l'existence d'une trajectoire théorique idéale sont aussi des conditions permettant une suture simple.

Les figures 3.10 et 3.11 donnent les résultats obtenus. Les positions initiales et finales ont été calculées en utilisant la méthode proposée en section 2.3. On constate que les profils "temporels" de l'évolution de la position du porte-aiguille sont très proches de ceux attendus. θ_x et θ_y ont des variations très faibles en raison du bras de levier important mis en jeu. Comme attendu, d_z reste constant et le point de saisie et la pointe de l'aiguille se déplacent perpendiculairement à la lésion. La déformation des tissus est très faible comme on l'espérait. Toutefois, les mouvements de H et de P dans le plan perpendiculaire au tissu ne correspondent pas bien au chemin naturel. Cette différence est due au fait que la "vitesse" d'enfoncement de l'aiguille sous le tissu est guidée par la fonction de coût f . Un choix différent de f conduit à un profil temporel et à un chemin différents. De plus, on constate le long du chemin des mouvements à β_n constants qui contribuent à rendre le mouvement peu naturel. Cependant, les trajectoires obtenues peuvent être considérées comme satisfaisantes puisque l'aiguille pénètre assez profondément dans le tissu et avec des angles d'attaque importants.

L'intérêt de la planification de chemin pour l'aiguille se trouve toutefois dans les cas complexes pour lesquels le chirurgien ne peut pas trouver simplement de chemin satisfaisant. C'est notamment le cas lorsque la prise de l'aiguille n'est pas normale car les mouvements de l'instrument permettant de réaliser des trajectoires simples de l'aiguille deviennent complexes. Les résultats de la génération des chemins dans de tels cas seront présentés dans le chapitre 5.

La méthode de planification proposée peut être utilisée quelle que soit la forme des tissus à suturer, à condition de connaître un modèle analytique (équation de surface) ou numérique (nuage de points, grillage, etc.). Il faut alors disposer d'une loi permettant de connaître la position d'un point de l'espace par rapport à la surface à partir de sa représentation. En outre, les notions de déformation minimale et de chemin en ligne droite doivent être précisées. Une possibilité consiste à utiliser comme distance entre deux points à la surface du tissu la longueur minimale d'un chemin à la surface du tissu reliant ces points, c'est-à-dire la longueur des géodésiques.

En pratique, on pourra également laisser le choix du point E' au chirurgien en lui donnant une visualisation de la courbe de déformation nulle.

3.8 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une méthode de planification discrète de chemins permettant de faire passer l'aiguille sous les tissus et de faire sortir la pointe de l'aiguille. Nous avons défini un type de chemin particulier appelé chemin à déformation minimale. Pour planifier ces chemins, nous avons proposé d'utiliser une représentation de l'espace des configurations permettant de séparer le choix de la trajectoire du point d'entrée à la surface des tissus du choix de la rotation de l'aiguille autour du point fixé au point d'entrée. Une fois la trajectoire à la surface des tissus définie, la planification est ramenée à un espace des configurations de dimension 2. On peut alors simplement utiliser des méthodes classiques comme une décomposition approchée de l'espace des configurations en cellules. Afin de donner des caractéristiques intéressantes aux chemins sous les tissus, nous avons affecté des coûts aux nœuds et aux arcs du graphe dérivé. Cette méthode de planification est facile à mettre en oeuvre et donne des résultats naturels dans des conditions simples. Elle peut être appliquée avec un modèle analytique ou un modèle numérique des tissus à suturer. Nous montrerons dans le chapitre 5 que cette méthode de planification

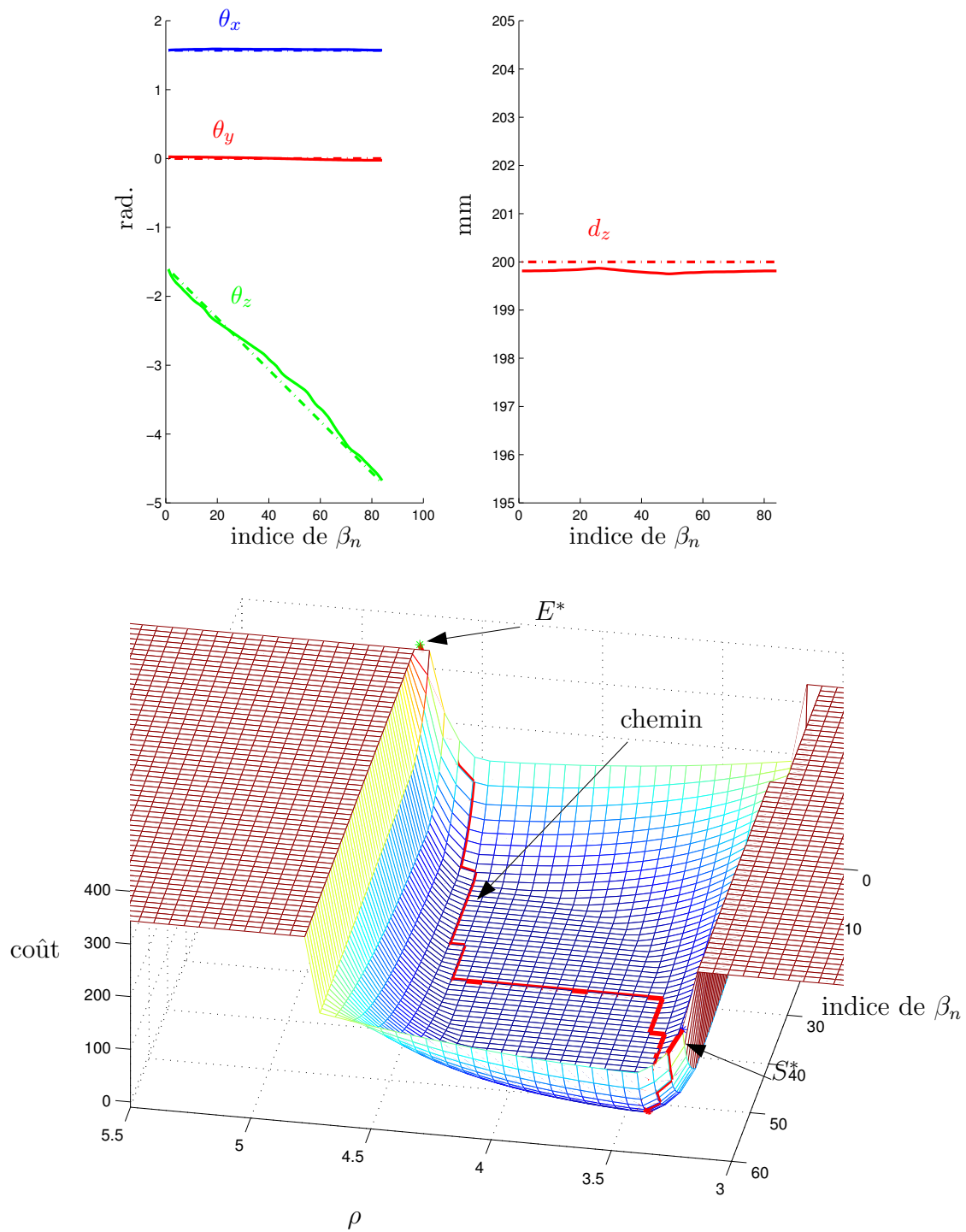


Fig. 3.10: En haut : Evolution de la position du porte-aiguille le long d'un chemin généré par la méthode de planification proposée. En trait plein les paramètres de la position calculée et en pointillés la trajectoire de référence attendue. En bas : le chemin optimal dans la carte.

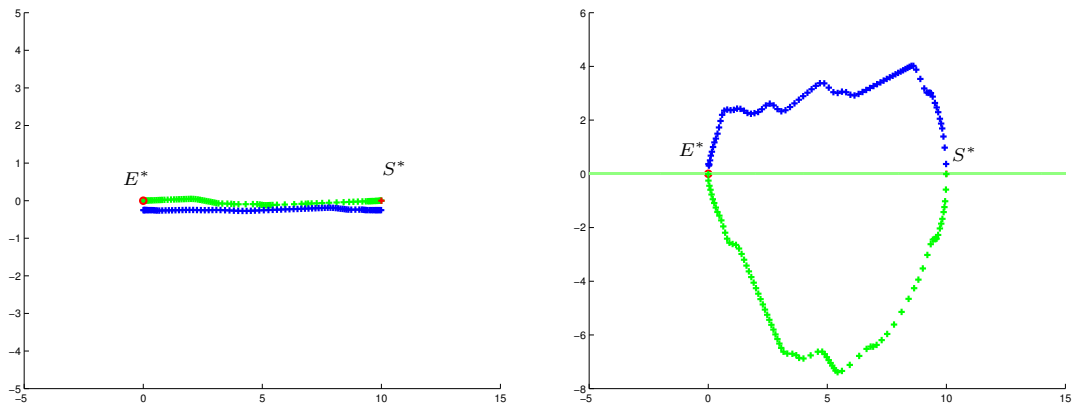


Fig. 3.11: En bleu la position du point de saisie et en vert la position de la pointe de l'aiguille le long du chemin généré. (A gauche : vue de dessus - A droite : vue orthogonale au tissu). Les deux points restent dans le plan orthogonal au tissu et contenant E^* et S^* et l'aiguille s'enfonce bien dans les tissus.

permet de générer des chemins complexes dans des conditions difficiles.

Chapitre 4

Analyse des images endoscopiques pour l'obtention d'informations métriques et le guidage d'instruments de laparoscopie

4.1 Introduction

Les méthodes de planification de chemin présentées dans le chapitre précédent requièrent la connaissance de données métriques. Jusqu'ici ces données ont été supposées parfaitement connues. L'objectif de ce chapitre est de présenter des techniques permettant d'obtenir les données nécessaires afin de pouvoir mettre en pratique la planification de chemin. Les informations doivent être obtenues au sein même de la salle d'opération. Les temps disponibles sont donc de l'ordre de quelques secondes au plus.

Des travaux récents menés à Strasbourg [KGD⁺03], [GGM⁺05] ont montré que les images endoscopiques peuvent aussi être utilisées pour le guidage d'instruments de chirurgie pour des tâches robotisées. Un de nos objectifs secondaires est de réaliser les tâches de passage d'aiguille de façon semi-autonome. Nous évoquons donc également dans ce chapitre les méthodes de suivi dans l'image de l'instrument de chirurgien, qui sont la base d'un guidage automatique. Pour ces tâches, les traitements ne doivent pas dépasser quelques dizaines de millisecondes.

Ce chapitre se présente sous la forme suivante :

- Nous présentons dans un premier temps les méthodes usuelles de mesure dans le bloc opératoire. La spécificité de la problématique de la suture est ensuite développée et nous montrons que les méthodes classiques ne peuvent pas être utilisées pour estimer les informations spatiales dont nous avons besoin. C'est pourquoi nous proposons d'utiliser la caméra endoscopique comme capteur pour obtenir ces informations.
- La **deuxième section** est consacrée à la présentation de l'état de l'art du traitement des images endoscopiques en temps-réel.
- Nous présentons une vue d'ensemble de notre approche du problème dans la **troisième section**.
- La **section 4** présente les techniques de traitement d'images couleur que nous avons mises en œuvre pour extraire les primitives visuelles utiles. Les contraintes de temps-réel nous ont orienté vers des solutions simples utilisant des marquages.
- La **section 5** est consacrée aux méthodes d'obtention des informations spatiales à partir des primitives visuelles. Nous présentons les méthodes d'asservissement visuel virtuel permettant d'estimer la pose d'objets de façon itérative.

4.1.1 Les informations nécessaires

La méthode de planification proposée utilise la connaissance de la position de l'aiguille dans le porte-aiguille, la position et l'orientation du tissu, la position désirée des points d'entrée et de sortie et la position du trocart. En outre, les dimensions et la forme de l'aiguille, supposée circulaire, doivent également être connues.

On peut classer ces informations métriques en deux groupes. D'une part les dimensions, propres aux objets, et d'autre part les positions et orientations relatives d'objets et de points.

Les dimensions peuvent être obtenues dans une phase préopératoire, en dehors de la salle d'opération. Ici, ce sont le rayon et la longueur de l'aiguille de suture utilisée. Les fabricants fournissent généralement ces dimensions sous la forme d'un triplet : le rayon de la section du corps de l'aiguille, la fraction angulaire de l'aiguille et sa longueur linéaire. A titre d'exemple les aiguille de type V20 de la gamme Surgipro de la compagnie USSC sont semi-circulaires (fraction angulaire $\frac{1}{2}$) et de longueur linéaire 26 mm. On en tire aisément la correspondance dans la modélisation que nous avons choisie d'utiliser (longueur angulaire et rayon) $L_a = \pi$ et $r_a = \frac{26}{2\pi\frac{1}{2}} = 8mm$. On pourra également être intéressé par les dimensions du porte-aiguille. Le rayon du corps cylindrique est normalisé afin de pouvoir être adapté aux différents types de trocarts disponibles sur le marché. Les diamètres usuels sont 5 et 10 mm.

Les positions et orientations relatives, au contraire, ne peuvent pas être obtenues avant l'opération. Elles dépendent de la configuration choisie par le chirurgien (position du trocart par rapport aux tissus, choix des points d'entrée et de sortie) et doivent être modifiées au cours du geste chirurgical (position relative de l'aiguille et du porte-aiguille). L'orientation des tissus à suturer ne dépend pas directement des choix du chirurgien et il est possible d'obtenir des modèles à l'aide de données préopératoires éventuellement couplées avec des modèles anatomiques. Toutefois, la variabilité inter-patients, les modifications possibles entre les données du diagnostic et les données de l'opération, ainsi que les modifications amenées par les conditions même de la laparoscopie (le gonflage au CO2 de l'abdomen modifie sensiblement la position relative des organes) peuvent justifier des estimations per-opératoires.

Dans ce chapitre, nous présentons des solutions pour l'estimation des paramètres de la saisie de l'aiguille, pour l'estimation de la position du point d'incision dans le repère attaché à la caméra ainsi que pour le suivi temps-réel du porte-aiguille.

Les mouvements mis en jeu pendant la suture sont de l'ordre de quelques millimètres au bout de la chaîne cinématique. Pour que les techniques de planification de chemin présentées précédemment puissent être mises en oeuvre, les méthodes de mesure doivent permettre d'estimer les paramètres nécessaires avec des précisions si possible inférieures au millimètre.

Des solutions possibles pour l'obtention per-opératoire de la structure des tissus et des points d'entrée et de sortie seront présentées ultérieurement dans le chapitre 5.

4.1.2 Méthodes usuelles de mesure dans le bloc opératoire

L'estimation des données spatiales est un élément primordial de la majorité des interventions assistées par ordinateur ou par robot. En effet, la précision du geste chirurgical réalisé est directement corrélée à la précision de mesure.

L'utilisation d'informations spatiales est requise dans différentes situations mais, la plupart du temps, l'objectif est de connaître la position d'un instrument par rapport au patient. Ce type de problème est appelé "recalage" car il consiste à mettre en correspondance deux systèmes de coordonnées, l'un lié à l'instrument et l'autre attaché au patient. Une fois que la position de l'instrument, de l'effecteur ou même de la base du robot est connue par rapport à un point d'intérêt, l'erreur de positionnement de l'instrument par rapport à une position désirée peut être

calculée, puis compensée manuellement ou à l'aide d'un système mécanique. Plusieurs techniques et différents systèmes de mesure peuvent être utilisés dans une salle d'opération. Nous présentons ici quelques-unes de ces techniques.

Utilisation des imageurs Certaines opérations sont réalisées sous imageur scanner, par exemple les thérapies percutanées (biopsies, radio-chirurgie). Pour ces types d'opérations, le praticien obtient la position de l'instrument (une aiguille) par rapport aux cibles anatomiques en détectant la projection des éléments d'intérêt dans les coupes scanner. En raison de la dangerosité présentée par les modalités d'image utilisées pour le chirurgien et de la précision importante requise par ces opérations, des procédures assistées par ordinateur et par robot ont été développées [MPB⁺04], [SCP⁺03]. Le recalage nécessaire entre le robot et le patient peut être réalisé directement à partir des coupes scanner à condition de pouvoir y localiser le robot. Pour cela des marqueurs de géométrie connue peuvent être fixés sur le robot. A l'aide des paramètres de la projection réalisée par le scanner et d'une coupe contenant les marqueurs, il est possible de reconstruire la position du robot par rapport au scanner [MDMG03], et donc par rapport au patient.

L'utilisation des imageurs scanner pour la localisation et le recalage peut aussi être étendue aux opérations ne se déroulant pas sous le scanner. Les imageurs permettent de mesurer les positions relatives entre différentes structures anatomiques d'intérêt, notamment entre les structures cibles et des structures externes visibles. Si les zones externes ou internes sont trop peu structurées il est possible d'ajouter des marqueurs artificiels qui servent de référence pendant l'opération. Ces techniques s'appliquent préférentiellement à des structures osseuses ou crâniennes non déformables. Par exemple, les opérations de remplacement de la hanche ou du genou effectuées avec le système Robodoc [TPK⁺94] utilisent ces méthodes.

Ces techniques ont également été utilisées en chirurgie cœlioscopique. Les imageurs scanner permettent de recalibrer des structures internes et des marqueurs attachés sur le patient, qui servent ensuite au guidage des gestes pendant l'opération [BCG⁺01], [FWBN05], [ACM03].

Opérations avec navigateur externe Pour les opérations ne nécessitant pas d'imageur, il est souhaitable d'utiliser d'autres techniques de mesure. Les problèmes de recalage et de localisation étant récurrents dans de nombreux types de chirurgies (orthopédie, radiologie) mais aussi dans de multiples domaines en dehors de la chirurgie, de nombreuses solutions clé en main ont été proposées. Certaines sont encore en développement, mais il existe déjà une large offre commerciale. Ces systèmes ont différentes appellations selon l'utilisation principale qui en est prévue : système de localisation (localizer en anglais), de suivi (tracker), de recalage (registration) ou de navigation. Cependant, ils sont pour la plupart interchangeables et, par simplicité, nous utiliserons les différents termes indifféremment. Ces systèmes peuvent être classifiés selon leur précision, leur robustesse, leur vitesse d'acquisition (bande passante), le nombre de capteurs utilisés ou selon qu'ils sont actifs ou passifs. Nous les présentons ici brièvement selon les types de modalités des capteurs utilisés et un récapitulatif est fourni sous forme de tableau 4.1.

Les modalités utilisées par les systèmes permettant d'obtenir la position et l'orientation sont essentiellement mécaniques, optiques et magnétiques. Il existe aussi des systèmes acoustiques (Sonic Wand), mais nous n'en connaissons pas d'utilisation dans le domaine médical. A l'exception des systèmes mécaniques, les systèmes de localisation utilisent des marqueurs spécifiques qui doivent être rigidement attachés aux objets dont on souhaite déterminer la position. Le système permet alors d'estimer la position du marqueur par rapport à une référence généralement placée au niveau de la base du système. Pour pouvoir estimer des positions relatives, plusieurs marqueurs sont utilisés et la connaissance de la référence de mesure devient alors inutile. Cependant, la précision totale de la mesure dépend non seulement de la précision et la robustesse du système mais aussi de la connaissance de la position des marqueurs par rapport aux objets à localiser.

Une attention toute particulière doit donc être apportée à l'obtention de ce positionnement. Pour les applications médicales, un marqueur est attaché à l'instrument à localiser et un autre marqueur est positionné par rapport au patient. En orthopédie ce second marqueur peut être directement vissé dans les structures osseuses du patient. En chirurgie de la colonne vertébrale il peut être implanté de façon percutanée dans les vertèbres [CCS⁺02].

Il existe quelques systèmes mécaniques expérimentaux spécialement dédiés à la mesure en chirurgie. Par exemple, le système BlueDRAGON développé par l'université de l'état de Washington [RBC⁺02] est un système mécanique passif utilisé pour mesurer la cinématique et la dynamique des instruments en chirurgie endoscopique. Mais les systèmes mécaniques utilisés en chirurgie sont le plus souvent des robots, dont la tâche principale est le positionnement des instruments et pouvant éventuellement servir de capteurs de positions. Le principe mis en oeuvre est d'estimer la position de l'instrument ou de l'effecteur à partir de la position de la base du système et de la position de ses axes. Ces positions peuvent être fournies par des codeurs et l'estimation de position utilise alors le modèle géométrique du robot.

A l'inverse, on peut être intéressé par la position de la base du robot. Par exemple, Adhami [ACM03] amène l'effecteur d'un robot (da Vinci) à des positions connues par rapport au patient, et obtient ainsi la position de la base du robot en utilisant son modèle géométrique inverse. Les systèmes mécaniques peuvent être passifs ou actifs et leur précision est très variable : les systèmes rigides utilisés en orthopédie et en chirurgie maxillofaciale permettent d'espérer des précisions élevées de l'ordre du dixième de millimètre. Toutefois, les structures utilisées sont légères, souvent flexibles et les précisions parfois supérieures à quelques millimètres.

Les systèmes optiques sont certainement les plus répandus dans le domaine médical, et la gamme de produits proposés est étendue. Ils utilisent des marqueurs visuels actifs (de type LEDs) ou passifs (réfléchissants par exemple) constitués de plusieurs éléments dont la géométrie est parfaitement connue. Plusieurs capteurs de type caméras CCD sont utilisés et la position de chaque élément peut être obtenue par triangulation. En général les longueurs d'onde utilisées se situent dans l'infrarouge afin d'obtenir une bonne robustesse vis-à-vis des conditions d'éclairage. Ces systèmes sont caractérisés par une précision de l'ordre de quelques dixièmes de millimètres dans de bonnes conditions. Toutefois cette précision diminue nettement dans les configurations où la visibilité des marqueurs est moins bonne. Les limitations majeures de leur utilisation résultent de l'obligation de maintenir des lignes de vue vierges d'obstacles entre les marqueurs et les caméras, ce qui peut être difficile dans l'environnement opératoire. Le système de localisation doit prendre place autour de la table d'opération à proximité du matériel médical (respirateur, écrans de contrôle, éclairage, éventuellement robot ...) et ne doit pas gêner le personnel médical. Si plusieurs cibles sont utilisées, autant de lignes de vue, parfois difficilement compatibles doivent être préservées.

Les modèles basés uniquement sur des cibles passives peuvent être sensibles aux conditions d'éclairage, tandis que les systèmes travaillant dans l'infrarouge peuvent être perturbés par des sources de chaleur. Les systèmes actifs sont donc souvent plus robustes, mais les transferts d'information électronique entre la base du système et le marqueur actif les rend moins mobiles. On peut citer les systèmes Optotrack et Polaris de NDI (caméras stéréoscopiques) [NDI], Easy-Track de Atracsys (trois caméras linéaires)[Atr] et MicronTracker de Claron technologies (cibles passives de type damier) [Cla].

Les systèmes magnétiques sont basés sur l'évaluation d'un champ magnétique. Un émetteur crée un champ magnétique dans lequel le capteur (l'équivalent du marqueur pour les systèmes optiques) est placé. En fonction de sa position dans le champ, le courant émis par le capteur est différent. Les principaux avantages des systèmes magnétiques par rapport aux systèmes optiques sont la taille du capteur, qui peut être miniaturisé, et l'absence de ligne de vue. Ce type de système est donc particulièrement adapté pour les applications où il faut mesurer des

Caractéristiques	Modalités physiques			
	mécanique	optique	magnétique	acoustique
Précision en position	0.1 - 1mm	0.1 - 1mm	1mm	1mm
Précision en orientation	0.1 - 1°	0.1 - 1°	1°	1°
Bande passante	N/A	100Hz - 1000Hz	10-100Hz	500-1000Hz
Interférences	occultations physiques	occultations, éclairage, chaleur (pour l'IR)	champs magnétiques, objets ferromagnétiques	occultations
Inconvénients pour la chirurgie	encombrement	lignes de vues	perturbations par objets ferromagnétiques	encombrement
Points forts	précision	disponibilité, simplicité d'utilisation	taille des marqueurs	
Actifs/passifs	actifs/passifs	actifs/passifs	actifs	actifs
Exemples de produits	robots d'assistance, BlueDragon	Polaris, Optotrak, MicronTracker, Atracsys	Flocks of birds, Aurora	Sonic Wand

Tab. 4.1: Tableau récapitulatif des différents types de systèmes de localisation utilisés dans le domaine médical (d'après D.A.Simon [Sim97])

positions à l'intérieur du corps humain. Toutefois, comme c'est le marqueur qui émet le signal indiquant sa pose, il doit être relié à un système informatique. De plus, la précision de ces systèmes est moins bonne que celle des systèmes optiques et elle est perturbée par les objets ferromagnétiques et les champs magnétiques extérieurs. Les principaux systèmes commerciaux utilisés sont le système Aurora de NDI [NDI] et le micro-bird de Ascension [Asc].

Les performances de ces systèmes (précision, robustesse, etc.) ont été comparées dans différents articles ([WTF04], mais le choix d'un système dépend fondamentalement de l'application visée et des conditions d'utilisation.

4.1.3 Spécificités des mesures pour la suture

La problématique de localisation pour la suture en chirurgie coelioscopique ressemble beaucoup à celles couramment rencontrées en chirurgie classique et évoquées dans le paragraphe précédent. L'objectif est de localiser l'instrument de chirurgie (l'aiguille et le porte-aiguille) par rapport au patient, plus spécifiquement les tissus à suturer.

Cependant, certaines différences rendent le problème difficile à traiter de façon classique. Usuellement, les instruments "localisés" sont rigides. Dans le cas des aiguilles de biopsie par exemple, il est possible d'attacher un marqueur magnétique à l'extérieur du patient. Même si l'aiguille est flexible et se déforme dans les tissus mous, la position du marqueur fournit une information sur la position de l'extrémité de l'aiguille.

Dans le cas de la suture, l'aiguille doit être relâchée après chaque passage dans les tissus et la position du porte-aiguille ne donne donc aucune information sur la position de l'aiguille. Il est donc nécessaire de pouvoir localiser directement l'aiguille. Les capteurs magnétiques tels que le Micro-bird de Ascension sont suffisamment petits pour être introduits à travers un trocart. Cependant, ils sont reliés à l'extérieur par un fil et ne peuvent pas être attachés à l'aiguille sans gêner le passage de celle-ci dans les tissus. Il est donc nécessaire d'apporter une solution

spécifique à la mesure de la position relative de l'aiguille et du porte-aiguille.

La mesure de la position du trocart par rapport aux tissus pose un problème similaire. L'estimation de la position du trocart par rapport à une référence extérieure au patient peut être envisagée en utilisant un système classique. C'est notamment ce que font Berkelman *et al.* [BBC01] en utilisant un système Polaris. En revanche, le recalage par rapport aux tissus à suturer nécessite de pouvoir mesurer la position des tissus par rapport à la référence extérieure. Il est également nécessaire de pouvoir obtenir les points de consigne désignés par le chirurgien. Outre une interface spécifique permettant au chirurgien de sélectionner les points sur le tissu, il faut estimer la position des points indiqués sur la surface du tissu.

Pour estimer toutes ces données spatiales, nous avons besoin d'un capteur qui pénètre à l'intérieur du corps du patient. La caméra endoscopique est le système de perception tout désigné pour cette tâche. Ainsi, l'installation de matériel supplémentaire sera évitée, ce qui est appréciable dans des salles d'opération souvent très encombrées.

4.1.4 Les travaux de vision en chirurgie coelioscopique

En chirurgie coelioscopique, la caméra endoscopique est le capteur de référence pour le chirurgien. Plusieurs travaux ont tenté d'utiliser le système de vision comme source d'information pour des systèmes autonomes ou semi-autonomes.

Les premiers travaux dans cette direction avaient pour but de remplacer le chirurgien assistant portant l'endoscope par un système autonome. Certes, des systèmes porte-endoscope mécaniques actifs existent et certains sont commercialisés : **AESOP** de Computer Motion [KMAP95], ou **EndoAssist** de Armstrong Healthcare ; mais leur commande n'est pas toujours aisée. La commande ne doit pas nécessiter que le chirurgien lâche les instruments. Des interfaces miniatures de type souris ou touchpad ont été attachées aux instruments pour permettre au chirurgien de les manipuler en même temps que les instruments. D'autres interfaces utilisant la voix [AJS⁺98], les yeux [Jac93] ou les mouvements de la tête du chirurgien [NHK⁺03] ont également été proposées, mais elles ne sont pas idéales. Les commandes vocales (AESOP par exemple) peuvent être mises en défaut dans un environnement bruyant et il est parfois difficile pour le chirurgien d'amener la caméra à la position désirée par les mouvements élémentaires proposés. Les interfaces homme / machine utilisant les mouvements de la tête du chirurgien (EndoAssist, commandes développées par Nishikawa *et al* [NHK⁺03]) souffrent également de problèmes de précision de positionnement.

Afin de libérer le chirurgien de la tâche de commande des mouvements de l'assistant, Casals *et al.* [CAPL95] ont proposé un système autonome de positionnement. Ce système détecte les instruments de chirurgie dans les images endoscopiques et décide de modifier la position de l'endoscope pour recentrer les images en fonction des données mesurées dans l'image et de certaines heuristiques (zoom désiré par le chirurgien par exemple). Un effort particulier a été porté sur la commande du système de façon à obtenir des mouvements de l'image qui ne soient pas fatigants pour le chirurgien. Les mouvements détectés de l'instrument sont filtrés pour éviter les petits déplacements rapides de la caméra et des mouvements cycliques autour d'une position moyenne. Le système a été étendu à l'utilisation de plusieurs instruments chirurgicaux : le centrage de l'image se fait alors sur l'instrument le plus actif tout en conservant le second instrument dans le champ de vision [CAL96]

Wei, Hirzinger *et al.* [WAH97] proposent une solution similaire, la différence étant dans l'utilisation d'un endoscope stéréoscopique au lieu d'un système monoscopique usuel.

Le système présenté par Wang [WUW98] vise également à soulager le chirurgien de la tâche de commande du robot porte-endoscope. L'objectif est de créer un système autonome qui réalise les mouvements de l'endoscope en fonction des événements (introduction du trocart, mouve-

ment de l'instrument, arrivée d'un second instrument) et d'une étude des mouvements effectués usuellement par les chirurgiens ou les assistants.

Ces travaux, plus ou moins ambitieux et aboutis ont tous pour point commun de positionner la caméra endoscopique par rapport à un élément d'intérêt : un instrument de chirurgie ou une région d'un organe. Les systèmes de vision sont alors utilisés en remplacement d'un système de localisation extérieur [BBC01].

La vision a également été utilisée pour des applications autres que le positionnement d'endoscopes. R. Taylor *et al.* [TFE⁺95] et A. Krupa *et al.* [KGD⁺03] ont proposé de guider un instrument de chirurgie à partir des images endoscopiques. Le problème est donc inversé : l'endoscope reste immobile et la tâche consiste à commander l'instrument. De plus, le positionnement de l'instrument se fait non pas par rapport à la caméra endoscopique, mais par rapport à des organes.

Enfin, on peut citer les travaux de Ginhoux *et al.* [GGM⁺05] visant à compenser les mouvements physiologiques, qui utilisent les images fournies par la caméra endoscopique pour maintenir un instrument de chirurgie à une distance désirée d'un organe.

4.2 Méthodes de traitement d'images pour la chirurgie cœlioscopique

Les travaux décrits dans la section précédente nécessitent tous de localiser un ou plusieurs instruments de chirurgie dans les images endoscopiques. Afin d'être efficaces, les méthodes de traitement des images, de détection et de segmentation utilisées doivent prendre en compte les caractéristiques particulières des images endoscopiques.

4.2.1 Caractéristiques des images endoscopiques

Les images endoscopiques ont des caractéristiques propres qu'il convient de prendre en compte pour mettre au point des techniques de vision pour la laparoscopie. Ces spécificités proviennent de trois sources :

1. **l'environnement de la laparoscopie** : il est souvent multi-texturé mais peu structuré.
2. **l'endoscope** : le système optique complet est constitué d'une caméra et d'un tube optique d'environ quarante centimètres et d'un centimètre de diamètre (voir figure 4.1). A l'intérieur du tube, des lentilles sont alignées pour permettre d'amener l'image jusqu'à la caméra. La succession des lentilles crée un décalage du centre optique du système dans l'image. En outre, afin de donner un angle de vue important au chirurgien, des lentilles grand angle sont utilisées. Ces lentilles créent un effet de distorsion de type barillet assez important sur les images (*c.f.* figure 4.1). Pour pouvoir réaliser des mesures à l'aide d'une caméra, ces caractéristiques du système optique devront absolument être prises en compte.
3. **l'éclairage** : en raison de la longueur et du diamètre étroit de l'endoscope, l'énergie lumineuse pénétrant à l'intérieur du tube endoscopique est faible. Par conséquent, un éclairage puissant de la cavité abdominale est requis. Cet éclairage est apporté via l'endoscope. Une fibre optique est connectée entre une source de lumière et une entrée située sur l'endoscope à proximité de la caméra. La zone de la scène endoscopique éclairée est donc un cône identique au cône du champ de vision. Ainsi, tout le champ visuel est éclairé et les zones d'ombre sont réduites au maximum, quelle que soit la position et l'orientation de la caméra par rapport au champ opératoire. Toutefois, on note dans les images endoscopiques l'effet du vignettage qui rend les zones de bord de l'image plus sombres que le centre de celles-ci. La puissance de l'éclairage peut être modifiée à la source par le chirurgien pour obtenir une image plus ou moins claire, mais pour obtenir une image ayant suffisamment

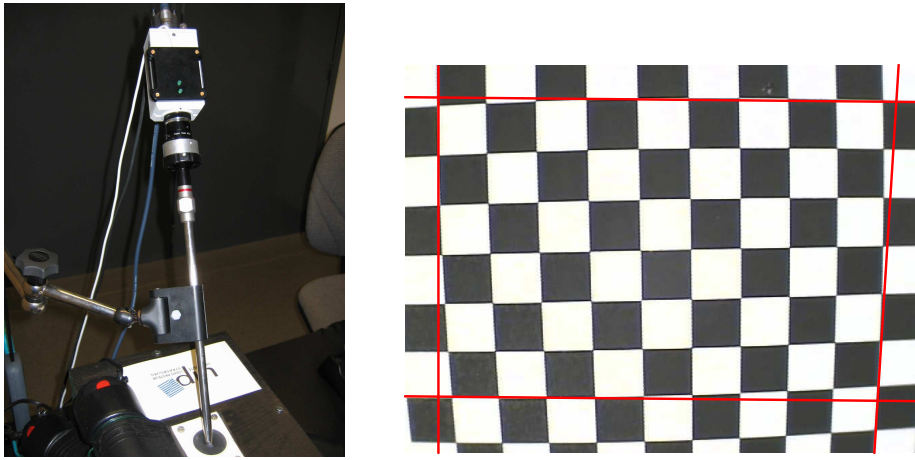


Fig. 4.1: Une caméra endoscopique utilisée en chirurgie cœlioscopique est constituée d'une caméra classique sur laquelle est monté un tube rigide contenant un système de lentilles. A droite, l'image d'une mire de type damier obtenue avec la caméra endoscopique. On observe sur les bords les effets de la distorsion radiale.

de contraste, un éclairage important est nécessaire. La conséquence la plus néfaste est l'apparition de spécularités. Selon l'orientation des surfaces des organes ou des instruments, la lumière est directement réfléchiée vers l'endoscope. On observe alors des zones de luminance très forte qui se traduisent par une saturation de l'intensité de groupes de pixels dans les images.

Les instruments à détecter ont également quelques propriétés intéressantes qui peuvent être exploitées pour guider les méthodes de détection ou servir d'heuristiques pour rejeter des détections erronées.

- Dans une énorme majorité des images, les instruments passent par un bord de l'image.
- Dans des conditions d'opération normales, l'extrémité des instruments est au centre de l'image ; l'image des instruments est donc souvent radiale.
- Les images d'un instrument passant par un point d'incision donné se coupent toutes en un seul point (cas de l'absence de mouvement), ou dans une zone réduite, en général en dehors de l'image physique
- Dans les conditions usuelles de la laparoscopie, les droites apparentes du corps de l'instrument sont presque parallèles.

4.2.2 Méthodes de traitement de la littérature

Les travaux de vision en chirurgie laparoscopique peuvent être classés selon plusieurs critères : selon qu'ils utilisent des marqueurs spécifiques ou non, selon qu'ils utilisent de la vision active ou passive, ou encore selon que les images utilisées sont monochromes, couleur, stéréoscopiques ... Nous proposons ici d'étudier séparément

1. les méthodes de différenciation des objets d'intérêt et du fond des images,
2. les méthodes d'extraction des primitives géométriques utiles des images,
3. les méthodes de mesure quand les applications en nécessitent, et
4. les méthodes de suivi éventuelles.

Le tableau 4.2 récapitule la liste des travaux mentionnés, ainsi que, pour chaque étape, les méthodes utilisées. Nous présentons également des travaux que nous avons réalisés pour la détection de l'instrument dans les images endoscopiques [DNM04]

Méthodes de différenciation

Le problème de la détection des instruments est celui de la différenciation de l'instrument du contenu naturel des images endoscopiques, c'est-à-dire sa segmentation. Trois types de méthodes ont été proposés : les méthodes basées sur la colorimétrie, celles utilisant des propriétés géométriques et enfin les méthodes basées sur la vision active.

- **Différenciation colorimétrique** : en pratique, elle se base essentiellement sur la couleur. Toutefois, l'utilisation des textures est une piste d'étude envisageable. Wei *et al.* [WAH97] ont étudié les couleurs présentes dans les images naturelles de laparoscopie, c'est-à-dire en l'absence de corps étrangers tels que les instruments, mais avec l'éclairage endoscopique propre à la chirurgie laparoscopique. En travaillant avec la représentation HSV des couleurs, ils ont montré que, pour un vaste échantillon d'images, la composante contenant l'information de couleur (la composante H (hue) c'est-à-dire la teinte) est fortement concentrée autour des valeurs correspondant au rouge et que le cyan est la couleur la moins présente quantitativement (en nombre de pixels sur l'ensemble des images traitées). Afin de détecter simplement l'instrument de chirurgie, ils utilisent donc un marqueur cyan. Pendant le fonctionnement du système de localisation, les images acquises sont transposées dans l'espace HSV. La segmentation du marqueur a ensuite lieu dans le sous-espace HS. Cette méthode a été reprise plus récemment par Tonet, Dario *et al.* [TRMD05] mais à des fins de localisation 3D.

Wang, Uecker *et al.* [WUW98] utilisent également une approche basée sur la couleur, mais en se servant d'un classificateur bayésien. Ils ont analysé des images de laparoscopie contenant des instruments de chirurgie. Pour chaque type de pixels (appartenant à un instrument ou à des organes), la valeur moyenne et la variance sur les composantes R, G et B a été calculée en supposant une distribution normale. Pendant la phase de suivi des instruments, les pixels des images sont classifiés en se basant sur ces propriétés statistiques et en calculant la probabilité bayésienne d'appartenance à chacune des classes. Des méthodes de filtrage spatial permettent de reclasser les pixels mal classifiés. La différence fondamentale avec la méthode proposée par Wei est que les instruments n'ont pas besoin d'être marqués, mais cette méthode est plus sensible aux variations d'éclairage.

Nous avons également proposé une méthode utilisant l'information de couleur, plus spécifiquement la composante de saturation, qui ne requière pas de marquage [DNM04]. Les instruments étant généralement métalliques (couleur grise), leur image est très peu saturée. L'approche consiste alors à rechercher les zones de saturation faible. Une définition de la saturation permettant de mieux discriminer les zones d'instrument du "fond" est utilisée. Zhang propose d'utiliser un marqueur pour l'extrémité de l'instrument, constitué de bandes noires et blanches alternées.

Casals utilise également un marquage blanc pour localiser le bout des instruments. Toutefois, ce marquage est utilisé en appoint d'une méthode basée sur la forme de l'instrument (*c.f.* point suivant).

- **Différenciation structurelle** : cette méthode de discrimination repose sur le fait que les images endoscopiques naturelles sont peu structurées. En d'autres termes, les formes géométriques simples telles que les droites, les angles marqués ou des cercles sont rares, au moins à l'échelle des instruments. Les instruments ayant habituellement une forme cylindrique, leur image est essentiellement constituée de deux droites. L'idée de la différenciation structurelle est alors de rechercher ces droites dans les images.

Afin d'obtenir une bonne robustesse vis-à-vis de l'éclairage, Casals propose d'ajouter des marqueurs structurants : des lignes horizontales ou des lignes verticales (alignées avec l'axe de l'instrument).

Climent et Mares [CM04] proposent également d'utiliser les contours apparents des cylindres pour localiser l'instrument. Contrairement au travail précédent, aucun marquage supplémentaire n'est ajouté à l'instrument.

- **Différenciation par vision active** : les difficultés de traitement et le manque de robustesse des méthodes de détection portant sur la structure ou la couleur ont amené Krupa *et al* [KGD⁺03] à utiliser des marqueurs actifs. Leur application nécessitait le mouvement des instruments à proximité des organes et le besoin de robustesse était donc plus important que pour un simple mouvement de l'endoscope. Une possibilité d'utilisation de la vision active est d'émettre dans des longueurs d'onde en dehors du spectre contenu dans les images naturelles, de la même façon que la méthode de discrimination sur la couleur consiste à choisir des couleurs peu présentes dans ce spectre. C'est par exemple la technique utilisée par le système de localisation Polaris. Les marqueurs actifs émettent dans le spectre infrarouge et les capteurs ont une réponse sélective dans la même bande de fréquence. La principale différence ici est que la caméra endoscopique doit être sensible dans les longueurs d'onde du visible pour permettre au chirurgien de visualiser l'intérieur de l'abdomen. Même en émettant dans l'infrarouge par exemple (les caméras classiques utilisées pour la laparoscopie sont sensibles dans cette zone du spectre), il ne sera pas possible de déterminer les pixels correspondant à l'émission IR (ils apparaîtront rouges). La solution proposée par Krupa consiste à faire clignoter les marqueurs à une fréquence synchronisée avec l'acquisition des images. Ainsi, une trame d'image comporte des pixels "allumés" tandis que dans l'autre trame les pixels sont "éteints". Un filtrage passe-haut sur l'image complète reconstituée (trame impaire et trame paire) permet ensuite de localiser les zones correspondant aux marqueurs actifs. Dans le travail de Alexandre Krupa, les marqueurs sont des LEDs et un spot laser émettant dans le rouge (longueur d'onde : 650nm), et les images acquises sont monochromes (niveaux de gris). La même technique peut donc être appliquée dans d'autres longueurs d'ondes sans difficulté particulière, si ce n'est un coût supérieur des émetteurs.

Méthodes d'extraction des primitives géométriques

Les méthodes d'extraction des primitives géométriques dépendent fortement du type d'information recherchée et donc du type de marquage utilisé. On retrouve les deux méthodes les plus simples de segmentation : basée région et basée contours. Lorsque la détection a été réalisée à l'aide de la couleur, la méthode la plus rapide est d'utiliser une approche basée région. Les pixels sont regroupés par similitude ou plus simplement par filtrage afin d'aboutir à une classification en deux familles : les pixels de "fond" appartenant aux organes et les pixels de l'instrument. Pour les applications de guidage d'endoscopes, la précision n'est pas un objectif important et par conséquent les travaux [WAH97], [WUW98] ne recherchent pas une segmentation fine des images. La connaissance de la forme des zones d'instrument (ou de marquage) est donc seulement utilisée pour rejeter d'éventuelles zones faussement positives (calculs de facteurs de forme [WUW98]) mais pas pour affiner la segmentation.

Les approches basées sur la structure des instruments conduisent à la recherche de droites dans les images. Par conséquent, l'extraction par détection de contours est généralement choisie. Cette opération peut par exemple être réalisée par filtrage dérivatif (approche de type gradient). Une fois les points de contours extraits, deux stratégies ont été testées. Casals utilise une méthode locale en réalisant un suivi de contours. Les chaînes de pixels alignés dépassant huit pixels sont alors considérées comme des droites potentielles. La sélection des droites correspondant au marqueur ou à l'instrument est assez délicate et utilise certaines des heuristiques indiquées précédemment : recherche de segments parallèles, ayant une orientation radiale (vers le centre

de l'image) et proches des droites détectées dans l'image précédente (suivi). Cette approche présente tous les inconvénients d'une approche "bottom-up". La connaissance de la forme globale recherchée (des droites à peu près parallèles dont l'orientation peut être prédite) intervient tardivement dans le processus de traitement des images et conduit à une phase de sélection délicate.

Climent [CM04] et Tonet [TRMD05] se placent dans une approche plus globale en utilisant la transformée de Hough [DH72]. L'avantage principal est que les droites sont détectées même si les contours sont très morcelés. En revanche, la précision de la détection de la droite est liée au nombre d'accumulateurs utilisés. Or un trop grand nombre d'accumulateurs tend à lisser les pics correspondants aux droites dans l'espace de Hough et donc tend à augmenter le risque de ne pas détecter les droites. De plus, lorsque les images sont de mauvaise qualité, la direction des contours est très bruitée. Des méthodes de lissage de la direction des contours peuvent être envisagées, mais elles supposent de réaliser au préalable un chaînage des contours, ce que la transformée de Hough permet justement d'éviter. Climent utilise également une heuristique en ne conservant que les droites dont la direction dans l'image est radiale.

Dans le travail de Krupa, les LEDs localisées par filtrage passe-haut et les contours des zones filtrées sont extraits, amincis par des opérations morphologiques et approchés par des ellipses. Les centres de ces ellipses sont ensuite calculés.

Méthodes de mesure

Une fois l'information utile extraite, elle peut être traduite en information de mesure. La mesure peut être purement définie dans l'image, et même qualitative (par exemple, "le centre du marqueur est à droite du centre de l'image") ou être traduite en mesures euclidiennes 3D.

Wei *et al.*[WAH97] utilisent une caméra stéréoscopique. A partir du centre du marqueur dans les deux images ils obtiennent la position 3D du marqueur par rapport à la tête stéréoscopique par triangulation. Casals *et al.*[CAL96] se servent du marquage à l'extrémité de l'instrument pour obtenir la position du bout de l'instrument dans l'image. Une estimation de la profondeur est donnée par la taille du marqueur dans l'image. Climent *et al.*[CM04] basent la détection du bout de l'instrument sur la rupture de l'orientation des contours de l'instrument : les droites extraites sont suivies d'un bord de l'image à l'autre, et la direction du gradient des pixels le long de ces droites est calculée. L'information de direction est ensuite lissée et les discontinuités significatives sont recherchées. Wang et ses collègues proposent de calculer les moments d'ordre 2 des régions extraites. Sur cette base ils affectent un trapèze exinscrit à ces régions. Le bout de l'instrument est alors le centre du côté du trapèze opposé au côté le long du bord de l'image. Tonet *et al.*[TRMD05] proposent de reconstruire l'information euclidienne de position et d'orientation de l'instrument. La méthode est basée sur l'orientation de l'axe du marqueur, l'image du point à l'infini dans la direction de l'instrument et la largeur de l'image du marqueur. Ils obtiennent ainsi une estimation de 5 degrés de liberté de l'instrument. La rotation selon l'axe de l'instrument n'est pas déterminée.

Enfin, dans le travail de Krupa, l'information utile est mixte. Elle est constituée, d'une part, de la position du centre du spot laser projeté sur les organes, qui est une information image, et, d'autre part, de la distance réelle entre l'extrémité de l'instrument et l'organe sur lequel est projeté le spot. Cette distance est estimée par invariance projective à partir du calcul du bi-rapport des centres des LEDs et du centre du spot laser aligné.

Techniques de suivi

Tous les travaux présentés nécessitent le suivi des indices visuels utilisés (droites, marqueurs, points) tant que les modes automatiques sont activés. Les techniques de suivi doivent permettre

travaux	application	différenciation	extraction	méthode de mesure	mesure
Casals <i>et al.</i> [CAPL95][CAL96]	guidage automatique de l'endoscope	droites apparentes de l'instrument et lignes de marquage	détection de contours et chaînage	position et taille du marquage	position 3D d'un point
Climent <i>et al.</i> [CM04]	N/A	droites apparentes de l'instrument	détection de contours et transformée de Hough	détection du bout de l'instrument par la rupture de l'orientation des contours	position 2D dans l'image
Krupa <i>et al.</i> [KGD ⁺ 03]	positionnement automatique d'un instrument	LEDs et spot laser synchronisés avec acq.	filtrage passe-haut, détection de contours, chaînage et approximation par ellipses	calcul du bi-rapport de 4 points	position 2D dans l'image et distance de l'instrument à l'organe
Wei <i>et al.</i> [WAH97]	guidage automatique de l'endoscope	Marqueur bleu-cyan	segmentation couleur HS	triangulation (2 caméras)	position 3D du centre du marqueur
Wang <i>et al.</i> [WUW98]	mouvements automatiques de l'endoscope	Couleur de l'instrument	segmentation couleur probabiliste	calcul des moments des régions et d'un trapèze exinscrit	position 2D de la pointe de l'instrument
Tonet <i>et al.</i> [TRMD05]	N/A	marquage bleu	Détection de contours et transformée de Hough	N/A	position et orientation 3D de l'instrument (5DOFs)
Zhang <i>et al.</i> [ZP02]	positionnement automatique de l'endoscope	marqueur bandes noir et blanc	N/A	N/A	position 3D du bout de l'instrument
Doignon <i>et al.</i> [DNM04]	contrôle de l'instrument	zones de saturation faible	détection de contours et transformée de Hough	N/A	N/A

Tab. 4.2: Tableau récapitulatif des systèmes utilisant la vision en chirurgie laparoscopique

d'accélérer les traitements et d'assurer une meilleure robustesse de la détection par un filtrage temporel. Les techniques de suivi mises en oeuvre dans les travaux mentionnés sont très simples. Krupa, Casals et Wang utilisent un suivi dans l'espace image en recherchant les indices visuels dans des zones localisées autour de la détection précédente. Climent et Marés procèdent au suivi dans l'espace de Hough. La position d'une droite dans l'espace de Hough (ρ, θ) est prédite à partir de la position précédente et de la vitesse précédente dans cet espace.

Conclusion

La comparaison des résultats et des performances des différents algorithmes est délicate car ils ne débouchent pas sur des mesures 3D pour lesquelles des erreurs peuvent être estimées. Dans la majorité des travaux mentionnés, la précision de la segmentation et de l'extraction des indices visuels n'est pas critique car c'est l'endoscope qui est commandé. Les objets d'intérêt sont dans tous les cas des instruments de grande taille et aucun travail ne s'est intéressé à de petits instruments comme les aiguilles de suture.

Dans la majorité des papiers il n'y a pas de reconstruction de l'information 3D de position et d'orientation. Seul Tonet (et Krupa dans une moindre mesure) s'intéresse à l'obtention de données euclidiennes. Toutefois la méthode de vision qu'il propose lui permet seulement d'obtenir cinq DDLs, alors que nous avons besoin des six degrés de liberté, puisqu'en raison de sa pince le porte-aiguille n'a pas de symétrie cylindrique. En outre, la méthode d'estimation des paramètres de pose proposée par Tonet est basée sur des approximations qui nous semblent peu compatibles avec les précisions requises, et les résultats présentés le sont dans des conditions très favorables.

4.3 Méthode proposée

Afin d'obtenir les informations dont nous avons besoin (pose relative de l'aiguille et du porte-aiguille, position du trocart), nous proposons d'utiliser un système de vision endoscopique couleur monoculaire. Il existe des optiques endoscopiques stéréoscopiques permettant d'obtenir l'information de profondeur par triangulation. De tels endoscopes sont fournis avec le système Zeus de Computer Motion et le da Vinci de Intuitive Surgical afin de donner une vision 3D reconstruite au chirurgien. Toutefois nous avons préféré employer une seule caméra pour différentes raisons :

- les systèmes stéréoscopiques endoscopiques sont très coûteux et ne sont pas disponibles dans la majorité des salles d'opérations. En outre, ils n'ont pas tous reçu l'approbation des autorités médicales et sanitaires pour leur utilisation dans les blocs opératoires,
- l'étalonnage de ces systèmes, indispensable pour obtenir des informations métriques, est plus contraignant que celui des systèmes monoculaires,
- nous souhaitons tester la faisabilité de la planification de chemin avec une seule caméra avant d'éventuellement utiliser des systèmes plus complexes.

Nos objectifs sont d'obtenir les six DDLs pour l'instrument et pour l'aiguille avec une bonne précision, tout en garantissant une certaine robustesse vis-à-vis des conditions d'éclairage et des occultations éventuelles de l'instrument et de l'aiguille (sang, occultations par d'autres instruments, etc.).

4.3.1 Avec ou sans marquage ?

Les aiguilles utilisées pour la suture sont métalliques et particulièrement susceptibles de présenter des spécularités. C'est d'ailleurs une des méthodes utilisées par les chirurgiens pour détecter facilement la pointe de l'aiguille à la sortie des tissus. De plus, des parties de l'aiguille seront souvent cachées par les instruments ou les tissus. Il semble donc important de faciliter

la détection de l'aiguille en utilisant un marquage. Un marqueur structurant paraît mal adapté en raison de la petite taille de l'aiguille et nous avons donc opté pour un marquage de couleur. En suivant les conclusions des travaux de Wei *et al.*, il est souhaitable de choisir une couleur de marquage éloignée du rouge dans le domaine des teintes H. Une teinte bleue, cyan ou verte semble donc adaptée. Comme les fils de suture sont souvent de couleur bleue ou violette ([Ethb]), nous avons choisi d'utiliser le vert comme couleur de marquage. En raison de l'éclairage, et des systèmes optiques et électroniques mis en oeuvre, la couleur perçue dans les images n'est pas visuellement identique à la couleur du marquage. Ainsi, avec le matériel que nous utilisons, les verts clairs apparaissent plutôt jaunes dans les images endoscopiques, et la différenciation colorimétrique n'est pas aussi bonne que souhaitée. Nous avons donc opté pour un vert sapin assez foncé qui apparaît bien vert dans les images.

remarque : La différence importante entre la couleur perçue et la couleur du marquage provient de l'éclairage puissant et pas seulement d'un problème d'étalonnage photométrique de la caméra. Toutefois, il peut être intéressant de réaliser une balance des blancs des caméras utilisées afin d'obtenir une réponse fréquentielle dans le vert identique d'un matériel à l'autre.

Les méthodes n'utilisant pas de marquage pour l'instrument sont très attractives d'un point de vue pratique et médical : les instruments doivent être stérilisés (la méthode habituelle est l'autoclavage), et le marquage utilisé doit donc résister à cette opération à haute température. En outre plusieurs types d'instruments doivent souvent être utilisés et un marquage non industriel ne paraît pas très réaliste. Les travaux [CM04], [WUW98] et nos travaux personnels [DNM04] ont montré qu'il est possible de localiser un instrument de chirurgie sans marqueur. En revanche, au plus 5 degrés de liberté peuvent être reconstruits. Un marqueur tel que celui utilisé par Tonet ne permet pas non plus d'estimer la rotation de l'instrument autour de son axe. Or, il s'agit d'un des mouvements les plus importants lors du passage d'aiguille.

L'orientation et la position complète du porte-aiguille peut être calculée à partir de la projection de la pince dans l'image. Cependant cette méthode nécessite un modèle CAO de la pince et l'extraction de la projection du bout de l'instrument peut être délicate et coûteuse en temps de calcul, d'autant plus qu'il faut prendre en compte le degré de liberté correspondant à l'ouverture et à la fermeture des mâchoires. L'inconvénient majeur d'une telle méthode est que les porte-aiguilles peuvent avoir des pinces de types très différents, et qu'il faut alors disposer d'un modèle CAO pour chaque porte-aiguille.

Pour pouvoir reconstruire la rotation propre et la translation propre de l'instrument à partir du corps de l'instrument seulement, une donnée supplémentaire est nécessaire. Un simple point P dont la position par rapport aux pinces est connue, est théoriquement suffisant si on peut garantir qu'il est visible dans toutes les images (*c. f.* annexe D.2). Toutefois, cette méthode est extrêmement sensible aux erreurs sur l'orientation du cylindre et, comme la rotation de l'instrument autour de son axe est une partie importante du mouvement mis en jeu dans les trajectoires de passage d'aiguille, le point ne sera pas toujours visible.

Des marqueurs supplémentaires doivent donc être ajoutés de sorte que le marquage de l'instrument soit toujours partiellement visible. Si on utilise des marques circulaires, quatre marqueurs répartis régulièrement autour de l'instrument sont nécessaires et suffisants. Au moins un des marqueurs sera visible si au moins un quart de l'instrument est visible. Cette condition est toujours remplie, dès que l'instrument se trouve devant la caméra (*c. f.* annexe D.1 pour le choix du nombre de marqueurs à utiliser).

Une fois les points répartis autour de l'instrument, il doit être possible de les distinguer les uns des autres afin de pouvoir associer leur position dans le repère de l'instrument à leur projection dans l'image (opération de mise en correspondance). Plusieurs solutions ont été envisagées. On aurait, par exemple, pu utiliser une couleur différente pour chaque marqueur. Une autre



Fig. 4.2: A gauche : Principe du marquage utilisé pour l'instrument. M1, M2, M3 et L4 sont les points utilisés pour calculer le bi-rapport de la première ligne. A droite : le marqueur est enroulé autour du corps cylindrique du porte-aiguille, juste au-dessus des mâchoires.

solution consiste à décaler les points de marquage par rapport à l'extrémité de l'instrument ou par rapport à une limite marquée. A partir de la mesure dans l'image de la distance entre le point et la marque et en prenant en compte l'orientation et la position partielles du cylindre obtenues à l'aide des droites apparentes, il devient alors possible de discriminer le point visible des autres points du marquage. Bien que ces solutions soient acceptables, nous avons choisi d'utiliser des marqueurs plus complexes constitués de trois points alignés, comme dans le travail de Krupa *et al.* [KGD⁺03] et d'une ligne de limite. Un modèle de marqueur est donné sur la figure 4.2.

Des marqueurs actifs peuvent être envisagés, mais nous avons choisi d'utiliser un marquage passif pour plusieurs raisons :

- l'installation de marqueurs actifs nécessite d'amener des fibres optiques à travers le corps de l'instrument, ce qui n'est pas aisé.
- la stérilisation de l'instrument par autoclavage pose des problèmes pour l'électronique.
- la taille de l'instrument rend difficile l'installation de douze LEDs comme nous l'envisageons

Afin de donner un contraste maximal aux points de marquage, nous utilisons des points noirs sur un fond blanc.

Le marqueur proposé offre une redondance d'information qui pourra être utilisée pour valider la détection des points et donner une meilleure robustesse par rapport au bruit dans les images et par rapport aux éventuelles occultations. Le principal inconvénient d'un tel marquage se situe au niveau de sa taille globale. Avec les dimensions choisies, les marqueurs circulaires occupent une zone de 12 mm de longueur. Comme le marqueur ne peut pas être apposé directement sur la pince, le point le plus éloigné de l'extrémité de l'instrument se trouve situé à environ 30-40 mm selon le type de porte-aiguille utilisé.

La différenciation des lignes de points est basée sur le calcul d'un invariant projectif : le bi-rapport de quatre points [MT96]. Chaque triplet de points alignés et l'intersection de la droite passant par ces points avec la ligne de limite, constituent un quadruplet dont le bi-rapport est différent de ceux des autres quadruplets. Le bi-rapport (cross-ratio en anglais) des points $M1$, $M2$, $M3$, $L4$ de la figure 4.2 s'exprime de la façon suivante :

$$CR(M1, M2, M3, L4) = \frac{d(M1, M2)d(M3, L4)}{d(M1, M3)d(M2, L4)}$$

où $d(P, M)$ est la distance algébrique entre le point P et le point M . Le bi-rapport de quatre points alignés est un invariant projectif et par conséquent le bi-rapport des images des quatre points est identique au bi-rapport calculé dans l'espace 3D de la scène. A partir des points image $(m1, m2, m3, l4)$ d'une ligne de marquage, on calcule le bi-rapport dans l'image :

$$cr(m1, m2, m3, l4) = \frac{d(m1, m2)d(m3, l4)}{d(m1, m3)d(m2, l4)}$$

La valeur obtenue est alors comparée aux bi-rapports connus des marqueurs. Nous considérons que le bi-rapport le plus proche de cr au sens de la distance $|CR - cr|$ est alors celui de la ligne de marquage réelle dont l'image est visible.

Cette méthode basée sur l'invariance projective du bi-rapport a été utilisée par Alexandre Krupa pour déterminer la distance du bout de l'instrument à un organe. Toutefois elle est assez sensible aux erreurs d'extraction puisqu'elle ne comporte pas de redondance. Dans notre cas, elle ne sert qu'à différencier les quadruplets les uns des autres et la pratique montre que la méthode fonctionne (pas de mauvaise mise en correspondance) si la différence entre les bi-rapports de deux triplets voisins est suffisamment grande.

4.3.2 Un aperçu des problèmes à résoudre

Nous présentons dans cette partie les problèmes que posent la segmentation des instruments et les reconstructions 3D avec les marqueurs choisis.

Reconstruction de l'instrument Comme nous l'avons mentionné dans la section précédente, théoriquement, un seul point de marquage visible et les contours de l'instrument sont suffisants pour reconstruire la pose complète du porte-aiguille. Avec le marquage choisi, et en l'absence d'occultations, de trois à six points seront visibles simultanément. Bien qu'il soit possible de ne conserver qu'un point pour la reconstruction après que la ligne de marquage a été appariée, il est fortement souhaitable d'utiliser toute l'information disponible afin d'améliorer la précision de la reconstruction. Il faut donc employer une méthode permettant de prendre en compte la redondance d'information pour améliorer la précision.

La reconstruction totale de la pose de l'instrument conduit à calculer six degrés de liberté. Pourtant, la cinématique de l'instrument de laparoscopie est limitée à 4 DDLs par le passage par le trocart. Si la position du trocart par rapport à l'instrument peut être connue, il semble opportun de prendre en compte la contrainte du trocart dans le processus de reconstruction.

Reconstruction de l'aiguille Même s'il existe de nombreuses formes possibles pour les aiguilles de suture, nous considérons ici uniquement des aiguilles circulaires. Elle peuvent être assez bien modélisées par un arc de tore. Malheureusement, la projection d'un tore dans une image est une courbe paramétrique d'ordre élevé qui ne peut pas être manipulée simplement. La projection orthographique (qui ne prend pas en compte les effets perspectifs) d'un tore est une toroïde, qui est déjà une courbe paramétrique de degré 8 [mat]). En revanche, l'arc de cercle supportant le tore est projeté dans l'image comme un arc d'ellipse. Comme la section torique est faible par rapport au rayon de l'aiguille, on peut considérer, en faisant une légère approximation, que la projection du cercle est le squelette de l'image du tore. Nous allons nous servir de cette propriété pour reconstruire la pose de l'aiguille.

Théoriquement, la pose d'un objet circulaire peut être partiellement obtenue à partir de sa projection elliptique. Si le cercle est complet et sans marquage spécifique, la rotation autour de l'axe de l'objet ne peut pas être déterminée. De plus, il existe plusieurs solutions pour la pose partielle (5 DDLs). Dhome, Richetin *et al.* [DRLR90] ont notamment montré qu'il existe quatre poses possibles pour des objets non transparents et deux poses pour les objets transparents et symétriques (recto et verso identiques). Il existera donc a priori deux solutions pour la pose de l'aiguille et il sera impossible de discerner la solution correcte sans information additionnelle.

Reconstruction des positions relatives Lorsque l'aiguille est tenue dans le porte-aiguille, sa position est contrainte par les mâchoires et l'attitude relative entre l'aiguille et le porte-aiguille

est alors limitée à 4 degrés de liberté comme nous l'avons montré dans le chapitre 2. Si on reconstruit séparément la pose de l'aiguille et celle du porte-aiguille, ces contraintes ne seront pas prises en compte, et, en raison des erreurs inévitables lors de la segmentation, la pose relative obtenue ne sera pas physiquement réalisable. Par exemple, on peut obtenir des poses telles que l'axe de l'instrument ne passe pas par le corps de l'aiguille. Il est donc indispensable d'introduire les contraintes de saisie dans le processus de reconstruction des poses relatives, dès que l'aiguille est tenue par l'instrument.

Les problèmes à résoudre sont donc les suivants :

- segmenter l'instrument et les marqueurs ainsi que l'aiguille avec une bonne précision et de façon robuste aux occultations et aux conditions d'éclairage,
- extraire les indices visuels nécessaires à la reconstruction de pose 3D : lignes et points pour l'instrument, ellipse pour l'aiguille,
- prendre en compte la redondance d'information de façon adéquate,
- retenir la solution valide pour la pose de l'aiguille,
- prendre en compte les contraintes de saisie dans la reconstruction de la pose relative de l'instrument et de l'aiguille.

Il faut en outre que la durée globale des traitements n'excède pas quelques secondes pour l'estimation des paramètres de saisie. La commande de l'instrument par un robot nécessite en outre que l'information concernant l'instrument puisse être obtenue plusieurs fois par seconde.

4.4 Techniques de traitement d'image mises en oeuvre

Parmi les nombreuses méthodes de traitement d'image de bas niveau, nous avons sélectionné des méthodes simples, rapides et robustes pouvant être appliquées au cadre particulier de l'environnement laparoscopique.

La figure 4.3 présente un aperçu des opérations de traitement d'image que nous utilisons pour l'extraction de l'instrument et de l'aiguille.

Dans cette section, nous présentons les résultats de plusieurs méthodes. Ce bilan est une base utile pour le choix de techniques adéquates pour le traitement d'images endoscopiques.

4.4.1 Segmentation automatique de l'aiguille

Les méthodes de segmentation les plus simples sont basées sur des approches dites "région" ou des approches "contour". L'approche par région consiste à regrouper les pixels ou des zones par similitude de couleur ou de texture. À l'inverse, l'approche par contour recherche les discontinuités de couleur ou de texture pour définir les limites entre les régions. Une autre classification des méthodes de segmentation porte sur la hiérarchie utilisée. On parle d'approches "bottom-up" lorsque la segmentation est faite sans a priori sur le résultat. Les régions (ou les contours) sont regroupées jusqu'à une limite fixée arbitrairement. L'approche est dite "top-down", lorsque, au contraire, les informations a priori sur l'image (nombre d'objets, formes) servent de point de départ à la segmentation. Souvent les approches "top-down" partent d'une prise en compte globale de l'image alors que le schéma "bottom-up" débute par une considération locale.

Un autre point important lorsqu'on dispose d'images couleur est de choisir un espace pour la représentation des couleurs. Les espaces les plus communs pour les signaux numériques sont RGB (rouge, vert, bleu), HSL(ou HSV ou encore HSI) (teinte, saturation et luminance (ou intensité)) et YCbCr(luminance, chrominance bleue et rouge).

Nous avons testé diverses méthodes simples pour la segmentation de l'aiguille. Les choix portent sur les espaces (ou sous-espaces) de couleur utilisés, sur le type d'approche (contour ou

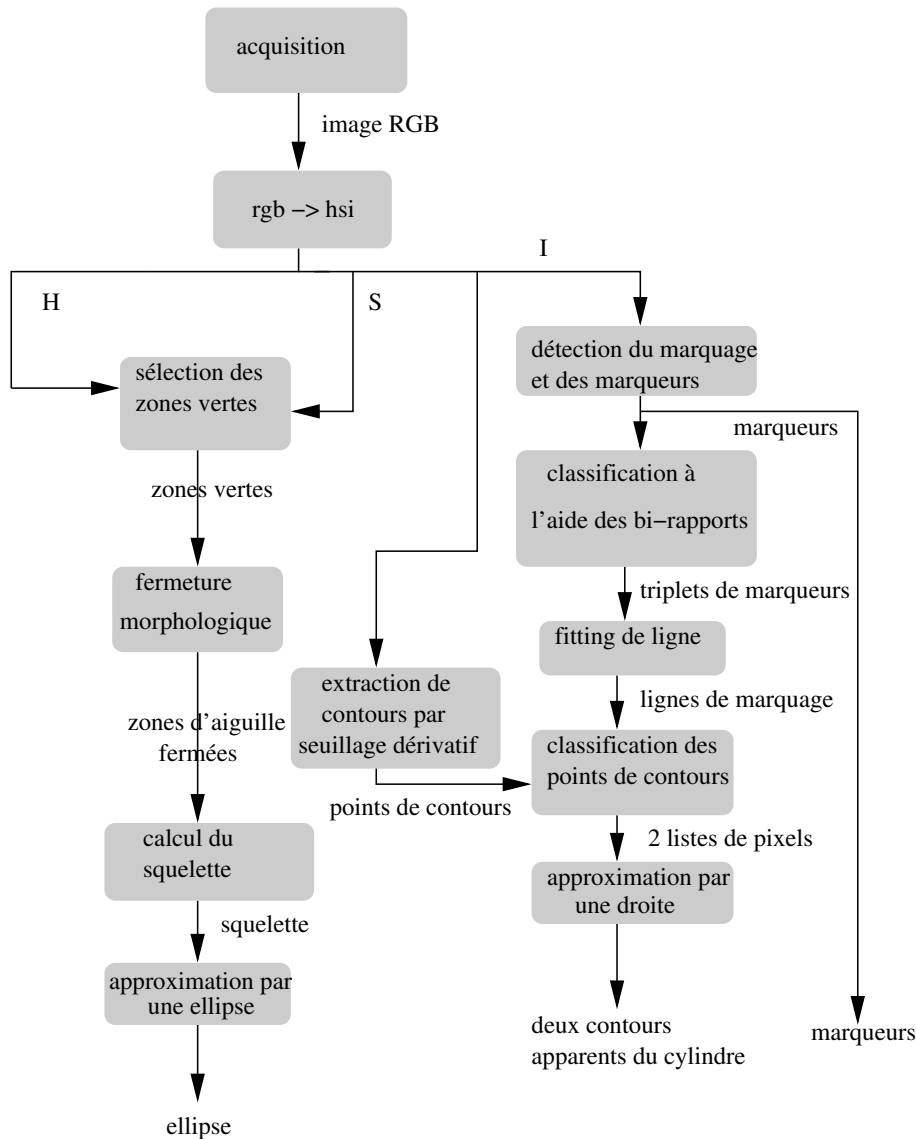


Fig. 4.3: Organigramme des opérations de traitement d'image permettant d'extraire les informations géométriques pour l'aiguille et l'instrument. La partie concernant l'aiguille utilise la couleur via les composantes teinte et saturation (ou la quantité de vert g et la saturation), tandis que la segmentation de l'instrument se fait en niveaux de gris sur la composante d'intensité.

région) et sur les fonctions discriminantes. Les espaces et sous-espaces couleur utilisés sont les suivants :

- RGB, G,
- HSV, HS, H et S.

Les méthodes utilisées dans les différents espaces ou sous-espaces précités sont les suivantes :

- détection de contours dans les sous-espaces de dimension 1 par filtrage de Sobel ou de Canny. Adaptation du filtrage à l'espace circulaire H
- analyse d'histogrammes pour les sous-espaces de dimension 1 et 2
- détection de contours couleur par fusion de gradients et gradient multidimensionnel.

L'objectif dans un premier temps était de choisir l'espace et l'approche contour ou région permettant de segmenter le plus précisément l'aiguille des organes et de l'instrument. Les résultats des différents traitements sont présentés pour les deux images issues d'expériences *in vivo* de la figure 4.5. Afin d'apprécier les approches utilisées, les deux images font partie de deux séquences vidéo qui ont été acquises lors de deux campagnes de mesures différentes avec un matériel différent.

Espaces et sous-espaces RGB Il est bien connu que l'espace de couleur RGB est mal adapté à la classification des couleurs selon les critères de la vision humaine. Toutefois, le choix du vert, qui est un des axes de l'espace RGB, pour colorer l'aiguille, peut laisser espérer des résultats de segmentation acceptables. L'avantage des traitements dans cet espace est d'éviter les changements d'espace, souvent gourmands en temps de calcul, puisque RGB est l'espace utilisé pour l'affichage à l'écran et fourni par la carte d'acquisition vidéo que nous avons utilisée.

Plusieurs méthodes ont été testées dans cet espace et dans les sous-espaces associés. Les résultats sur les deux images test sont présentés en annexe E. Les approches par contours donnent des contours bien localisés mais malheureusement très morcelés. De plus, les zones spéculaires créent des contours non désirés difficiles à distinguer des contours réels des objets qui nous intéressent. Les problèmes de sélection et de fermeture de contours nous incitent donc à rejeter ces solutions.

Espace et sous-espaces HSI Les représentations de type polaire de la couleur, également appelées représentations HLS (teinte, luminance, saturation), sont beaucoup mieux adaptées à la différenciation des couleurs que la représentation RGB. Ces représentations sont plus proches du système visuel humain dans le sens où l'information de couleur contenue dans la teinte H, et la saturation S, est séparée de l'information de luminance contenue dans la composante L. Toutefois, il y a véritablement abondance de définitions possibles pour les représentations polaires, les unes proposées par des sociétés spécialisées dans le domaine de la photographie, d'autres par des équipes universitaires et d'autres fournies par des organismes de normalisation (notamment la Commission Internationale de l'Eclairage (CIE)). Le lecteur intéressé pourra se référer aux documents de Adrian Ford et Alan Roberts [FA98] ou encore à ceux de Jean Serra [Ser02] qui donnent une vue globale de tous ces systèmes. Plusieurs critères peuvent être retenus pour le choix d'une représentation : le temps de calcul pour la conversion depuis l'espace RGB, la capacité à discriminer les couleurs pour notre problème ou la similarité avec le système visuel humain, etc. Il semble cependant que les différences sont souvent minimes.

Nous avons choisi d'utiliser la représentation HLS basée sur la norme $L1$ et proposée par Hanbury et Serra [HS01a] car son obtention est à la fois simple et consistante mathématiquement. Elle a par ailleurs donné des résultats intéressants pour l'étude des images couleur, notamment pour la différenciation entre les zones blanches et les zones de spécularités [AS04].

La représentation HLS est définie de la façon suivante. Considérons un pixel P dont les composantes normalisées de rouge, de vert et de bleu sont notées r , g et b . La projection de P

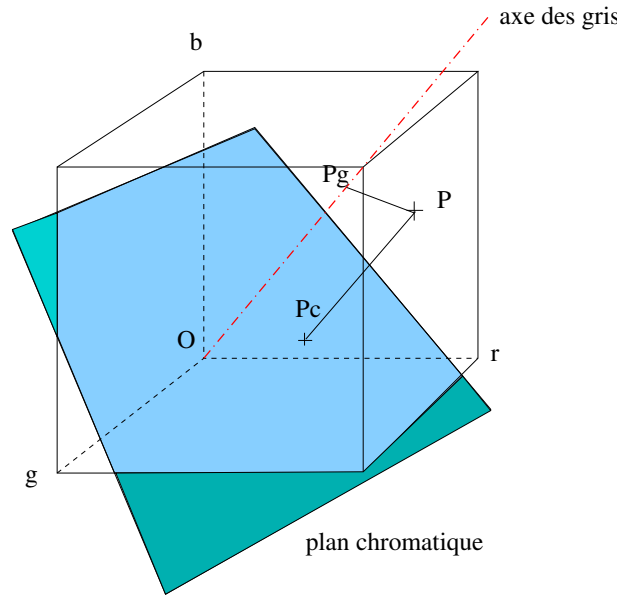


Fig. 4.4: Passage d'une représentation cartésienne de la couleur à une représentation polaire. L'axe des gris passe par O et le point $(1, 1, 1)$. Sur cet axe, $r = g = b$. Le plan chromatique est perpendiculaire à l'axe des gris et passe par l'origine O . Pg et Pc sont respectivement la projection du point P représentant une couleur dans l'espace RGB, sur l'axe des gris et sur le plan chromatique.

sur l'axe des gris a pour composante dans le repère RGB :

$$Pg = \frac{1}{3}(r + g + b, r + g + b, r + g + b)^T$$

, et la projection de P sur le plan chromatique :

$$Pc = \frac{1}{3}(2r - g - b, 2g - r - b, 2b - r - g)^T$$

L'intensité est la moyenne des trois composantes r , g et b , $I = \frac{r+g+b}{3}$, c'est-à-dire la distance au sens de la norme $L1$ entre l'origine de l'espace RGB et Pg (c.f. figure 4.4). La saturation S est la distance au sens de la norme $L1$ entre le centre du plan chromatique et Pc . Elle vaut $S = \frac{1}{3}(|2r - g - b| + |2g - r - b| + |2b - r - g|)$. Enfin, la teinte H est définie comme étant l'angle (OPc, OPc_0) où Pc_0 est une origine choisie arbitrairement sur le plan chromatique. H prend donc des valeurs dans l'intervalle $[0, 2\pi[$, tandis que S et I sont définis sur l'intervalle $[0, 1]$.

L'exploitation de la représentation polaire nécessite de bien connaître la pertinence des informations de teinte. Lorsque la saturation devient faible, la valeur de H contient une information peu significative. En effet, la couleur se rapproche du gris et ne contient plus réellement d'information de chrominance. En d'autres termes, la composante H devra toujours être traitée en tenant compte de la composante S associée [WGG93]. La figure 4.5 montre que pour de faibles saturations, le bruit fait prendre des teintes aléatoires aux pixels.

Les essais que nous avons menés montrent que le calcul du gradient sur H pour les zones ayant une saturation suffisante conduit à des contours bien marqués et presque fermés pour l'aiguille et à très peu de contours en dehors. En effet, les variations de teinte sont maximales entre le fond rouge et l'aiguille verte et très limitées pour les autres zones dont la saturation est non nulle. En travaillant uniquement avec la composante H , on ne détecte pas ou peu les transitions dues aux spécularités ce qui est le comportement recherché. En revanche, la localisation des contours est assez mauvaise. En analysant l'image de la teinte, on se rend compte que la transition entre

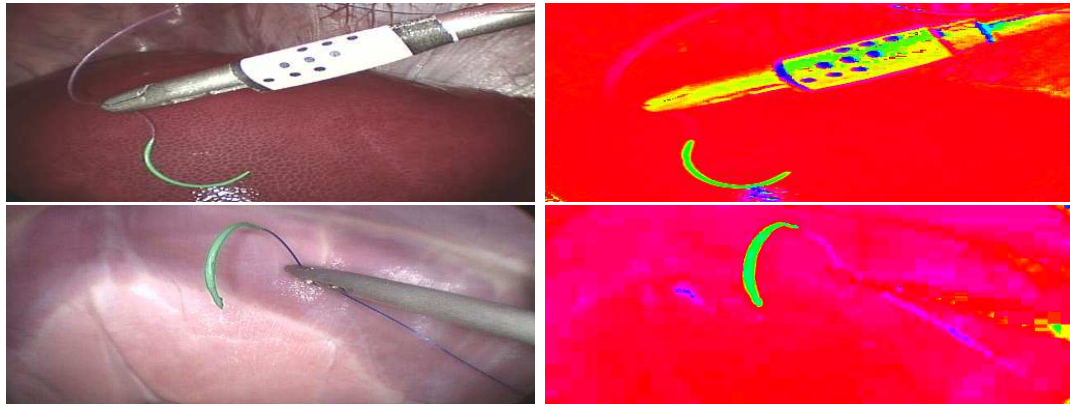


Fig. 4.5: Deux images endoscopiques *in vivo* (à gauche) dans des conditions différentes (devant le foie et devant le diaphragme d'un cochon). L'aiguille est la même pour les deux cas. A droite, les mêmes images après saturation des couleurs et augmentation logicielle de la luminosité. On remarque que les couleurs sont différentes, plus en raison de l'éclairage qu'à cause de la différence des organes de fond. On note aussi que l'information de couleur n'est pas pertinente pour les zones de saturation faible correspondant à l'instrument.

le rouge et le vert se fait par un passage dans le jaune. Les maxima du gradient sont alors situés entre le jaune et le rouge, alors que, visuellement, on les placerait plutôt entre le vert et le jaune. La méthode ne permet donc pas une segmentation précise de l'aiguille.

Une solution consiste à utiliser une approche région sur la composante H sous contrôle de la saturation. La figure 4.7 montre les histogrammes bidimensionnels pour les composantes H et S des deux images de test. On peut noter trois classes dans ces histogrammes : la classe de l'aiguille, la classe du fond et la classe de l'instrument. On remarque qu'au-dessus d'une certaine valeur de saturation la classe correspondant à l'aiguille est bien séparée de la classe correspondant aux organes. En revanche, pour des saturations faibles, les trois classes sont très difficiles à distinguer dans l'histogramme.

Trois seuils doivent être fixés pour extraire l'aiguille : une valeur minimale de S et deux bornes pour H . A partir de l'analyse des histogrammes, une solution possible consiste à utiliser une méthode de croissance de région. On commence par fixer un seuil de saturation haut S_{max1} qui permet de bien isoler la classe de l'aiguille du fond et de l'instrument. Comme on le voit sur les histogrammes, les bornes sur H , H_{min1} et H_{max1} peuvent alors être fixées simplement, puisqu'elles ont peu d'influence sur les pixels extraits. On espère qu'à la suite d'un premier seuillage utilisant l'ensemble des seuils $(H_{min1}, H_{max1}, S_{max1})$, seules des portions d'aiguille seront segmentées. Afin de s'en assurer on élimine les zones segmentées de trop petite taille pouvant être apparentées à du bruit. En utilisant un seuil S_{max1} suffisamment élevé on rejette les zones de l'instrument ou de spécularité.

On peut alors simplement réaliser une croissance de région à partir des régions conservées. On agglomère les pixels dont les composantes H et S sont semblables aux pixels des régions graines. Le choix du critère de similitude influence la taille de la zone de l'aiguille qui est segmentée. En raison de la transition douce du vert vers le jaune il est difficile de trouver un critère de similitude permettant de segmenter la zone d'aiguille que l'on choisirait visuellement.

L'étude de plusieurs séquences d'images montre qu'il n'existe pas de solution logicielle directe. En effet, selon les conditions d'éclairage et de position de l'aiguille par rapport à la caméra, les zones de transition jaunes peuvent se trouver à l'extérieur ou à l'intérieur des limites réelles (visuelles) de l'aiguille. Par conséquent même une méthode probabiliste, ne permettrait pas de segmenter précisément l'aiguille.

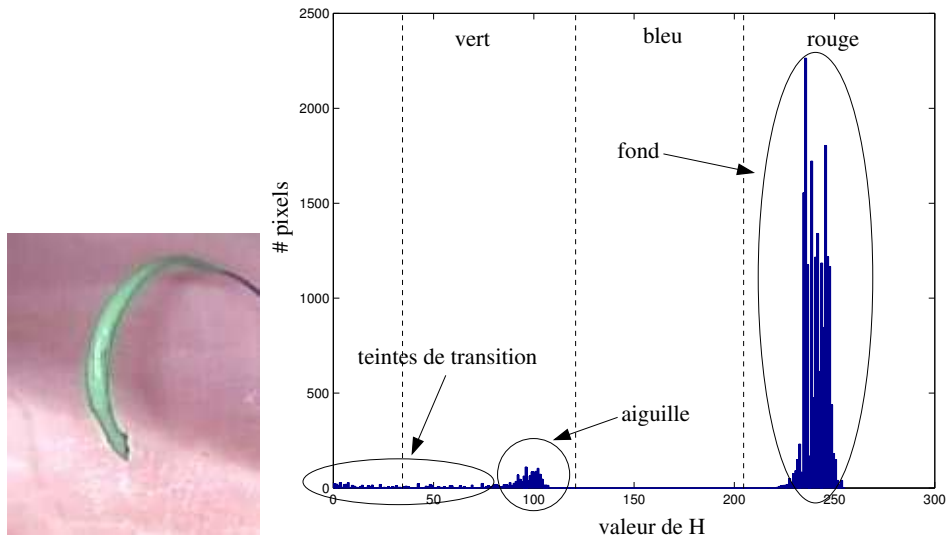


Fig. 4.6: Une imagerie et l'histogramme de sa composante H (codée sur 256 niveaux). On visualise bien les deux classes correspondant à l'aiguille et au fond. Cependant, des teintes apparaissent entre le vert et le rouge, ce qui rend difficile le choix d'un seuil.

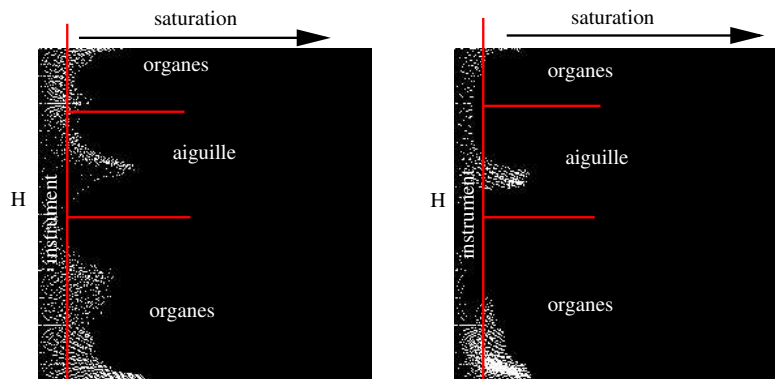


Fig. 4.7: Les histogrammes bidimensionnels HS binarisés pour les deux images de test. Au-dessus d'un certain seuil de saturation on peut simplement segmenter l'aiguille en utilisant la composante H. En revanche, la segmentation des zones de faible saturation est plus délicate.

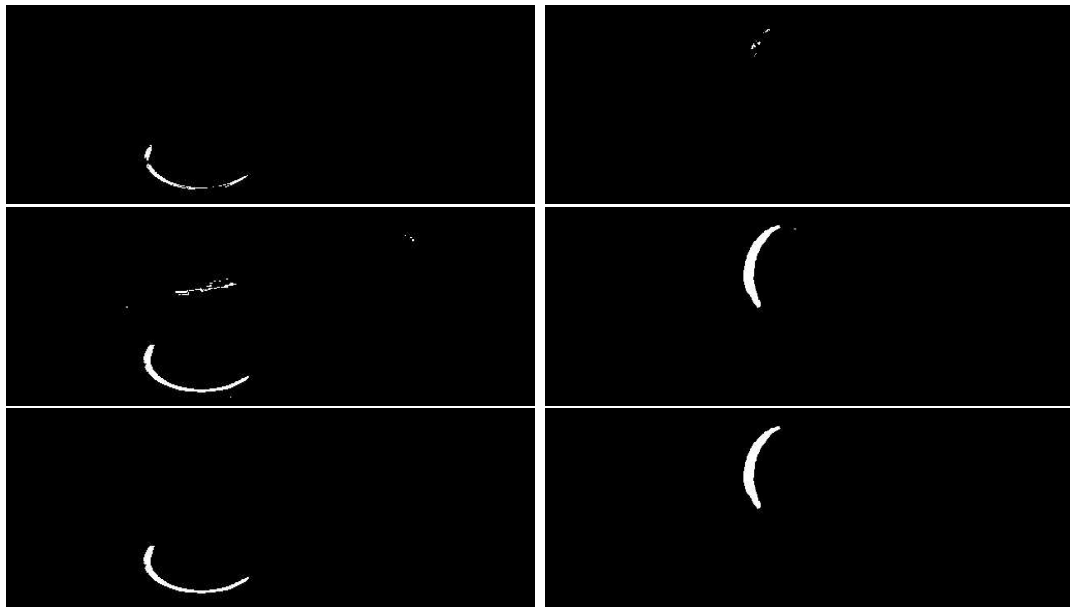


Fig. 4.8: De haut en bas : régions segmentées avec les seuils contraignants : ($H_{min1} = 50, H_{max1} = 95, S_{min1} = 30$), régions segmentées avec seuils larges : ($H_{min1} = 60, H_{max1} = 120, S_{min1} = 10$), et le résultat de la propagation. A gauche les traitements pour l'image test 1 et à droite les résultats pour l'image test 2.

C'est au niveau de l'acquisition des images que se situe vraisemblablement la clé du problème. D'une part, nous utilisons une caméra monoCCD et l'information de couleur codée en YCbCr est répartie sur quatre pixels voisins et non pas sur chaque pixel. D'autre part le transfert entre la caméra et la carte d'acquisition est fait au format S-video, pour lequel toute l'information de couleur est multiplexée dans un seul canal. Le bruit de transmission associé à ce multiplexage dégrade la qualité de la couleur des images. L'analyse des images de saturation montre que le phénomène est également présent sur cette composante, puisqu'on note une zone de faible saturation concordant avec les régions de transition jaunes. Au contraire, la composante de luminance n'exhibe pas d'artefact du même type, ce qui plaide en faveur d'une résolution matérielle du problème.

En pratique, la segmentation de l'aiguille est réalisée en choisissant 2 triplets de limites ($H_{min1}, H_{max1}, S_{max1}$) et ($H_{min2}, H_{max2}, S_{max2}$), avec $H_{min1} > H_{min2}$, $H_{max1} < H_{max2}$ et $S_{max1} < S_{max2}$. Le triplet 1, choisi à l'aide de l'analyse d'histogramme présentée précédemment, sert à réaliser un seuillage binaire de l'image dans l'espace HSI . Les pixels conservés seront appelées "graines". La même opération est réalisée avec le second triplet, mais on ne conserve que les pixels qui peuvent être connectés aux graines. Il s'agit d'une méthode de segmentation avec hystérésis, et nous la réalisons à l'aide d'une propagation binaire (voir figure 4.8). Les résultats obtenus montrent que la méthode permet de sélectionner l'aiguille et d'éliminer presque toutes les autres zones. En revanche, le choix du seuil sur H_{min2} est délicat et, selon les cas, les contours obtenus pour l'aiguille peuvent être délocalisés vers l'extérieur ou vers l'intérieur. En outre, les seuils appliqués à la saturation rejettent les zones spéculaires. Par conséquent, si l'image de l'aiguille possède des zones de pixels saturées ou à la limite de la saturation (blanches), elles seront rejetées. Afin de minimiser l'effet des spécularités, une opération de fermeture morphologique est appliquée de sorte à combler les vides laissés par les zones saturées. Finalement, les zones extraites de trop petite taille sont également filtrées.

Réduction de la dimension des espaces couleur Le choix des seuils est délicat dans les espaces à 3 dimensions comme les espaces RGB et HSV, en partie du fait de la multi-dimensionnalité. On peut considérer le problème de la segmentation de l'aiguille comme un problème de classification des pixels de l'image en deux groupes : les pixels de l'aiguille et les pixels du fond. C'est le point de vue utilisé par Wang et Uecker pour segmenter l'instrument [WUW98]. Le problème est en réalité plus complexe car le fond est non homogène : outre les organes il contient également le porte-aiguille.

Une solution pour résoudre ce problème de classification est de diminuer la dimension de l'espace, tout en conservant l'information pertinente qui nous intéresse. Une des techniques classiques permettant de réaliser cette projection est de calculer le discriminant de Fisher linéaire (FLD) [DH73]. L'idée est de rechercher la direction de projection pour laquelle le rapport entre la dispersion inter-classes et la dispersion intra-classes est maximum. Pour calculer le discriminant de Fisher, on a besoin d'un ensemble d'échantillons classifiés manuellement. Nous appelons \mathbf{fd} le discriminant de Fisher, \mathbf{P}_i est le vecteur dans l'espace RGB représentant la couleur du pixel i , et g_i est le résultat de la projection. On a :

$$g_i = \mathbf{fd}^T \mathbf{P}_i \quad (4.1)$$

Ce discriminant est linéaire et réalise une pondération des coordonnées des points à classifier. Dans le cas de la classification dans deux classes \mathcal{C}_1 et \mathcal{C}_2 , il a été montré [DH73] que

$$\mathbf{fd} = S_w^{-1}(\mathbf{m}_1 - \mathbf{m}_2) \quad (4.2)$$

$$S_w = \sum_{i=1}^2 \sum_{P_j \in \mathcal{C}_i} (\mathbf{P}_j - \mathbf{m}_i)(\mathbf{P}_j - \mathbf{m}_i)^T \quad (4.3)$$

où $\mathbf{m}_i = \frac{1}{n_i} \sum_{P_j \in \mathcal{C}_i} P_j$ est le vecteur moyen de la classe \mathcal{C}_i , n_i le nombre d'éléments dans la classe \mathcal{C}_i , et où S_w est la matrice de dispersion intra-classe. Afin de calculer le discriminant de Fisher permettant de séparer au mieux l'aiguille verte du fond rouge, nous avons utilisé deux imagerie, l'une contenant uniquement des pixels de fond, l'autre contenant uniquement des pixels de l'aiguille (voir figure 4.9). Avec ces échantillons on obtient, $fd = (-0.22, 0.45, -0.22)^T$. Comme on pouvait s'y attendre, la composante verte est favorisée, alors que la composante rouge est largement pénalisée. En revanche, il est plus surprenant de constater que la composante bleue est traitée de manière comparable au rouge. Il est également intéressant de remarquer que le résultat de la projection correspond, à un facteur d'échelle près qui n'a pas d'influence, à la composante selon la direction du vert de la projection du pixel sur le plan chromatique (voir figure 4.4).

La figure 4.10 montre les images en niveaux de gris de la projection obtenue en utilisant le discriminant de Fisher calculé. On peut ensuite appliquer les méthodes de traitement d'image usuelles. On constate cependant que le résultat ne permet pas de choisir facilement des seuils pour la classification. En d'autres termes la discrimination n'est pas suffisante. Afin de l'améliorer, on peut utiliser une fonction discriminante non linéaire.

Notre choix d'une telle fonction s'appuie sur la constatation que la composante de vert dans la projection d'une couleur sur le plan chromatique dépend de la saturation de la couleur. Le discriminant de Fisher linéaire ne prend pas cela en compte. Une possibilité consiste à utiliser une fonction discriminante exprimant le rapport entre la quantité de vert dans la couleur et la saturation de cette couleur, c'est-à-dire par exemple :

$$g'(P_i) = \begin{cases} \frac{2g-r-b}{3S} & \text{si } S \neq 0 \\ 0 & \text{si } S = 0 \end{cases} \quad (4.4)$$

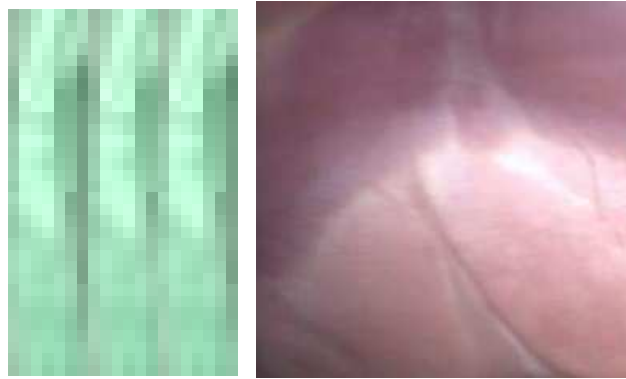


Fig. 4.9: Imageries de l'aiguille et du fond utilisées comme échantillons pour le calcul du discriminant de Fisher linéaire

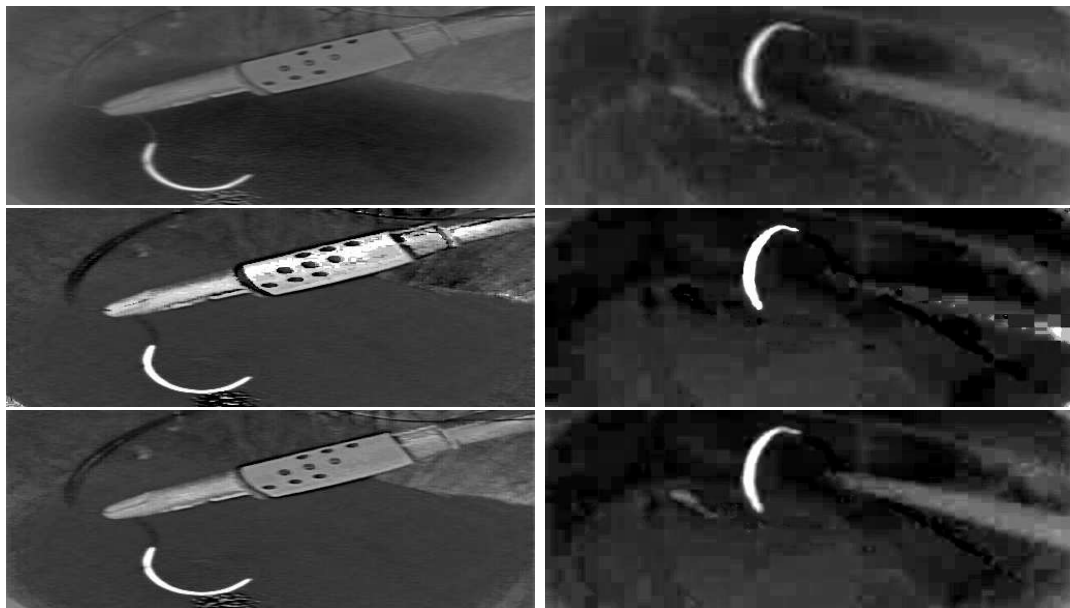


Fig. 4.10: Représentation en niveaux de gris de la projection des images test après augmentation du contraste. De haut en bas : projection avec le discriminant de Fisher $(-1, 2, -1)$, projection non-linéaire g' et projection non linéaire gf avec $S_{min} = 0.1$

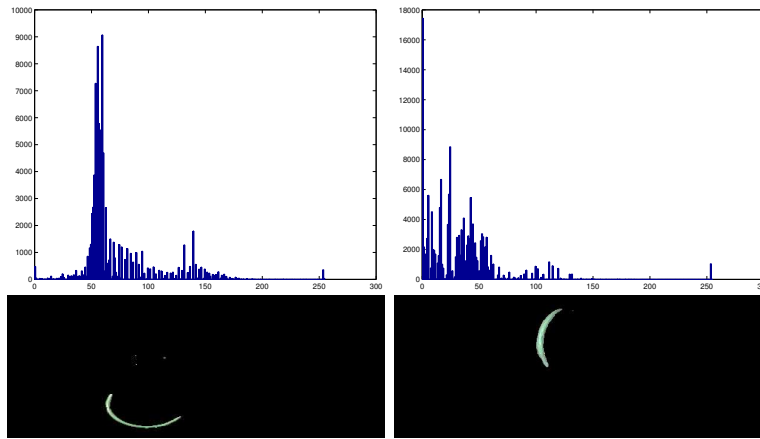


Fig. 4.11: Histogrammes de la gf (pour $S_{min} = 0.1$) dans les deux images tests. On constate que la classe de l'aiguille est bien séparée du fond et de l'instrument puisque très peu de pixels ont des valeurs dans l'intervalle $[200-250]$. En bas : résultats de la segmentation avec le seuil $gf_{min} = 200$.

La figure 4.10 donne le résultat en niveaux de gris de cette projection. Il est clair que la discrimination est bien meilleure qu'avec le discriminant linéaire. Toutefois, on remarque des erreurs de classification pour certains pixels de l'instrument. En effet, g' ne permet pas de distinguer le vert des couleurs très peu saturées (gris, noir et blanc) en raison de la forte sensibilité de la teinte pour ces pixels. Il est donc nécessaire, comme dans le cas de l'utilisation du sous-espace HS, de rejeter les valeurs de S trop faibles. On peut par exemple affecter une valeur nulle à g' lorsque la saturation passe en dessous d'un certain seuil. Toutefois, cela pose problème si on a besoin de comparer les valeurs discriminantes, ce qui sera le cas pour la détection de la pointe de l'aiguille. Nous avons donc préféré utiliser la définition suivante de la fonction discriminante que nous appellerons "greenfullness", puisqu'elle donne la quantité de vert dans une couleur :

$$gf(P_i) = \begin{cases} \frac{2g-r-b}{3S} & \text{si } S > S_{min} \\ \frac{2g-r-b}{3S_{min}} & \text{si } S < S_{min} \end{cases} \quad (4.5)$$

On évite ainsi l'utilisation des valeurs trop faibles de la saturation. Cette définition donne de bons résultats pour notre application : les histogrammes de gf sur la figure 4.11 montrent qu'il est facile d'extraire les zones d'aiguille par simple seuillage, le choix du seuil ayant très peu d'influence sur le résultat. Le problème délicat se situe en fait au niveau du choix du seuil pour S_{min} , comme c'était déjà le cas pour les traitements dans le sous-espace HS. Nous utilisons de même une méthode de seuillage par hystérésis afin d'obtenir un filtrage spatial.

4.4.2 Conclusion sur les traitements des images endoscopiques couleur

Les travaux menés sur la détection de l'aiguille en utilisant la couleur montrent plusieurs résultats importants. Tout d'abord, l'utilisation d'une représentation polaire des couleurs, même si elle est nettement bénéfique, ne permet pas d'obtenir des traitements insensibles aux conditions d'éclairage. Les couleurs restent sensibles à la position de l'aiguille par rapport à la caméra, et donc par rapport à l'éclairage endoscopique. En outre, pour la plupart des traitements testés (contours sur H, croissance de région dans HS, seuillage de gf), la réussite de la détection est liée au choix d'un seuil sur la saturation des couleurs, c'est-à-dire d'une limite sur la saturation déterminant la pertinence de l'information de teinte. Nous n'avons pas obtenu de solution réellement efficace à ce problème, si ce n'est un filtrage spatial permettant d'utiliser des seuils fixés a priori.

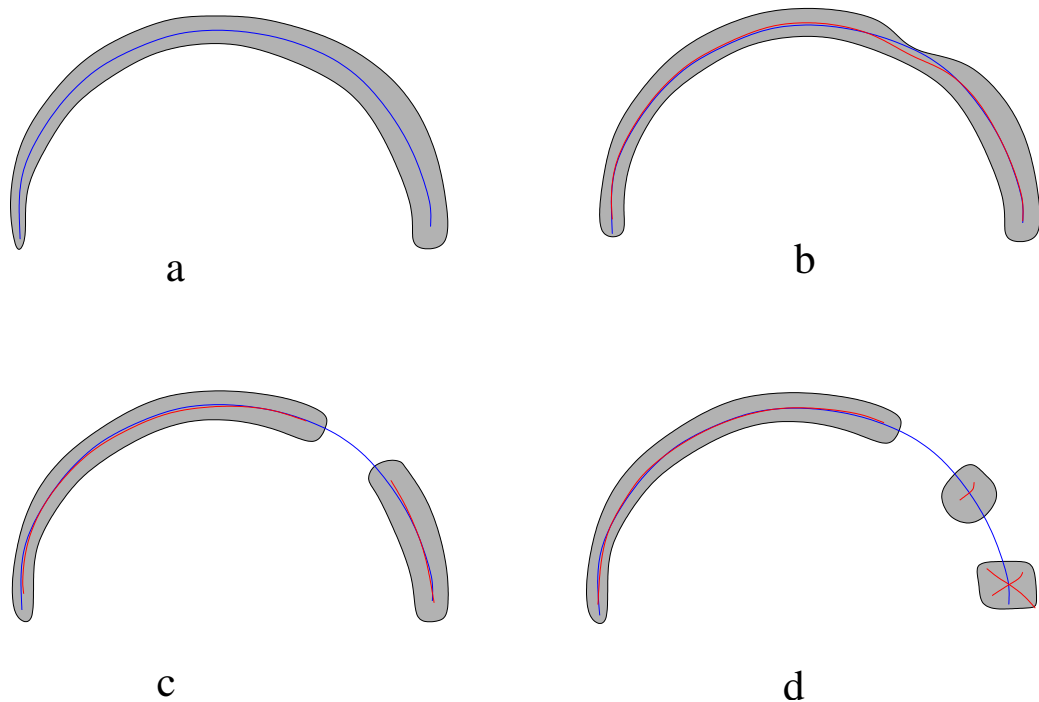


Fig. 4.12: Quatre exemples de segmentation et les squelettes associés. En bleu le squelette idéal et en rouge le squelette réel (a) l'aiguille extraite et son squelette dans le cas idéal. (b) La segmentation arrondit l'extrémité de l'aiguille et déforme le corps. Le squelette est tronqué au bout et déformé. (c) L'extrémité est arrondie et deux régions sont extraites. Deux squelettes tronqués sont obtenus. (d) Comme pour (c) plusieurs squelettes sont obtenus, mais deux régions de petite taille donnent des squelettes dont l'information n'est pas pertinente et doivent donc être rejetées.

4.4.3 Extraction robuste du squelette de l'aiguille

L'information visuelle à extraire pour permettre la reconstruction de pose est le squelette de l'image de l'aiguille. Dans le cas idéal où l'aiguille n'est pas tenue par le porte-aiguille, bien visible et pas affectée par des spéularités, une seule région sera extraite comme dans le cas des deux images de test (*c.f.* figure 4.14). Mais, la plupart du temps, et notamment dans les cas pour lesquels l'aiguille est tenue par le porte-aiguille, plusieurs régions déconnectées sont extraites. Nous proposons de calculer le squelette morphologique de chacune des régions obtenues, à condition que leur taille soit significative. En effet, les régions de petite taille (en nombre de pixels) ne sont que peu représentatives de la forme globale de l'aiguille. Les effets de bord dans le calcul du squelette sont alors importants et le squelette obtenu ne contient pas d'information pertinente, comme le montre la figure 4.12.

A partir des squelettes partiels obtenus et conservés, nous recherchons une ellipse approchante globale. Afin de rendre l'ellipse finale robuste aux erreurs de segmentation, nous utilisons une méthode d'estimation de paramètres robuste basée sur une méthode de type *least median of squares*. Des ensembles de points sont sélectionnés aléatoirement parmi les points constituant les squelettes calculés. A partir de ces points nous calculons les paramètres \mathbf{a} de la meilleure ellipse approchante au sens des moindres carrés. La distance utilisée est une distance algébrique, définie par

$$d(\mathbf{a}, P_i) = ax_i^2 + bx_iy_i + cy_i^2 + dx_i + ey_i + f \quad (4.6)$$

où x_i, y_i sont les coordonnées image du point P_i , et $\mathbf{a} = (a, b, c, d, e, f)^T$ les paramètres de

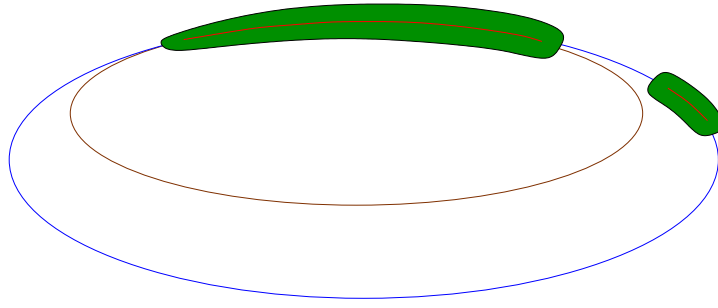


Fig. 4.13: Tous les squelettes doivent être pris en compte sous peine d'obtenir une mauvaise approximation. Ici, on constate que si aucun point n'est sélectionné sur le petit squelette, alors une petite erreur de segmentation sur la grande zone peut conduire à l'ellipse marron au lieu de la bleue. Les points du petit squelette sont alors considérés comme des "outliers".

l'ellipse. Celle-ci est définie par $\mathbf{a}^T P = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f = 0$ et $b^2 - 4ac < 0$.

Cette distance n'est pas uniforme au sens géométrique (voir les travaux de Paul Rosin à ce sujet [Ros96]). Toutefois, l'influence de la non-uniformité est faible lorsque les points sont proches de l'ellipse réelle.

Au moins cinq points sont nécessaires pour déterminer une ellipse. La méthode que nous utilisons, proposée par Pilu, Fitzgibbon et Fisher [FPF99] est directe et est spécifique à l'approximation d'ellipses, par opposition aux méthodes itératives et donnant des coniques génériques. Elle nécessite au minimum six points. Pour chaque ensemble, l'erreur médiane sur l'ensemble des points P du squelette est calculée et on conserve les paramètres $\tilde{\mathbf{a}}$ de l'ellipse donnant l'erreur médiane la plus faible après avoir testé N échantillons, c'est-à-dire

$$\tilde{\mathbf{a}} = \arg \min_{\mathbf{a}} \operatorname{med}_{P_i \in P} d'(\mathbf{a}, P_i) \quad (4.7)$$

Pour éviter les problèmes liés au facteur d'échelle dans la définition de la distance algébrique, nous utilisons ici l'approximation de la distance euclidienne suivante (*c.f.* [Ros96]) :

$$d'(\mathbf{a}, P_i) = \|I_i P_i\| \quad (4.8)$$

où I_i est le point d'intersection de l'ellipse avec la demi-droite partant du centre de l'ellipse et passant par P_i .

Le nombre de points par échantillon, M , et le nombre d'échantillons N doivent être choisis pour obtenir une probabilité élevée qu'au moins un des échantillons ne contienne que des points valables, tout en limitant les temps de calcul. On peut montrer (*c.f.* [Ste99]) que la probabilité P_b qu'au moins un échantillon contienne uniquement des bons points vaut à une petite approximation près

$$P_b = 1 - (1 - q^M)^N \quad (4.9)$$

où q est la proportion de points valables parmi l'ensemble des points. La méthode Least Median of Square a la propriété intéressante d'admettre un point de rupture de 0.5, ce qui signifie qu'elle fonctionne tant que la moitié des points sont valables. En pratique, si la moitié des points de squelette sont mauvais, il y a une forte probabilité pour qu'il y ait eu un problème lors de la phase de détection de l'aiguille, ou alors que l'aiguille soit noyée dans une région de spécularités. Dans les deux cas, il est souhaitable que le problème soit détecté avant l'estimation des paramètres de l'ellipse. On se limitera donc aux cas où $q \geq 0.6$. On souhaite obtenir une probabilité de l'ordre de 0.95 d'avoir un ensemble de points valables. Si les ensembles contiennent $M = 6$ points (le minimum), alors le nombre d'échantillons doit valoir $N > 63$.

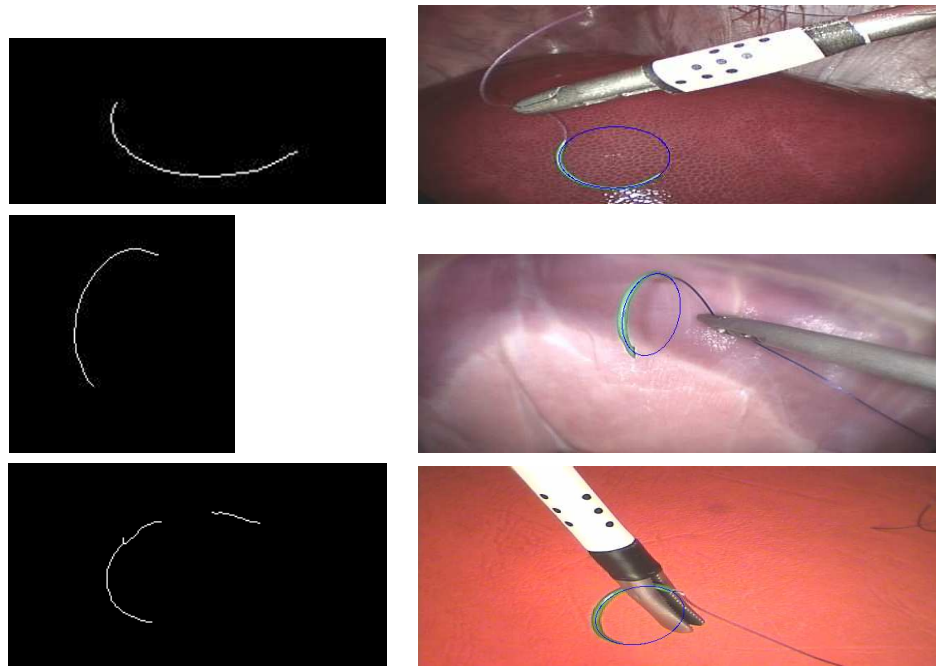


Fig. 4.14: Le squelette extrait à partir des zones vertes segmentées et l'ellipse obtenue par estimation robuste dans des cas sans occultation (images de test) et avec occultation (image de laboratoire).

L'approximation elliptique est particulièrement délicate lorsqu'une portion importante de l'ellipse a une courbure faible ou lorsqu'on ne dispose que d'une petite portion d'ellipse. Ainsi, il se peut qu'une partie de squelette valide soit considérée comme un ensemble de points à rejeter ("outliers"). Le cas présenté sur la figure 4.13 est révélateur de ce qui peut se passer. La solution que nous proposons consiste à guider le choix des points échantillonnés afin d'éviter qu'ils soient "aléatoirement mal choisis". Pour cela nous imposons d'une part que chaque échantillon contienne des points de chaque squelette, en respectant la proportion de la taille (en pixels) des squelettes, et d'autre part que les points choisis soient répartis sur l'ensemble du squelette.

Cette méthode est mise en défaut lorsqu'un des squelettes ne contient pas ou trop peu d'information utile. En d'autres termes, il faut que chaque squelette i ait une proportion de points valables $q_i > 0.6$. Si $q_i > q_{min} \forall i$, alors la probabilité d'obtenir un échantillon composé uniquement de bons points vaut

$$P_b = 1 - (1 - \prod_i q_i^M)^N \geq 1 - (1 - q_{min}^M)^N \quad (4.10)$$

Pour la même raison de sensibilité de l'approximation, on imposera que l'ellipse passe par les zones dont le squelette n'a pas été conservé. Car, si les squelettes de ces zones pris individuellement n'apportent pas d'information pertinente, la position de la zone peut aider à réaliser une approximation de qualité. Aussi, pour chaque ensemble de paramètres obtenu, on teste si l'ellipse correspondante passe par les régions d'aiguille conservées. Si ce n'est pas le cas, on affecte une erreur médiane élevée aux paramètres correspondants.

Dans la suite nous appellerons Σ l'ellipse obtenue à l'issue de l'opération d'estimation de paramètres. La figure 4.14 montre les résultats obtenus pour les images de test (sans occultation) et une image de laboratoire présentant une occultation par l'instrument.

Les résultats obtenus sont bons, mais les temps de calcul sont importants. Typiquement l'extraction complète de l'ellipse prend environ 0.2 secondes sur une machine équipée d'un processeur PIV fonctionnant à 1,7 GHz. Il n'est donc pas possible de réaliser dans ces conditions un

suivi temps réel de l'aiguille. Toutefois, nous sommes intéressés par l'estimation de la position relative de l'instrument et de l'aiguille, et il n'est pas nécessaire de réaliser cette estimation en temps réel. Nous verrons que les opérations de suivi peuvent être réalisées en utilisant l'image de l'instrument (voir chapitre 5).

4.4.4 Détection de la pointe de l'aiguille

Pour obtenir les six degrés de liberté de l'aiguille, il est nécessaire de pouvoir déterminer la rotation de l'aiguille autour de son axe. Pour cela nous utilisons la position de la pointe de l'aiguille. Dans un premier temps nous ne présentons que la méthode de détection, l'utilisation de l'information étant reportée à la section concernant la reconstruction (section 4.5). Pour détecter la pointe de l'aiguille, nous proposons de rechercher les discontinuités de couleur le long de l'ellipse complète extraite. Il y a plusieurs types de discontinuités possibles le long de l'ellipse :

- transitions réelles aiguille / instrument : des deux côtés du point de saisie
- transitions apparentes aiguille / instrument : si l'aiguille passe derrière l'instrument, ou si la pointe ou l'extrémité côté fil est devant l'instrument
- transitions apparentes aiguille / organes : si la pointe ou l'extrémité côté fil est devant un organe
- transitions apparentes instrument/organes

Il est délicat de différencier les transitions qui nous intéressent (pointe / instrument apparent ou pointe / organe apparent selon la configuration) de toutes les autres seulement à partir des images. Nous nous contentons dans un premier temps d'éliminer les transitions ne pouvant pas correspondre à la pointe, c'est-à-dire celles pour lesquelles aucune des couleurs de l'interface n'est verte.

Pour cette tâche, la quantité de vert (greenfullness), telle qu'elle a été définie par l'équation 4.5, paraît être l'outil adéquat. Pour détecter les transitions entre le vert et d'autres couleurs, l'ellipse Σ est échantillonnée et la quantité de vert calculée en chaque pixel échantillon. L'évolution de gf le long de l'ellipse est ensuite lissée en utilisant un filtre gaussien, puis dérivée. Les transitions sont enfin obtenues en seillant le signal dérivé et en conservant les maxima. La figure 4.15 montre les résultats obtenus pour les deux images de test.

Le choix parmi les transitions candidates se fait après l'estimation de la pose de l'instrument et de l'aiguille comme nous le verrons dans la section 4.5.8).

4.4.5 Segmentation automatique de l'instrument

Par segmentation de l'instrument nous entendons l'extraction des points de marquage visibles et des droites apparentes du cylindre. Le marqueur utilisé pour l'instrument est composé de points noirs sur un fond blanc. Les méthodes proposées pour la détection sont donc directement dérivées des techniques de segmentation d'images en niveaux de gris. Nous employons exclusivement la luminance de l'image, en utilisant la définition donnée précédemment.

Détection des marqueurs

Les marqueurs noirs étant de taille modeste dans les images endoscopique, l'idée est de commencer par la détection du fond de marquage blanc dont les dimensions permettent de le différencier aisément des autres zones indésirables éventuellement segmentées. L'analyse de l'histogramme de luminance des images permet de choisir assez simplement un seuil pour segmenter les zones quasi saturées. En pratique nous procédons par un seuillage par hystérésis qui rend la segmentation de la zone de marquage blanc peu sensible au choix des seuils. Après l'opération de seuillage, outre le marquage blanc, les éventuelles zones de pixels saturés correspondant aux

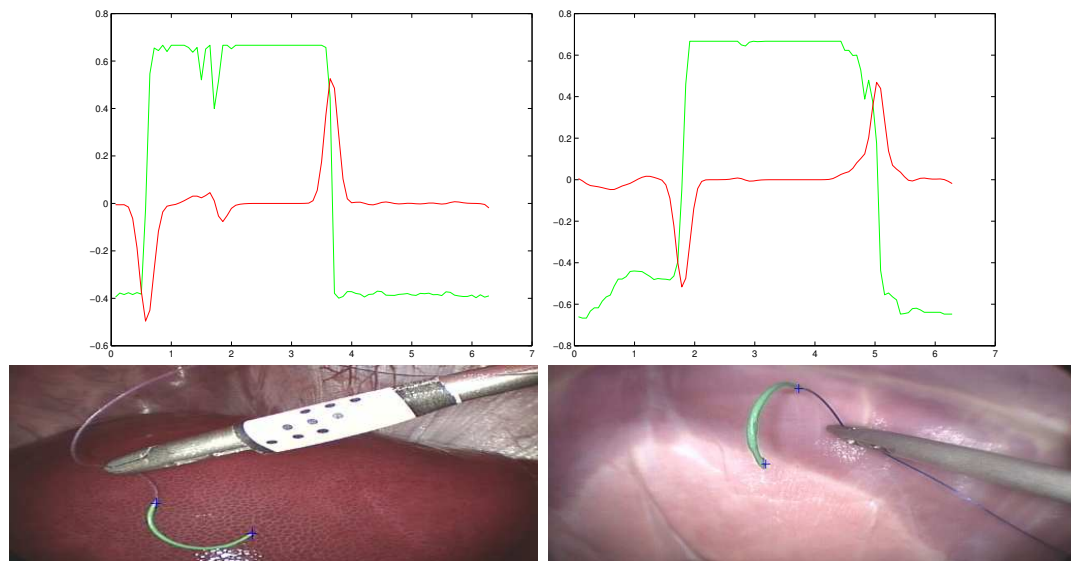


Fig. 4.15: En haut, l'évolution de la quantité de vert le long des ellipses estimées. En vert la valeur de gf et en rouge la dérivée $-\frac{dgf}{ds}$ après lissage. Dans les deux cas, on note facilement les deux transitions donnant lieu à deux positions possibles pour la pointe (croix bleues).

spécularités ont également été extraites de l'image. En pratique, il est suffisant de conserver uniquement la région de plus grande taille (en nombre de pixels) qui correspond presque toujours à la zone de marquage. Si deux zones sont de tailles comparables, le calcul des moments d'ordre deux des régions permet de discriminer la zone de marquage (rectangulaire) des zones spéculaires qui ont le plus souvent une forme circulaire.

Lorsque la zone du marqueur est détectée, on recherche à l'intérieur les marqueurs circulaires. Cette opération est réalisée par simple seuillage, le contraste étant généralement suffisant. Les régions noires extraites sont ensuite étiquetées et classifiées et leurs centres d'inertie sont calculés.

Classification des marqueurs

On recherche ensuite de façon systématique les triplets de points alignés et, pour chaque triplet, la meilleure droite au sens des moindres carrés des distances passant par ces points. L'intersection de cette droite avec le marquage blanc est déterminée. On obtient ainsi les quadruplets de points, dont les bi-rapports permettent de déterminer les triplets de points réels correspondants, comme cela a été expliqué dans la section 4.3.1. Durant le processus, de faux points peuvent éventuellement apparaître (ombres, tâches). Ils sont rejetés s'ils ne sont pas alignés avec d'autres points, si l'alignement n'est pas dans l'axe de l'instrument (ce qui est détecté car alors la droite ne coupe pas la petite zone noire en bout de marquage) ou si les bi-rapports des quadruplets auxquels les points appartiennent n'ont pas d'équivalent réel.

Détection des droites apparentes

La tige de l'instrument est projetée dans l'image comme deux segments de droite appelés contours "apparents" puisqu'ils n'ont pas d'existence physique (voir annexe D.2). En vision monoculaire, la bonne localisation de ces contours est cruciale pour une bonne reconstruction 3D. Bien que la saturation soit la composante a priori la plus adaptée pour détecter les contours entre les régions blanches et rouges, nous avons choisi la luminance car le codage de la luminance est plus complet que celui de la saturation pour les caméras monoCCD et les images de la

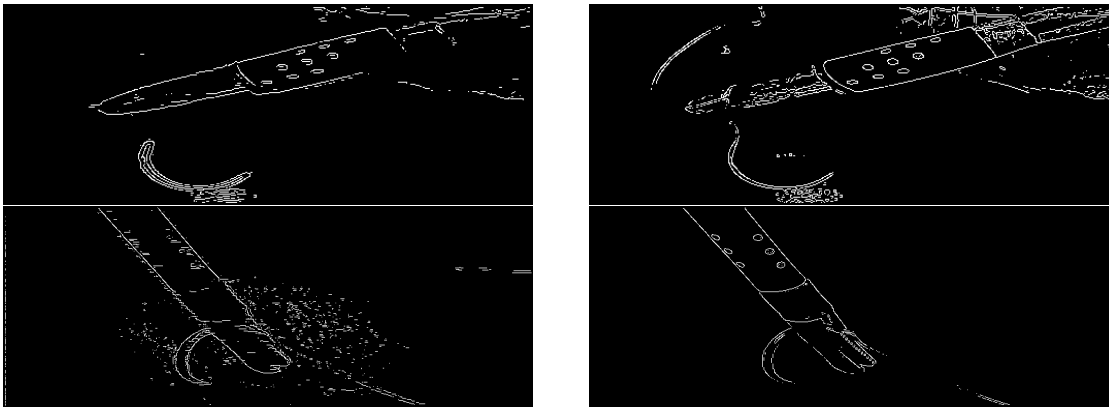


Fig. 4.16: Détection de contours par filtrage de Sobel pour l'image test 1 (en haut) et pour une image de laboratoire. A gauche les contours sur S et à droite les contours sur I. On constate que les contours de l'instrument sont beaucoup mieux détectés sur la composante I que sur S. On choisira donc I pour segmenter le porte-aiguille marqué.

figure 4.16 justifie ce choix. Afin de limiter les zones de calcul des contours, on limite leur recherche aux bords de la zone blanche détectée. La zone de recherche est obtenue par opération morphologique en faisant la différence entre la zone blanche dilatée et la même zone érodée et pour chacune de ces opérations deux itérations sont utilisées. Un filtrage de Sobel dans la zone conservée suivi d'une recherche des maxima des gradients permet d'extraire les pixels de contour (voir figure 4.18). Il se peut que les contours obtenus ne soient pas connectés et que d'autres contours apparaissent en raison :

- des spéularités autour de l'instrument,
- de la présence des marqueurs noirs.

Afin de rejeter ces contours indésirables, nous utilisons un filtrage sur leur orientation. Dans des configurations usuelles de l'instrument, *i.e.* lorsque l'effet perspectif sur l'instrument n'est pas trop marqué, les contours apparents et les lignes de marquage ont des orientations proches. Nous calculons donc la direction θ des droites passant par les triplets de marqueurs. La direction de référence pour le contour apparent à droite de la ligne de marquage est $\theta' = \theta$, tandis que celle du contour à gauche est $\theta' = \theta + \pi$. Pour chaque pixel de contour, la direction du gradient ϕ est comparée avec θ' . L'orientation du gradient des pixels de contour étant assez bruitée, les seuils utilisés pour le filtrage sont larges. On conservera le point de contour si $|\phi - \theta'|^1 < \frac{\pi}{4}$ (voir figure 4.17).

Les contours conservés sont ensuite classés en deux listes en fonction de leur position par rapport aux lignes de marquage (*c.f.* 4.18). Chaque liste correspond alors, à quelques pixels près, aux deux contours apparents. L'objectif est ensuite de trouver les meilleures droites approchantes pour chaque liste, mais il est d'abord nécessaire de corriger les effets de la distorsion pour chaque pixel (voir section 4.5.1). Nous utilisons ensuite une méthode d'approximation robuste par une ligne droite pour obtenir les deux droites apparentes. Comme pour l'aiguille, le choix des paramètres de l'estimateur robuste est important. Ici, la proportion de points valables est assez élevée, supérieure à 0.8. En utilisant trois points par échantillon et 10 échantillons, la probabilité d'obtenir une droite valide est supérieure à 0.999 ce qui est très satisfaisant.

La figure 4.18 montre les images du traitement obtenues pendant les différentes phases de la segmentation de l'instrument ainsi que les droites apparentes finales.

¹ la différence est définie modulo π et doit être exprimée dans $[0, \pi[$

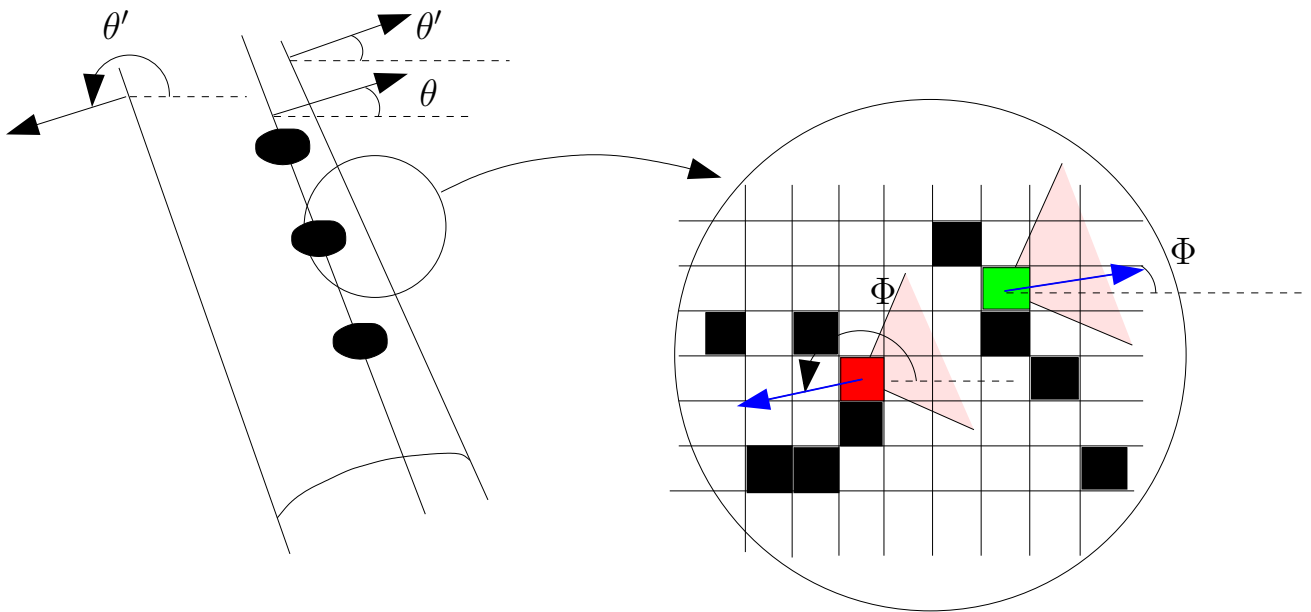


Fig. 4.17: Principe du filtrage sur la direction des contours. θ est la direction de la droite de marquage. Les pixels de contours apparaissent en noir, en rosé les zones angulaires valides pour l'orientation des contours. En rouge un pixel rejeté car sa direction n'appartient pas à la zone valide, en vert un pixel retenu.

4.4.6 Suivi rapide de l'instrument

La détection de l'instrument présentée précédemment fonctionne bien et a été testée avec succès en laboratoire. Toutefois, même en réduisant la zone de recherche à une fenêtre autour de la position précédente, le temps de traitement est important, de l'ordre de 300 ms. Les opérations d'étiquetage et de filtrage dérivatif, notamment, sont coûteuses lorsque la zone de marquage est grande. Ces temps de calcul sont acceptables pour effectuer des mesures ponctuelles. Cependant, dans le cadre d'un suivi de chemin robotisé, nous avons souhaité commander l'instrument à partir des images endoscopiques (voir chapitre 5). La commande d'un système robotique par asservissement visuel nécessite des durées de traitement aussi courtes que possible, la fréquence de la boucle d'asservissement étant limitée par le plus élevé des temps de traitement des images. Afin d'accélérer les calculs et de diminuer leur sensibilité à la taille de l'instrument dans les images, nous proposons une méthode de suivi.

Les indices visuels utilisés pour l'instrument sont de deux types : les droites apparentes et les marqueurs circulaires. Les droites apparentes se déplacent de façon continue dans les séquences d'images. Toutefois, le bras de levier important entre le point d'incision et l'extrémité de l'instrument fait que des mouvements rapides peuvent apparaître dans l'image, même pour des mouvements lents du chirurgien. En revanche, les marqueurs circulaires ne sont pas toujours visibles dans les images. Lors des mouvements de rotation de l'instrument autour de son axe, mouvement important pour la réalisation du passage d'aiguille, les marqueurs se déplacent, disparaissent et apparaissent. L'utilisation d'une fenêtre de recherche n'est donc pas suffisante pour suivre les marqueurs, il faut également prédire les régions d'apparition et de disparition.

Suivi des droites apparentes

Pour réaliser le suivi des droites apparentes, nous avons utilisé la méthode des "contours en mouvement" proposée par Bouthemy [Bou89]. L'avantage principal présenté par cette méthode

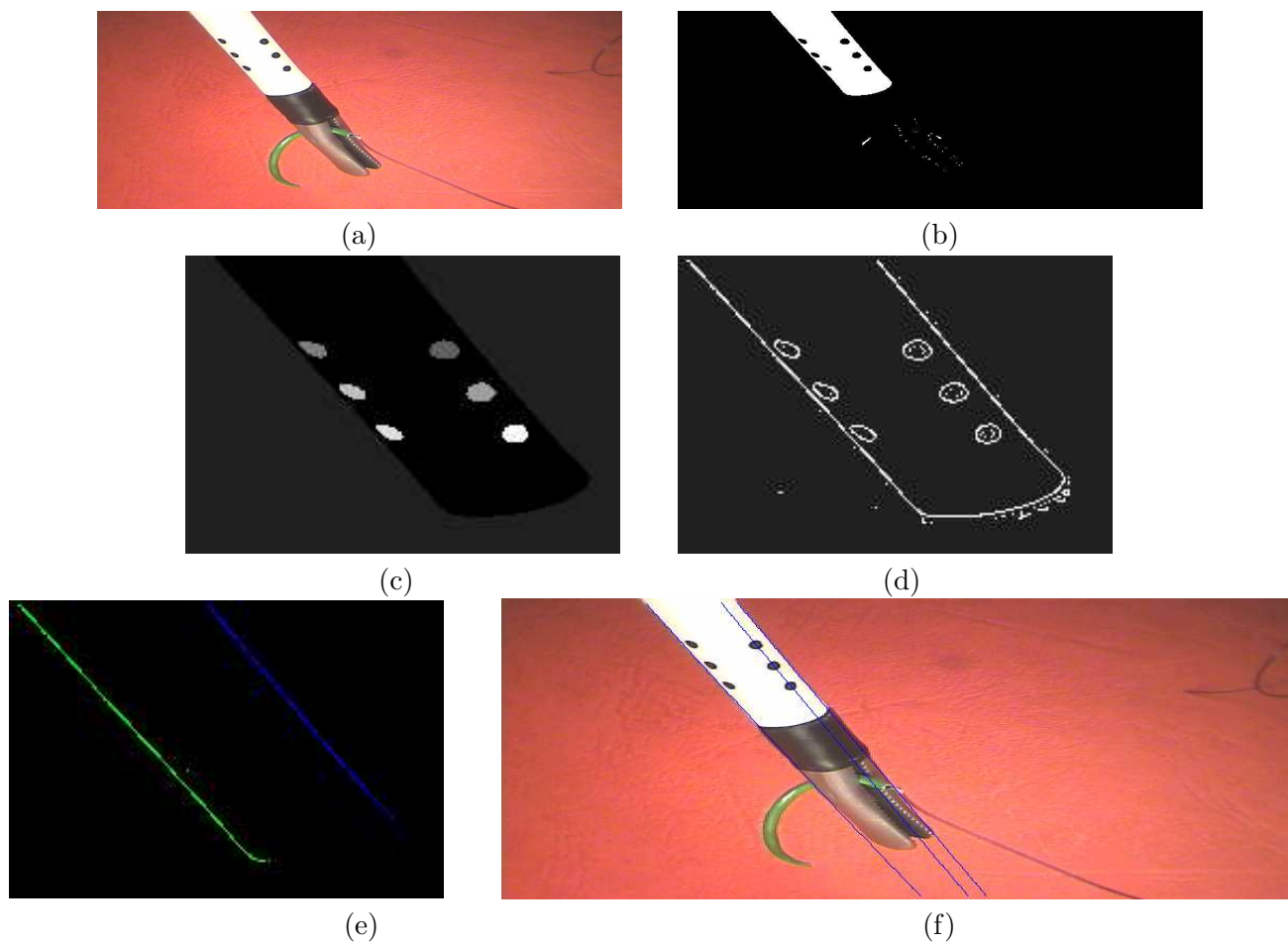


Fig. 4.18: Etapes de la segmentation de l'instrument. (a) image originale de laboratoire, (b) image binaire après seuillage de la composante I, (c) marqueurs après classification, (d) contours obtenus par filtrage de Sobel, (e) contours conservés sur le pourtour de la zone blanche et classifiés par rapport au triplet de marqueurs, (f) droites approchantes après estimation robuste (les droites ont été distordues pour l'affichage).

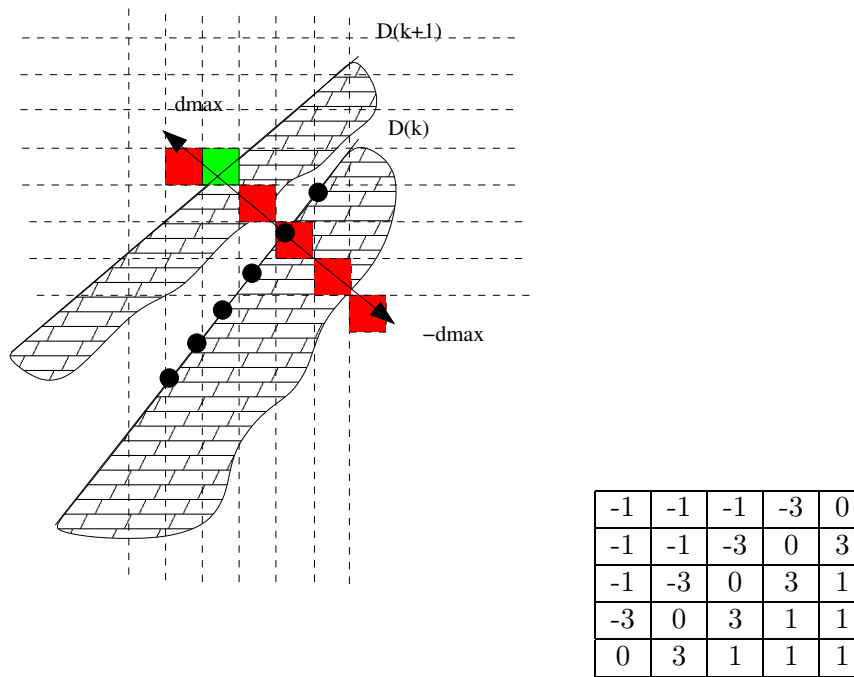


Fig. 4.19: A gauche les droites images aux instants t et $t+1$. La droite $D(k)$ est échantillonnée. Pour chaque échantillon le nouveau contour est recherché dans la direction normale à $D(k)$. Le masque 5×5 utilisé pour les contours orientés à 45° est donné à droite. Les pixels rouges indiquent les pixels testés, le pixel vert correspond à la nouvelle position trouvée.

est de limiter les opérations de détection de contours à un nombre réduit de pixels. Elle est applicable pour tous les contours, même non rectilignes. La mise en pratique est inspirée de celle proposée par Marchand *et al.* [MC02]. Soit $D(k)$ la droite (ou le segment de droite) au pas k . $D(k)$ est échantillonnée régulièrement. Pour chaque échantillon j , le nouveau contour est recherché dans la direction normale à $D(k)$ et à une distance algébrique d dans l'intervalle $[-d_{max}, d_{max}]$. La recherche s'effectue en utilisant un masque de convolution de taille 5×5 correspondant à la direction de $D(k)$. La convolution du masque avec l'image $I(k+1)$ produira une réponse maximale lorsque le masque sera placé sur un contour orienté comme $D(k)$. Seize masques M_θ sont disponibles correspondant à des angles $\theta = \lambda \frac{\pi}{8}$, $\lambda \in [0, 15]$. Le masque est déplacé dans la direction θ dans l'intervalle de distance $[-d_{max}, d_{max}]$. Le pixel $P_j(k+1) = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}$ retenu est celui pour lequel la réponse du filtre

$$C(x, y) = I(x, y) * M_\theta \quad (4.11)$$

est maximale, à condition que $C(x, y) > T$, où T est un seuil fixé en fonction de l'amplitude du gradient en $P_j(k)$ (voir figure 4.19).

En procédant de cette manière, on obtient une nouvelle liste de pixels $P_j(k+1)$ qui peuvent être approchés par une droite en utilisant un algorithme de type "least median of squares". Cette opération permet à la fois de rejeter les pixels erronés et de repositionner des points sur tout le contour par ré-échantillonnage. En effet, même en l'absence de bruit, si on se sert des pixels $P_j(k+1)$ comme points de départ pour la recherche de nouveaux contours, on risque de concentrer peu à peu tous les pixels à une extrémité de la droite comme le montre la figure 4.20.

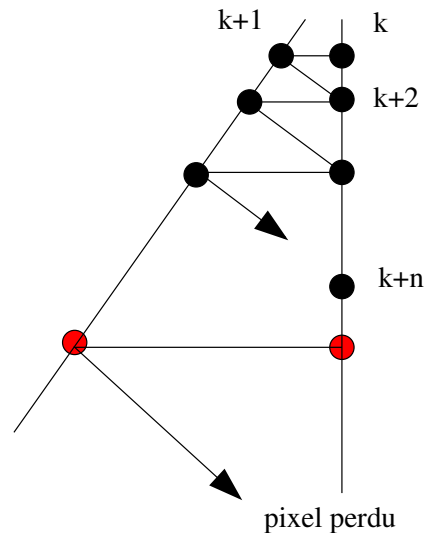


Fig. 4.20: Déplacement des pixels pour une droite oscillant entre deux positions en l'absence de ré-échantillonnage. Les pixels se concentrent à une extrémité de la droite et finissent par être perdus.

Suivi des marqueurs circulaires

Pour l'application de suivi robotisé que nous envisageons, les régions de disparition et d'apparition des marqueurs peuvent être simplement estimées à partir des positions de consigne de l'instrument par rapport à la caméra, à condition que l'erreur de suivi de la trajectoire soit faible. Nous proposons donc de procéder de la façon suivante. Dans une phase d'initialisation, la segmentation de l'instrument est réalisée complètement, l'instrument étant immobile. Le suivi de trajectoire débute ensuite. A chaque pas, on calcule la projection dans l'image des marqueurs de l'instrument dans la position de consigne. On utilise ensuite la position de consigne courante des marqueurs dans l'image et la consigne précédente pour déterminer une direction de recherche. Si un marqueur est invisible dans la position de consigne courante ou dans la position de consigne précédente, il n'est pas recherché dans l'image. Si un marqueur est visible pour les deux consignes, on recherche les pixels d'intensité inférieure à un seuil fixé à partir de la position de consigne courante et dans la direction de la consigne précédente (voir figure 4.21). Lorsqu'un tel pixel est détecté, une croissance de région est réalisée sur la composante I en utilisant un seuil supérieur identique à celui utilisé pour la segmentation des marqueurs circulaires dans le traitement "lent". Il est possible qu'un des marqueurs recherchés ne soit pas trouvé, en raison de problèmes liés à la qualité de l'image (spécularités, ombres, etc.) ou parce que l'erreur de suivi est importante. Si le nombre de marqueurs trouvés devient inférieur à trois, le système robotique est stoppé et le bloc de traitement d'image entre à nouveau dans sa phase d'initialisation. De cette façon, on évite une augmentation de l'erreur de suivi qui peut conduire dans certains cas à des comportements instables du robot.

Avec cette méthode de suivi, les temps de traitement des images peuvent être réduits à 60ms ce qui devient raisonnable pour une application d'asservissement visuel. Outre la diminution des temps de calcul, la mise en place de ce suivi permet également de filtrer l'extraction des indices visuels des images. Par conséquent, les mouvements importants pouvant être créés par des erreurs de segmentation (mauvaise approximation des contours apparents, erreur sur une des zones de marquage, etc.) seront évités, ce qui est positif pour la sécurité du système.

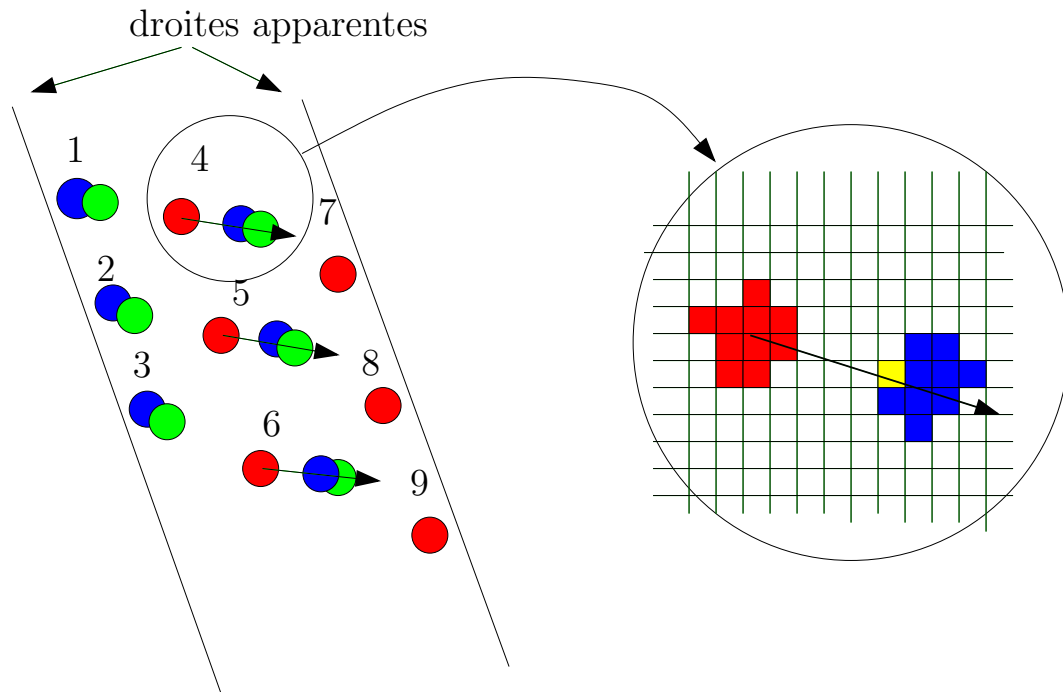


Fig. 4.21: Méthode de suivi des marqueurs circulaires dans le cas d'une rotation de l'instrument autour de son axe. Les droites apparentes réelles et de consigne sont identiques. En rouge, les marqueurs dans la position de consigne courante; en vert, les marqueurs dans la position de consigne précédente et en bleu les marqueurs dans la position courante de l'instrument. Seuls les marqueurs 4, 5 et 6 sont visibles pour la consigne courante et précédente. Ils sont recherchés dans la direction des vecteurs reliant le centre du marqueur dans la position désirée courante et le centre du marqueur dans la position désirée précédente avec une distance maximale fixée. Cette direction est donnée par les flèches noires. Sur la partie droite du schéma le pixel jaune est le pixel graine à partir duquel a lieu la croissance de région.

4.4.7 Conclusion

Les méthodes proposées pour la segmentation, la détection et l'extraction des indices visuels nécessaires à la reconstruction de la pose de l'instrument et de l'aiguille s'articulent autour du schéma suivant. L'instrument et l'aiguille sont d'abord détectés à l'aide de la colorimétrie. La couleur est utilisée pour l'aiguille, tandis que la luminance sert à segmenter l'image de l'instrument. Dans une deuxième phase, ce sont les propriétés géométriques qui sont utilisées comme base de recherche : l'ellipse image du squelette de l'aiguille et les droites apparentes de l'instrument. Dans un troisième temps, ces propriétés géométriques sont incluses comme des contraintes à satisfaire pour l'extraction des indices visuels à l'aide de méthodes classiques d'approximation robuste. L'approche utilisée est donc de type "bottom-up", puisque la connaissance des objets n'est pas le point de départ de la segmentation des images.

La segmentation de l'aiguille est délicate en raison des transitions continues entre le vert de l'aiguille et le rouge du fond. Développer des techniques de segmentation couleur plus fines n'est cependant pas une solution permettant d'améliorer de façon significative la détection de l'aiguille. En effet, après le passage dans les tissus, l'aiguille risque d'être tâtée et une segmentation robuste de l'aiguille passe alors par une approche "top-down" prenant en compte la forme de l'aiguille. Pour cela, les techniques basées sur les contours déformables paramétriques sont certainement à explorer. Toutefois, les différentes formes que peuvent prendre les contours de l'image de l'aiguille et les points de discontinuité de leur courbure (pointe, extrémité côté fil) doivent pouvoir être pris en compte. Nous n'avons pas approfondi la segmentation basée contour dans cette direction, mais cela pourrait être une de nos pistes de recherche.

4.5 Méthodes de reconstruction des informations métriques 3D

Dans cette section, nous traitons la reconstruction des informations 3D qui nous intéressent à partir des indices visuels extraits des images endoscopiques. Nous montrons en particulier comment reconstruire la pose du porte-aiguille par rapport à la caméra et comment estimer les paramètres de saisie de l'aiguille. Les méthodes que nous proposons sont basées sur l'utilisation d'un algorithme de minimisation de l'erreur de reprojection des indices visuels dans les images endoscopiques appelé asservissement visuel virtuel.

4.5.1 Etalonnage de la caméra

L'obtention de données métriques à partir des indices visuels extraits des images nécessite de disposer d'un modèle de la projection de l'espace 3D vers l'image 2D réalisée par la caméra. L'obtention de ce modèle et de ses paramètres nécessite une procédure d'étalonnage.

L'objectif de l'étalonnage est d'identifier les paramètres intrinsèques de la projection perspective réalisée par l'ensemble complet d'imagerie utilisé : l'optique endoscopique, la caméra et la carte d'acquisition vidéo. Les paramètres du modèle obtenus ne seront ensuite valables qu'avec le matériel utilisé pour l'identification dans les conditions de l'identification. Il ne sera donc pas possible de modifier a posteriori la mise au point (focus), le zoom de la caméra ou de faire tourner l'endoscope autour de son axe. Par ailleurs, afin de diminuer les temps d'acquisition des images et les effets de flou de bouger, nous utilisons uniquement les trames impaires de la caméra et l'étalonnage doit être effectué sur cette trame.

De nombreux modèles ont été proposés pour représenter mathématiquement la projection de l'espace 3D vers l'image bidimensionnelle réalisée par une caméra. Le modèle le plus simple, dit modèle "trou d'aiguille" n'a qu'un seul paramètre, appelé distance focale du système. Les modèles les plus complexes prenant en compte les défauts des systèmes optiques peuvent avoir plus d'une dizaine de paramètres.

La première phase de l'étalonnage consiste à choisir un modèle adapté à la tâche à réaliser. Pour la reconstruction de données métriques, un modèle fin du système de vision est nécessaire. Les paramètres de grandissement dans les deux directions de l'image, la position du centre optique du système dans les images et l'angle entre les axes du capteur devront être pris en compte (5 paramètres au total).

Les systèmes de vision endoscopique classiques offrent des champs de vue grand angle aux chirurgiens. Malheureusement, cette caractéristique introduit des distorsions radiales et tangentielles importantes dans la projection, comme le montre la figure 4.1. Les effets de la distorsion sont surtout importants sur les bords de l'image, mais comme les instruments de chirurgie passent sur les bords des images, il n'est pas possible de n'utiliser que le centre des images. La distorsion doit donc absolument être prise en compte dans la modélisation du système, comme l'ont montré de nombreux travaux visant à des applications de réalité augmentée (Mourgues [MCM02], De Buck [BCG⁺01], Feuerstein [FWBN05]) pour lesquels des objets virtuels doivent être projetés dans les images endoscopiques.

Une fois qu'un modèle a été déterminé, une méthode et un algorithme d'étalonnage doivent être choisis. Les méthodes d'étalonnage photogrammétrique [Fau93] peuvent être envisagées [BCG⁺01] mais elles nécessitent une mire 3D de structure connue et un appareillage complexe. Les méthodes d'auto-calibrage [LF97] ne permettent pas d'obtenir tous les paramètres nécessaires et sont peu robustes. Nous nous sommes donc naturellement orientés vers des méthodes d'étalonnage de type "hand-eye calibration" utilisant plusieurs images d'une cible plane.

Nous utilisons un damier constitué de carrés de 4mm de côté dont les coins servent d'indices visuels. Le damier est placé dans plusieurs positions et orientations quelconques devant la caméra. Les coins sont extraits de façon semi-automatique des différentes images acquises et servent de données pour l'algorithme d'étalonnage. Nous utilisons les algorithmes de la toolbox Matlab de J.Y. Bouguet [Bou]. Ceux-ci sont basés sur la méthode de Zhang [Zha99] et ils permettent d'obtenir :

- les 5 paramètres intrinsèques classiques (grandissement G_x, G_y , position du centre optique dans l'image C_x, C_y et angle entre les axes du capteur α_c),
- les paramètres de distorsion jusqu'à l'ordre 6 et
- les paramètres extrinsèques (rotation et translation entre la caméra et la mire) pour chaque image utilisée pour l'étalonnage.

Pour les systèmes optiques que nous utilisons, les résultats des étalonnages montrent que les paramètres de distorsion estimés ne sont pertinents que jusqu'à l'ordre 4. De même l'angle entre les axes du capteur peut être considéré comme égale à $\frac{\pi}{2}$ pour les caméras que nous utilisons.

Même un modèle d'ordre élevé ne peut pas prendre en compte des défauts locaux, qu'ils soient optiques ou électroniques. Puisque le modèle du capteur reste imparfait, il est souhaitable d'estimer les paramètres du modèle autour du point de fonctionnement du système. Nous avons donc placé la mire devant la caméra endoscopique à des distances réalistes, *i.e.* entre 5 et 20 cm devant l'extrémité du tube endoscopique. Afin que l'information soit suffisamment riche, la mire doit également couvrir une zone maximale de l'image.

Une fois l'étalonnage terminé, on peut simplement déterminer la qualité du modèle et des paramètres obtenus en utilisant des images de la mire n'ayant pas servi à la procédure d'étalonnage. Pour chacune de ces images et des paramètres intrinsèques estimés on peut calculer les poses correspondantes de la mire par rapport à la caméra et reprojeter les indices visuels de la mire dans l'image. L'erreur mesurée dans l'image entre les indices extraits et les indices reprojétés donne une estimation de la qualité de l'étalonnage valable pour la pose de la mire.

Les résultats des étalonnages réalisés montrent que l'erreur moyenne de reprojektion est de l'ordre de 0,3 pixels et que les erreurs maximales sont inférieures à un pixel, ce que nous avons considéré comme acceptable, un pixel correspondant à peu près à 0.1 mm pour un objet placé

à 10 cm de l'extrémité de l'endoscope.

Passage du repère de l'image au repère du capteur

Avec le modèle choisi pour la caméra, la transformation entre un point P de coordonnées $(X, Y, Z)^T$ dans le repère \mathcal{F}_C de la caméra placé au centre optique et le point image de coordonnées (u, v) s'écrit de la façon suivante :

- Projection du point dans le plan du capteur

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} = \frac{1}{Z} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} \quad (4.12)$$

- Distorsion optique des points dans le repère du capteur. Soit r la distance du point au centre optique : $r^2 = x^2 + y^2$.

$$\begin{bmatrix} x_d \\ y_d \end{bmatrix} = (1 + kc(1)r^2 + kc(2)r^4) \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

$kc(1)$ et $kc(2)$ sont les coefficients de distorsion radiale.

- Passage du repère du capteur au repère de l'image. C'est ici qu'intervient la carte d'acquisition qui définit la taille de l'image en nombre de pixels et donc la taille d'un pixel par rapport aux éléments CCD :

$$\begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} G_x & 0 & C_x \\ 0 & G_y & C_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_d \\ y_d \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.14)$$

(C_x, C_y) est la position du centre optique dans l'image exprimée en pixels, G_x et G_y sont les grandissements selon les axes x et y .

A partir de la connaissance du modèle, il est possible de remonter de la position d'un indice visuel dans l'image donnée par (u, v) à la position de cet indice dans le repère du capteur, donnée par (x, y) .

Dans toute la suite de cette section consacrée aux reconstructions, nous supposons que les indices visuels extraits des images ont été exprimés dans le repère lié au capteur. Les opérations de reconstruction consistent alors à obtenir les positions réelles (X, Y, Z) à partir de (x, y) .

4.5.2 Reconstruction de pose indépendante

Lorsque l'aiguille n'est pas tenue par le porte-aiguille, la reconstruction de la pose de chacun des instruments doit être effectuée séparément. A partir de l'ellipse image, il est possible d'obtenir deux poses pour le cercle supportant l'aiguille (5 DDLs reconstruits). La position du centre de l'aiguille est identique pour ces deux poses, mais l'orientation est différente (voir les travaux de Dhôme et Richetin [DRLR90]). Des données supplémentaires sont nécessaires pour lever l'indétermination. Cette information peut être apportée soit par un mouvement connu de la caméra (dans l'esprit de ce que proposent Taylor *et al.* pour estimer la profondeur dans les images endoscopiques [TFE+95]), soit par l'utilisation de deux caméras dont la position relative est connue (vision stéréoscopique), soit par un mouvement connu de l'aiguille. La dernière solution n'est pas envisageable puisque l'aiguille n'est pas commandée. La première peut s'appréhender de différentes façons : si l'endoscope est tenu par un bras robotique, le mouvement peut être mesuré à l'aide des codeurs donnant la position des axes ; si le mouvement de l'endoscope ne

peut pas être mesuré directement, il faut disposer d'un objet connu dans la scène pour l'estimer. Si l'aiguille et l'instrument sont visibles simultanément, l'instrument peut servir de référence pour estimer le mouvement de la caméra et ainsi obtenir l'unique pose valide de l'aiguille.

La pose de l'instrument peut être calculée à partir des droites apparentes et d'un point connu à la surface du cylindre. Le calcul est alors direct et une solution analytique existe (voir annexe D.2). Avec les marquages utilisés, on dispose, sauf en cas d'occultation, de trois à six points dont la position est connue. Cette redondance d'information peut être utilisée pour améliorer la précision de l'estimation de la pose.

Nous ne traitons pas plus en détail le problème de la reconstruction de la pose d'une ellipse qui a été résolu par ailleurs [DRLR90]. Pour notre application, nous ne chercherons pas à déterminer la pose de l'aiguille lorsqu'elle n'est pas tenue par le porte-aiguille.

Dans la suite de ce chapitre, nous considérerons que l'aiguille est tenue dans le porte-aiguille, et nous nous intéresserons à l'estimation de la pose du porte-aiguille seul et à la reconstruction des paramètres de saisie, c'est-à-dire la pose relative du porte-aiguille et de l'aiguille.

Le problème de l'estimation de la pose d'un objet à partir d'une image peut être vu comme la minimisation de l'erreur entre les informations de l'image (l'observation) et la projection dans l'image des objets à la pose estimée, que nous appellerons erreur de reprojection. Ce problème de minimisation peut alors être traité en utilisant des méthodes non-linéaires classiques et des algorithmes numériques itératifs, comme la méthode de Newton-Raphson, ou les algorithmes habituellement utilisés pour les problèmes de moindres carrés non-linéaires comme ceux de Newton-Gauss ou Levenberg-Marquardt. Cependant, ces algorithmes ont souvent des minima locaux qui empêchent la convergence vers les minima globaux. Marchand et Chaumette [MC02] ont proposé d'utiliser le formalisme des asservissements visuels pour résoudre les problèmes d'estimation de pose en développant un processus de minimisation non-linéaire itératif appelé "asservissement visuel virtuel" (VVS pour Virtual Visual Servoing²). Dans la section suivante, nous expliquons les principes du VVS et nous présentons son adaptation pour prendre en compte les contraintes de saisie dans l'estimation de pose.

4.5.3 Principes de l'asservissement visuel virtuel VVS (Marchand et al.)

Les asservissements visuels (réels) sont une technique utilisée en robotique pour commander la position d'une caméra attachée à l'effecteur d'un robot, par rapport à un objet, en utilisant l'image fournie par la caméra. L'image de l'objet à la position désirée est donnée comme référence et est comparée avec l'image courante pour déterminer la vitesse à appliquer à l'effecteur pour faire converger le système vers la position de consigne. Sur cette base, plusieurs stratégies de commande ont été proposées et parmi celles-ci, la commande basée image, également appelée commande 2D. L'intérêt de cette méthode est qu'elle ne nécessite pas le calcul de la pose de l'objet par rapport à la caméra, ni à la position de consigne, ni le long de la trajectoire parcourue par la caméra². Au lieu de reconstruire la pose, on estime une matrice appelée matrice d'interaction ou jacobien image, notée L_s ici, qui relie la vitesse de la caméra à la vitesse de l'objet dans l'image. Si les indices visuels sont notés $s(r)$ où r est la pose de l'objet par rapport à la caméra (c'est-à-dire position T_{co} et rotation R_{co}) et s est de dimension n , on a :

$$\dot{s}(r) = L_s {}^c\Omega_{c/o}^C = L_s \begin{pmatrix} {}^cV_{c/o}^C \\ {}^c\omega_{c/o} \end{pmatrix} \quad (4.15)$$

où ${}^c\Omega_{c/o}^C$ est le torseur cinématique de la caméra par rapport à l'objet exprimé à l'origine du repère de la caméra (voir figure 4.22).

² Il peut être nécessaire d'estimer la profondeur de l'objet, mais une estimation grossière, qui ne peut pas être considérée comme une reconstruction de pose, est en général suffisante.

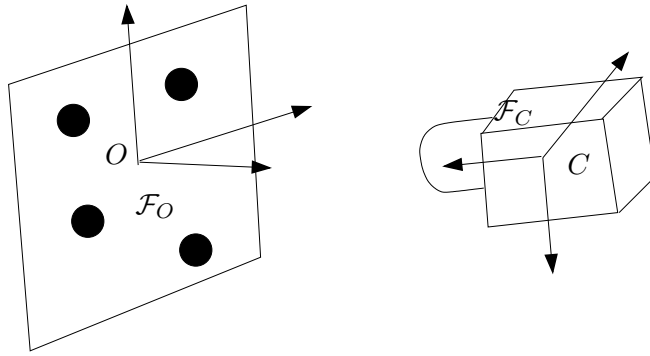


Fig. 4.22: Repères associés à la caméra et à l'objet dans un asservissement visuel.

Le cas des points, par exemple, est assez simple. Si P est un point dont les coordonnées dans le repère de la caméra sont $(X, Y, Z)^T$ et dont la projection perspective dans le plan image est donnée par $p = (x, y)^T = (\frac{X}{Z}, \frac{Y}{Z})^T$, alors la matrice d'interaction qui relie la vitesse du point image $\dot{p} = (\dot{x}, \dot{y})$ au torseur cinématique de la caméra est de dimension 2×6 et s'écrit

$$L_{pt} = \begin{pmatrix} -\frac{1}{Z} & 0 & \frac{x}{Z} & xy & -(1+x^2) & y \\ 0 & -\frac{1}{Z} & \frac{y}{Z} & (1+y^2) & -xy & -x \end{pmatrix} \quad (4.16)$$

et on a

$$\begin{pmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{pmatrix} = L_{pt} \begin{pmatrix} {}^c V_{c/o}^C \\ {}^c \omega_{c/o} \end{pmatrix} \quad (4.17)$$

La matrice d'interaction totale reliant les vitesses des indices visuels dans l'image et le torseur appliqué à la caméra s'obtient simplement en empilant les matrices d'interaction élémentaires associées aux différents indices visuels pris séparément. Par exemple, dans le cas de l'utilisation de quatre points, P_i , on aura $L_s = (L_{pt}(p1)^T L_{pt}(p2)^T L_{pt}(p3)^T L_{pt}(p4)^T)^T$.

L'inverse (ou la pseudo-inverse) de la matrice d'interaction permet alors de calculer le torseur à appliquer à la caméra en fonction de la vitesse désirée des primitives dans l'image. Comme nous l'avons évoqué précédemment, la loi de commande 2D ne requière pas le calcul de la pose de l'objet. Pourtant, on voit dans le cas simple du point (éq. 4.16) que la matrice d'interaction dépend en partie de cette pose (profondeur Z). En pratique, on utilise généralement une estimation \tilde{L}_s de L_s . Nous y reviendrons dans la section suivante.

Une loi de commande possible permettant alors de faire converger l'erreur dans l'image de façon exponentielle vers zéro est la suivante

$$T = -\lambda \tilde{L}_s^+ (s(r) - s_d) \quad (4.18)$$

où T est le torseur appliqué à la caméra, λ le coefficient du correcteur proportionnel et s_d la position désirée des primitives dans l'image. Les mouvements de la caméra peuvent être totalement commandés si la dimension des indices visuels n est supérieure au nombre de degrés de liberté disponibles et si la matrice L_s est de plein rang. Le lecteur intéressé pourra se référer par exemple aux articles de Hutchinson et Corke [HHC96] ou à la thèse de François Chaumette [Cha90].

Une approche légèrement différente consiste à définir une fonction de tâche \mathbf{e} qui est une combinaison linéaire des indices visuels et qui doit être amenée à zéro :

$$\mathbf{e} = C(s(r) - s_d) \quad (4.19)$$

La matrice C qui réalise la combinaison linéaire est appelée matrice de combinaison et elle permet d'obtenir une fonction de tâche de la même dimension que le vecteur de commande T , à partir d'un vecteur d'erreur de dimension supérieure. On a alors

$$\dot{\mathbf{e}} = CL_s T \quad (4.20)$$

à condition que C soit constante et on en dérive la loi de commande

$$T = -\lambda(C\tilde{L}_s)^{-1}\mathbf{e} \quad (4.21)$$

On constate qu'en prenant $C = \tilde{L}_s^T$, qui est un choix courant, on retrouve la loi de commande proposée précédemment (éq. 4.18).

L'idée de l'asservissement visuel virtuel est d'amener une caméra virtuelle, dont la position initiale est fixée et connue, à la même position que la caméra réelle en utilisant l'image fournie par la caméra réelle et le principe des asservissements visuels basés image (2D)³. Dans une première phase l'algorithme est initialisé. La pose de la caméra réelle par rapport à l'objet est estimée grossièrement et sert de pose initiale r_{ini} pour la caméra virtuelle. La position désirée de la caméra virtuelle par rapport à l'objet est celle de la caméra réelle. Elle est donc inconnue (c'est ce que l'on cherche à estimer), mais, en revanche, l'image désirée décrivant s_d est connue : c'est l'image réelle à partir de laquelle on veut estimer la pose de l'objet.

Par projection perspective de l'objet dans la pose r_{ini} , on déduit la position initiale des primitives dans l'image s_{ini} . Après la phase d'initialisation, la partie itérative de l'algorithme est lancée. A chaque pas k , la matrice d'interaction $L_s(k)$ est calculée⁴ et l'équation 4.21 permet d'en déduire le torseur à appliquer à la caméra virtuelle. Ce torseur est appliqué virtuellement et on obtient une nouvelle position de la caméra $r(k)$ qui permet par projection directe d'obtenir l'image courante des primitives $s(r(k))$. Le processus est alors répété jusqu'à ce que l'erreur dans l'image, par exemple définie par $err(k) = \|s(r(k)) - s_d\|_2$ passe en dessous d'un seuil donné. L'inconvénient de ce critère est qu'en cas d'erreur importante sur une des primitives réelles (et donc d'erreur sur s_d), l'algorithme peut ne jamais s'arrêter. On préférera donc un critère d'arrêt relatif comme par exemple $|err(k) - err(k-1)| < \epsilon$ ou $\|T\| < \epsilon$.

La partie importante de ce processus se situe au niveau du calcul de la matrice d'interaction L_s . Un des points forts des asservissements visuels virtuels est de tirer parti de tous les travaux déjà réalisés pour les asservissements visuels réels. En effet, l'expression des matrices d'interaction a été calculée pour des primitives élémentaires (points, droites) mais aussi pour des objets plus complexes comme les cylindres, les cercles ou encore les sphères. On trouvera ces expressions ainsi que les conditions d'utilisation et les positions singulières dans les travaux de Chaumette [Cha90] et Espiau[EC92] notamment.

4.5.4 Comportements des asservissements visuels 2D (réels et virtuels)

Plusieurs points sont à évoquer à propos des asservissements visuels 2D, notamment la stabilité et la convergence vers l'optimum.

Stabilité En utilisant les équations 4.20 et 4.21, on obtient

$$\dot{\mathbf{e}} = -\lambda(CL_s)(C\tilde{L}_s)^{-1}\mathbf{e} \quad (4.22)$$

³ Nous utiliserons la dénomination d'asservissement visuel virtuel donnée par Marchand *et al.*, bien que pour éviter toute confusion il faudrait ajouter le qualificatif 2D

⁴ comme la pose initiale est connue, la matrice d'interaction peut être calculée exactement

On voit que la norme de la fonction de tâche $\|e\|$ diminue à condition que

$$(CL_s)(C\tilde{L}_s)^{-1} > 0 \quad (4.23)$$

Par conséquent, la stabilité n'est garantie que lorsque l'estimation de L_s est assez bonne.

Différents choix sont possibles pour la matrice de combinaison. Pour les asservissements visuels 2D réels on utilise en général la valeur de la matrice d'interaction dans la pose finale (souvent connue, ou calculable), *i.e.* $\tilde{L}_s = L_s(r_{fin})$. Ainsi les propriétés de convergence seront bonnes autour de la position finale. Nous avons fait ce choix pour le suivi de chemin par asservissement visuel qui sera présenté dans le chapitre 5. Dans le cas des asservissements virtuels ce cas n'est bien sûr pas envisageable puisque la pose finale est justement ce que l'on cherche à déterminer.

Une autre possibilité est de calculer la matrice d'interaction à chaque pas. Cela est possible dans les asservissements visuels virtuels puisque la pose à chaque pas doit être calculée. C'est le choix que nous avons fait pour déterminer la pose de l'instrument et de l'aiguille. Toutefois, il faut noter que ce choix ne garantit pas la convergence de l'algorithme, car la condition de stabilité 4.23 n'est valable que si C est constante. En revanche, le comportement sera meilleur que pour le choix suivant.

La dernière possibilité couramment choisie est d'utiliser la matrice d'interaction dans la position initiale, $\tilde{L}_s = L_s(r_{ini})$. Cela est tout à fait possible pour les VVS, mais la convergence n'est garantie qu'autour de la pose initiale. Par conséquent on privilégiera ce choix pour les opérations de suivi, mais pas pour un calcul de pose initial.

Convergence À chaque pas, la direction choisie pour le mouvement de la caméra est celle tendant à minimiser l'erreur dans l'image au sens des moindres carrés. Par conséquent la commande T appliquée à la caméra virtuelle et calculée à partir de l'équation 4.21 se comporte comme une optimisation au sens des moindres carrés et fait donc tendre la pose r vers

$$\arg \min_{r \in \mathcal{SE}(3)} \|s(r) - s_d\|^2 \quad (4.24)$$

Les conditions de stabilité et les zones de convergence ne pouvant pas être établies précisément, il est possible que l'algorithme converge vers des minima locaux ou même qu'il diverge. La pratique a montré que les asservissements visuels 2D sont stables et convergent lorsque la position initiale n'est pas trop éloignée de la position désirée. Ils sont donc utilisés préférentiellement pour des opérations de suivi de cible.

Matrice de pondération Le cadre des asservissements visuels virtuels permet de facilement incorporer un facteur de confiance dans les primitives visuelles en utilisant une matrice de pondération W , usuellement diagonale. On donnera un poids élevé aux éléments du vecteur des primitives image désirées s_d pour lesquels la qualité de l'extraction est bonne. La loi de commande 4.18 est alors réécrite de la façon suivante

$$T = -\lambda(WL_s)^+ W(s(r) - s_d) \quad (4.25)$$

et tend à minimiser $\|W(s(r) - s_d)\|^2$. Dans la position finale de la caméra virtuelle, la projection des objets sera plus proche de l'image réelle pour les éléments ayant un poids important, ce qui est bien le comportement désiré.

4.5.5 Estimation de la pose du porte-aiguille à l'aide des VVS

Les asservissements visuels virtuels peuvent être appliqués directement à l'estimation de la pose de l'instrument. Les primitives images disponibles sont des points p_i , les centres des marqueurs circulaires, dont le nombre peut varier de un à six et les deux droites apparentes d_1 et d_2 . Les droites sont des primitives de dimension 2. Pour réaliser un asservissement visuel, la représentation des primitives doit être non ambiguë. Nous utilisons la représentation classique (ρ, θ) donnant la distance de la droite à l'origine de l'image ρ et l'angle de la normale à la droite θ . Afin d'éviter les discontinuités au niveau de l'origine, on utilisera la distance algébrique, *i.e.* $\rho \in]-\infty, +\infty[$ et $\theta \in [0, 2\pi[$. Pour éviter les discontinuités de θ , les erreurs seront calculées modulo π . Enfin, la direction θ prendra en compte le sens du gradient, de sorte que θ ne soit pas équivalent à $\theta + \pi$. La matrice d'interaction pour cette représentation peut être trouvée dans les travaux de Chaumette [Cha90] et elle est donnée en annexe F.

Pour n marqueurs circulaires visibles, la matrice d'interaction est de dimensions $(2n + 4) \times 6$ et elle a la forme suivante :

$$\begin{pmatrix} \dot{d}_1 \\ \dot{d}_2 \\ \dot{p}_1 \\ \vdots \\ \dot{p}_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_{droite}(d_1) \\ L_{droite}(d_2) \\ L_{pt}(p_1) \\ \vdots \\ L_{pt}(p_n) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} {}^cV_{c/i}^C \\ {}^c\omega_{c/i} \end{pmatrix} \quad (4.26)$$

On rappelle que le repère \mathcal{F}_I est le repère attaché à l'instrument.

Afin de garantir une convergence rapide et une bonne stabilité de l'asservissement visuel virtuel, il est utile d'initialiser l'estimation de pose assez près de la pose réelle. Une pose initiale peut être obtenue par une méthode de reconstruction analytique basée sur les droites apparentes et un point (voir annexe D.2). Dans le cas où au moins cinq points sont visibles il est également possible d'utiliser les méthodes classiques analytiques (méthode de Tsai [Tsa87]) ou numériques (méthode de DeMenthon adaptée à des points coplanaires [ODD96]) de reconstruction de pose à partir de points coplanaires.

Comme les droites apparentes sont obtenues à partir d'un nombre important de pixels des contours apparents et par une méthode d'approximation robuste, il est souhaitable de donner un poids plus important aux droites qu'aux points. En pratique, nous utilisons un poids dix fois plus grand pour les droites que pour les points.

4.5.6 Mesure de la position du trocart

Le calcul des chemins pour l'aiguille nécessite la connaissance de la position du point d'incision Q par rapport aux tissus. Nous proposons ici une méthode pour obtenir sa position par rapport à la caméra endoscopique. Si le modèle des organes peut être obtenu par la caméra, il devient alors possible d'estimer la position du trocart par rapport aux tissus.

Dans les configurations normales de la chirurgie coelioscopique, les points d'incision pour le passage des instruments ne sont pas directement visibles dans l'image endoscopique. En revanche, le porte-aiguille passe toujours par le point d'incision qui est donc le point concourant des axes de l'instrument dans différentes positions. En pratique, les mouvements physiologiques, essentiellement la respiration, font que le point d'incision se déplace légèrement par rapport aux objets fixes de la salle d'opération. Par conséquent, le point d'incision se déplace également par rapport à la caméra endoscopique.

Plusieurs méthodes ont été proposées pour estimer la position du point d'incision. Ortmaier *et al.* [OH00] ont développé une méthode d'estimation en ligne de la distance entre l'effecteur

d'un bras AESOP et le point d'incision en vue de calculer le jacobien inverse et de réaliser la commande de ce manipulateur. Dans le même but, Krupa *et al.* [Kru03] ont proposé une approche basée sur un algorithme de moindres carrés pour estimer en ligne la position du point d'incision par rapport à la base du bras AESOP.

Toutefois, ces deux méthodes utilisent les informations des codeurs du robot et donnent la position du point d'incision dans un repère attaché au robot. Elles ne sont donc pas utilisables dans le cas d'une opération manuelle, et, dans le cas d'une opération robotisée, le recalage entre le robot et le système d'acquisition est nécessaire. En outre, elles nécessitent la connaissance du modèle géométrique du robot. Or nous verrons dans le chapitre 5 que ce modèle est difficile à obtenir précisément. Les estimations de la position du point d'incision sont sensibles aux erreurs de modélisation et les résultats obtenus sont entachés d'erreur. Cependant, la précision est suffisante pour commander un robot à condition qu'il soit muni de capteurs extéroceptifs, ce qui est le cas des applications de Ortmaier et de Krupa.

Nous proposons ici une méthode d'estimation de la position du point d'incision basée uniquement sur l'utilisation de la caméra endoscopique, de sorte qu'elle peut être appliquée aussi bien pour des opérations manuelles que robotisées.

Nous avons vu dans la section précédente qu'il est possible de reconstruire la position 3D de l'instrument par rapport à la caméra endoscopique. En l'absence d'erreur de reconstruction et de mouvement, le point d'incision peut être obtenu en calculant l'intersection des axes de l'instrument dans différentes positions. En pratique, la reconstruction 3D de l'instrument est erronée et les axes reconstruits ne se coupent pas en un point. On recherchera donc le point de l'espace le plus proche des différents axes au sens des moindres carrés des distances à ces axes. Il s'agit d'un problème de moindres carrés non-linéaire qui peut être résolu en utilisant des algorithmes itératifs comme la méthode de Levenberg-Marquardt.

On peut toutefois mettre ce problème sous une forme linéaire. La position 3D de l'instrument dans le repère de la caméra peut être exprimée sous la forme (P, v) , composée d'un point de passage de l'axe de l'instrument $P = (P_x, P_y, P_z)^T$ et d'un vecteur directeur unitaire $v = (v_x, v_y, v_z)^T$ tous deux exprimés dans le repère de la caméra. En l'absence d'erreur de reconstruction, la position du point d'incision ${}^cQ = (Q_x, Q_y, Q_z)^T$ dans le repère de la caméra s'écrit sous la forme

$${}^cQ = P - \lambda v \quad (4.27)$$

où $\lambda \in \mathfrak{R}$.

En multipliant la première ligne de cette équation par v_x , la deuxième par v_y et la troisième par v_z et en sommant les trois équations résultantes, on peut extraire λ

$$\lambda = \frac{-v^T({}^cQ - P)}{v^T v} = -(-Q_x + P_x)v_x + (-Q_y + P_y)v_y + (-Q_z + P_z)v_z \quad (4.28)$$

En introduisant cette expression dans l'équation 4.27 et en isolant les inconnues (Q_x, Q_y, Q_z) , on obtient

$$Y = \Phi^T Q \quad (4.29)$$

avec

$$Y = \begin{bmatrix} P_x - v_x(v_x P_x + v_y P_y + v_z P_z) \\ P_y - v_y(v_x P_x + v_y P_y + v_z P_z) \\ P_z - v_z(v_x P_x + v_y P_y + v_z P_z) \end{bmatrix} \quad (4.30)$$

$$\Phi^T = I_3 - vv^T = \begin{bmatrix} 1 - v_x^2 & -v_x v_y & -v_z v_x \\ -v_x v_y & 1 - v_y^2 & -v_z v_y \\ -v_x v_z & -v_y v_z & 1 - v_z^2 \end{bmatrix} \quad (4.31)$$

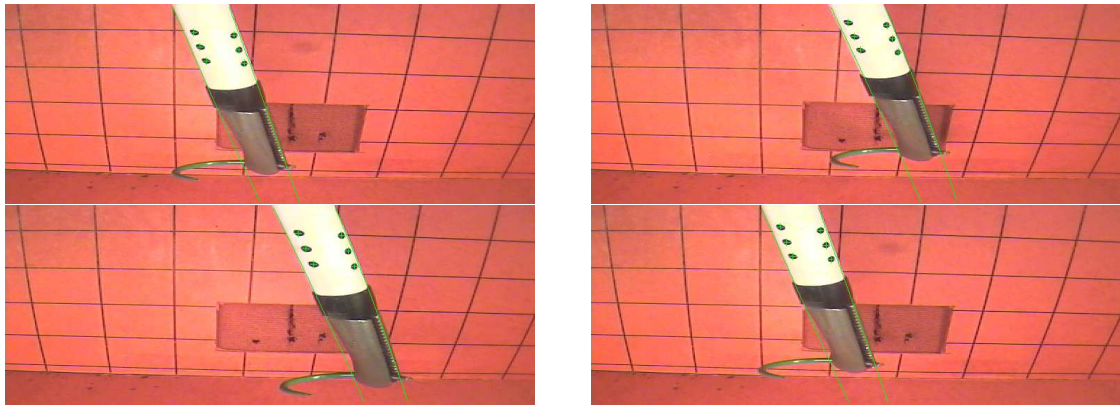


Fig. 4.23: Les images utilisées pour l'estimation 4. En vert la reprojction de l'instrument prenant en compte la position estimée du trocart.

L'équation 4.29 peut être écrite pour chaque reconstruction de la position de l'instrument ce qui conduit au système

$$\underbrace{\begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ \vdots \\ Y_n \end{bmatrix}}_{Y_T(3n \text{ times } 1)} = \underbrace{\begin{bmatrix} \Phi_1^T \\ \Phi_2^T \\ \vdots \\ \Phi_n^T \end{bmatrix}}_{\Phi_T^T(3n \times 3)} Q \quad (4.32)$$

Avec au minimum deux mesures, il est possible de résoudre le problème de l'estimation de Q en utilisant la pseudo-inverse de Φ_T^T

$$\hat{Q} = (\Phi_T^T)^+ Y_T. \quad (4.33)$$

L'estimation obtenue \hat{Q} minimise alors $E^T E$ où l'erreur E vaut $E = Y - \Phi_T Q$. On notera que la quantité minimisée n'est pas la distance des axes au point \hat{Q} .

Cette formulation de l'estimation de Q peut permettre de résoudre le problème en ligne en utilisant une méthode de moindres carrés récurrents comme le proposent Krupa *et al.* [KGD⁺03]. En utilisant un facteur d'oubli, il devient possible d'estimer les variations de la position de Q par rapport à la caméra, qu'elles soient dues aux mouvements physiologiques lents (respiration) ou à des modifications de la configuration de l'intervention (déplacement de la caméra).

Nous avons testé la précision de l'estimation obtenue à partir de 4 reconstructions. L'expérience est menée sur une maquette de laboratoire (voir chapitre 5) et par conséquent le point d'incision ne bouge pas. Pour cela l'instrument est amené manuellement dans 4 positions, où les images endoscopiques sont acquises et traitées automatiquement avec les méthodes de segmentation et de reconstruction présentées dans les sections précédentes (voir figure 4.23). Pour chaque image, on veille à ce que l'instrument soit bien visible dans l'image endoscopique. Pour obtenir une richesse d'information suffisante, l'instrument doit être suffisamment déplacé entre deux images, mais toutes les positions sont "naturelles", c'est-à-dire que la pointe de l'instrument est proche de la zone de suture. Le tableau 4.3 donne les résultats obtenus pour cinq séries de mesures. Les erreurs d'estimation sont de l'ordre de plusieurs millimètres et peuvent parfois dépasser 1cm (cas de l'estimation 4). Elles ne sont donc a priori pas compatibles avec la précision de mesure recherchée (de l'ordre du millimètre).

La figure 4.23 montre cependant que la reprojction de l'instrument avec prise en compte de la position estimée du trocart s'adapte bien aux images réelles. L'erreur commise sur l'estimation n'est donc pas quelconque. En général, les erreurs de reconstruction pour un cylindre sont surtout

estimation	valeur réelle	1	2	3	4	5
position estimée du trocart (mm)	-21.89	-20.4	-21.75	-20.07	-18.65	-21.7
\tilde{Q}	-108.19	-101.5	-108.0	-100.27	-93.6	-106.9
	10.92	11.07	6.29	11.23	14.68	7.17
erreur d'esti- mation en mm $\ Q\tilde{Q}\ $		6.85	4.63	8.13	14.68	3.97
erreur dans \mathcal{F}_R ${}^rQ\tilde{Q}$ (mm)		-3.66	-3.93	-4.22	-5.15	-3.82
		0.0014	0.77	0.036	-0.5	0.45
		5.80	-2.35	6.95	14.52	-0.97

Tab. 4.3: Tableau des erreurs d'estimation de la position du trocart. 1^{ère} ligne : position estimée dans le repère de la caméra. 2^{ème} ligne : norme de l'erreur d'estimation. 3^{ème} ligne : erreur d'estimation exprimée dans le repère \mathcal{F}_R .

importantes sur la profondeur (mauvaise localisation des droites apparentes). De plus, comme les mouvements de l'instrument sont limités, l'estimation de la position du trocart est peu précise dans la direction TQ où Q est la position réelle du trocart et T un point dans la zone balayée par l'extrémité de l'instrument.

Prenons pour point T un point de la surface du tissu, par exemple le point d'entrée désiré E^* (la position exacte du point T n'a pas réellement d'importance). Considérons le repère \mathcal{F}_R centré sur le point d'incision réel Q , avec z_R selon QE^* et x_R selon la direction CP où C est le centre optique du système de vision et P est la projection orthogonale de C sur QE^* (voir figure 4.24). Si notre analyse des erreurs sur l'estimation du trocart est juste, les erreurs commises exprimées dans \mathcal{F}_R doivent être importantes selon x_R et z_R mais faibles selon y_R .

La position du point T dans \mathcal{F}_C vaut $T = (19.17; 19.24; 98.32)^T$. On en déduit les valeurs des erreurs ${}^rQ\tilde{Q}$ dans le repère \mathcal{F}_R qui sont données à la dernière ligne du tableau 4.3. On constate que comme attendu elles restent faibles (inférieures à 1mm) même pour des erreurs importantes de l'estimation complète. Nous verrons dans le chapitre 5 que cette propriété est importante pour la précision de positionnement de l'instrument par asservissement visuel 2D.

4.5.7 Estimation des paramètres de saisie à l'aide des VVS

Comme nous l'avons vu dans le deuxième chapitre, la position de l'aiguille par rapport au porte-aiguille est décrite par quatre paramètres ou deux contraintes. La reconstruction séparée de l'aiguille et du porte-aiguille ne permet pas de prendre en compte ces contraintes. Nous proposons ici de reconstruire simultanément la pose de l'instrument par rapport à la caméra et la pose de l'aiguille par rapport à l'instrument. Le problème est alors la recherche de la pose d'un objet non-rigide, plus précisément un objet articulé, par rapport à la caméra. On notera que le porte-aiguille marqué n'a plus de symétrie, de sorte qu'une prise (ζ, ψ) n'est plus équivalente à une prise $(\zeta + \pi, \psi + \pi)$. Nous chercherons donc la valeur de l'angle ζ dans l'intervalle $[-\frac{\pi}{2}, \frac{3\pi}{2}]$.

La figure 4.25 donne un aperçu des méthodes d'estimation des paramètres de saisie utilisées.

Nous avons décrit précédemment les asservissements visuels 2D comme une méthode de commande de la caméra. Cependant, il est aussi possible de considérer que la caméra est fixe et que c'est le déplacement de l'objet d'intérêt qui est commandé. La loi de commande se calcule de façon similaire, excepté qu'une matrice supplémentaire de transition, M_{co} , reliant la vitesse apparente de l'objet et la vitesse de la caméra doit être introduite :

$$\begin{pmatrix} {}^cV_{c/o}^C \\ {}^c\omega_{c/o} \end{pmatrix} = M_{co} \begin{pmatrix} {}^oV_{o/c}^O \\ {}^o\omega_{o/c} \end{pmatrix} \quad (4.34)$$

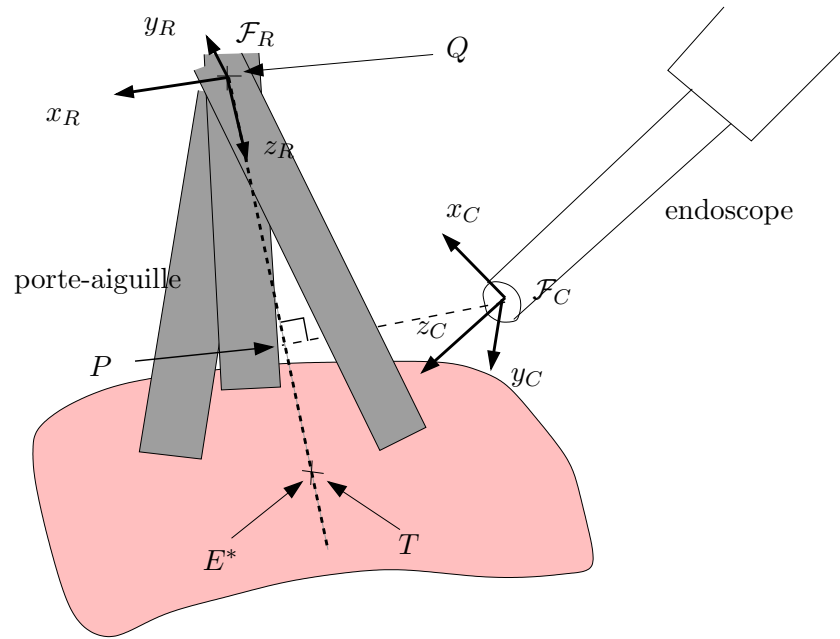


Fig. 4.24: Définition du repère \mathcal{F}_R . Pendant la phase d'estimation de la position du trocart, l'extrémité de l'instrument est déplacée autour du point T (ici E^*). Le repère \mathcal{F}_R est tel que z_R est selon QT , et x_R est parallèle à CP où P est la projection du centre optique du système de vision C sur QT .

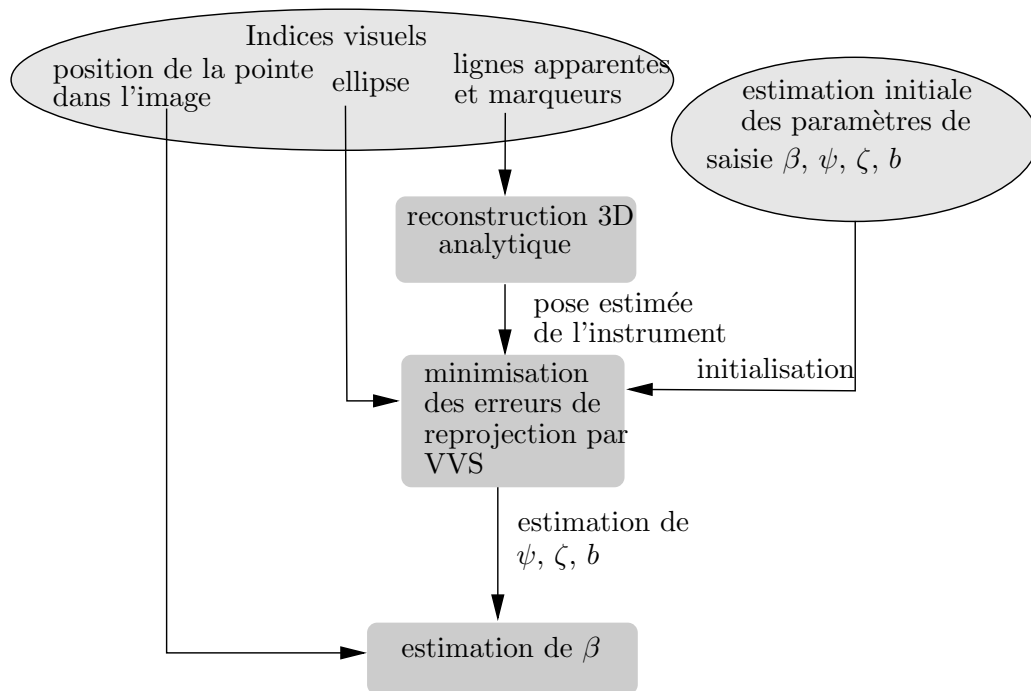


Fig. 4.25: Principe de l'estimation des paramètres de saisie.

avec

$$M_{co} = \begin{bmatrix} -R_{co} & R_{co}\mathbf{AS}(T_{oc}) \\ 0 & -R_{co} \end{bmatrix} \quad (4.35)$$

où $\mathbf{AS} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$ est la matrice antisymétrique associée au vecteur $(x, y, z)^T$:

$$\mathbf{AS}(x) = \begin{bmatrix} 0 & -z & y \\ z & 0 & -x \\ -y & x & 0 \end{bmatrix}$$

Alors la commande s'écrit

$$T = -\lambda \left(W \tilde{L}_s M_{co} \right)^+ W(s(r) - s_d) \quad (4.36)$$

Dans le cas que nous considérons, le vecteur de commande est composé du torseur cinématique appliqué à l'instrument et de la variation des paramètres de saisie, à savoir $\dot{h} = (\dot{\psi}, \dot{\zeta}, \dot{b})^T$. Le paramètre de saisie β n'est pas considéré ici, car il peut être estimé indépendamment en utilisant la pointe de l'aiguille (voir section 4.5.8). Nous traitons donc pour l'instant l'aiguille comme un cercle complet. Les primitives images considérées sont alors :

- n points de marquage p_i ,
- deux droites d_1 et d_2 et
- une ellipse Σ .

Nous utilisons la représentation (ρ, θ) des droites comme pour l'estimation de la pose du porte-aiguille. Plusieurs représentations minimales et non-ambiguës ont été proposées pour les ellipses (*c.f.* le travail de Chaumette [Cha90]). Nous avons opté pour l'utilisation des moments centrés d'ordre 2, notés μ , vecteur de dimension 5.

Pour pouvoir définir la matrice d'interaction globale, nous avons besoin d'exprimer le torseur de l'aiguille par rapport à la caméra en fonction de la variation des paramètres de saisie. On a

$${}^a\Omega_{a/c}^A = \begin{pmatrix} {}^aV_{a/c}^A \\ {}^a\omega_{a/c} \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} R_{ai} & -R_{ai}\mathbf{AS}(T_{ia}) \\ 0 & R_{ai} \end{pmatrix}}_{M_{ai}} {}^i\Omega_{a/i}^I \quad (4.37)$$

et

$${}^i\Omega_{a/i}^I = \begin{pmatrix} {}^iV_{a/i}^I \\ {}^i\omega_{a/i} \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ c\zeta & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\zeta & 0 & 0 \end{pmatrix}}_P \dot{h} \quad (4.38)$$

Finalement, le jacobien complet reliant les variations de la pose de l'instrument et des paramètres de saisie au mouvement des primitives image est de taille $(2n + 9) \times 9$ et a la forme suivante :

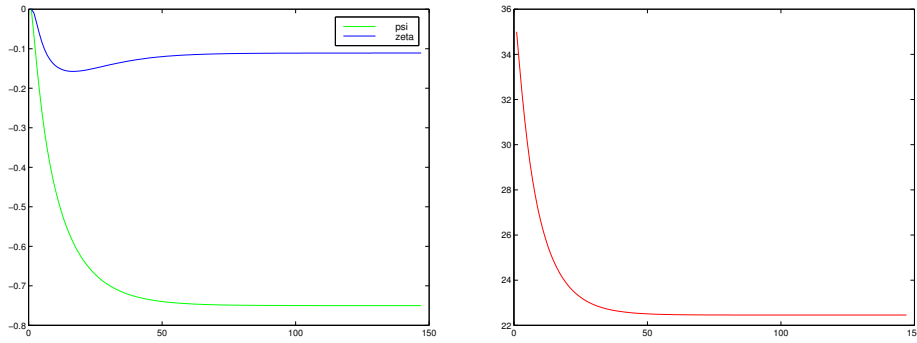


Fig. 4.26: Evolution des paramètres de saisie pendant la convergence du VVS. À gauche les angles de saisie ψ et ζ initialisés à 0 et à droite la position b de l'aiguille dans le porte-aiguille. Une bonne estimation est obtenue après 50 itérations.

$$\begin{pmatrix} \dot{\mu} \\ \dot{d}_1 \\ \dot{d}_2 \\ \dot{p}_1 \\ \vdots \\ \dot{p}_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_{ell} & L_{ell} \\ 0 & L_{droite}(d_1) \\ 0 & L_{droite}(d_2) \\ 0 & L_{pt}(p_1) \\ \dots & \dots \\ 0 & L_{pt}(p_n) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_{ca}M_{ai}P & 0 \\ 0 & M_{ci} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{h} \\ {}^i\Omega_{i/c}^I \end{pmatrix} \quad (4.39)$$

Les expressions des matrices L_{ell} , L_{droite} et L_{pt} sont données en annexe F. La modification des paramètres de saisie n'intervient pas sur l'image de l'instrument. En revanche, le mouvement de l'instrument crée une modification des moments de l'ellipse, ce qui apparaît à travers le bloc L_{ell} .

La prise en compte des contraintes de saisie directement dans la reconstruction de la pose permet également de résoudre le problème de l'unicité de la pose de l'aiguille. En effet, en exprimant la position de l'aiguille par rapport au porte-aiguille à l'aide de b , ψ et ζ , on impose que l'aiguille coupe l'axe de l'instrument. En général, une seule des deux poses possibles du cercle vérifie cette propriété.

Initialisation de l'estimation de pose Comme nous l'avons signalé dans la section précédente, la convergence des asservissements visuels virtuels n'est garantie que si la pose initiale n'est pas trop éloignée de la pose réelle. Afin d'obtenir une estimation initiale, nous reconstruisons directement la pose du porte-aiguille à partir des droites apparentes et d'un point de marquage (*c.f.* annexe D.2), ou à l'aide des points de marquage lorsqu'au moins cinq d'entre eux sont visibles. Les paramètres de saisie sont initialisés pour une saisie normale de l'aiguille, *i.e.* $\psi = 0$ ou $\psi = \pi$, et $\zeta = 0$ ou $\zeta = \pi$. La valeur initiale de b correspond à une position usuelle de l'aiguille dans le porte-aiguille.

Il se peut que l'algorithme converge mal, ce qu'on détecte par une erreur résiduelle importante. Dans ce cas on réinitialise l'algorithme d'estimation avec une valeur différente de ψ . Dans la plupart des cas, l'initialisation de ψ à 0 ou π permet une convergence satisfaisante de l'algorithme.

La figure 4.27 montre la position des indices visuels à l'initialisation de l'algorithme et après convergence. La figure 4.26 montre l'évolution temporelle des paramètres de saisie et de pose de l'instrument.

Comme on utilise l'ellipse image complète, il n'est pas possible de faire à ce niveau la différence entre une prise de l'aiguille définie par (ψ, ζ) et une prise définie par $(-\psi, \zeta + \pi)$.



Fig. 4.27: Image initiale et image finale après convergence de l'algorithme.

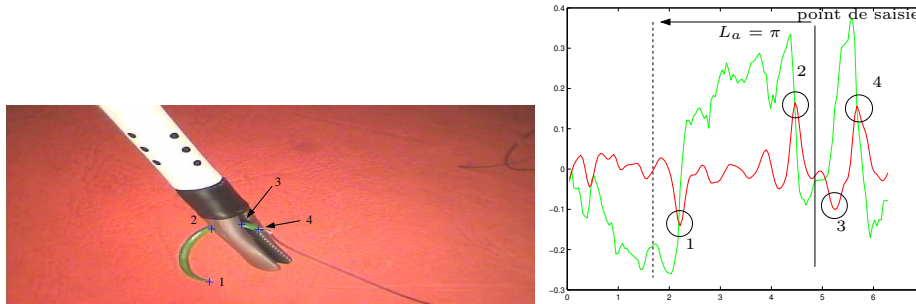


Fig. 4.28: Exemple de sélection de la pointe sur une image de laboratoire. 4 points sont sélectionnés dans l'image à partir des transitions vert/non-vert. Les critères choisis permettent de ne conserver que le point 1.

4.5.8 Levée de l'indétermination et estimation de β

Nous présentons dans cette section une méthode pour lever l'indétermination sur le couple (ψ, ζ) et simultanément déterminer la valeur de β . L'estimation de β peut être obtenue indépendamment des autres paramètres en utilisant l'image de la pointe de l'aiguille.

Nous avons vu dans la section 4.4.4 qu'il y a en général plusieurs points image candidats pour la pointe de l'aiguille. Le choix parmi ces candidats peut être fait en utilisant une heuristique : avant le passage de l'aiguille dans les tissus, l'aiguille est saisie proche de l'extrémité côté fil de l'aiguille, ce qui peut être traduit par $\beta > \frac{\pi}{2}$.

A partir de la reconstruction partielle de la pose relative de l'aiguille et de l'instrument, on peut déterminer la position du point de saisie sur l'aiguille. L'heuristique permet alors de rejeter les candidats pour lesquels l'angle par rapport au point de saisie est inférieur à $\frac{\pi}{2}$. Dans le cas de la figure 4.28, seul le point 1 qui correspond effectivement à la pointe de l'aiguille est conservé.

Un deuxième critère est ensuite utilisé pour déterminer (ψ, ζ) de façon unique et simultanément rejeter d'éventuels candidats restants pour l'estimation de β . Pour cela, on recherche de quel côté de l'instrument se trouve l'aiguille en étudiant la répartition de la quantité de vert le long de l'ellipse image. Dans le cas de la figure 4.28, il apparaît que les pixels verts sont essentiellement situés "à gauche" du point de saisie. On en déduit alors la position de l'aiguille par rapport à l'instrument, ce qui permet de lever l'indétermination sur le couple (ψ, ζ) . De plus, on sait alors que la pointe correspond à une transition du vert vers le non-vert (dans la limite d'un angle π correspondant à la longueur totale de l'aiguille) lorsque l'ellipse est parcourue dans le sens trigonométrique. Cela permet donc également de rejeter les points 2 3 et 4.

Après cette sélection, deux types de points peuvent être conservés : la pointe de l'aiguille et les points apparents de passage de l'aiguille derrière l'instrument. Dans le cas où un seul candidat p pour la pointe a été conservé, il suffit de rechercher l'intersection de la ligne de vue associée Cp avec le plan de l'aiguille. La position sur le cercle supportant l'aiguille du point P obtenu, exprimée par rapport au point de saisie, donne directement la valeur de β . Si plusieurs candidats p_i ont été sélectionnés, en utilisant la même méthode on obtiendra plusieurs valeurs possibles de

β , β_i . Outre la pointe de l'aiguille, les candidats correspondent aux points apparents de passage de l'aiguille derrière l'instrument. Lors d'un mouvement de l'aiguille, la valeur β_i correspondante variera, puisqu'il s'agit d'un point apparent. Au contraire, la valeur correspondant à la pointe doit rester constante. On obtiendra donc simplement une estimation de la valeur réelle de β en filtrant sur plusieurs images les valeurs β_i obtenues.

En utilisant le cadre des asservissements visuels virtuels il est donc finalement possible d'estimer de façon non ambiguë la pose relative partielle de l'aiguille et du porte-aiguille (b , β , ψ , ζ).

4.5.9 Pondérations et filtrage des estimations

Nous avons montré qu'il est possible d'estimer les paramètres de saisie à partir des images endoscopiques en utilisant le formalisme des asservissements visuels virtuels. Toutefois, il est possible et souhaitable de guider la convergence des asservissements visuels virtuels par le choix judicieux d'une matrice de pondération W . Deux critères peuvent être pris en compte. D'une part la qualité de l'extraction des primitives visuelles et d'autre part la visibilité de l'instrument et de l'aiguille. La qualité de l'extraction des primitives peut être estimée à partir des résultats des opérations d'approximation robuste des droites et de l'ellipse. On peut, par exemple, se servir de l'erreur médiane obtenue pour les meilleures estimations.

La visibilité est une notion importante pour déterminer la confiance que l'on peut avoir dans la reconstruction de la pose. Elle est indépendante de la qualité de l'extraction des primitives. On considère sémantiquement que l'instrument est d'autant plus visible que son axe est proche d'être parallèle au plan focal de la caméra et qu'il est proche de la caméra. Au contraire, lorsque le cylindre est éloigné de la caméra on considérera que sa visibilité est faible. Cela se comprend par le fait qu'une délocalisation très faible des contours dans l'image conduit alors à travers le processus de reconstruction, à des erreurs de pose importantes. Il en va de même lorsque les effets perspectifs sont significatifs. Mathématiquement, ce sont les directions relatives des droites $d1$ et $d2$, leur distance et la longueur de l'instrument dans l'image qui traduisent la visibilité. Nous avons donc utilisé les dimensions du trapèze (grande longueur L , petite longueur l et hauteur H) entourant l'instrument pour dériver l'expression suivante :

$$Vis(Inst) = H \frac{l^2}{L} \quad (4.40)$$

Ainsi la visibilité augmente quand la longueur visible de l'instrument H et la largeur du cylindre l augmentent. Mais le rapport $\frac{l}{L}$ qui indique un angle de l'instrument par rapport à la caméra pénalise cette visibilité.

Pour l'aiguille, la définition sémantique est plus complexe. Si on considère le cercle sur lequel est construite l'aiguille, la visibilité est bonne lorsque le plan contenant le cercle est parallèle au plan focal de la caméra et elle devient nulle lorsque ce plan est orthogonal à la caméra. Toutefois, de cette façon on ne rend pas totalement compte de la visibilité réelle de l'aiguille. La figure 4.5.9 illustre le phénomène. On constate sur cette figure que la portion d'ellipse visible affecte la pertinence de la représentation elliptique et par conséquent la confiance que l'on peut avoir dans l'ellipse extraite (voir également la figure 4.13).

Afin de prendre en compte à la fois la visibilité de l'ellipse complète et celle due au positionnement et à la longueur de l'aiguille sur l'ellipse, nous avons utilisé les dimensions de la boîte rectangulaire (bounding box) entourant les squelettes utilisés pour l'approximation. L'expression est la suivante :

$$Vis(aiguille) = \frac{l^2}{L} \quad (4.41)$$

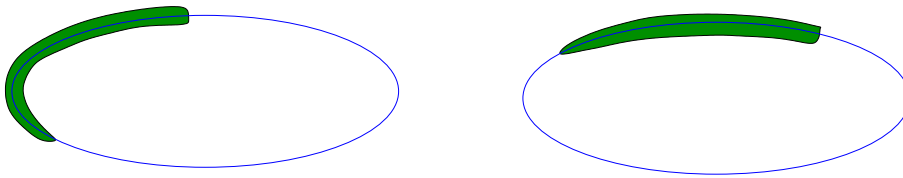


Fig. 4.29: Deux portions d'image de l'aiguille construites sur la même ellipse. Pourtant celle de gauche est plus significative que celle de droite et sa visibilité doit donc être supérieure.

où L est la longueur de la boîte et l la largeur. Lorsque la largeur tend vers 0 ou que le rapport entre largeur et longueur diminue, la partie de l'ellipse visible a une courbure qui tend à être nulle et la visibilité diminue.

Pour une prise d'aiguille "normale", définie par $\zeta = 0$ et $\psi = 0$, il est difficile d'obtenir simultanément une bonne visibilité pour l'instrument et pour l'aiguille, car lorsque le plan de l'aiguille est parallèle à l'image, l'axe du cylindre est orthogonal à l'image, et inversement.

La pondération relative de la visibilité et de la qualité de l'extraction des primitives ainsi que la pondération relative de la visibilité de l'aiguille et de l'instrument sont subjectives. Il nous semble toutefois important de les prendre en compte dans le processus d'asservissement visuel virtuel afin de guider la convergence.

Par ailleurs, tant que l'aiguille est tenue par le porte-aiguille, on considère que la pose relative n'est pas modifiée. On peut donc améliorer l'estimation de la pose relative par des opérations de filtrage sur plusieurs acquisitions. La méthode la plus simple est d'utiliser une moyenne pondérée. Ici encore, c'est le choix des facteurs de pondération qui pose problème. Les critères pouvant guider cette pondération sont la visibilité globale de l'ensemble aiguille - porte-aiguille, que l'on peut définir à l'aide des critères de visibilité présentés précédemment et la qualité de la reconstruction de pose qui peut être estimée à l'aide de l'erreur résiduelle après convergence de l'asservissement visuel virtuel.

4.6 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre des méthodes de traitement d'image permettant de détecter et de segmenter l'aiguille de suture ainsi que le porte-aiguille. Afin d'obtenir une bonne robustesse, une bonne précision d'extraction et de pouvoir réaliser les traitements en temps réel, ces méthodes utilisent des marquages structurants et fréquentiels et des outils de traitements simples. Les solutions que nous avons retenue ont été comparées avec d'autres approches possibles et l'étude présentée donne une base intéressante pour la segmentation d'instruments de chirurgie dans des images endoscopiques. A partir des données image extraites, nous avons montré comment il est possible d'obtenir les informations métriques qui nous intéressent : pose de l'instrument par rapport à la caméra, pose relative de l'aiguille et du porte-aiguille et position du point d'incision dans l'abdomen par rapport à la caméra. L'utilisation de plusieurs images permet de filtrer les estimations. Les paramètres de saisie et la position du trocart peuvent ainsi être obtenues en quelques secondes, et l'instrument peut être extrait en environ 60 ms.

Ce travail est à notre connaissance le premier à proposer la segmentation de petits instruments, comme l'aiguille de suture, dans des images endoscopiques. Nous avons proposé une solution originale pour la mesure de la position relative d'une aiguille de suture circulaire dans un porte-aiguille. Les techniques développées permettent également de reconstruire les 6 degrés de liberté d'un instrument de chirurgie, alors que les travaux menés par ailleurs ne donnent au mieux que 5DDLs. Or, la mesure de la rotation propre de l'instrument ne doit pas être écartée lorsque celui-ci n'est pas totalement symétrique. Enfin, nous avons montré qu'il est possible

d'estimer la position du trocart à partir des seules images endoscopiques d'un instrument de chirurgie.

Chapitre 5

Vers une assistance à la suture en chirurgie laparoscopique manuelle et robotisée

Dans ce chapitre, nous présentons les applications possibles des travaux présentés dans les chapitres précédents dans le cadre de l'aide à la suture manuelle ou robotisée. Nous présentons également les tests de mise en pratique de la planification de chemin pour l'aiguille. Ces tests ont été menés *in vitro* en laboratoire. Les conditions sont donc assez différentes des conditions réelles et correspondent assez bien aux hypothèses de l'étude présentées dans le premier chapitre. Notamment, les mouvements physiologiques, essentiellement dus à la respiration en chirurgie laparoscopique, ne sont pas considérés. Nous supposons également que les tissus sont connus et plans. Il s'agissait ici de tester la faisabilité de la génération de trajectoire et de mettre en avant les difficultés éventuelles afin de cerner les points sur lesquels les efforts doivent porter pour améliorer les apports de ce travail.

Ce chapitre est constitué de la façon suivante :

- Nous présentons tout d'abord comment il est possible d'assister le chirurgien pour une suture manuelle en utilisant des outils de réalité augmentée.
- La **deuxième section** présente une façon d'utiliser l'analyse présentée de le chapitre 2. Nous montrons comment obtenir des paramètres de prise d'aiguille optimaux pour le passage d'aiguille.
- La **section 3** est consacrée à la réalisation semi-automatique du passage d'aiguille. Nous proposons plusieurs méthodes de commande de l'instrument et nous montrons que les asservissements visuels 2D peuvent être envisagés. La réalisation d'un passage d'aiguille robotisé permet de valider, dans des conditions de laboratoire, l'ensemble des méthodes proposées dans les chapitres précédents.

5.1 Assistance à la suture manuelle

Dans le premier chapitre, nous avons évoqué le fait que les limitations visuelles et la difficulté de manipulation ne sont pas les seules causes des problèmes rencontrés par les chirurgiens pour réaliser des sutures en laparoscopie. Il faut y ajouter la difficulté de connaître les mouvements possibles de l'aiguille, c'est-à-dire la cinématique de l'aiguille. La complexité des mouvements autorisés provient en partie des contraintes cinématiques imposées par le passage de l'instrument par le trocart, mais aussi de la position de l'aiguille dans le porte-aiguille et de la position du point d'incision dans l'abdomen par rapport aux tissus à suturer.

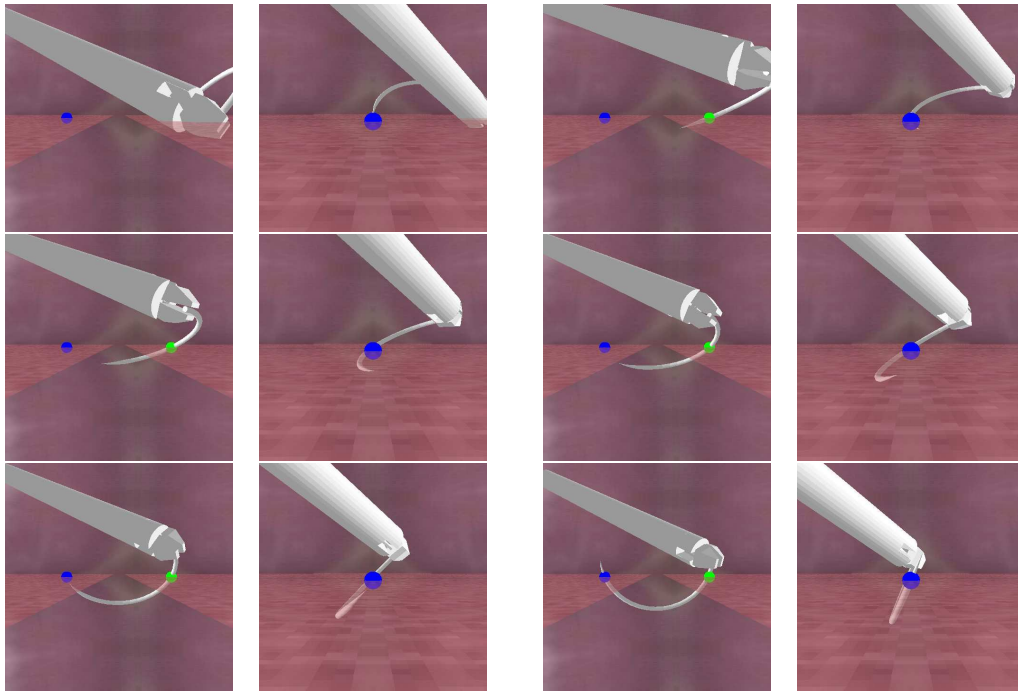


Fig. 5.1: Quelques images du passage de l'aiguille généré dans les conditions suivantes : $\psi = -0.75$, $\zeta = 0.13$, $\beta = \pi$, $T_{oq} = (80, -70, 50)^T$ mm, $d_{ES} = 9.5$ mm.

5.1.1 Chemins de référence pour le passage d'aiguille

Un des intérêts de la méthode de planification de chemin que nous avons proposée est de prendre en compte la cinématique complète du système, ce qu'un chirurgien, même spécialiste de la chirurgie coelioscopique, ne peut pas faire. Il est ainsi possible de planifier des chemins complexes mettant en jeu des mouvements inhabituels en chirurgie ouverte. Les figures 5.1 illustrent le type de chemins qui peuvent être obtenus dans des cas complexes.

Les systèmes de simulation proposant l'apprentissage des gestes de suture estiment la qualité du passage d'aiguille réalisé par l'utilisateur à l'aide de différents critères géométriques : angles de pénétration de l'aiguille dans les tissus, déformations mises en jeu, etc. [OPK⁺99]. Cependant, ces systèmes ne prennent pas en compte les contraintes de la chirurgie laparoscopique qui empêchent d'atteindre les optima pour les divers critères utilisés.

La méthode de planification que nous proposons permet de prendre en compte les contraintes de la laparoscopie. Il est possible de régler l'importance de différents critères (déformation, angles de pénétration) et de fournir des chemins optimaux par rapport à ces critères. Dans le cadre d'un système de simulation destiné à la formation, les chemins planifiés automatiquement peuvent servir de chemins de référence.

5.1.2 Réalité augmentée pour l'aide à la suture

Les systèmes de simulation peuvent devenir des systèmes d'assistance s'ils peuvent être transportés au sein de la salle d'opération. Nous présentons ici quelques outils pouvant facilement être mis en place à partir des solutions proposées dans les chapitres précédents.

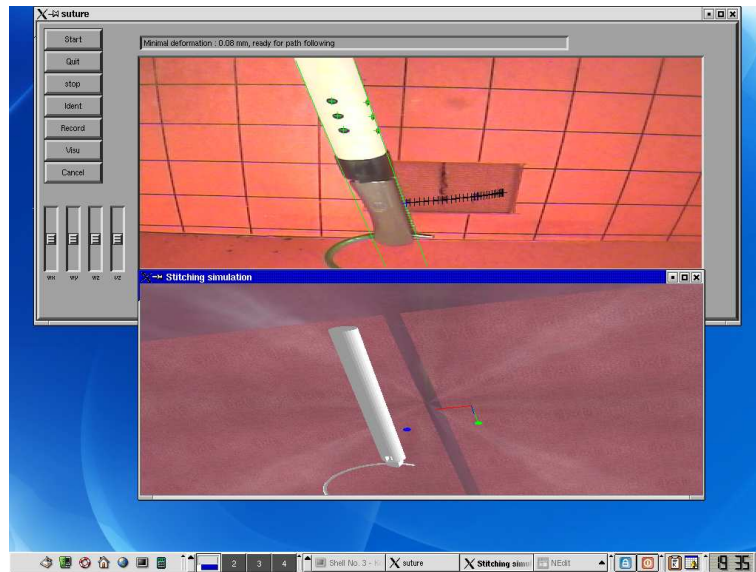


Fig. 5.2: Vue réelle et vue synthétique openGL de la zone opératoire. Le porte-aiguille et l'instrument sont placés par rapport au tissu de façon identique dans les deux scènes.

Affichage d'une scène virtuelle

Pour pouvoir aider le chirurgien à réaliser un passage d'aiguille, il est important que les chemins modèles puissent être fournis avec le même angle de vue que celui dont le chirurgien dispose.

Toutefois, pour que le chirurgien puisse juger la qualité du chemin planifié, il est également souhaitable qu'il puisse naviguer simplement et observer le passage d'aiguille simulé sous d'autres angles de vue.

Nous avons développé un module de simulation permettant de reproduire la scène observée. L'objectif n'était pas de créer un rendu réaliste mais de montrer la faisabilité de la simulation. La figure 5.2 montre qu'à partir d'un modèle 3D des tissus, de la reconstruction 3D de l'instrument, de l'estimation des paramètres de saisie et des paramètres intrinsèques de la caméra, il est possible de créer une vue virtuelle de la zone opératoire identique à la vue réelle.

Affichage des courbes de déformation nulle

A partir de l'étude des positions finales de la section 2.3.2, il est possible de fournir des informations importantes au chirurgien. Après sélection du point de sortie désiré, on peut calculer la courbe de déformation nulle, c'est-à-dire les points d'entrée possibles pour lesquels il est envisageable de trouver un chemin sans déformation. Cette courbe à la surface des tissus peut être affichée directement sur les images endoscopiques (*c.f.* figure 5.3) et être utilisée comme guide pour choisir des points d'entrée lorsque les prises d'aiguille sont complexes. La courbe de déformation nulle peut également être utilisée pour permettre au chirurgien de choisir la position E' du point de l'aiguille au niveau des tissus lorsque la pointe de l'aiguille est en S^* . On peut ensuite imposer une trajectoire Γ en ligne droite entre E^* et E' (voir section 3.5).

Une fois le point d'entrée choisi, il est possible de calculer la déformation minimale pour atteindre le point de sortie. Dans le système actuel, la déformation est fournie à l'utilisateur via une boîte de dialogue. L'utilisateur peut alors décider de valider les points d'entrée et de sortie sélectionnés ou au contraire de choisir d'autres points.

Les outils d'aide à la suture présentés ici sont élémentaires et nous les avons mis en place

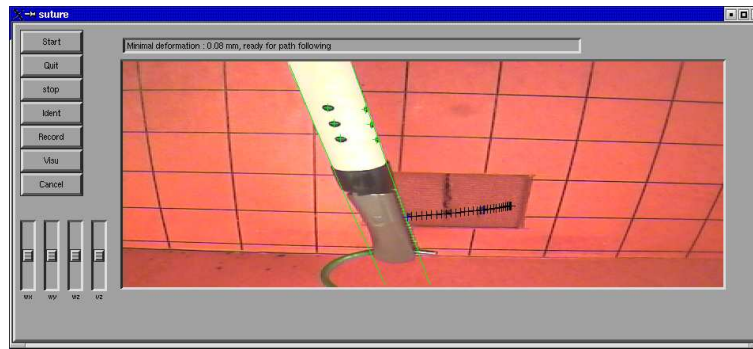


Fig. 5.3: Les croix noires indiquent des points de la courbe de déformation nulle à la surface des tissus.

dans des conditions simples de laboratoire. Toutefois, ils montrent la faisabilité d'une assistance à la suture manuelle basée sur la modélisation cinématique des conditions de la cœlioscopie.

5.2 Résolution de problèmes liés au passage d'aiguille

Les méthodes de planification de chemin permettent de résoudre le problème du passage d'aiguille qui se pose lorsque le trocart, la prise d'aiguille et les points d'entrée et de sortie ont été définis.

L'étude de l'existence de chemins pour des tissus plans et la méthode de planification de chemins présentées dans les chapitres 2 et 3 peuvent être utilisées pour résoudre d'autres problèmes auxquels le chirurgien doit faire face pour réaliser une suture. Dans cette section, nous présentons divers problèmes et des méthodes possibles de résolution complète ou partielle. Certaines de ces propositions sont valables pour toutes les surfaces de tissus à suturer à condition de disposer d'un modèle de celles-ci, d'autres sont valables uniquement dans le cas de tissus pouvant être approchés par un plan autour de la zone de suture.

5.2.1 Des règles simples pour le placement du trocart et la saisie de l'aiguille (cas des tissus plans)

Nous avons vu que l'existence d'un chemin à déformation minimale est liée à l'existence d'un chemin théorique idéal en un point L proche de E^* . Nous avons également montré qu'il existe un chemin théorique idéal si le trocart est placé à l'extérieur d'un cône centré au point d'entrée (L ici) et dont l'angle au sommet vaut :

$$\gamma^* = \arccos(\cos \zeta |\cos \psi|) \quad (5.1)$$

En général, la distance entre E^* et L est faible et on peut donc écrire, avec une petite approximation, qu'il existe un chemin à déformation minimale entre E^* et S^* si les trois conditions suivantes sont vérifiées

- il existe une configuration initiale acceptable,
- il existe une configuration finale acceptable,
- le trocart est à l'extérieur d'un cône d'ouverture γ^* centré en E^*

Il s'agit d'une condition suffisante mais pas nécessaire. De plus, la déformation minimale dépend de la position du trocart.

Cette règle est valable quelle que soit la distance de consigne d_{ES} et pour toute position des mâchoires de l'instrument sur l'aiguille définie par le paramètre β .

Comme nous l'avons évoqué dans la section 2.6.4 du chapitre 2, cette règle est à la fois conservative et restrictive. Mais, combinée avec l'étude du choix de l'azimut du trocart présentée dans la section 2.6.6, il en découle trois principes importants. Pour obtenir de bonnes conditions pour le passage de l'aiguille dans les tissus :

1. il est souhaitable de saisir l'aiguille dans une position aussi proche que possible de la position "normale" définie par $\psi = k\pi$ et $\zeta = 0$,
2. il est souhaitable de positionner le trocart aussi loin que possible de la normale aux tissus au point d'entrée dans les tissus,
3. il est souhaitable que le plan contenant le point d'entrée E^* , le point d'incision Q et la normale aux tissus soit parallèle à l'axe de la lésion à suturer (c'est-à-dire orthogonal à E^*S^*).

Définition de la dextérité pour le passage d'aiguille Durant les procédures de coelioscopie, les chirurgiens rencontrent des difficultés pouvant provenir d'un mauvais placement des incisions dans le corps du patient. Les sites à opérer sont alors difficilement accessibles, ou leur visibilité n'est pas bonne. Pratiquer de nouvelles incisions pour obtenir de meilleures conditions d'opération n'est pas souhaitable, mais cela est parfois inévitable. Usuellement, le placement des incisions est réalisé à partir d'indices anatomiques extérieurs (souvent osseux), qui permettent au chirurgien de prévoir la position des cibles anatomiques internes. Les critères pris en compte pour ce placement sont une bonne accessibilité et une bonne visibilité des cibles, mais les chirurgiens cherchent également à reproduire le positionnement des instruments de la chirurgie ouverte. Notamment, l'endoscope est généralement placé entre les deux instruments.

Le mauvais placement des incisions peut avoir pour origine une mauvaise estimation de la position des zones à opérer par rapport à l'enveloppe visible du patient. Quelques travaux ont été menés pour aider les chirurgiens à positionner les incisions de la chirurgie coelioscopique afin d'améliorer l'efficacité et la qualité des gestes chirurgicaux [LCG⁺01], [CSS⁺03], [FWBN05], [ACM03]. Ces travaux s'appuient sur des modèles anatomiques du patient obtenus par des procédures préopératoires. Plusieurs approches ont été envisagées. Certains travaux laissent le choix du positionnement au chirurgien mais lui permette de visualiser l'effet d'un positionnement par des outils de réalité virtuelle ou augmentée [LCG⁺01], [FWBN05]. D'autres travaux proposent des systèmes d'optimisation de la position des incisions et offrent des solutions qui sont ensuite validées par le chirurgien [CSS⁺03], [ACM03].

Un des travaux les plus approfondis est celui de Adhami et Coste-Manière [ACM03]. Ils proposent une méthode d'optimisation automatique, systématique et simultanée de la position de trois trocarts : deux pour des instruments et un pour l'endoscope. Le travail est destiné à positionner un robot da Vinci pour réaliser un pontage coronarien, mais l'optimisation de la pose du robot est traitée séparément de l'optimisation des incisions et les critères utilisés ne sont pas propres à la tâche proposée : les positions définies pour les trocarts sont donc également valables pour d'autres robots et pour une opération manuelle. La position optimale calculée vérifie des contraintes et minimise un critère défini mathématiquement à partir de conditions décrites sémantiquement. Pour chaque incision a_i associée à un instrument, le critère à minimiser reflète la dextérité de l'instrument aux points cibles et est exprimé sous la forme

$$\delta(a_i) = \sum_j \frac{\alpha(a_i, t_j)}{\alpha_2^c} \quad (5.2)$$

où t_j représente une cible potentielle, c'est-à-dire dans notre cas les tissus à suturer, où α_2^c est une constante liée à la position de l'endoscope mais indépendante de la position de l'incision pour l'instrument et où $\alpha(a_i, t_j)$ est l'angle entre la normale aux tissus et la position de l'incision,

c'est-à-dire l'angle que nous avons appelé γ . Ce critère de dextérité utilisé par Adhami (également retenu par Konietschke [KWOH04]) a été défini sémantiquement par des chirurgiens et traduit en termes mathématiques. On constate que le processus d'optimisation proposé tend à minimiser les angles γ .

Des essais ont été menés avec succès en utilisant les positions optimales calculées par l'algorithme. Mais ces tests ont été réalisés avec le système da Vinci et des instruments ayant au total six degrés de liberté. Les degrés de liberté supplémentaires modifient de façon importante le problème de positionnement et, dans ces conditions, choisir un point d'incision à la verticale des tissus n'est pas réhibitoire.

Toutefois, il nous semble que la définition de la dextérité proposée par Adhami *et al.* n'est pas adéquate pour une tâche de suture en chirurgie cœlioscopique. Nous proposons donc une définition différente de la dextérité dans le cas particulier de la suture. Les deux expressions mathématiques suivantes peuvent être utilisées, selon que l'on exprime la dextérité en fonction de la position du trocart ou des paramètres de saisie de l'aiguille (une bonne dextérité correspond à de petites valeurs de δ) :

$$\delta(Q) = \sum_j az(j) \left(\frac{\pi}{2} - \gamma(j) \right) \quad (5.3)$$

où az est l'angle entre la direction de la lésion dans le plan du tissu, et E^*Q (voir figure 5.4). La sommation est faite sur les différents sites à atteindre si plusieurs sutures doivent être réalisées. Pour une prise d'aiguille normale, lorsque $az = 0$ et que $\gamma \rightarrow \frac{\pi}{2}$ les conditions se rapprochent de celles de la chirurgie ouverte et la dextérité devient maximale.

En fonction de la prise de l'aiguille, la dextérité peut être écrite :

$$\delta(\psi, \zeta) = \frac{1}{|\cos(\psi)| \cos(\zeta)} \quad (5.4)$$

On notera que la dernière équation ne définit pas la prise d'aiguille optimale pour une position donnée du point d'incision mais la prise d'aiguille donnant la meilleure dextérité indépendamment (ou avant) le choix du point d'incision.

5.2.2 Recherche de la prise d'aiguille optimale

Un problème courant se pose lorsque le trocart a été positionné et que les points d'entrée et de sortie sont fixés. On cherche alors la prise d'aiguille adéquate permettant d'atteindre S^* depuis E^* avec la déformation des tissus minimale et autorisant des configurations initiales et finales satisfaisantes, c'est-à-dire pour lesquelles l'angle d'attaque AA défini par l'équation 2.35 est inférieur à une valeur maximale AA_{max} .

Dans le cas de tissus plans, on peut simplement définir la déformation minimale des tissus à partir des données du problème. Si $d_{ES} < 2r_a$, on peut espérer trouver un chemin théorique idéal entre E^* et S^* . Sinon, la déformation minimale est obtenue par la distance entre E^* et le cercle centré en S^* de rayon $2r_a$ et on peut déterminer la position finale du point d'entrée E' correspondant à cette déformation. En pratique, il n'est pas souhaitable que dans la position finale le point de saisie soit trop proche de la surface des tissus, d'une part parce que la saisie réelle n'est pas ponctuelle et d'autre part car il devient difficile de faire sortir la pointe de l'aiguille du côté de S^* . On définira donc un angle β_{nmax} à ne pas dépasser, c'est-à-dire un angle minimal entre le point de saisie et la surface du tissu $\delta\beta = \beta - \beta_{nmax}$. Nous avons choisi $\delta\beta = \frac{\pi}{8}$. La déformation minimale sera alors obtenue par la distance entre E^* et le cercle centré en S^* et de rayon $2r_a \sin \frac{\pi - \delta\beta}{2}$. On peut alors calculer l'angle γ entre la normale au tissu au point E' et la position du point d'incision. On veut savoir pour quels paramètres de saisie il est possible de

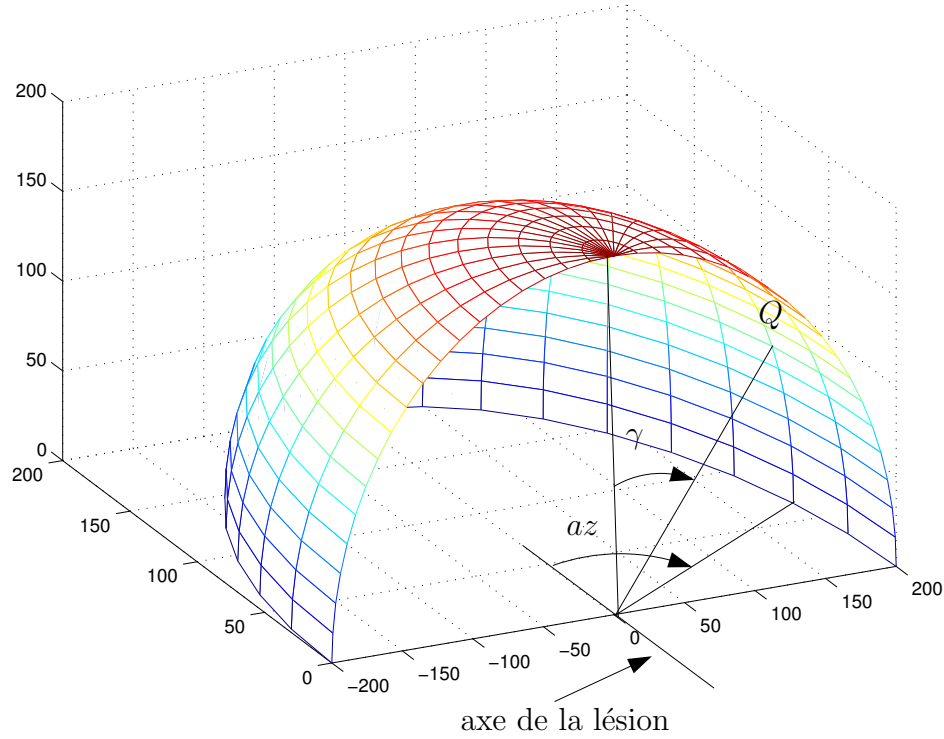


Fig. 5.4: Définition de la position du trocart par rapport à la lésion à suturer.

trouver des positions initiales et finales acceptables ainsi qu'un chemin théorique idéal entre E' et S^* .

Pour cette déformation minimale, il existe un degré de liberté pour la position finale de l'aiguille : la rotation d'angle μ de l'aiguille autour de l'axe $E'S^*$ (voir figure 5.5). On peut imposer une valeur limite μ_{max} au-delà de laquelle l'angle de l'aiguille pour percer le tissu dans la position finale n'est plus acceptable.

Supposons qu'on impose β de sorte que $\beta > \beta_{nmax} + \delta\beta$. Alors, pour chaque valeur de μ , la position de l'aiguille est totalement définie et d'après la propriété 1 de la section 2.1.4, il existe un couple unique (ψ, ζ) permettant de tenir l'aiguille dans cette position. Ce couple peut être calculé en utilisant la méthode proposée dans la section 2.1.4. La prise d'aiguille est alors totalement définie et on peut déterminer s'il existe des positions initiales acceptables comme cela a été expliqué dans la section 2.3.1. Si $\gamma_{sup} < \gamma$, alors le théorème 1 garantit qu'il existe un chemin théorique idéal entre E' et S^* et la prise d'aiguille courante permet donc de trouver un chemin à déformation minimale.

Si $\gamma_{sup} > \gamma$, on ne peut pas directement conclure sur l'existence d'un chemin à déformation minimale. Dans ce cas, on peut utiliser les abaques dont le calcul a été présenté en section 2.5.5.

Lorsque les tissus ne sont pas plans, la recherche de la déformation minimale est plus complexe car elle peut être obtenue pour $\beta_{nmax} \neq \pi - \delta\beta$. Si $\|E'S^*\| < 2r_a \sin \frac{\pi - \delta\beta}{2}$, on peut obtenir une déformation nulle et $E' = E^*$. Dans le cas contraire, il faut rechercher les intersections entre des sphères de rayon $R \in [0, 2r_a \sin \frac{\pi - \delta\beta}{2}]$ et les tissus, et choisir parmi ces intersections celle dont la distance au point d'entrée désiré E^* est minimale. Cette distance peut être définie comme la longueur de la géodésique entre E^* et l'intersection. On peut également demander au chirurgien de choisir le point E' en lui présentant la courbe de déformation nulle à la surface des tissus (voir section suivante).

Une fois le point E' défini, le calcul de la prise d'aiguille optimale se fait de la même manière

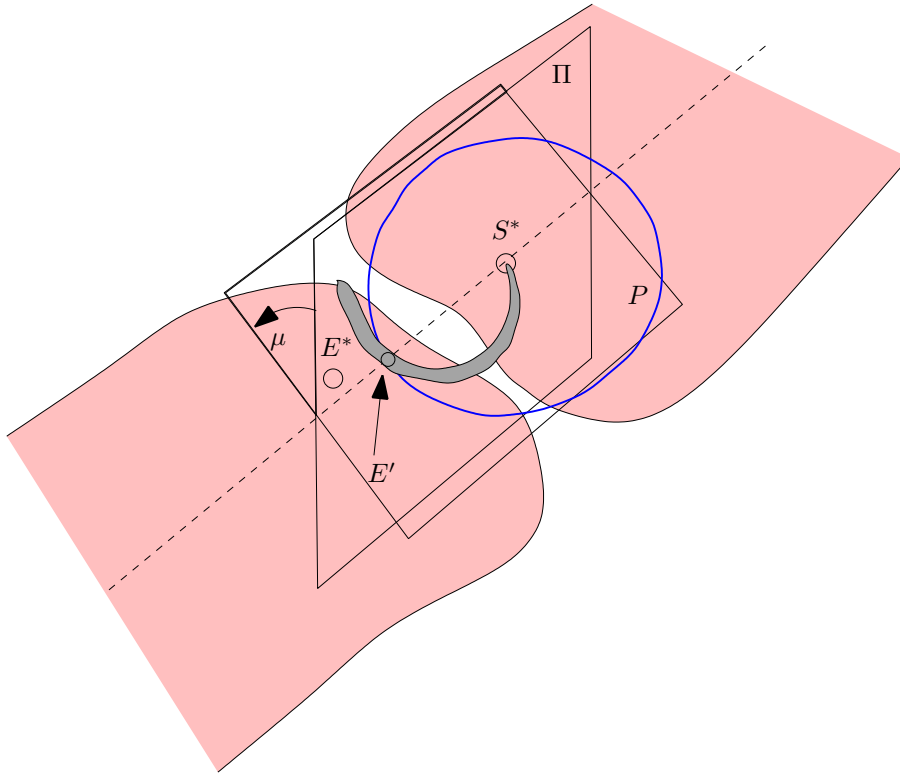


Fig. 5.5: Positions finales de l'aiguille autorisant une déformation longitudinale minimale des tissus. Le cercle bleu est le cercle de rayon $R = 2r_a \sin \frac{\pi - \delta\beta}{2}$ centré en S^* . Le point E' est le point du cercle le plus proche de E^* . Π est le plan normal aux tissus contenant E^* et S^* et P est le plan de l'aiguille. μ est l'angle entre Π et P .

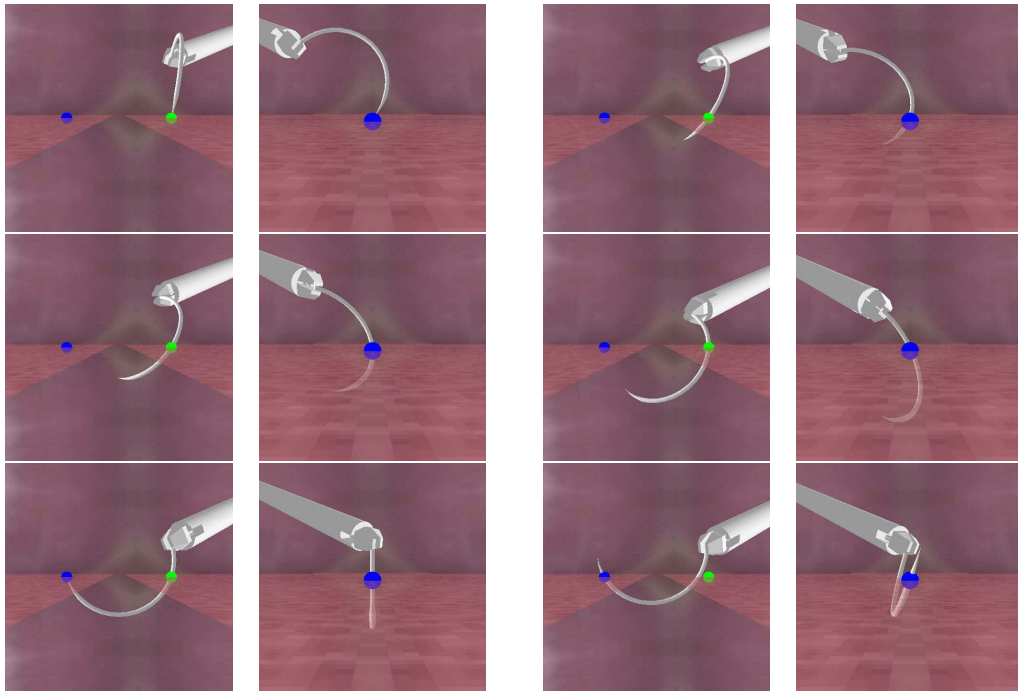


Fig. 5.6: Quelques images du passage de l'aiguille avec les paramètres optimaux.

que dans le cas de tissus plans en échantillonnant et en faisant varier β et μ . En revanche, il n'est pas possible d'utiliser une règle simple ou des abaques pour déterminer l'existence d'un chemin : il faut échantillonner β_n et tester pour chaque valeur dans $]0, \beta_{nmax}[$ l'existence de ρ tel que H soit au-dessus des tissus et P en dessous.

Quelle que soit la forme des tissus, les contraintes pour la validité d'une prise d'aiguille sont fixées par l'angle d'attaque maximal AA_{max} et par l'angle μ_{max} . Les critères pour l'optimalité de la prise d'aiguille peuvent par exemple être définis comme une pondération de l'angle d'attaque et de l'angle μ . On peut aussi souhaiter prendre en compte les positions de l'aiguille le long du chemin entre E^* et S^* . Mais pour cela il faut calculer le chemin optimal pour chaque valeur de la prise d'aiguille ce qui peut être long.

Si, lors de la recherche sur β et μ , on trouve une prise d'aiguille vérifiant les contraintes de validité alors une solution existe. Si la recherche ne permet pas de trouver de solution, soit il n'existe pas de prise d'aiguille permettant de générer un chemin à déformation minimale avec les contraintes fixées, soit le pas d'échantillonnage de β ou de μ est trop large.

Cette méthode permet d'obtenir des paramètres de saisie de référence pour le chirurgien. La figure 5.6 montre le chemin obtenu avec les paramètres de saisie optimaux calculés dans la configuration suivante :

$$T_{OQ} = (-110, -100, 60)^T, r_a = 5 \text{ mm et } d_{ES} = 9.5 \text{ mm}$$

et avec le critère à minimiser $C = |\mu| + AA$. Les paramètres obtenus sont $\beta = \pi$, $\psi = 0.88$ radians, $\zeta = 0.12$ radians. On constate que les angles d'attaque sont suffisants et que le mouvement amène l'aiguille profondément sous la surface des tissus. Toutefois, le chemin entre les positions initiales et finales est complexe. Il nécessite un mouvement de torsion car dans la position initiale l'aiguille n'est pas orientée dans la direction du point de sortie.

La prise d'aiguille optimale de l'aiguille peut être présentée au chirurgien via une vue synthétique du type de celles présentées dans la section précédente. Toutefois, il est difficile

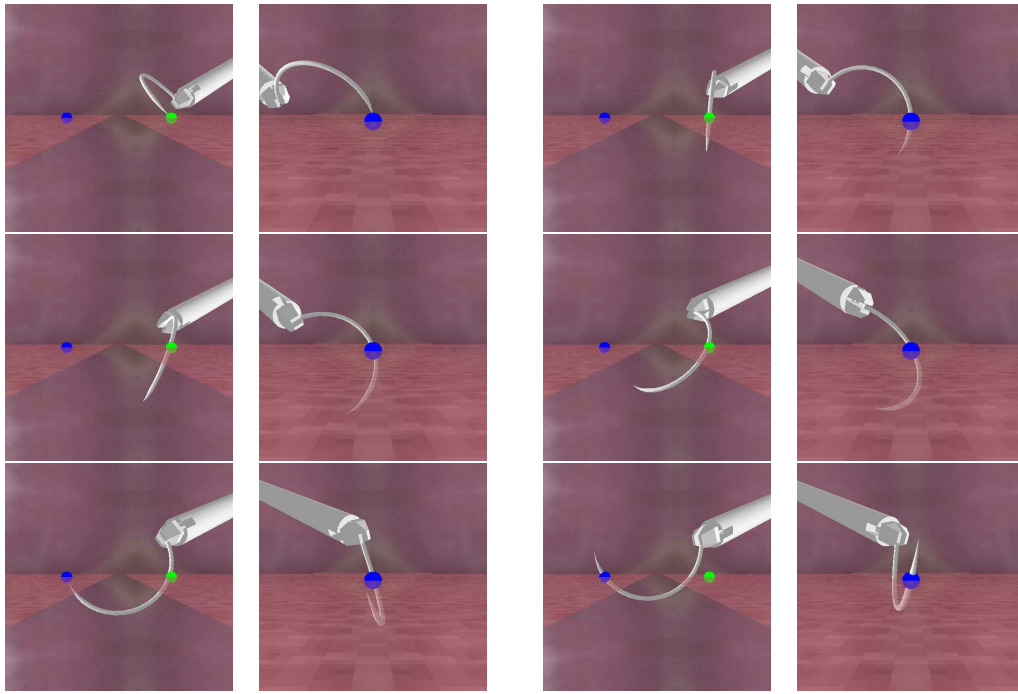


Fig. 5.7: Quelques images du passage de l'aiguille avec des paramètres légèrement modifiés par rapport aux paramètres optimaux utilisés dans la figure 5.6.

pour le chirurgien de manipuler l'aiguille et l'estimation visuelle de la saisie et sa comparaison avec la saisie de référence à partir des images endoscopiques est extrêmement délicate. Il est donc ardu pour le chirurgien d'obtenir un positionnement de l'aiguille correspondant aux paramètres de saisie de référence.

Etudier la propagation d'une modification des paramètres de saisie sur les chemins obtenus est un problème très complexe. Toutefois, on constate qu'une modification même assez importante des paramètres de saisie autour de la valeur optimale calculée permet d'obtenir des chemins acceptables. En revanche, le profil du chemin peut être assez différent de celui généré avec les paramètres optimaux. La figure 5.7 montre le chemin généré avec des paramètres légèrement modifié : $\beta = \pi$ radians, $\psi = 1.0$ radians et $\zeta = 0.2$ radians. On constate que le chemin obtenu est assez différent, mais que les déformations mises en jeu sont comparables.

5.2.3 Modification de la prise d'aiguille

La manipulation de l'aiguille et sa saisie est une tâche délicate pour le chirurgien. Aussi, pour modifier la position de l'aiguille dans le porte-aiguille, le chirurgien ne relâche pas complètement l'aiguille. Il ouvre légèrement les mâchoires du porte-aiguille et pousse l'aiguille avec un autre instrument. Le mouvement de l'aiguille résultant est alors une rotation autour de la tangente à l'aiguille au point de saisie. En termes de paramètres de saisie cela équivaut à une modification de la valeur de ψ , sans modification de ζ et β .

Il est donc intéressant de déterminer, pour ζ et β fixés, la valeur optimale de ψ pour la configuration donnée notamment définie par l'angle γ . Une valeur de ψ est valide si la déformation des tissus mise en jeu est faible et s'il existe des positions initiales et finales acceptables.

Les contraintes pour une prise d'aiguille acceptable seront définies par un angle d'attaque maximal AA_{max} et une déformation limite acceptable D_{max} . La valeur de ψ optimale peut être définie comme celle qui minimise une fonction de coût C qui combine les angles d'attaque et la

déformation maximale le long du chemin D du type :

$$C = \lambda_D D + \lambda_{AA} AA \quad (5.5)$$

où λ_D et λ_{AA} sont des coefficients de pondération ($\lambda_D, \lambda_{AA} \in \mathbb{R}$).

Pour calculer la valeur optimale de ψ , nous employons une méthode numérique systématique qui consiste à échantillonner ψ dans l'intervalle $]-\frac{\pi}{2}, \frac{3\pi}{2}[$. Pour chaque valeur ψ_i :

- on calcule l'angle d'attaque minimum AA en utilisant les méthodes données dans la section 2.3.1. Si $AA < AA_{max}$,
- on calcule la déformation minimale D_{min} en utilisant les méthodes données dans la section 2.3.2. Si $D_{min} < D_{max}$,
- dans le cas de tissus plans : si $\cos \gamma < |\cos \psi_i| \cos \zeta$ il existe un chemin et on calcule donc la valeur de la fonction de coût C ; sinon, on recherche un chemin en utilisant la méthode de planification du chapitre 3. Si un chemin existe on calcule la fonction de coût C .
- dans le cas de tissus quelconques, on recherche un chemin en utilisant la méthode de planification du chapitre 3. Si un chemin existe on calcule la fonction de coût C .

Si aucune valeur de ψ n'a été retenue, il est souhaitable de modifier complètement la prise d'aiguille ou les points d'entrée et de sortie.

En reprenant la configuration de la section précédente, $T_{oq} = (-110, -100, 60)^T$, $d_{ES} = 9.5\text{mm}$ et en fixant $\zeta = 0.12$, $\beta = \pi$, l'optimisation de ψ conduit à $\psi = 0.87$ avec $\lambda_D = \lambda_{AA} = 1$, ce qui concorde avec les résultats de l'optimisation globale de la prise d'aiguille.

Ces méthodes d'optimisation systématique de la prise d'aiguille peuvent être utilisées pour fournir des paramètres de saisie de l'aiguille de référence pour le chirurgien. Toutefois, le choix d'une interface pour indiquer les paramètres optimaux au chirurgien et lui permettre de les reproduire reste à améliorer.

5.3 Passage d'aiguille semi-autonome robotisé

Dans cette section, nous présentons la réalisation automatique du passage de l'aiguille dans les tissus à l'aide d'un robot médical. Cette tâche robotique s'inscrit dans la continuité de travaux d'automatisation pour l'aide à la chirurgie menés au sein de l'équipe automatique vision et robotique (AVR) du LSIIT à Strasbourg. L'objectif est de proposer un mode semi-autonome pour la réalisation de tâches élémentaires afin de soulager le chirurgien de gestes répétitifs et fatigants. En outre, le robot peut utiliser de façon précise toutes les informations visuelles extraites des images endoscopiques ainsi que les chemins planifiés, ce qui est délicat pour un opérateur humain, puisqu'il faut prendre en compte simultanément un nombre important de données.

5.3.1 Travaux d'automatisation des gestes chirurgicaux

Nous avons évoqué dans le chapitre 4 les travaux visant à automatiser les déplacements de l'endoscope afin de libérer le chirurgien de tâches de positionnement parfois délicates [CAL96], [CAPL95], [WUW98], [BBC01].

D'autres travaux ont été menés dans le but d'automatiser les déplacements des instruments chirurgicaux. Krupa *et al.* [KGD⁺03] ont proposé un système permettant d'amener automatiquement l'instrument de chirurgie au centre des images endoscopiques et de le positionner à une distance désirée des organes. Ce système utilise un porte-instrument projetant un spot laser et des marqueurs lumineux disposés sur l'instrument (voir figure 5.8).

Les tâches sont réalisées en deux étapes. Le spot laser est d'abord amené à une position de consigne donnée par le chirurgien dans l'image à l'aide d'un asservissement visuel 2D. La distance

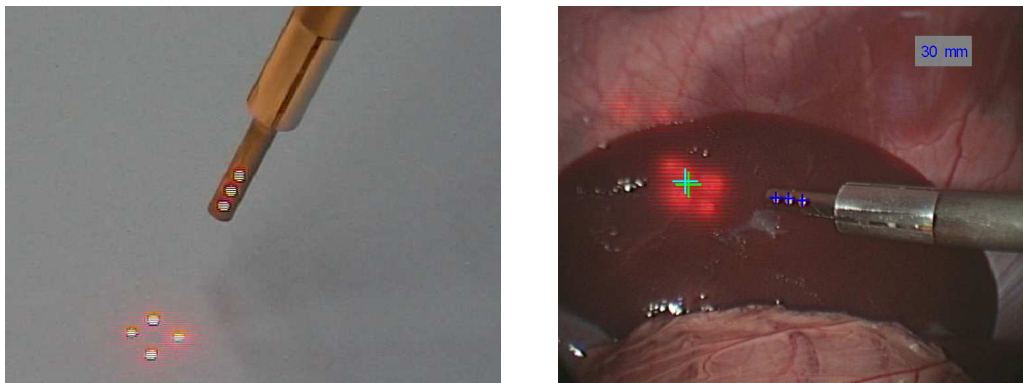


Fig. 5.8: A gauche le porte instrument projetant quatre spots laser et l'instrument marqué à l'aide de 3 LEDs. A droite une image endoscopique prise pendant le positionnement de l'instrument à 30 mm d'un organe.

désirée réelle est ensuite convertie en une distance image en utilisant l'invariance projective des bi-rapports de quatre points (les marqueurs de l'instrument et le spot projeté). L'instrument est ensuite approché à la distance désirée en utilisant un asservissement 2D.

Le fonctionnement de ce système permet d'amener l'instrument dans les images endoscopiques, depuis des positions invisibles, dans le champ de vision sans danger pour des structures anatomiques invisibles. Il permet aussi de guider l'instrument à proximité des organes pour des tâches d'aspiration de sang par exemple.

L'asservissement visuel de l'instrument permet d'éviter les contacts avec les organes lors des mouvements physiologiques. Toutefois, la faible bande passante du système robotique utilisé, un bras AESOP de Computer Motion, ne permet pas un suivi précis et rapide de ces mouvements. La lenteur du robot est nécessaire pour respecter les contraintes de sécurité de la robotique chirurgicale. Afin de pouvoir suivre les mouvements de la respiration avec un système à bande passante limitée, Ginhoux *et al.* [GGM⁺05] ont développé des architectures de commande basées sur des correcteurs GPC permettant de prendre en compte la périodicité des mouvements. L'objectif est de fournir une compensation automatique des mouvements physiologiques pour permettre au chirurgien de travailler sur un patient virtuellement immobile. Le système développé par Ginhoux *et al.* utilise également le principe des asservissements visuels 2D pour maintenir une position de consigne par rapport aux organes.

Kang et Wen [KW01b] ont automatisé la réalisation de nœuds à l'aide des systèmes EndoBot. Le geste à mener à bien est complexe, mais il peut être réalisé dans un espace libre d'obstacles. Le mode autonome commence alors que les fils de suture sont positionnés dans les instruments. Les chemins sont alors indépendants de l'environnement et peuvent être réalisés en boucle ouverte. En outre, les mouvements nécessaires sont moins sensibles aux limitations cinématiques introduites par le trocart, que le passage de l'aiguille dans les tissus.

Les tâches autonomes réalisées en chirurgie laparoscopique sont donc essentiellement des positionnements et des asservissements dans des positions de consigne définies par rapport à des structures mobiles. Il n'y a pas, à notre connaissance, de travaux de réalisation de tâches complexes comme la suture, ni de travaux mettant en jeu des interactions entre les instruments et les tissus.

5.3.2 Installation expérimentale

Le centre de notre système expérimental est constitué d'une boîte semblable aux systèmes de simulation courants (BoxTrainer par exemple) : elle est percée de plusieurs trous permettant

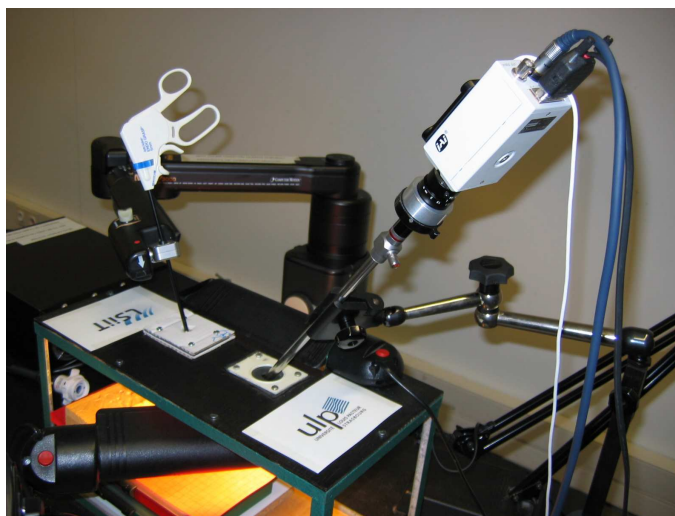


Fig. 5.9: L'installation expérimentale est constituée d'une boîte simulant le patient, d'un endoscope monté sur une caméra couleur monoCCD, et d'un bras AESOP3000 pour la manipulation du porte-aiguille.

le passage des instruments et d'un endoscope (voir figure 5.9).

Nous disposons d'une caméra couleur monoCCD montée au bout d'un endoscope Stryker d'angle nul, c'est-à-dire pour lequel l'axe optique coïncide avec l'axe physique de l'endoscope. Nous disposons également des instruments conventionnels utilisés pour la suture en laparoscopie, un porte-aiguille et des aiguilles circulaires de type EV25 de la compagnie US Surgical. Ces aiguilles sont semi-circulaires et ont un rayon de 6,25mm. Les instruments sont manipulés par un bras AESOP 3000 de l'ancienne société Computer Motion. Nous utilisons des tissus synthétiques et afin de vérifier la qualité du passage d'aiguille, les points d'entrée et de sortie désirés ont été préalablement matérialisés par de petits trous. De cette manière, si le chemin planifié est suivi correctement, l'aiguille doit entrer et sortir du tissu par ces incisions et les déformations transversales seront très limitées.

Les conditions expérimentales sont donc très proches des conditions d'apprentissage des gestes de la laparoscopie sur des mannequins fixes. Il n'y a pas de mouvements physiologiques et les tissus à suturer sont donc immobiles ; la position du point d'incision pour le porte-aiguille est fixe par rapport aux tissus et par rapport à la caméra. Toutefois, ce modèle prend en compte les déformations des tissus à suturer ainsi que les déformations de la paroi abdominale sous l'effet des instruments.

Le robot AESOP

Le robot AESOP est à l'origine un bras robotique destiné à servir de porte-endoscope. Il s'agit certainement du robot médical ayant connu le plus grand succès commercial. La société Computer Motion a obtenu l'aval de la FDA pour l'utilisation de ce robot dans des tâches d'assistance au chirurgien. Dans sa configuration usuelle, le bras est commandé par le chirurgien par l'intermédiaire d'une interface vocale. AESOP est équipé d'un microphone et le chirurgien dispose de quelques commandes vocales pour effectuer des tâches simples : déplacement opérationnel cartésien de l'effecteur portant la caméra (gauche/droite, haut/bas, zoom avant/arrière), enregistrement de position et retour à des positions préenregistrées. Ces actions sont réalisées en boucle ouverte : c'est le chirurgien qui ferme la boucle visuelle et arrête le mouvement du robot par la commande "stop". Les commandes vocales sont validées par le chirurgien à l'aide d'une

pédale, de sorte que le chirurgien peut déplacer la caméra sans avoir à lâcher les instruments de chirurgie. AESOP est également équipé d'une voix de synthèse qui lui permet de signaler des événements au chirurgien : mauvaise compréhension des commandes, erreurs de communication, atteinte de limites articulaires.

Le bras AESOP a été commercialisé en 1992 et fait partie de la deuxième génération des robots médicaux. Bien qu'il ait des caractéristiques propres à une application médicale (structure légère, flexible, vitesses et couples limités), sa structure ressemble à celle des robots manipulateurs industriels. Il est constitué de sept axes dont un, qui sert au positionnement grossier, est bloqué mécaniquement lors de l'utilisation. Le bras peut être fixé à la table d'opération ou être attaché à un chariot. Pour plus de détails, le lecteur pourra se référer à la thèse d'Alexandre Krupa [Kru03]. L'originalité de l'architecture est que les deux derniers axes formant le poignet du robot sont passifs. Cette architecture permet à l'endoscope de prendre n'importe quelle orientation entre l'effecteur du robot et le trocart. Cette structure de type centre de rotation déporté passive est particulièrement adaptée à la chirurgie coelioscopique, puisqu'en cas de mouvement du patient, l'endoscope passe toujours par le point d'incision, ce qui est préférable pour la sécurité du patient.

La contrepartie est que la structure du robot est flexible, qu'il existe des jeux assez importants et donc que la précision des mouvements est limitée. Ces inconvénients n'ont pas d'importance pour l'application de porte-endoscope, car le positionnement désiré par le chirurgien est assez approximatif, et également limité par le type de commande utilisé.

Bien qu'étant dévolu à porter l'endoscope, le bras AESOP peut aussi servir à porter des instruments de chirurgie. Le système Zeus est notamment constitué de trois bras manipulateurs mécaniquement identiques au bras AESOP. AESOP a également été utilisé dans des systèmes expérimentaux pour la manipulation d'instruments de chirurgie [KGD⁺03], [GGM⁺05]. Le robot AESOP permet de commander les quatre degrés de liberté usuels de la chirurgie coelioscopique. Les axes passifs autorisent la rotation de l'instrument autour du trocart, les trois premiers axes actifs permettent le déplacement du poignet par rapport au trocart, et enfin, le septième axe, complètement découplé des autres, permet la rotation de l'instrument autour de son axe.

Nous disposons dans l'équipe AVR du LSIIT, d'un contrôleur spécial du bras AESOP qui permet de commander le robot par l'intermédiaire d'un ordinateur et d'une liaison série. Les axes du robot sont commandés en vitesse et il est possible d'obtenir les positions articulaires de tous les axes (actifs, passifs et bloqués). Nos travaux sont basés sur les développements effectués par Alexandre Krupa pour commander le bras AESOP [KGD⁺03].

Système de communications et système logiciel

La figure 5.10 donne un aperçu du système de communication mis en place pour la réalisation semi-autonome d'un geste sous la supervision du chirurgien.

La figure 5.11 présente le fonctionnement logiciel de notre système. Ce système met en œuvre l'ensemble des méthodes présentées dans ce chapitre et les chapitres précédents. Il est constitué de quatre modules indépendants formant la phase d'initialisation : (a) estimation des paramètres de saisie, (b) estimation de la position du trocart, (c) estimation de la position du tissu, (d) définition des points d'entrée et de sortie ; d'un module de planification de chemin (e) ne pouvant être exécuté qu'après la phase d'initialisation et d'un module de suivi de chemin (f) qui ne peut être lancé qu'après validation des chemins calculés. La phase autonome de suivi de chemin est placée sous la supervision du chirurgien qui peut à tout moment interrompre le système ou envoyer ses propres commandes qui annulent les commandes calculées par le système.

On peut envisager d'automatiser certaines actions qui sont pour l'instant réalisées par l'utilisateur. Par exemple, l'estimation de la position relative de l'aiguille et du porte-aiguille et celle

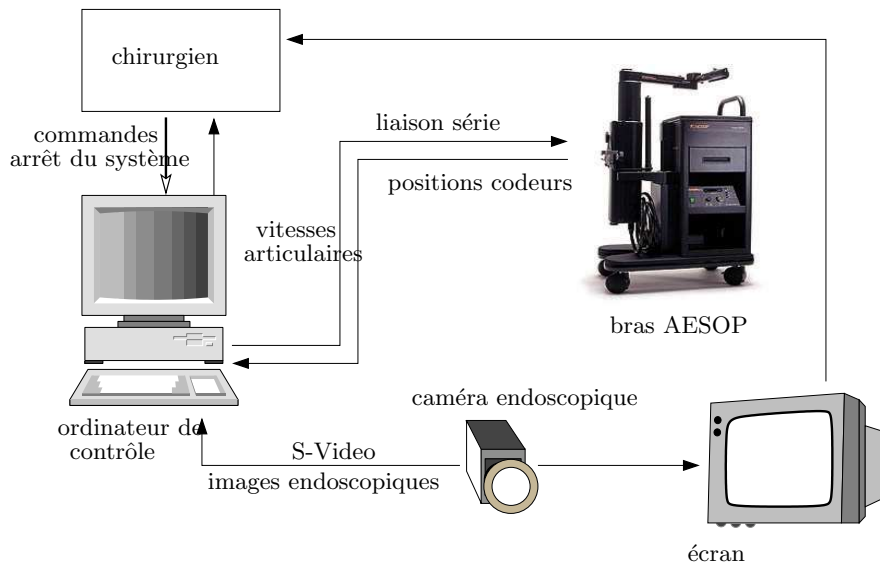


Fig. 5.10: Le schéma de commande du système robotisé. Le chirurgien a accès au retour visuel habituel via un écran. Il peut obtenir des informations supplémentaires sur la tâche en consultant directement l'ordinateur de contrôle. Il peut à tout moment envoyer des commandes au système ou reprendre le contrôle du mouvement du robot.

du trocart utilisent plusieurs images du système aiguille - porte-aiguille dans différentes positions par rapport à la caméra. Pour l'instant, l'utilisateur commande lui-même le déplacement de l'instrument et l'acquisition des images permettant l'estimation des paramètres recherchés. On garantit de cette manière que les mouvements sont réalisés sans danger pour le patient et que l'instrument et l'aiguille restent visibles dans l'image. Toutefois, ces phases pourraient être réalisées automatiquement sous la supervision du chirurgien. Il faut pour cela générer des mouvements de l'instrument offrant des angles de vue suffisamment différents pour donner la richesse d'information nécessaire pour les estimations.

Dans la procédure actuelle, seul l'instrument est suivi par le système de traitement d'image. On suppose donc que la transformation reste inchangée après la phase d'estimation de la position relative de l'aiguille et du porte-aiguille. Si le chirurgien doit modifier les paramètres de saisie, la phase d'estimation de la position relative doit être relancée. Les temps de calcul actuellement nécessaires pour détecter l'aiguille, le porte-aiguille et calculer la transformation entre les deux ne permettent pas de réaliser une estimation en ligne.

Estimation de la géométrie des tissus et obtention des points d'entrée et de sortie

Les différents modules intervenant dans le système ont été décrits dans les chapitres précédents. Toutefois, nous n'avons pas proposé de solution pour l'obtention des modèles des tissus et des points d'entrée et de sortie.

Les modèles des organes ou des tissus peuvent être obtenus soit lors d'une phase préopératoire soit directement pendant l'opération.

Les modèles préopératoires sont généralement obtenus à partir d'images scanner segmentées. Le problème qui se pose alors est celui du recalage du modèle préopératoire avec les données préopératoires, c'est-à-dire l'estimation de la position du modèle par rapport à la caméra endoscopique.

Des solutions basées sur des recalages rigides ont été proposées par Lehmann *et al.* [LCG⁺01]. Des marqueurs fiduciaires tels que ceux proposés par Maurin *et al.* [MDMG03] sont utilisés

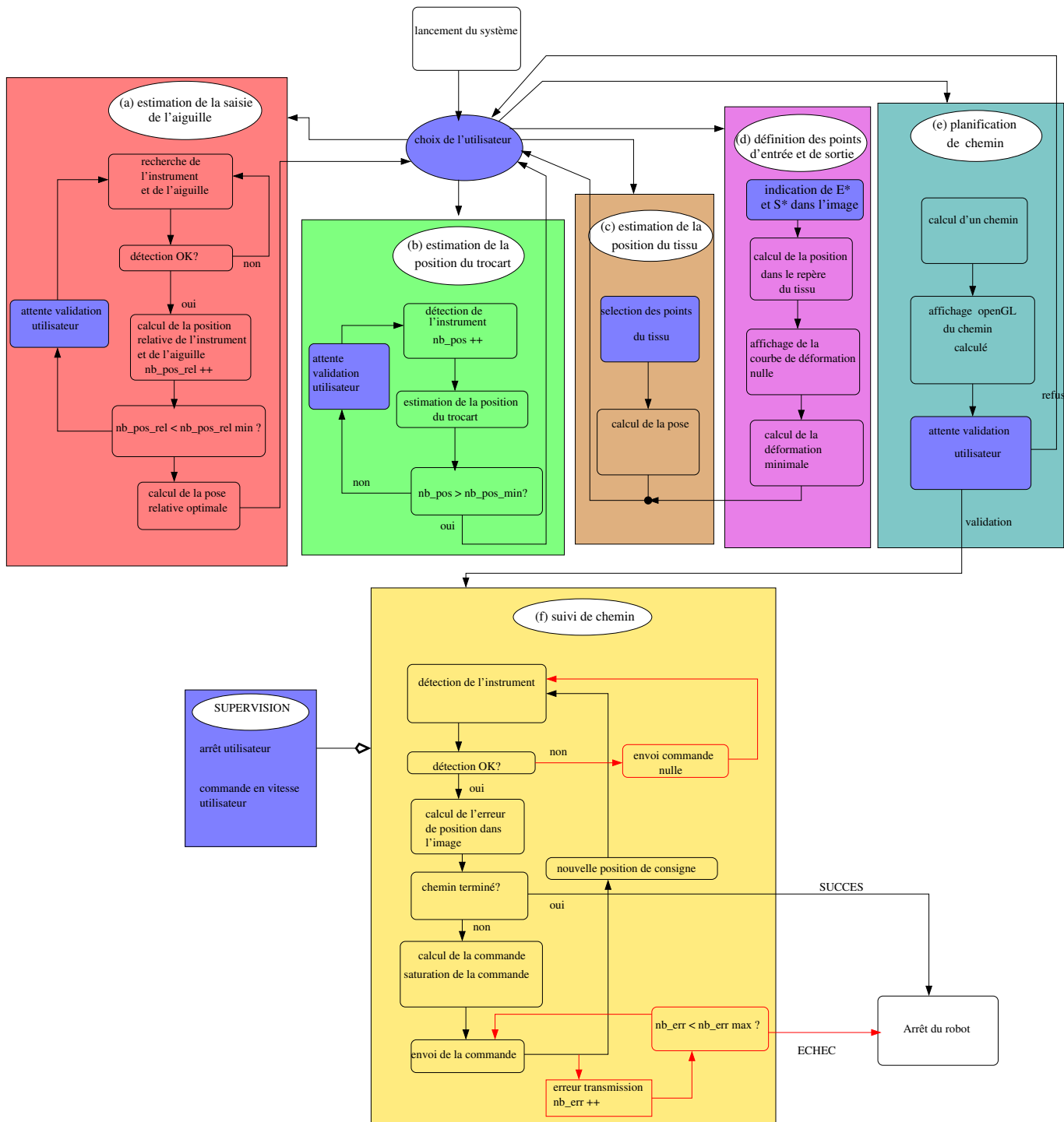


Fig. 5.11: Système global pour le passage d'aiguille automatique. Les zones bleutées signalent l'intervention de l'utilisateur et les flèches rouges les boucles de sécurité logicielle.

conjointement avec un système de localisation externe. Les marqueurs fiduciaires et les marqueurs du système de localisation sont attachés aux patient (sur la poitrine) et leur position et orientation relative est connue. Les marqueurs fiduciaires apparaissent dans certaines coupes obtenues pendant la phase d'acquisition de données et permettent de calculer la position du modèle 3D par rapport aux marqueurs du système de localisation. Pendant l'opération, un marqueur est placé sur la caméra endoscopique et permet d'obtenir la position de la caméra par rapport au modèle et par rapport aux structures anatomiques réelles. Une solution équivalente est également proposée par Feuerstein *et al.* [FWBN05]. L'inconvénient principal de cette méthode est la lourdeur du système à mettre en place. En outre, les marqueurs doivent être maintenus en place depuis l'acquisition d'images préopératoires jusqu'à l'opération. Pour des structures non rigides telles que celles de l'abdomen ces conditions sont difficiles à mettre en oeuvre.

Une autre possibilité est d'obtenir un modèle de l'organe par rapport à la caméra endoscopique pendant l'opération. C'est ce que Hayashibe et Nakamura [HN01] ont proposé en utilisant un système de scanning laser basé sur le principe de la vision active. Ce système est composé d'un système de balayage laser (galvano scanner) adapté à un endoscope et d'une caméra rapide montée sur un autre endoscope. Le laser balaye la zone d'intérêt et le spot laser est détecté par la caméra. La position de la caméra par rapport au scanner est mesurée à l'aide d'un système de localisation externe et il est ainsi possible de reconstruire la position et la géométrie de l'organe par triangulation. Un mode de pointage permet au chirurgien d'indiquer un point d'intérêt sur un écran tactile et le spot est alors asservi sur ce point. Cette méthode peut donc être utilisée pour obtenir les points d'entrée et de sortie ainsi que la forme des tissus à suturer.

Toutefois ce système est lourd à mettre en place et il nécessite une incision spéciale pour le système de balayage. Le système permet d'obtenir 4000 points en 5 secondes ce qui est beaucoup moins contraignant qu'une acquisition préopératoire, mais malheureusement insuffisant pour éviter l'arrêt de la respiration pendant l'acquisition.

Le système proposé par Krupa *et al.* peut être utilisé pour obtenir la position des points d'entrée et de sortie ainsi qu'une estimation de l'orientation de la zone de suture par rapport à la caméra. Dans son mode de fonctionnement courant, le spot laser peut être asservi sur un point indiqué dans l'image par le chirurgien. De plus le système permet de mesurer la distance entre l'extrémité de l'instrument et la structure pointée. En introduisant le porte-aiguille marqué dans le porte-outil proposé par Krupa, nous disposons d'un moyen de reconstruire la position du spot laser par rapport à la caméra endoscopique : en calculant le bi-rapport des points de marquage et du spot laser, nous pouvons estimer la distance entre le bout de l'instrument et le tissu d_{IT} . A partir de l'estimation de l'attitude R_{ci} et T_{ci} de l'instrument par rapport à la caméra, telle qu'elle a été proposée dans la section 4.5.5, nous pouvons obtenir une estimée de la position du point de consigne par rapport à la caméra de la façon suivante :

$${}^cCT = T_{ci} + R_{ci} \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ d_{IT} \end{pmatrix} \quad (5.6)$$

Cependant, il n'est pas possible avec ce système d'obtenir la géométrie des tissus à suturer. On peut toutefois envisager d'estimer leur orientation en supposant que la zone de suture est plane. Pour cela, on peut amener le spot laser en quelques points autour de cette zone, mesurer la position des points correspondants par rapport à la caméra et approcher ces points par un plan.

Dans l'avancement actuel de notre application et afin de limiter les erreurs introduites par l'estimation d'un modèle des tissus, nous utilisons une modélisation très simple. Les tissus sont supposés plans et nous disposons de cinq points connus à leur surface. A partir de ces points, la position du tissu est reconstruite en utilisant l'algorithme de De Menthon adapté aux points

coplanaires [ODD96]. Les points sont simplement indiqués manuellement par l'utilisateur, de sorte que l'erreur commise sur la reconstruction des tissus est très faible.

Les points d'entrée et de sortie sont indiqués par l'utilisateur sur l'image endoscopique au moyen de la souris.

5.3.3 Choix d'une méthode de suivi de trajectoire

Lorsque les informations spatiales nécessaires ont été obtenues et que les chemins ont été planifiés, l'automatisation du passage d'aiguille se ramène à un problème de suivi de chemin.

Dans cette section, nous présentons des méthodes pour réaliser le suivi des chemins planifiés à l'aide d'un robot. Nous proposons plusieurs solutions utilisant plusieurs types de capteurs et nous évoquons les difficultés éventuellement rencontrées pour leur mise en oeuvre.

Profil temporel de la trajectoire

Les méthodes présentées dans le chapitre 3 ont permis de planifier des chemins, sous forme discrète, c'est-à-dire qu'elles fournissent une liste de points ordonnés dans l'espace des configurations. Le développement d'une méthode de suivi soulève une question que nous n'avons pas encore abordée : quelle doit être la vitesse de parcours du chemin, c'est-à-dire comment obtenir une trajectoire à partir des chemins. Dans le cas d'une assistance à la suture manuelle, la connaissance d'un profil temporel n'est pas nécessaire puisque la réalisation du chemin reste entièrement sous le contrôle du chirurgien qui peut donc décider de la dynamique du mouvement. En revanche, pour un suivi de chemin robotisé et automatisé, il est nécessaire d'imposer une vitesse de parcours.

Pour cela, il faut prendre en compte les critères biomécaniques et médicaux qui définissent les vitesses de pénétration idéales dans les tissus permettant de minimiser les déformations transversales.

Ces critères doivent ensuite être définis comme des contraintes pour les méthodes de suivi utilisées. Par exemple, pour un suivi par asservissement visuel 2D, les vitesses sont limitées par la fréquence des traitements des images du fait que deux images de référence successives doivent être proches.

Des études ont été menées pour déterminer les mouvements et les efforts mis en jeu pour la réalisation de sutures manuelles dans les conditions de la chirurgie ouverte [SBM04], [CVT01]. Cependant, à notre connaissance, il n'existe pas d'étude sur la dynamique des interactions entre des aiguilles de suture et de tissus fins et sur l'influence des vitesses de pénétration dans ces tissus.

En l'absence d'information spécifique et dans une première approche du suivi de chemin, nous avons choisi d'imposer une vitesse constante le long du chemin. Pour cela, les chemins calculés avec les méthodes du chapitre 3 sont interpolés linéairement et ré-échantillonnés de façon régulière en utilisant la définition de la distance entre deux points de l'espace des configurations donnée dans le chapitre 3 (éq. 3.12) que nous rappelons ici :

$$d(q, q') = \max(\|P(q) - P(q')\|_2, \|H(q) - H(q')\|_2)$$

Comme les points des chemins initiaux sont assez proches les uns des autres, et en raison des incertitudes nombreuses sur le système (jeux, flexibilité, erreurs sur la position du trocart), une interpolation linéaire du chemin initial s'avère suffisante.

Problématique du suivi de trajectoire

Les mouvements mis en jeu lors d'un passage d'aiguille sont de l'ordre de quelques millimètres pour l'aiguille, c'est-à-dire en bout de chaîne cinématique. Pour que le système de passage d'aiguille automatisé soit utilisable, les erreurs de positionnement doivent être inférieures au millimètre. Obtenir cette précision est délicat car le bras AESOP utilisé est un robot léger et flexible et comportant des axes passifs qui introduisent des jeux importants. En outre, la chaîne cinématique complète contient des bras de levier importants en raison du passage par le point d'incision.

Les trajectoires ont été définies dans le repère du trocart ou dans le repère du tissu. Pour réaliser le suivi de ces trajectoires de consigne, celles-ci doivent être exprimées dans le repère d'un capteur. Plusieurs solutions ont été envisagées et testées : suivi dans l'espace articulaire du robot, suivi à l'aide d'un système de localisation externe et suivi par asservissement visuel basé image.

Suivi dans l'espace articulaire

Pour les robots industriels, les trajectoires de consigne sont généralement suivies dans l'espace articulaire du robot. À partir de la trajectoire opérationnelle, on calcule une trajectoire articulaire pour chaque axe en se servant de la cinématique inverse du robot. Les trajectoires articulaires peuvent ensuite être suivies par un asservissement de vitesse ou de position au niveau de chaque axe (voir figure 5.12). Lorsque la précision du geste est importante, ce qui est le cas en chirurgie, cette méthode nécessite de connaître précisément les modèles cinématique et géométrique du robot.

Cette méthode de suivi a souvent été utilisée en robotique médicale, par exemple pour le système Robodoc développé pour la chirurgie orthopédique (pose de prothèses du genou et de la hanche) [TPK⁺94]. Dans ce système, la trajectoire est d'abord définie par le chirurgien dans un repère lié au patient pendant une phase préopératoire, à partir d'images scanner. Pendant l'opération, les repères du robot et du patient sont recalés, et la trajectoire de référence est projetée dans le repère de base du robot. Le suivi est alors réalisé par un asservissement de position, soit dans l'espace articulaire, soit dans l'espace opérationnel. Dans les deux cas, le suivi en boucle ouverte nécessite la connaissance du modèle géométrique du robot.

En chirurgie laparoscopique, cette méthode de suivi est notamment proposée par Kang et Wen dans le mode autonome du système EndoBot [KW01a]. La trajectoire est initialement définie dans l'espace opérationnel du robot et est ensuite projetée dans l'espace articulaire. Chaque axe est alors commandé en couple en utilisant un correcteur de type proportionnel - dérivé.

Cette approche a plusieurs inconvénients. Tout d'abord, la tâche est globalement réalisée en boucle ouverte, même si les axes sont asservis. S'il y a une erreur sur le modèle géométrique du robot, aucun système de retour ne permet de la corriger. De plus, les bras de levier mis en jeu pendant une opération peuvent être importants. Par exemple, si le trocart est situé aux deux tiers du segment allant de l'extrémité du porte-aiguille au point de maintien de l'instrument dans le robot, la précision de positionnement de l'effecteur du robot doit être de 0.5 mm pour obtenir une précision de positionnement d'un millimètre à l'extrémité de l'instrument. Il apparaît que la précision requise au niveau de l'effecteur est inférieure aux jeux des derniers axes. Les tentatives d'identification du modèle géométrique du robot à l'aide d'un système de localisation externe (Polaris de NDI) que nous avons menées conduisent à des résultats trop mauvais pour espérer obtenir la précision désirée, ceci sans prendre en compte les autres sources d'erreurs possibles : élasticité ou jeux au niveau du point d'incision, recalage entre le repère du robot et celui du patient, etc.

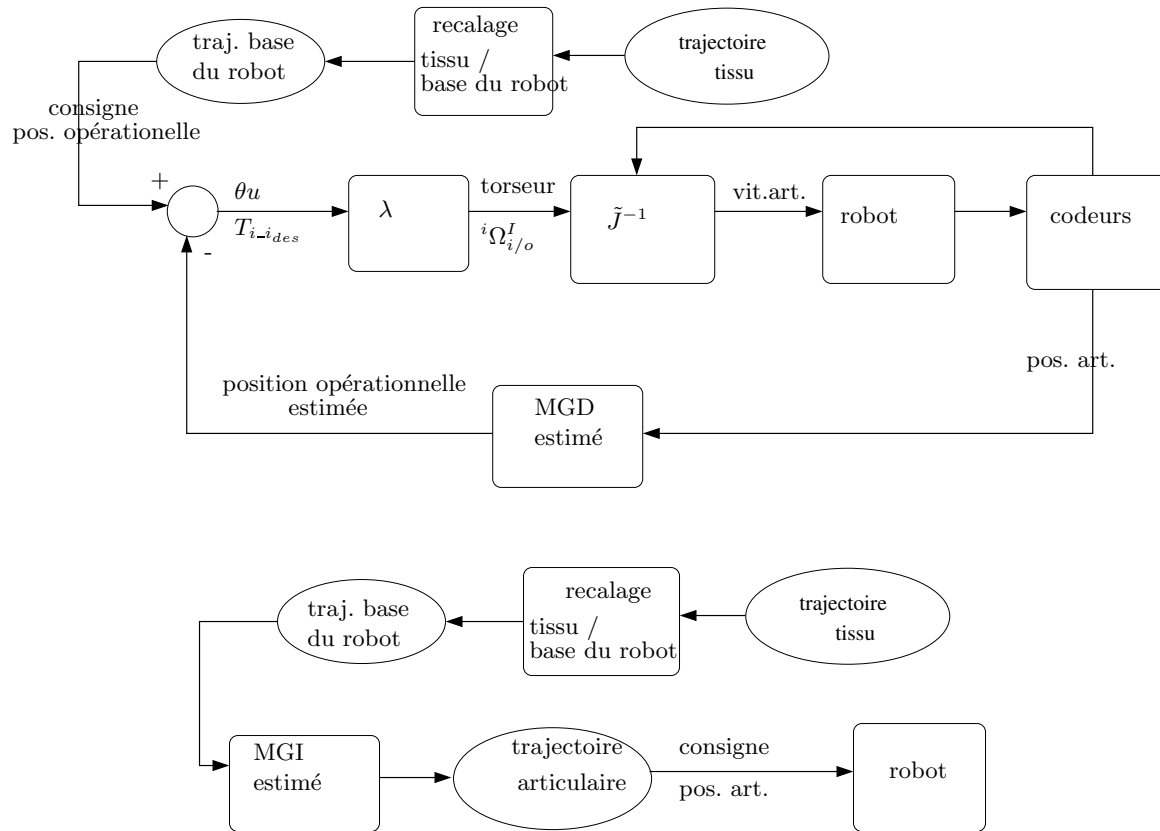


Fig. 5.12: Deux schémas de commande possibles pour un suivi dans l'espace articulaire du robot. Dans le premier schéma, la trajectoire par rapport au tissu est traduite en une trajectoire opérationnelle. A partir de l'erreur de position, un torseur opérationnel est calculé pour l'instrument et converti en vitesses articulaires en utilisant une estimée de l'inverse du jacobien du robot (\tilde{J}^{-1}). La position opérationnelle courante est estimée à partir du modèle géométrique direct du robot. Dans le second schéma, la trajectoire est directement transposée au niveau articulaire en utilisant le modèle géométrique inverse du robot. Le suivi est alors réalisé directement au niveau articulaire. La présence du modèle géométrique du robot dans la boucle de retour ou dans la procédure de recalage entre repère du tissu et repère des capteurs nécessite de disposer d'une connaissance précise de celui-ci.

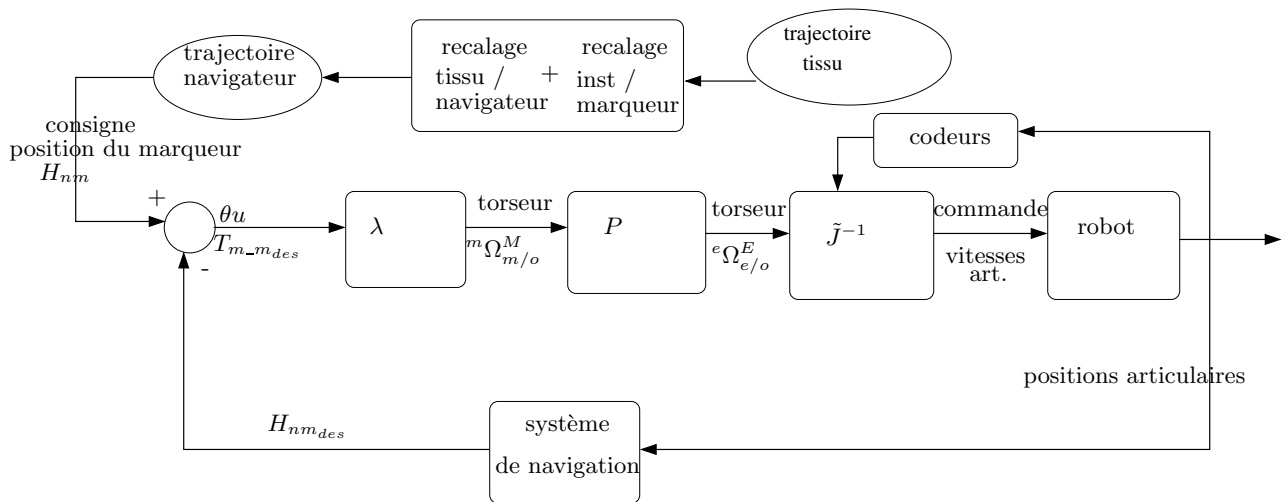


Fig. 5.13: Schéma de commande possible pour un suivi de trajectoire utilisant un navigateur externe. Le soustracteur de ce schéma est une représentation du calcul du déplacement entre la position courante et la position désirée du marqueur. \mathcal{F}_N est le repère associé au navigateur, \mathcal{F}_M le repère attaché au marqueur utilisé et \mathcal{F}_E le repère lié à l'effecteur du robot. P est une matrice 6×6 permettant le changement de point d'application du torseur cinématique.

Cette solution de suivi qui n'utilise que des capteurs proprioceptifs doit donc être rejetée. La compensation des flexibilités et des jeux peut être obtenue en utilisant des capteurs extéroceptifs. Nous avons envisagé plusieurs solutions basées sur l'utilisation de systèmes de localisation commerciaux (Polaris de NDI) ou sur l'utilisation de la caméra endoscopique.

Navigation à l'aide d'un système de localisation

Une autre solution couramment choisie dans le domaine médical consiste à utiliser un système de navigation. Pour cela, un ou plusieurs marqueurs sont attachés à l'instrument et sont détectés par le système de localisation qui fournit alors leur position et leur orientation dans l'espace. La trajectoire à suivre doit donc être transposée dans le repère du navigateur, ce qui nécessite une procédure de recalage entre le patient et le système de localisation. La trajectoire peut ensuite être suivie par un asservissement dans le repère du capteur externe.

Un schéma de suivi utilisant un navigateur est proposé en figure 5.13. Il peut être appliqué à tous les types de système de localisation, optiques ou magnétiques. Nous avons testé l'utilisation de deux systèmes de localisation : le système commercial Polaris de la société NDI et la caméra endoscopique utilisée avec le marqueur présenté dans le chapitre 4.

Dans le domaine médical, les systèmes de navigation sont souvent utilisés pour des applications de réalité augmentée pour lesquelles c'est le chirurgien qui réalise la fermeture de la boucle d'asservissement : la consigne et la position courante sont fournies au chirurgien et c'est à lui de créer le mouvement permettant de les superposer. Dans le cas d'une manipulation robotique, la phase d'asservissement nécessite de connaître un modèle approché de la cinématique du robot. Toutefois, contrairement au cas du suivi dans l'espace articulaire, il n'est plus nécessaire de connaître précisément le modèle géométrique du robot, car le système est rebouclé par le navigateur. Si \tilde{J} est l'estimation du jacobien réel du robot J , la stabilité est garantie lorsque $\tilde{J}^{-1}J > 0$. En pratique, une mesure manuelle de la longueur des axes est suffisante.

Deux aspects doivent être détaillés : le calcul de la matrice de changement de point d'application \mathbf{P} du torseur cinématique et la transposition du chemin de l'instrument dans un repère lié au patient à un chemin du marqueur dans un repère attaché au système de localisation,

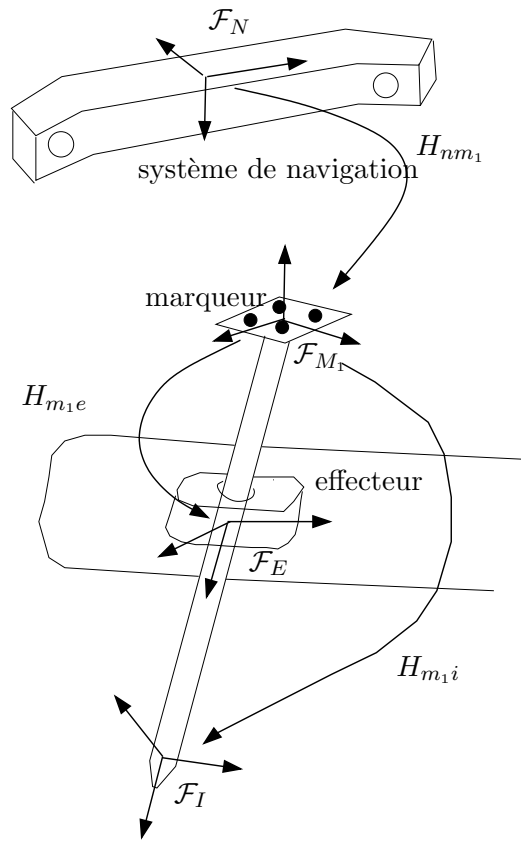


Fig. 5.14: Les repères mis en jeu dans le recalage entre le système de navigation et le porte-aiguille. H_{nm_1} est mesurée en temps réel par le système de navigation. La transformation H_{m_1e} doit être obtenue par étalonnage.

c'est-à-dire l'estimation de la transformation entre le repère associé aux tissus et celui attaché au système de navigation, ainsi que la transformation H_{m_i} entre le repère attaché à l'instrument et celui lié au marqueur (voir figure 5.14).

1. le changement de point d'application du torseur entre le marqueur et l'effecteur du robot se calcule simplement de la façon suivante :

$${}^e\omega_{e/o} = R_{em_1} {}^{m_1}\omega_{m_1/o} \quad (5.7)$$

$${}^eV_{e/o}^E = R_{em_1} {}^{m_1}V_{m_1/o}^{M_1} - R_{em_1} \mathbf{AS}({}^{m_1}T_{M_1E}) {}^{m_1}\omega_{m_1/o} \quad (5.8)$$

Ce calcul nécessite la connaissance de la transformation entre le repère de l'effecteur et celui du marqueur donnée par la matrice H_{em_1} (voir figure 5.14). Toutefois, la matrice \mathbf{P} intervient dans la boucle de l'asservissement et une erreur d'estimation sur H_{em_1} sera compensée par le bouclage.

2. Dans la section 5.3.2, nous avons présenté plusieurs méthodes pouvant être utilisées pour obtenir un modèle des tissus à suturer. Les méthodes basées sur des données préopératoires nécessitent un recalage dans la salle d'opération entre le repère des tissus, matérialisé par des marqueurs fiduciaux, et le repère du navigateur, c'est-à-dire l'estimation de la transformation H_{nt} où \mathcal{F}_T est le repère associé aux tissus. Ce recalage peut être fait manuellement en indiquant les marqueurs fiduciaux avec un pointeur repéré par le navigateur [BCG⁺01]. Il est également possible de réaliser un recalage automatique comme le proposent Feuerstein *et al.* [FWBN05].

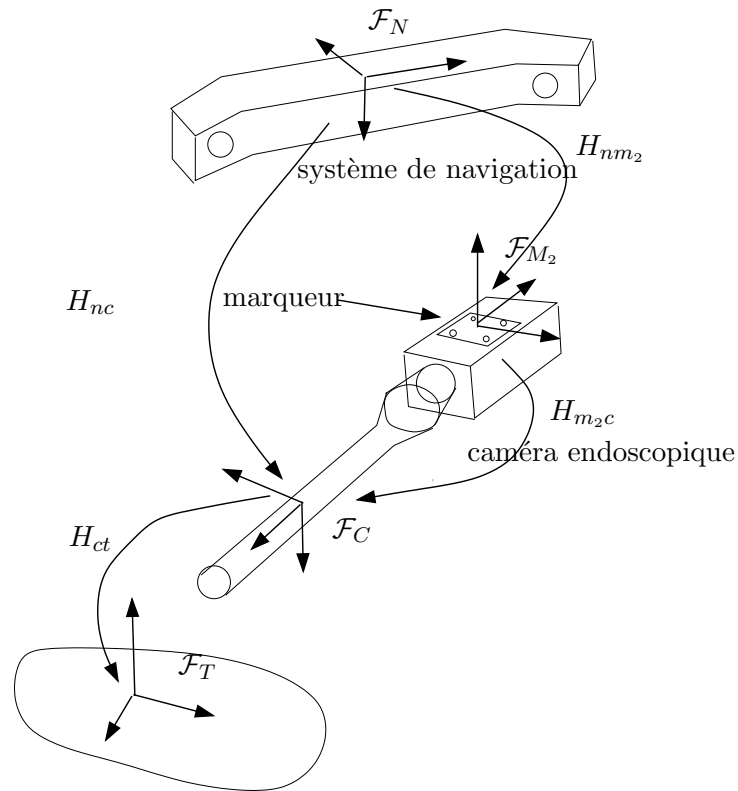


Fig. 5.15: Les repères mis en jeu dans le recalage entre le système de navigation et le système d'acquisition. H_{nm_2} est mesurée en temps réel par le système de navigation. La transformation H_{m_2c} doit être obtenue par étalonnage.

Dans le cas d'une acquisition per-opératoire de la structure des organes, le problème consiste à recalibrer le système d'acquisition et le système de navigation. Dans ce cas, il est souhaitable, si cela est possible, d'utiliser le même système pour l'acquisition et la navigation. On évite ainsi un recalage et les erreurs qu'il introduit. On peut par exemple utiliser la caméra endoscopique pour la navigation et la même caméra, couplée avec un balayage laser [HN01], une source de lumière structurée [FLR⁺98] ou un système de pointage laser [KGD⁺03], pour l'acquisition.

Dans notre installation expérimentale, les procédures d'acquisition des modèles des tissus sont supposées réalisées et nous disposons alors d'une estimation de H_{ct} .

La mise en place d'un suivi avec système de navigation externe nécessite donc l'estimation ou la connaissance de H_{m_1i} et de H_{nc} .

Méthodes de recalage entre caméra et système de navigation Nous considérons ici que le système d'acquisition est la caméra endoscopique et que le système de navigation est un système Polaris de la société NDI. L'intérêt principal de ne pas utiliser la caméra pour la navigation est de profiter de la précision et de la robustesse d'un système de localisation commercial. Le système Polaris travaille dans l'infrarouge, ce qui le rend peu sensible aux conditions d'éclairage de la salle d'opération. Au contraire, l'utilisation de la caméra endoscopique nécessite de travailler dans des conditions d'éclairage difficiles et sans garantie de précision [BBC01].

Le recalage entre la caméra et le système de navigation nécessite d'attacher un marqueur Polaris à la caméra (voir figure 5.15). La position du marqueur dans le repère du navigateur est mesurée en temps réel et le problème est alors ramené à la mesure de la position du marqueur

dans le repère de la caméra, ce qui peut être fait dans une procédure d'étalonnage préopératoire en dehors du bloc opératoire.

Plusieurs solutions ont été proposées pour résoudre ce problème de recalage. De Buck *et al.* [BCG⁺01] utilisent une mire d'étalonnage 3D sur laquelle des marqueurs du système de navigation ont été fixés à des positions connues. Une procédure d'étalonnage basée sur la méthode de Tsai [Tsa87] permet d'obtenir les paramètres intrinsèques et extrinsèques (c'est-à-dire la transformation entre la caméra et la mire H_{cmire}) de la caméra à partir d'une seule image. La position de la mire H_{nmire} et du marqueur attaché à la caméra H_{nm_2} sont mesurées par le système de navigation et il est possible d'obtenir H_{m_2c} par la composition

$$H_{m_2c} = H_{nm_2}^{-1} H_{nmire} H_{cmire}^{-1} \quad (5.9)$$

Cette méthode a pour avantage d'être rapide et simple à mettre en oeuvre puisqu'une seule image doit être acquise pour étalonner la caméra et réaliser le recalage. Cependant, il nous semble qu'elle est sensible au bruit d'extraction des éléments de la mire d'étalonnage car le nombre de paramètres à estimer est élevé (au moins 12).

Feuerstein *et al.* [FWBN05] utilisent une mire d'étalonnage classique constituée d'un damier plan. Les paramètres intrinsèques et les paramètres extrinsèques de la caméra sont obtenus à partir de plusieurs images de la mire prises avec des points de vue différents (méthode de Zhang [Zha99]). Pour chaque point de vue, la position du marqueur attaché à la caméra est enregistrée. Le calcul de H_{m_2c} est basé sur les mouvements de la caméra qui donnent les deux égalités

$$H_{c^i m_2^i} H_{m_2^i m_2^j} = H_{c^i c^j} H_{c^j m_2^j} \quad (5.10)$$

$$H_{c^i m_2^i} = H_{c^j m_2^j} \quad (5.11)$$

Les paramètres extrinsèques de l'étalonnage de la caméra donnent les transformations $H_{c^i c^j}$, et les transformations $H_{m_2^i m_2^j}$ sont mesurées à l'aide du système de localisation. Chaque triplet de positions (i, j, k) de la caméra par rapport à la mire permet alors d'obtenir une estimation de H_{m_2c} en utilisant la méthode proposée par Tsai et Lenz [TL88]. L'avantage de cette méthode par rapport à celle de DeBuck est que les estimations sont faites à partir de mouvements relatifs qui ne nécessitent pas la connaissance préalable de positions.

Nous avons choisi d'utiliser une solution intermédiaire pour laquelle l'étalonnage des paramètres intrinsèques de la caméra est séparé de l'estimation de H_{m_2c} . Nous supposons que la caméra a été calibrée selon la méthode proposée dans le chapitre 4 (section 4.5.1). Une mire plane de type damier identique à celle utilisée pour l'étalonnage de la caméra (voir figure 4.1) est attachée à un marqueur passif du système de navigation, dans une position connue $H_{m_p \text{ mire}}$. À partir d'une image de la mire, on obtient sa position par rapport à la caméra H_{cmire} et le système de navigation fournit H_{nm_p} et H_{nm_2} . Finalement, on obtient la transformation recherchée par :

$$H_{cm_2} = H_{cmire} H_{m_p \text{ mire}}^{-1} H_{nm_p}^{-1} H_{nm_2}$$

Méthodes d'estimation de la transformation H_{m_1i} Le problème de l'estimation de la position du marqueur par rapport à l'instrument est délicat car nous avons besoin de la transformation complète entre le repère du marqueur et le repère \mathcal{F}_I attaché à l'instrument. En effet, la position en rotation de l'instrument autour de son axe doit pouvoir être obtenue, car une fois l'aiguille saisie, l'instrument n'est plus symétrique.

L'orientation de l'axe de l'instrument par rapport au marqueur, c'est-à-dire la troisième colonne de la matrice de rotation R_{m_1i} peut être obtenue en faisant tourner l'instrument autour de son axe. Alors tous les points du marqueur se déplacent sur un cercle dont l'axe est l'axe de l'instrument. Si la position du marqueur est suivie par le système de navigation, il est possible

d'obtenir un ensemble de positions $T_{nm_1}^i$. En calculant le cercle optimal passant par les points obtenus (au sens des moindres distances) et en calculant l'orientation de son axe on obtient une estimation de r_3 où r_3 est la troisième colonne de R_{m_1i} .

La détermination de la position de l'extrémité de l'instrument dans le repère du marqueur T_{mi} peut être réalisée par la méthode du pivot [Nic04]. Lorsque l'extrémité de l'instrument est fixée, le point à l'intersection du plan du marqueur et de l'axe de l'instrument se déplace sur une sphère centrée sur l'extrémité de l'instrument. En suivant le marqueur pendant ce déplacement il est possible de calculer le rayon de la sphère et donc T_{m_1i} .

En revanche, l'estimation des autres paramètres de la rotation est complexe, car il est nécessaire de distinguer la rotation de l'instrument sur son axe. Nous n'avons pas trouvé de solution simplement réalisable à ce problème, et nous avons donc utilisé une estimation visuelle, donc imprécise, des orientations relatives des deux repères.

Les étalonnages que nous avons réalisés n'ont pas permis d'atteindre les précisions espérées en bout de chaîne cinématique. L'utilisation d'un navigateur externe nécessite des procédures d'étalonnage complexes et difficiles à mettre en oeuvre. Les rotations importantes de l'instrument sur son axe le long des chemins planifiés limitent les possibilités pour fixer le marqueur sur l'instrument et la longueur totale de l'instrument rend les erreurs d'estimations sur les orientations critiques pour la précision des positionnements.

La caméra endoscopique comme navigateur Devant le constat des problèmes d'étalonnage liés à l'utilisation d'un navigateur externe, nous avons choisi d'utiliser la caméra endoscopique.

La caméra endoscopique peut être utilisée de façon très semblable à un navigateur externe en utilisant les développements présentés dans le chapitre 4. Nous avons proposé des méthodes quasi temps-réel de reconstruction de la pose de l'instrument à partir de marqueurs visuels. Il est donc possible d'utiliser la caméra pour commander l'instrument à partir de ces reconstructions en utilisant un schéma de commande identique à celui donné en figure 5.13. On parle alors d'asservissement visuel 3D (ou basé objet).

Cette méthode a plusieurs avantages par rapport à un navigateur externe :

- les marqueurs utilisés sont adaptés à l'instrument et l'estimation de la transformation entre les marqueurs et l'instrument peut se faire simplement ;
- le capteur (la caméra) pénètre à l'intérieur du corps du patient au plus près de la zone opératoire. Les effets de bras de levier importants entre marqueur et instrument sont évités ;
- si le modèle des tissus a été obtenu dans une phase per-opératoire en utilisant la caméra, le recalage entre le système d'acquisition et la caméra n'est pas nécessaire.

Guidage par asservissement visuel 2D

La caméra endoscopique peut aussi être utilisée pour réaliser un suivi sans procéder à la reconstruction 3D de la position du porte-aiguille en utilisant un schéma de commande basé sur des asservissements visuels 2D. Le principe de ce type d'asservissement a été donné dans le chapitre 4 (4.5.3). La figure 5.16 donne le schéma de commande correspondant. Le calcul du torseur cinématique nécessite une estimation de la matrice d'interaction $L_s(r)$ où r est la pose de l'instrument par rapport à la caméra. Dans le cas d'un suivi de chemin, la position 3D désirée est connue et proche de la position courante de l'instrument. On utilisera donc la matrice d'interaction à la position désirée $L_s(r^*)$, que l'on peut calculer complètement.

Ce principe de suivi nécessite le recalage des repères associés à la caméra et aux tissus. Toutefois, si les modèles des tissus peuvent être obtenus à l'aide de la caméra, ce recalage peut être évité. La matrice \mathbf{M} de passage entre le torseur de la caméra et le torseur de l'effecteur

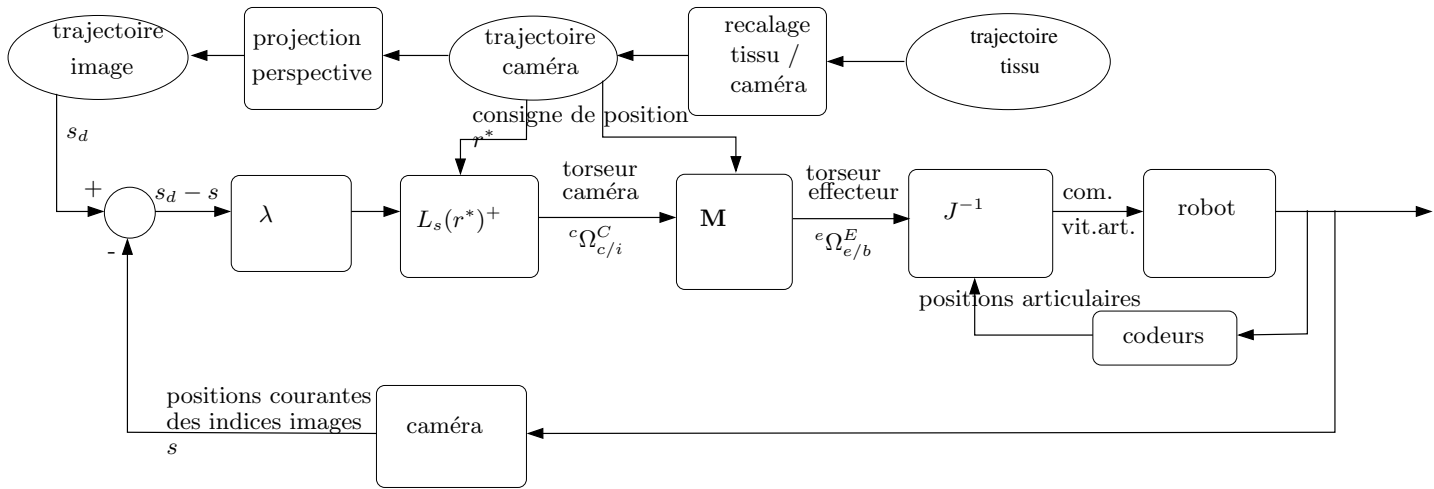


Fig. 5.16: Schéma de commande pour un suivi de chemin par asservissement visuel basé image. Le correcteur est un simple proportionnel.

nécessite la connaissance de la position de l'instrument par rapport à la caméra, qui peut être obtenue à partir de la trajectoire de consigne dans le repère de la caméra, et la position de l'instrument par rapport au torseur. Cette position peut être mesurée à la règle avant l'opération, car comme la matrice \mathbf{M} intervient dans la boucle directe de l'asservissement, elle n'a que peu d'influence sur la stabilité du système global.

En revanche, la trajectoire image est obtenue à partir de la projection perspective des indices visuels de la trajectoire exprimée dans le repère de la caméra. Il est donc indispensable de disposer d'un étalonnage précis de la caméra.

Calcul de la cinématique inverse

Nous avons jusqu'ici considéré que tous les axes du robot sont actionnés. En fait, pour le bras AESOP, seuls les trois premiers axes et la rotation propre sont commandables, les deux axes du poignet étant passifs et contraints par le passage de l'instrument par le point d'incision. Le bras AESOP est commandé en vitesse articulaire. Chaque commande envoyée vers le robot via une liaison série est composée de quatre vitesses articulaires correspondant aux quatre axes actifs $\dot{q}_a = (\dot{q}_1, \dot{q}_2, \dot{q}_3, \dot{q}_7)$. On notera q les positions articulaires de tous les axes mobiles : $q = \begin{pmatrix} q_a \\ q_p \end{pmatrix}$.

Les schémas de suivi de trajectoire proposés dans la section précédente utilisent une estimation du modèle cinématique inverse du robot. En général, la cinématique inverse est obtenue par inversion du jacobien direct du robot. L'expression analytique du jacobien direct d'un robot série comme le bras AESOP s'obtient sans difficulté en utilisant les relations de transfert de vitesses classiques ([KD02], [Cra89]) et le modèle géométrique du robot. Comme le modèle géométrique n'est pas connu exactement, le jacobien est approché, et on le notera $J(q)$. En considérant l'ensemble des axes mobiles du robot AESOP, le jacobien $J(q)$ est de dimensions 6×6 et donne la vitesse de l'effecteur du robot en fonction des vitesses articulaires :

$${}^e\Omega_{e/b}^E = J(q)\dot{q} \quad (5.12)$$

où \mathcal{F}_E est le repère de l'effecteur du robot et \mathcal{F}_B le repère attaché à la base du robot.

Considérons la vitesse opérationnelle désirée donnée sous la forme ${}^k\Omega_{k/q}^Q = ({}^k\omega_{k/q}, {}^kV_{k/q}^Q)$, c'est-à-dire les vitesses de rotation de l'instrument autour du trocart, et les vitesses de translation du point de l'instrument situé au niveau du trocart. Ce repère permet de facilement prendre en

compte les contraintes cinématiques imposées par le trocart : on a ${}^kV_{k/q}^Q = (0, 0, v_z)$ et la vitesse opérationnelle désirée sera finalement donnée par $\Omega_{op} = (\omega_x, \omega_y, \omega_z, v_z)$.

On souhaite calculer les vitesses articulaires permettant d'obtenir cette vitesse opérationnelle. La vitesse doit d'abord être exprimée au niveau de l'effecteur du robot. Pour cela on calcule le changement de point d'application du torseur cinématique et on obtient :

$${}^e\Omega_{e/b}^E = \begin{pmatrix} {}^eV_{e/b}^E \\ {}^e\omega_{e/b} \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} 0 & 0 & -d_1 & 0 \\ 0 & d_1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}}_{\mathbf{N}} \Omega_{op} \quad (5.13)$$

où d_1 est la distance entre l'effecteur du robot et le trocart.

Comme le robot AESOP dispose de six axes mobiles, les vitesses articulaires peuvent être obtenues à partir de la vitesse désirée de l'effecteur en utilisant une inversion numérique du jacobien, par

$$V_{art} = \dot{q} = \begin{pmatrix} \dot{q}_a \\ \dot{q}_p \end{pmatrix} J(\tilde{q})^{-1} {}^e\Omega_{e/b}^E \quad (5.14)$$

En appliquant les vitesses articulaires \dot{q}_a obtenues aux axes actionnés, on obtient la vitesse opérationnelle désirée et les axes passifs se déplacent à la vitesse articulaire \dot{q}_p calculée à condition que le torseur ${}^e\Omega_{e/b}^E$ soit réalisable, c'est-à-dire que la valeur de d_1 soit exacte.

Le calcul des vitesses articulaires nécessite donc l'estimation de la distance d_1 entre l'effecteur et le point d'incision. Une méthode d'estimation de cette distance a été proposée par Alexandre Krupa dans sa thèse [Kru03], et par Ortmaier *et al.* [OH00]. Nous avons vu que si le système robotique est bouclé par des capteurs extéroceptifs et commandé en vitesse opérationnelle, sa stabilité est garantie si $J(\tilde{q})^{-1} J(q) > 0$. A. Krupa a notamment montré qu'en fait d_1 agit comme un gain sur les deux premières composantes de ${}^e\Omega_{e/b}^E$ et que lorsque le système est bouclé par des capteurs extéroceptifs la stabilité du système est bonne même pour des estimations erronées.

Puisque nous utilisons des capteurs extéroceptifs pour boucler notre système, nous pouvons traiter le bras AESOP d'une façon très similaire à un robot six axes dont tous les axes sont actionnés. Nos schémas de commande utilisent la méthode proposée par Alexandre Krupa pour estimer la distance entre le trocart et l'effecteur du robot.

Dans la suite, nous noterons J_{part} la matrice jacobienne de dimensions 4×4 donnant le torseur opérationnel Ω_{op} en fonction des vitesses articulaires des axes actifs du robot [Kru03], tout en sachant qu'en pratique le calcul de J_{part} n'est pas nécessaire.

Effet des erreurs d'estimation du trocart sur le comportement du système

Nous avons vu que grâce à la boucle de retour introduite par la caméra (ou un système de localisation quelconque), les erreurs sur le modèle géométrique et sur la distance entre l'effecteur du robot et le point d'incision ont peu d'influence sur la stabilité du système. Cependant, nous avons supposé jusqu'ici que la consigne de position extraite de la trajectoire est faisable, c'est-à-dire que l'instrument dans la position de consigne passe par le trocart. En pratique, la trajectoire de consigne est calculée à partir d'une estimation de la position du trocart par rapport à la caméra endoscopique. Cette estimation étant soumise à des incertitudes, les positions de consigne ne passent pas par le point d'incision réel et sont donc inaccessibles en pratique.

Notre objectif est donc de trouver un schéma de commande qui minimise les erreurs de positionnement malgré les erreurs d'estimation de la position du trocart. Nous avons testé

différentes solutions basées sur des asservissements visuels 2D et 3D. Pour chaque schéma, nous donnons les résultats de simulation obtenus dans les conditions décrites par : $r_a = 5\text{mm}$, $T_{oq} = (0, -50, 50)^T \text{mm}$, $\beta = \pi$, $\psi = 0.57$, $\zeta = 0.8$, $d_{ES} = 10\text{mm}$, avec la position de la caméra par rapport aux tissus donnée par $T_{co} = (0, 15, 70)^T \text{mm}$ et $R_{co} = R_x(\frac{\pi}{2} + \frac{\pi}{5})R_z(\frac{\pi}{2})$. La position estimée du trocart est selon le cas

1. la position réelle (erreur d'estimation nulle),
2. $T_{oq} = (3, -53, 47)^T \text{mm}$, soit une erreur d'estimation de 5,2 mm,

Nous supposons que les indices images sont extraits sans erreur et que les reconstructions (pour les schémas de commande 3D) sont idéales.

Asservissement 2D avec 6 DDLs La plupart des asservissements visuels 2D utilisent une image de référence acquise par le système de vision durant une phase d'initialisation. Ainsi, même lorsque le robot ne dispose pas de six degrés de liberté non redondants, la position de consigne est accessible sauf en cas de mouvement de la base du robot. Dans notre application, les images de référence ne sont pas des images réelles, mais elles sont synthétisées à partir de paramètres estimés et correspondent donc en général à des positions du robot inaccessibles.

Dans une approche directe, on peut calculer l'erreur sur les primitives image $s_d - s$ et en déduire le torseur complet de l'instrument (6 DDLs) en utilisant la loi de commande suivante

$${}^i\Omega_{i/c}^I = \lambda \mathbf{M} \tilde{L}_s^+ (s_d - s(r)) \quad (5.15)$$

où \mathbf{M} est la matrice de transfert entre le mouvement apparent de la caméra et le mouvement de l'effecteur et où \tilde{L}_s est une estimation de la matrice d'interaction pour l'instrument. Pour une opération de suivi, on utilise la matrice d'interaction à la position désirée puisque la pose désirée de l'instrument r^* est définie :

$$\tilde{L}_s(r) = L_s(r^*) \begin{bmatrix} L_{droite}(d_1) \\ L_{droite}(d_2) \\ L_{pt}(p_1) \\ \vdots \\ L_{pt}(p_n) \end{bmatrix}$$

Le torseur complet est ensuite converti en vitesses articulaires à l'aide de l'équation 5.14, seules les vitesses des axes actifs étant appliquées.

La figure 5.17 montre les résultats obtenus pour le suivi de chemin dans les conditions données au début de la section, sans erreur sur la position estimée du trocart.

On constate que cette loi de commande conduit à un comportement instable du système même en l'absence d'erreur sur la position du trocart. Ce phénomène provient du fait qu'on tente d'asservir 6 DDLs alors qu'on ne dispose en réalité que de 4 DDLs. Le bloc constitué de l'inverse de la matrice d'interaction et de la matrice de changement de point d'application du torseur, génère des torseurs opérationnels impossibles à réaliser en pratique.

Asservissement 3D avec 6 DDLs Si on réalise un asservissement visuel 3D en considérant que les 6 DDLs opérationnels sont disponibles, alors, le comportement du système est bon à condition qu'il n'y ait pas d'erreur sur la position du trocart (voir figure 5.18). En effet, contrairement au cas 2D précédent, puisque la position courante et la position désirée de l'instrument passent par le point d'incision, l'erreur (*i.e.* la transformation $H_{i_{des}}$) correspond à une rotation autour du point de trocart et conduit à un torseur réalisable avec les quatre degrés de liberté effectivement disponibles. En revanche, lorsqu'il y a une erreur sur la position du trocart, l'erreur de positionnement constatée est très importante, mais le système reste stable pour des gains λ petits.

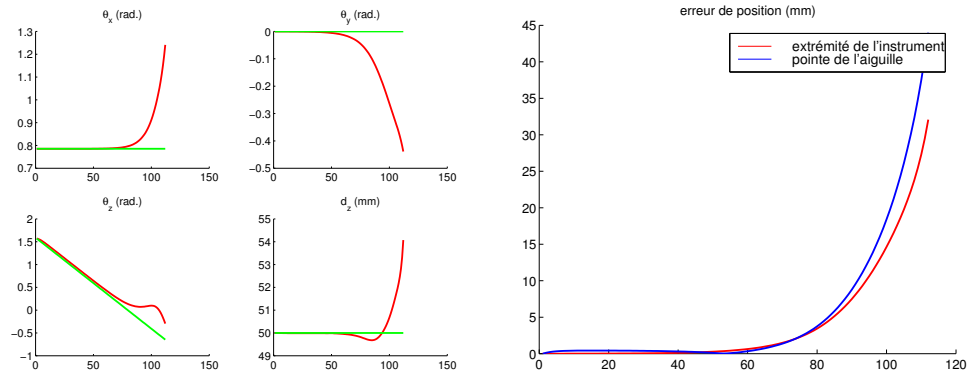


Fig. 5.17: Suivi de chemin par asservissement visuel 2D 6 DDLs sans erreur sur la position estimée du trocart. En vert la trajectoire de consigne et en rouge la trajectoire réalisée. A droite l'erreur de positionnement pour l'extrémité de l'instrument et la pointe de l'aiguille.

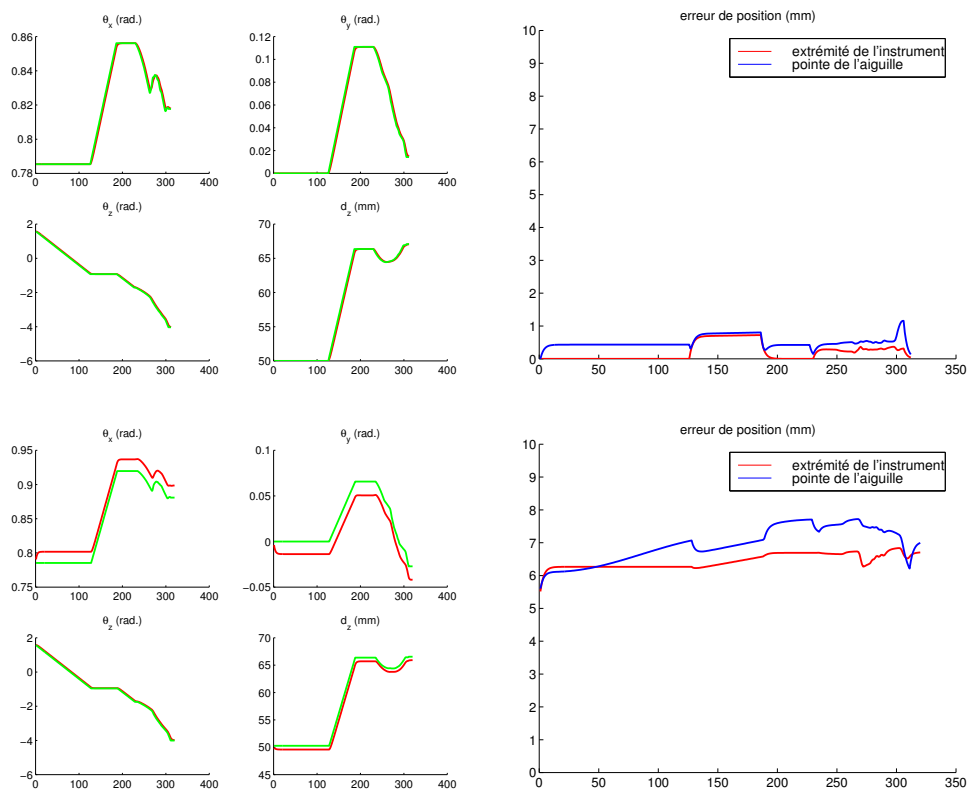


Fig. 5.18: Suivi de chemin par asservissement visuel 3D 6 DDLs. En haut, sans erreur sur la position estimée du trocart, en bas en utilisant la position estimée 2. En vert, la trajectoire de consigne et, en rouge, la trajectoire réalisée. A droite l'erreur de positionnement pour l'extrémité de l'instrument et la pointe de l'aiguille. Lorsque l'estimation de Q est bonne, le suivi est bon, les erreurs de positionnement observées étant des erreurs de traînage. En revanche, les erreurs sur l'estimation du point d'incision sont directement transmises en bout de chaîne cinématique.

Asservissement 3D avec 4 DDLs Lorsque la position du trocart est mal estimée, l'asservissement 3D, tel qu'il a été présenté dans la section précédente, tente d'asservir directement six degrés de liberté, ce qui n'est pas faisable. Il semble donc judicieux de limiter l'asservissement aux 4 DDLs disponibles. Une possibilité est de n'asservir qu'une partie de l'erreur de positionnement de façon à créer un vecteur d'erreur de dimension 4.

Comme c'est la position de l'extrémité de l'instrument qui nous intéresse en priorité (en fait le point de saisie de l'aiguille), on peut choisir d'asservir cette position et la rotation propre de l'instrument. Au lieu de calculer le déplacement complet entre la position courante et la position désirée H_{iides} , on calcule le déplacement de l'extrémité de l'instrument et la rotation propre entre la position courante et la position désirée en supposant que le porte-aiguille passe par la position estimée du trocart.

On peut choisir d'autres méthodes pour contraindre le passage par la position estimée du trocart. Par exemple, on peut conserver l'enfoncement d_z et l'orientation donnée par R_{ci} . Cela revient à rechercher une position de l'instrument passant par le trocart estimé et parallèle à la position mesurée. Mais, pour l'objectif recherché qui est la minimisation de l'erreur de positionnement au bout de l'instrument, cette solution n'est pas souhaitable.

La figure 5.19 donne les résultats de suivi en asservissant la position de l'extrémité de l'instrument et sa rotation propre. On constate que les erreurs de suivi sont identiques à celles obtenues avec 6 DDLs lorsque l'erreur d'estimation sur le trocart est nulle. En revanche, en cas d'erreur d'estimation, les erreurs en bout de chaîne cinématique sont très réduites, de l'ordre du millimètre ¹.

Asservissement 2D avec 4 DDLs Pour ne prendre en compte que les 4 DDLs disponibles dans un schéma d'asservissement visuel 2D, on peut utiliser une matrice d'interaction partielle entre le vecteur de commande $\Omega_{op} = (\omega_x, \omega_y, \omega_z, v_z)$ et les mouvements des indices visuels.

La matrice jacobienne totale L_{tot} exprimant la vitesse des primitives image en fonction du torseur ${}^k\Omega_{k/q}^K$ utilisée est alors de la forme

$$\dot{s} = L_s \mathbf{P} \Omega_{op} = \underbrace{L_{tot}}_{6 \times 4} \Omega_{op} \quad (5.16)$$

où L_s est la matrice d'interaction pour l'instrument et où \mathbf{P} est la matrice de passage entre le torseur de l'instrument et le torseur apparent de la caméra :

$$P = \underbrace{\begin{bmatrix} -r_3 & -\mathbf{AS}(T_{c_troc})R_{ci} \\ 0 & -R_{ci} \end{bmatrix}}_{6 \times 4} \quad (5.17)$$

où T_{c_troc} est la position estimée du trocart par rapport à la caméra et r_3 la troisième colonne de R_{ci} .

Si la position estimée du trocart est exacte, alors le suivi se fait correctement. En revanche, en cas d'erreur sur la position du trocart, les erreurs de positionnement en bout de chaîne cinématique sont importantes (voir figure 5.20).

Toutefois, nous avons montré que si la position du trocart a été estimée à l'aide de la méthode présentée dans le chapitre 4, les erreurs commises sur l'estimation ne sont pas quelconques, mais selon des directions particulières. Considérons la position estimée $T_{oq} = (1, 6, -46, 6, 44, 9)^T$. Elle correspond à une erreur d'estimation de 6,3mm dont les coordonnées dans le repère \mathcal{F}_R , tel qu'il a été défini dans le chapitre 4, sont $(2, 0.5, 6)^T$. La figure 5.21 montre les résultats obtenus dans ce cas.

¹ Les erreurs initiales proviennent d'une estimation erronée de la position initiale de l'instrument due à l'erreur d'estimation sur le point d'incision.

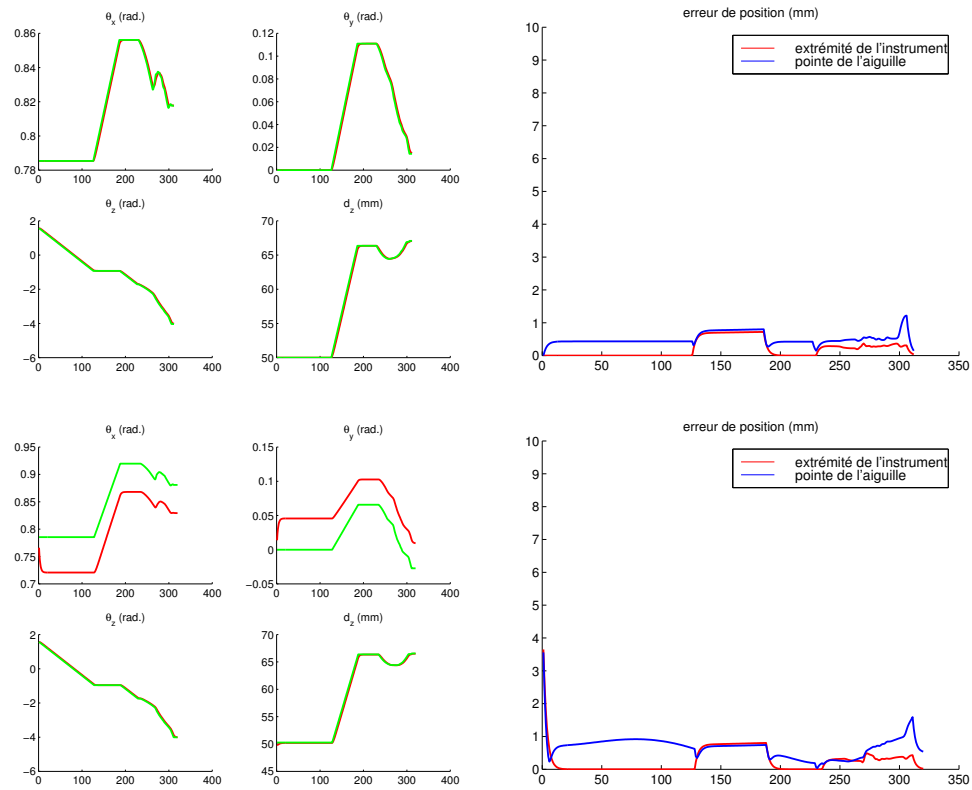


Fig. 5.19: Suivi de chemin par asservissement visuel 3D 4 DDLs. En haut, sans erreur sur la position estimée du trocart, en bas en utilisant la position estimée 2. Les erreurs de positionnement en bout de chaîne cinématique sont faibles malgré les erreurs sur la position du trocart .

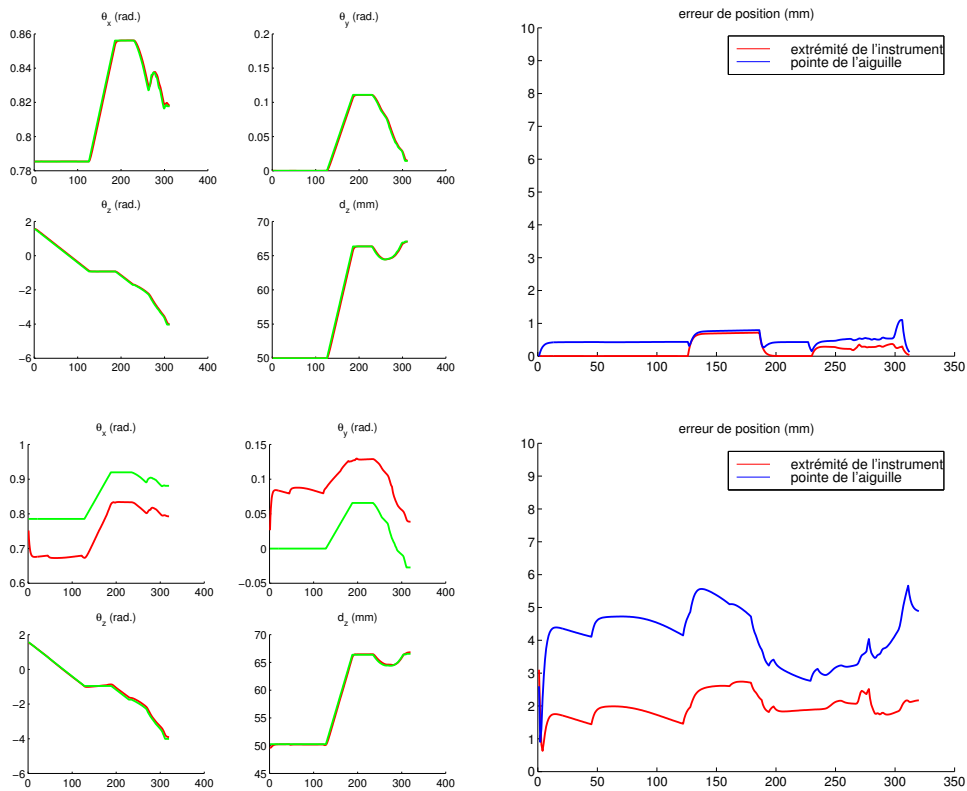


Fig. 5.20: Suivi de chemin par asservissement visuel 2D 4DDLs. En haut, sans erreur sur la position estimée du trocart, en bas en utilisant la position estimée 2. Les erreurs de positionnement en bout de chaîne cinématique sont importantes en cas d'erreur sur la position du trocart.

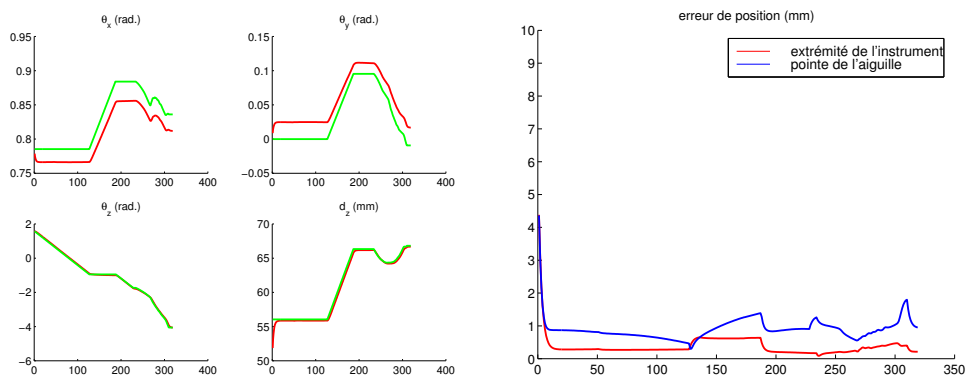


Fig. 5.21: Suivi de chemin par asservissement visuel 2D 4DDLs dans le cas d'une erreur d'estimation de la position du trocart selon les axes x_R et z_R . Les erreurs de positionnement en bout de chaîne cinématique sont correctes malgré l'erreur sur la position du trocart.

On constate que les résultats obtenus sont satisfaisants et que dans ce cas l'erreur de positionnement en bout de chaîne cinématique est nettement inférieure à l'erreur commise sur la position du trocart.

Choix d'une méthode de suivi

Cette courte étude montre qu'il est souhaitable de limiter l'asservissement à 4 DDLs. Les résultats des méthodes basées sur des asservissements visuels 3D sont en fait valables pour tous les asservissements utilisant des navigateurs externes et basés sur des reconstructions 3D. Les asservissements visuels 3D limités à 4 DDLs donnent de bons résultats, mais nous avons supposé que les indices visuels étaient extraits sans erreur. Il est connu dans le domaine des asservissements visuels que les schémas de commande basés image sont moins sensibles aux erreurs d'extraction des indices images que les schémas basés objet. De plus, les asservissements 2D sont bien adaptés aux tâches de suivi pour lesquelles les erreurs restent faibles. Nous avons donc choisi d'utiliser un asservissement basé image et limité à 4 DDLs, tout en gardant à l'esprit que les précisions de positionnement obtenues seront bonnes si la position du point d'incision est estimée à l'aide des images endoscopiques en utilisant des positions de l'instrument autour de la zone de suture.

5.3.4 Schéma de commande

Le schéma utilisé pour commander l'instrument est présenté sur la figure 5.22. Il est très semblable à celui présenté dans la section 5.3.3. Toutefois, afin de diminuer les erreurs de traînage, nous utilisons un terme d'anticipation prenant en compte la vitesse de consigne de l'instrument en plus de l'erreur de positionnement. Ainsi, le torseur cinématique à appliquer au robot en fonction des indices image désirés s_d , des indices courants s , de la pose désirée de l'instrument par rapport à la caméra r^* s'exprime de la façon suivante :

$$\Omega_{op} = \lambda \tilde{L}_{tot}^+(s - s_d) + \Omega_{opdes} \quad (5.18)$$

Ω_{opdes} est la vitesse cinématique de consigne exprimée au point d'incision. Elle peut être calculée à partir des consignes exprimées dans le repère attaché au trocart \mathcal{F}_Q . Pour chaque position j le long de la trajectoire donnée par $T_{ki_j} = [0, 0, d_{z_j}]$ et R_{qk_j} , on calcule $v_z^{des} = d_{z_{j+1}} - d_{z_j}$ et $R_{k_j k_{j+1}} = R_{qk_j}^T R_{qk_{j+1}}$ qui est ensuite transformé en un torseur ω_j en utilisant la formule de Rodrigues [HM95].

5.3.5 Passage d'aiguille robotisé

La réalisation du passage automatique de l'aiguille dans les tissus à l'aide du bras AESOP utilise tous les développements présentés précédemment. Elle permet donc de tester globalement la faisabilité d'un système d'assistance au passage d'aiguille.

Calcul d'un chemin d'approche

Les chemins calculés à partir des méthodes présentées dans le chapitre 3 débutent avec la pointe de l'aiguille au niveau du point d'entrée désiré. Il est donc nécessaire de générer un mouvement permettant d'amener l'aiguille de sa position de départ définie par $(\theta_{x0}, \theta_{y0}, \theta_{z0}, d_{z0})$ à la position initiale du chemin définie par $(\theta_{x_{ini}}, \theta_{y_{ini}}, \theta_{z_{ini}}, d_{z_{ini}})$. Ce mouvement doit éviter les organes et il peut être nécessaire d'utiliser une méthode de planification. Si on dispose d'un modèle complet des organes, une méthode basée sur des champs de potentiels semble être une solution envisageable car les obstacles sont en général peu nombreux.

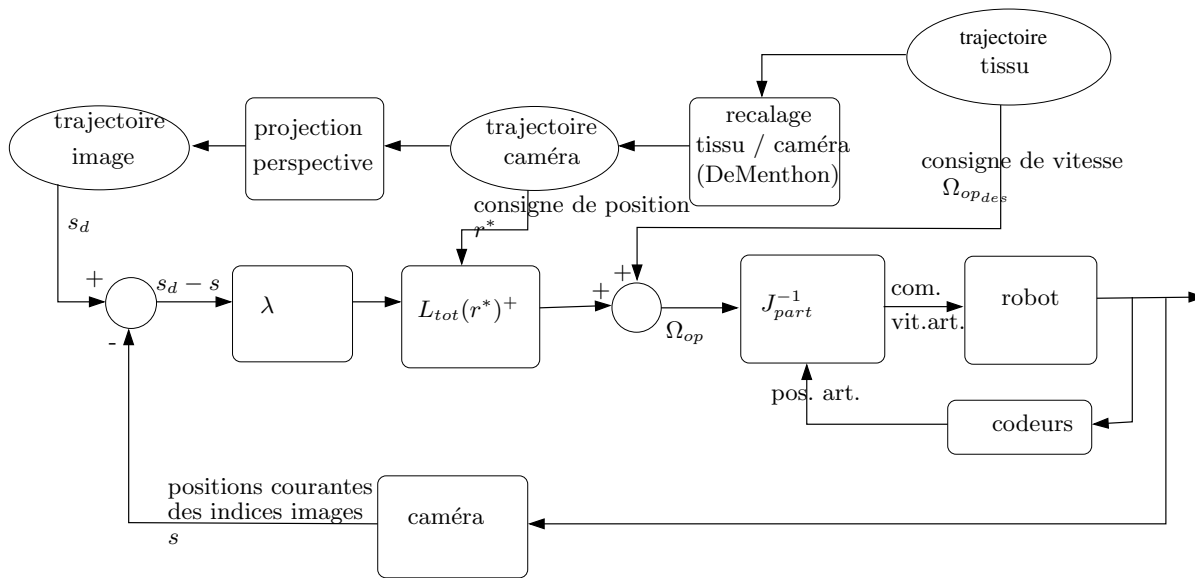


Fig. 5.22: Schéma de commande utilisé pour le suivi de trajectoire par asservissement visuel 2D

En l'absence de modèle complet, nous générons un chemin très simple composé de trois phases :

1. rotation de l'instrument autour de son axe de sorte à éloigner la pointe de l'aiguille des tissus à suturer. L'objectif est de faire en sorte qu'à la fin de la phase suivante la pointe de l'aiguille ne soit pas en contact avec les tissus.
2. translation en ligne droite de l'instrument. A la fin de cette phase, le point de saisie H est dans la position qu'il occupe dans la position initiale de l'aiguille, *i.e.* $\theta_x = \theta_{x_{ini}}$, $\theta_y = \theta_{y_{ini}}$, $d_z = d_{z_{ini}}$.
3. rotation de l'instrument autour de son axe pour amener la pointe de l'aiguille au point d'entrée désiré.

Résultats d'expérience en laboratoire

Nous présentons dans cette section les résultats d'un passage d'aiguille robotisé réalisé en laboratoire.

La position du tissu par rapport à la caméra est estimée en utilisant la reconstruction du plan quadrillé. La position du trocart et les paramètres de saisie sont estimés comme cela a été expliqué dans le chapitre 4. Les points d'entrée et de sortie sont fournis par l'utilisateur à l'aide de la souris. La trajectoire est ensuite générée et après validation de l'utilisateur, le suivi débute.

Le suivi est réalisé à une fréquence de 8.33 images par seconde (période de 120 ms). La méthode de suivi par asservissement visuel 2D nécessite que les positions de consigne le long du chemin soient proches les unes des autres afin de garantir la stabilité du système. Le chemin initial a été calculé avec 100 échantillons pour ρ , 60 échantillons pour β_n pour le chemin sous les tissus et 30 échantillons pour β_n pour la sortie de l'aiguille. Les positions obtenues de l'aiguille sont trop éloignées les unes des autres pour obtenir un bon comportement et le chemin a donc été interpolé et ré-échantillonné selon la méthode donnée en section 5.3.3. Au total, le chemin complet entre la position de départ du porte-aiguille et la position d'arrivée est constitué de 700 positions. A la fréquence de fonctionnement, le chemin total demande donc plus d'une minute. Cette durée est excessive et un effort important sur la réduction des temps de traitement est nécessaire.

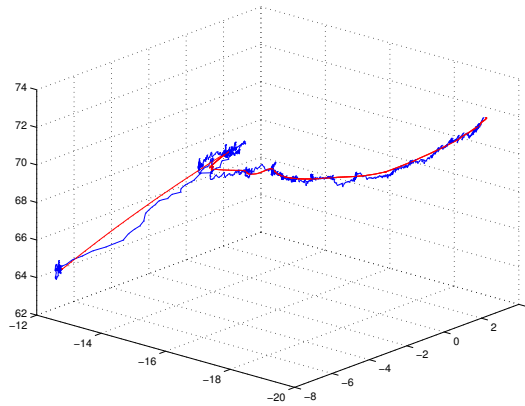


Fig. 5.23: En rouge le chemin de consigne et en bleu le chemin mesuré, exprimés dans le repère de la caméra.

La figure 5.23 présente le chemin de consigne et le chemin mesuré de l'extrémité de l'instrument exprimé dans le repère de la caméra. Compte tenu du fait que le chemin mesuré fait intervenir une reconstruction 3D de la pose de l'instrument, le suivi est satisfaisant. Cela est confirmé par la figure 5.24 qui montre quelques images acquises par la caméra endoscopique le long du chemin de l'aiguille. On constate que le chemin que la tâche est réalisée correctement.

La méthode de suivi par asservissement visuel 2D réduit à 4 DDLs proposée a quelques inconvénients :

- la méthode est sensible aux conditions d'éclairage contrairement à des méthodes utilisant des navigateurs externes [BBC01],
- le système actuel est lent,
- il n'y a pas de garantie de précision contrairement à un système commercial,
- la méthode nécessite un étalonnage préopératoire précis de la caméra et il n'est pas possible de modifier la mise au point ou le zoom pendant l'opération.

Toutefois, elle présente des avantages non négligeables :

- elle ne nécessite pas de matériel supplémentaire (pas de navigateur), ce qui est souhaitable pour l'installation dans la salle d'opération,
- elle ne nécessite pas de recalage entre la caméra et un système externe si un modèle des tissus peut être obtenu par la caméra,
- elle évite les erreurs provenant des procédures de reconstruction 3D,
- elle est peu sensible aux bras de levier importants entre le point d'incision et la zone de suture puisque les indices visuels sont attachés près de l'extrémité de l'instrument et que le suivi est réalisé au plus près de la zone où la précision est importante.

5.4 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre quelques applications d'assistance à la suture pouvant être mises en oeuvre assez facilement à partir des analyses et des solutions proposées dans les chapitres précédents.

Nous avons proposé des méthodes d'optimisation des paramètres de saisie ainsi que des définitions mathématiques de la dextérité pour le passage d'aiguille. Les critères utilisés peuvent être introduits dans des algorithmes d'optimisation globaux comme ceux proposés par Adhami.

Nous avons également montré que des applications de réalité augmentée basées sur les études cinématiques que nous avons proposées peuvent permettre de fournir des informations très utiles aux chirurgiens.

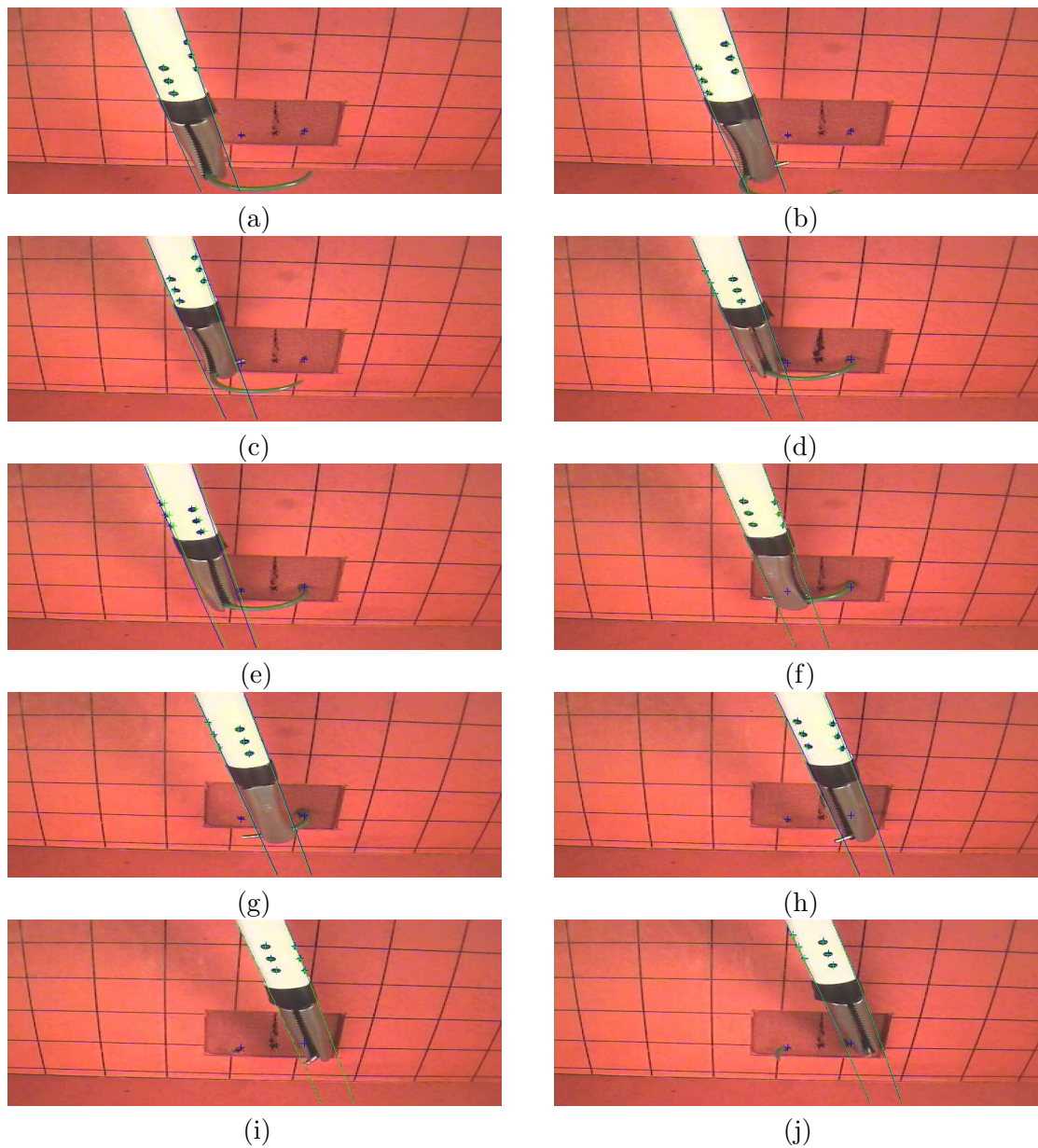


Fig. 5.24: (a-d) chemin d'approche (a) position de départ - (b) fin de la rotation propre - (c) fin de la translation - (d) fin de la rotation amenant la pointe au point d'entrée désiré - (e-h) chemin sous le tissu - (i-j) sortie de la pointe de l'aiguille. En bleu les indices images extraits et en vert la projection des indices images dans la position désirée.

Comme à notre connaissance aucune tâche de suivi de trajectoire n'a été réalisée en chirurgie laparoscopique, nous avons étudié l'influence d'une mauvaise estimation de la position du trocart sur différents schémas de commande. Nous avons notamment montré que les asservissements visuels 2D limités à 4 DDLs sont robustes aux erreurs commises en utilisant la méthode d'estimation proposée dans le chapitre 4. Enfin, la réalisation d'une trajectoire robotisée a permis de valider les méthodes proposées pour l'assistance robotisée et pour l'assistance manuelle à la suture, dans des conditions de laboratoire proches des conditions d'apprentissage de la chirurgie laparoscopique.

Conclusion

Depuis le milieu des années 90 les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GM-CAO) ont connu un développement très important. L'assistance apportée au chirurgien permet, selon les cas et le type de chirurgie, d'augmenter la précision du geste, d'améliorer le confort du chirurgien ou sa dextérité, ou encore de lui apporter des informations qu'il ne peut pas obtenir sans aide extérieure.

La chirurgie à invasion minimale est un champ d'application privilégié des GMCAOs, en raison des avantages qu'elle apporte au patient par la diminution des durées de guérison et la réduction des traumatismes mais aussi et surtout en raison des difficultés qu'elle génère pour les chirurgiens. Ainsi, en coelioscopie, la tâche de suture, une des plus couramment réalisées, devient particulièrement délicate. La première phase de ce geste qui consiste à faire passer une aiguille usuellement circulaire dans les tissus à l'aide d'un porte-aiguille se révèle problématique à cause des nombreuses limitations imposées par ce type de chirurgie.

D'une part les mouvements de l'instrument chirurgical sont limités et inversés en raison du passage par un point d'incision fixe dans la paroi abdominale. Certaines orientations de l'instrument ne sont plus accessibles et les mouvements possibles de l'aiguille deviennent complexes. D'autre part, l'image de la zone opérée est obtenue à l'aide d'une caméra endoscopique monoculaire et visualisée sur un écran. La restitution de la scène opératoire est donc indirecte et il est très difficile d'estimer à partir d'une image plane la profondeur et les angles des instruments. Par conséquent, il est délicat pour le chirurgien de prévoir les mouvements réels possibles de l'aiguille de suture et donc de planifier la tâche. En pratique, le chirurgien est contraint de réaliser le passage d'aiguille par essais successifs et les déformations des tissus mises en jeu peuvent être importantes, ce qui n'est pas souhaitable lorsque les tissus sont fragiles.

Contributions

Nous avons proposé dans ce travail des solutions pour l'aide au passage d'aiguille dans les tissus, dans le cadre de la coelioscopie. Cette assistance concerne la planification de chemins pour l'aiguille qui minimisent les déformations longitudinales des tissus, le choix des paramètres influant sur la qualité de la suture et la réalisation semi-automatique du mouvement de l'aiguille.

Nous avons tout d'abord proposé un modèle géométrique et cinématique du système constitué du porte-aiguille et de l'aiguille, ainsi qu'un modèle de la tâche. Les contraintes de positionnement de l'aiguille dans les mâchoires du porte-aiguille, appelées contraintes de saisie, ont été définies et la pose relative de l'aiguille et du porte-aiguille a été formalisée. Nous avons également mis en évidence quelques propriétés intéressantes des mouvements possibles de l'aiguille lorsqu'un de ses points doit être maintenu à une position donnée de l'espace de travail.

A partir de ces propriétés et de ces modèles, nous avons étudié les conditions permettant de trouver un chemin sans déformation entre un point d'entrée et un point de sortie désirés, dans le cas de tissus plans. L'étude théorique et géométrique a permis de dériver une propriété simple pour le choix des paramètres de saisie et pour le choix d'un point d'incision qui garantissent de

bonnes conditions de suture. Nous avons notamment prouvé que la position du point d'incision par rapport à la normale à la surface des tissus à suturer, a une influence significative sur l'existence de chemins.

Malheureusement, ces règles de choix sont assez conservatives et elles ne peuvent pas être utilisées quelle que soit la géométrie des tissus à suturer. Afin de pouvoir planifier le passage d'aiguille dans des cas plus complexes, nous avons proposé une étude discrète du problème du passage de l'aiguille dans les tissus. Nous avons montré que ce problème s'apparente à la recherche d'un chemin optimal dans un espace des configurations encombré et de dimension 4. Ce problème n'a pas de solution simple, et les techniques usuelles de génération de chemin utilisées en robotique ne permettent pas de le résoudre directement. Afin d'apporter une solution à ce problème, nous avons proposé d'exprimer les mouvements dans un repère attaché au point d'entrée désiré. Le problème de la planification peut alors être ramené à un nouvel espace de configuration de dimension 2 et faiblement encombré. L'utilisation de techniques de planification simples, basées sur une décomposition approchée de l'espace des configurations en cellules, a alors permis de résoudre le problème initial.

La réalisation pratique de la planification de chemin nécessite la connaissance de données spatiales telles que la pose relative de l'aiguille et du porte-aiguille ou la position du point d'incision par rapport aux tissus. En GMCAO, la connaissance de ce type d'informations est un des points clés de la réussite des gestes. Pour cela, de nombreuses solutions, souvent commerciales, ont été proposées, la plupart basées sur l'utilisation de systèmes de localisation optiques ou magnétiques et de marqueurs qui doivent être rigidement liés aux objets à localiser. Ces solutions ne sont cependant pas applicables à l'estimation de la pose de l'aiguille par rapport au porte-aiguille car il est impossible d'attacher un marqueur, même miniature, à l'aiguille, sans entraver son passage dans les tissus. Nous avons proposé une méthode d'estimation des données métriques nécessaires basée sur l'utilisation d'une caméra endoscopique couleur. Nous utilisons également une modélisation simple des instruments, ainsi qu'un marquage structurant de l'instrument et un marquage fréquentiel de l'aiguille,

Les contraintes de rapidité des traitements (quasi temps-réel), nous ont conduit à utiliser des outils simples de traitement d'image. Parmi les nombreuses méthodes disponibles, nous avons montré l'intérêt de travailler dans les espaces de couleur Hue(H), Saturation (S) et Intensité (I). Des méthodes globales d'approximation robuste des primitives images ont permis d'obtenir une bonne robustesse vis-à-vis des conditions d'éclairage, des occlusions possibles et des saturations dues aux spécularités.

La reconstruction des informations 3D a été réalisée en utilisant le principe des asservissements visuels virtuels. Ce formalisme a permis d'imposer simplement les contraintes de saisie et la redondance d'information lors du processus de reconstruction conduisant à l'estimation des paramètres de saisie.

Nous avons également montré qu'il est possible d'obtenir la position du point d'incision dans l'abdomen à partir des images de l'instrument.

Ces techniques ont aussi permis le suivi quasi temps-réel d'un instrument de chirurgie dans les conditions de la coelioscopie, en utilisant uniquement des marqueurs passifs.

Nous avons montré dans le cinquième chapitre qu'il est possible d'envisager une aide à la suture manuelle en utilisant des outils de réalité augmentée. Les méthodes de planification de chemins permettent de résoudre les problèmes de passage d'aiguille dans des conditions

complexes. Les chemins générés peuvent alors servir de chemins de référence pour une suture manuelle.

Dans le cadre de l'aide robotisée à la chirurgie, nous avons proposé de réaliser le suivi de chemin à l'aide d'un robot de chirurgie. Nous avons présenté les avantages et les inconvénients de différents schémas de commande permettant de réaliser l'étape de suivi. Nous avons notamment étudié l'impact d'une mauvaise estimation de la position du trocart pour différents types d'asservissements. Le choix d'un asservissement visuel basé image pour le guidage de l'instrument a permis de réaliser la tâche de passage d'aiguille de façon autonome dans des conditions de laboratoire. Nous avons ainsi montré qu'il est possible de réaliser des suivis de chemins dans les conditions de la laparoscopie. La précision de réalisation de la tâche obtenue est satisfaisante et permet de valider l'ensemble des méthodes de planification, de traitement d'images et de suivi robotisé proposées. Toutefois, les perturbations, dues par exemple aux mouvements de respiration, ne peuvent pas être simplement compensées. La même méthode peut cependant être appliquée dans le cadre plus général des tâches chirurgicales de coelioscopie pouvant être planifiées.

Perspectives

Les travaux présentés dans ce mémoire ont été limités à des conditions simplifiées similaires aux conditions rencontrées sur des mannequins. Les mouvements physiologiques n'ont pas été pris en compte et les déformations transversales n'ont pas été considérées. Tenir compte des comportements dynamiques des tissus est une tâche complexe mais qui est nécessaire pour pouvoir aider le chirurgien dans des conditions réelles. Toutefois, cette prise en compte est un problème ouvert dans le domaine des GMCAOs.

Le couplage de notre système avec un système de mesure de la forme des tissus à suturer est un prolongement direct possible de ce travail. Il pourrait ainsi être possible de valider une procédure complète d'assistance robotisée à la suture, de l'acquisition préopératoire ou peropératoire des modèles, à la réalisation semi-autonome de la tâche de suture, en passant par la simulation et la planification de l'opération. Cependant, certaines parties de notre travail ne nécessitent pas d'interactions avec les tissus et peuvent donc être testées dans un environnement plus réaliste. Nous prévoyons, par exemple, de réaliser la planification d'un chemin d'approche de l'aiguille et le suivi de ce chemin *in vivo*.

L'étude et la planification des chemins a été limitée au cas d'un porte-aiguille conventionnel de chirurgie laparoscopique. De nouveaux instruments disposant d'axes supplémentaires mais bloqués pendant l'opération ont fait leur apparition récemment. Il serait intéressant de calculer la position optimale des axes bloqués pour la réussite de la suture, sur le modèle de ce qui a été proposé pour le calcul de la prise d'aiguille optimale.

Les résultats obtenus ouvrent un vaste champ d'applications dans le domaine de la simulation et de l'apprentissage des gestes chirurgicaux en laparoscopie. Pour l'instant, l'utilisation des chemins de référence est délicate. Il faudrait pouvoir guider visuellement les gestes du chirurgien afin qu'il puisse simplement suivre les chemins planifiés, c'est-à-dire réaliser un guidage dynamique par réalité augmentée. Une autre idée est d'utiliser des systèmes robotiques synergiques permettant de guider les mouvements du chirurgien tout en lui laissant la maîtrise des mouvements. Un robot de manipulation endoscopique d'architecture proche de celle du MC²E [ZOM04] pourrait offrir une solution. Avec de tels systèmes, un outil complet de planification et d'apprentissage du passage d'aiguille pourrait être proposé.

ANNEXE

Annexe A

ETUDE DES COURBES CRÉÉES PAR LES CAS LIMITES

A.1 Etude de la tangence de \mathcal{C}_H avec le tissu

Les équations traduisant que le cercle \mathcal{C}_H est tangent avec le tissu, en dessous du tissu sont :

$${}^m Z_H > Z_M \quad (\text{A.1})$$

$$R_H \tan(\gamma) = {}^m Z_H - Z_M \quad (\text{A.2})$$

En utilisant les expressions du rayon et de la profondeur des cercles données par les équations 2.25 et 2.26, l'équation A.1 devient :

$$-Z_N \sqrt{Z_M^2 - X_N^2 - Y_N^2} > X_N^2 + Y_N^2 \quad (\text{A.3})$$

On obtient finalement le système suivant, composé de deux inéquations et d'une équation :

$$Z_N < 0 \quad (\text{A.4})$$

$$Z_M > -\frac{\sqrt{(X_N^2 + Y_N^2)(X_N^2 + Y_N^2 + Z_N^2)}}{Z_N} \quad (\text{A.5})$$

$$-(X_N^2 + Y_N^2) + t\gamma \sqrt{X_N^2 + Y_N^2} Z_N = \sqrt{Z_M^2 - (X_N^2 + Y_N^2)} (Z_N + t\gamma \sqrt{X_N^2 + Y_N^2}) \quad (\text{A.6})$$

qui relie l'angle γ à la distance $Z_M = \|T_{OQ}\|$ en fonction de la position du point N fixé au point d'entrée. La première inéquation montre qu'il n'y a pas de limite due à la tangence du cercle \mathcal{C}_H lorsque $Z_N \geq 0$. En mettant l'équation A.6 au carré, on obtient une équation de la forme

$$(AZ_M \sin(\gamma) + BZ_M \cos(\gamma))^2 = C^2 \quad (\text{A.7})$$

avec $A = \sqrt{X_N^2 + Y_N^2}$, $B = Z_N$ et $C = \sqrt{(X_N^2 + Y_N^2)(X_N^2 + Y_N^2 + Z_N^2)}$. En notant que la position du trocart dans le plan $Y = 0$ s'écrit :

$$T_{OQ} = \begin{bmatrix} Z_M \sin(\gamma) \\ 0 \\ Z_M \cos(\gamma) \end{bmatrix}$$

on remarque que l'équation A.7 correspond à l'équation de deux droites :

$$D1 : AX + BZ + C = 0 \quad (\text{A.8})$$

$$D2 : -AX - BZ + C = 0 \quad (\text{A.9})$$

On peut montrer que dans le quadrant ($X_Q > 0, Z_Q > 0, Y_Q = 0$), l'équation initiale A.6 est vérifiée uniquement par la droite $D1$ lorsque $Z_N < 0$. De plus la droite $D1$ a une pente positive et elle coupe l'axe $X = 0$ en

$$Z = -\frac{\sqrt{(X_N^2 + Y_N^2)(X_N^2 + Y_N^2 + Z_N^2)}}{Z_N}$$

Par conséquent, tous les points de $D1$ dans le premier quadrant vérifient l'inéquation A.5.

La tangence du cercle \mathcal{C}_H avec le tissu crée donc une droite limite D dans le quadrant ($X_Q > 0, Z_Q > 0, Y_Q = 0$)

$$D : \sqrt{X_N^2 + Y_N^2}X + Z_N Y + \sqrt{(X_N^2 + Y_N^2)(X_N^2 + Y_N^2 + Z_N^2)} = 0 \quad (\text{A.10})$$

dont les paramètres dépendent du point N fixé et des paramètres de saisie de l'aiguille.

A.2 Calcul des paramètres des hyperboles limites lorsque l'aiguille est dans le plan des tissus

Lorsque l'aiguille est dans le plan du tissu, deux cas peuvent se présenter. La normale à l'aiguille z_A peut être dans le même sens que la normale au tissu z_O , ou dans le sens opposé.

Les points de l'axe de l'instrument (notés G) ont leur position dans le repère du tissu \mathcal{F}_O donnée par

$${}^oG = T_{OH} + R_{oi}\lambda(0, 0, -1)^T \quad (\text{A.11})$$

avec $\lambda > 0$. On recherche les points G appartenant au quadrant ($X_Q > 0, Y_Q = 0, Z_Q > 0$).

Lorsque α varie (l'aiguille tourne dans le plan du tissu), l'axe de l'instrument crée un hyperboloïde à une nappe de révolution [mat] dont l'axe est la normale aux tissus au point E^* . Son intersection avec le quart de plan considéré est une portion d'hyperbole dont l'équation est de la forme

$$\mathcal{H} : \frac{X^2}{A^2} - \frac{(Z - Z_o)^2}{B^2} = 1 \quad (\text{A.12})$$

Nous présentons ici le calcul des paramètres de l'hyperbole en fonction de ψ, ζ, β et β_n .

A.3 Cas où z_A et z_O sont dans le même sens

Dans ce cas, on a

$$R_{oa} = R_z(\alpha)$$

et

$$T_{OH} = d_{HN}(\cos \nu, \sin \nu, 0)^T$$

avec $\nu = \alpha + \frac{\pi}{2} + \frac{\beta}{2} + \frac{\beta_n}{2}$ (voir figure 2.24) et où $d_{HN} = d_{EH}$ est la distance entre le point de saisie et le point d'entrée.

Dans le cas général où $\sin(\alpha + \beta)\sin\psi\cos\zeta + \cos(\alpha + \beta)\sin\zeta \neq 0$, l'équation ${}^oG_y = 0$ conduit à

$$\lambda = \frac{d_{HN}\sin\nu}{-\sin(\alpha + \beta)\sin\psi\cos\zeta - \cos(\alpha + \beta)\sin\zeta} \quad (\text{A.13})$$

Dans le cas particulier où le dénominateur de l'expression précédente est nul, l'axe de l'instrument est parallèle au plan $Y = 0$. Il n'y a donc pas de valeur finie de λ solution, sauf si $\nu = k\pi$. Dans

ce dernier cas, l'axe de l'instrument est dans le plan $Y = 0$ et l'hyperbole est dégénérée en deux droites. Les points des droites sont alors définis par

$$X = \pm d_{HN} - \lambda(\sin(\alpha + \beta) \sin \zeta - \cos(\alpha + \beta) \sin \psi \cos \zeta) \quad (\text{A.14})$$

$$Z = -\lambda \cos \psi \cos \zeta \quad (\text{A.15})$$

avec :

$$\alpha + \beta = -\arctan \frac{\tan \zeta}{\sin \psi} + k\pi$$

Après calcul, on obtient

$$Z = \pm \frac{|\cos \psi|}{\sqrt{\tan^2 \zeta + \sin^2 \psi}} (X \pm d_{HN}) \quad (\text{A.16})$$

et les droites de pente positive dans le quadrant qui nous intéresse ont un coefficient directeur valant $\frac{|\cos \psi|}{\sqrt{\tan^2 \zeta + \sin^2 \psi}}$.

Dans le cas d'une prise "normale" de l'aiguille ($\psi = k\pi$, $\zeta = 0$), les droites deviennent parallèles à l'axe $X = 0$, et la droite du demi-plan $X > 0$ a alors pour équation :

$$X = d_{HN} = 2r_a \sin \frac{\beta - \beta_n}{2}$$

Dans le cas général, en utilisant l'équation A.11, on obtient les coordonnées oG_x et oG_z du point G dans le plan $Y = 0$. Ces coordonnées sont les positions du trocart permettant d'amener le plan de l'aiguille dans le plan du tissu.

$$X = d_{HN} \cos \nu - \lambda(\sin(\alpha + \beta) \sin \zeta - \cos(\alpha + \beta) \sin \psi \cos \zeta) \quad (\text{A.17})$$

$$Z = -\lambda \cos \psi \cos \zeta \quad (\text{A.18})$$

Après calcul et simplification, ces équations peuvent se mettre sous la forme

$$X = d_{HN} \frac{s\zeta s^{\frac{\beta - \beta_n}{2}} - s\psi c\zeta c^{\frac{\beta - \beta_n}{2}}}{s(\alpha + \beta) s\psi c\zeta + c(\alpha + \beta) s\zeta} \quad (\text{A.19})$$

$$Z = d_{HN} \frac{\sin \nu c\psi c\zeta}{s(\alpha + \beta) s\psi c\zeta + c(\alpha + \beta) s\zeta} \quad (\text{A.20})$$

Avec les plages de variation choisies pour ζ et ψ qui imposent $c\zeta > 0$, on voit que les conditions $\lambda > 0$ et $Z > 0$ ne peuvent être vérifiées simultanément que si $\psi > \frac{\pi}{2}$, c'est-à-dire pour une prise "droite" de l'aiguille. Cela traduit simplement le fait que lorsque la prise de l'aiguille est "gauche" et que l'aiguille est orientée avec z_A dans le même sens que z_O , alors l'instrument est en dessous du tissu. Il n'y a donc pas de position acceptable du trocart permettant d'amener le plan de l'aiguille dans le plan du tissu.

Pour déterminer les paramètres A , B et Z_o de l'hyperbole, on cherche la valeur de α pour laquelle $\frac{dX}{dZ} = 0$. A partir de A.17, on calcule $\frac{dX}{d\alpha} = \frac{\partial X}{\partial \alpha} + \frac{\partial X}{\partial \lambda} \frac{\partial \lambda}{\partial \alpha}$. Après calcul on obtient $\frac{\partial X}{\partial \alpha} = 0$, ce qui conduit à :

$$\frac{dX}{d\alpha} = (-\sin(\alpha + \beta) \sin \zeta - \cos(\alpha + \beta) \sin \psi \cos \zeta) \frac{d\lambda}{d\alpha} \quad (\text{A.21})$$

et

$$\frac{dZ}{d\alpha} = -\cos \psi \cos \zeta \frac{d\lambda}{d\alpha} \quad (\text{A.22})$$

Il en ressort que $\frac{dX}{dZ} = 0$ pour

$$\alpha^* = \arctan \frac{\sin \psi}{\tan \zeta} - \beta + k\pi \quad (\text{A.23})$$

si $\zeta \neq 0$ ou $\alpha^* = \frac{\pi}{2} - \beta + k\pi$ si $\zeta = 0$.

Il est intéressant de noter que α^* est indépendant de β_n .

Dans l'intervalle $[0, 2\pi]$, il y a deux solutions α^* correspondant aux deux points de l'hyperbole pour lesquels $(X = A, Z = Z_o)$ et $(X = -A, Z = Z_o)$. On obtient ensuite A et Z_o par $A = |X(\alpha^*)|$ et

$$Z_o = Z(\alpha^*) = d_{EH} \frac{(s \frac{\beta - \beta_n}{2} s \psi + c \frac{\beta - \beta_n}{2} t \zeta) c \psi c \zeta}{s \psi^2 c \zeta + s \zeta t \zeta} \quad (\text{A.24})$$

De plus, on constate que lorsque $\nu = 0$ on a $\lambda = 0$, et par suite $Z = 0$ et $X = d_{HN}$. En introduisant les coordonnées de ce point dans l'expression de l'hyperbole on en déduit $B = \frac{|Z_o|A}{\sqrt{d_{HN}^2 - A^2}}$. On peut alors calculer la direction asymptotique de l'hyperbole. L'expression précédente donne $\frac{B^2}{A^2} = \frac{Z_o^2}{d_{HN}^2 - A^2}$. Après calcul on obtient :

$$\frac{B}{A} = \frac{|\cos \psi|}{\sqrt{\tan^2 \zeta + \sin^2 \psi}} \quad (\text{A.25})$$

Ce résultat montre que la direction asymptotique de l'hyperbole limite ne dépend ni de β ni du point N fixé en E^* .

A.4 Cas où z_A et z_O sont dans des sens opposés

Le cas où l'aiguille est orientée dans le sens contraire du tissu se traite de façon identique. On a alors

$$\begin{aligned} R_{oa} &= R_x(\pi) R_z(-\alpha) \\ T_{OH} &= d_{HN} (\cos \nu, \sin \nu, 0)^T \end{aligned}$$

mais avec $\nu = \alpha - \frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2} - \frac{\beta_n}{2}$ (voir figure A.1).

Lorsque $\sin(\beta - \alpha) \sin \psi \cos \zeta + \cos(\beta - \alpha) \sin \zeta \neq 0$, l'équation ${}^oG_y = 0$ amène alors

$$\lambda = \frac{d_{HN} \sin \nu}{\sin(\beta - \alpha) \sin \psi \cos \zeta + \cos(\beta - \alpha) \sin \zeta} \quad (\text{A.26})$$

Dans le cas particulier où le dénominateur de l'expression précédente est nul, l'axe de l'instrument est parallèle au plan $Y = 0$. Il n'y a donc pas de valeur finie de λ solution, sauf si $\nu = k\pi$. Dans ce dernier cas, l'axe de l'instrument est dans le plan $Y = 0$ et l'hyperbole est dégénérée en deux droites. Les points des droites sont alors définis par

$$X = \pm d_{HN} - \lambda (\sin(\beta - \alpha) \sin \zeta - \cos(\beta - \alpha) \sin \psi \cos \zeta) \quad (\text{A.27})$$

$$Z = \lambda \cos \psi \cos \zeta \quad (\text{A.28})$$

avec

$$\beta - \alpha = -\arctan \frac{\tan \zeta}{\sin \psi} + k\pi$$

. Après calcul, on obtient

$$Z = \pm \frac{|\cos \psi|}{\sqrt{\tan^2 \zeta + \sin^2 \psi}} (X \pm d_{hn}) \quad (\text{A.29})$$

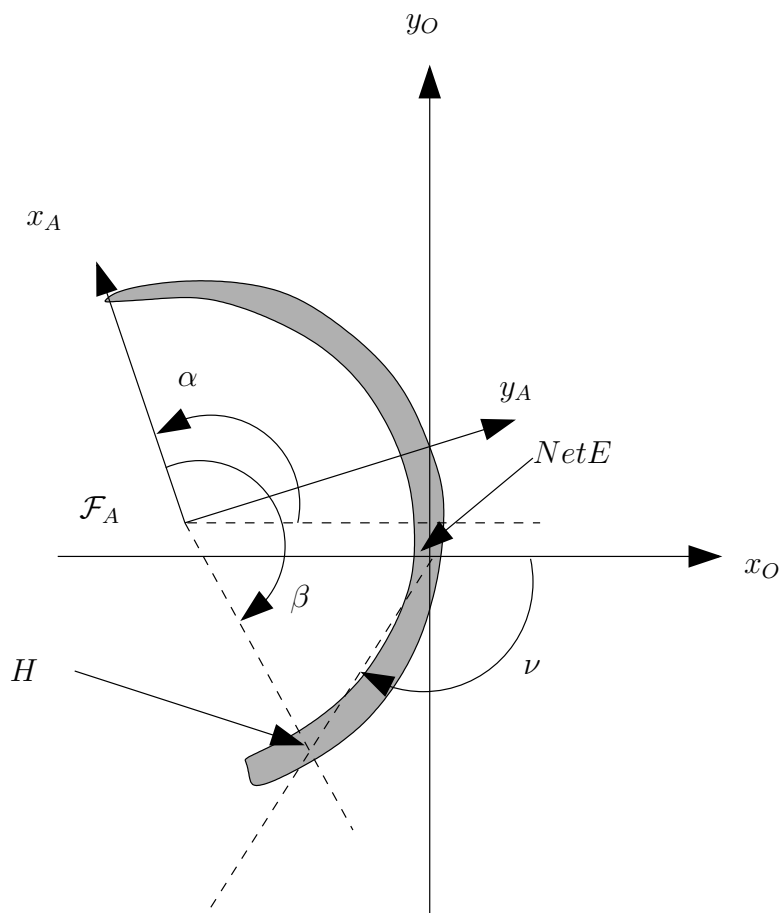


Fig. A.1: Position de l'aiguille dans le plan du tissu lorsque z_A et z_O sont de sens opposés.

et les droites de pente positive dans le quadrant qui nous intéresse ont un coefficient directeur valant $\frac{|\cos \psi|}{\sqrt{\tan^2 \zeta + \sin^2 \psi}}$.

Dans le cas d'une prise "normale" de l'aiguille ($\psi = k\pi$, $\zeta = 0$), les droites deviennent parallèles à l'axe $X = 0$, et la droite du demi-plan $X > 0$ a alors pour équation

$$X = d_{HN} = r_a \sqrt{2(1 - \cos(\beta - \beta_n))}$$

Dans le cas général, on a

$$X = d_{HN} \cos \nu - \lambda(\sin(\beta - \alpha) \sin \zeta - \cos(\beta - \alpha) \sin \psi \cos \zeta) \quad (\text{A.30})$$

$$Z = \lambda \cos \psi \cos \zeta \quad (\text{A.31})$$

qui donne après calcul

$$X = d_{HN} \frac{s\zeta s^{\frac{\beta-\beta_n}{2}} - s\psi c\zeta c^{\frac{\beta-\beta_n}{2}}}{s(\beta-\alpha)s\psi c\zeta + c(\beta-\alpha)s\zeta} \quad (\text{A.32})$$

$$Z = d_{HN} \frac{s\nu c\psi c\zeta}{s(\beta-\alpha)s\psi c\zeta + c(\beta-\alpha)s\zeta} \quad (\text{A.33})$$

Le changement de signe dans l'expression de Z fait que ce sont les prises "gauches" de l'aiguille qui conduisent à des solutions. Les paramètres de l'hyperbole générée dans le plan $Y = 0$ s'obtiennent de la même façon que précédemment. Les calculs donnent :

$$\alpha^* = \beta - \arctan \frac{\sin \psi}{\tan \zeta} + k\pi \quad (\text{A.34})$$

$$Z_o = Z(\alpha^*) = d_{EH} \frac{(-s^{\frac{\beta-\beta_n}{2}} s\psi - c^{\frac{\beta-\beta_n}{2}} t\zeta) c\psi c\zeta}{s\psi^2 c\zeta + s\zeta t\zeta} \quad (\text{A.35})$$

En choisissant $\psi_2 \in [-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}]$ tel que $\psi_2 = \pi - \psi_1$ avec $\psi_1 \in [\frac{\pi}{2}, \frac{3\pi}{2}]$, alors on a $\alpha_2^* = -\alpha_1^*$, $\beta - \alpha_2^* = \beta + \alpha_1^*$ $Z_{o2} = Z_{o1}$ et $A_2 = X_2(\alpha_2^*) = X_1(\alpha_1^*) = A_1$.

Finalement, on obtient la même expression pour la direction asymptotique des hyperboles \mathcal{H}_2 que pour \mathcal{H}_1 .

Annexe B

VARIATION DE γ EN FONCTION DE β_n

B.1 Cas de la tangence de \mathcal{C}_H avec le tissu

Dans le cas de la tangence de \mathcal{C}_H avec le tissu, les maxima de γ sont les maxima de $\frac{-Z_N}{d_{EH}}$. L'étude des variations de l'angle γ en fonction de β_n se ramène donc à l'étude de $\frac{-Z_N}{d_{EH}}$.

Pour cela, on exprime la position du point N fixé en E^* dans le repère \mathcal{F}_H , centré au point de saisie, avec z_H normal au plan de l'aiguille, y_H tangent à l'aiguille et x_H dirigé vers le centre de l'aiguille. Ce repère est montré sur la figure B.1.

La position du point N dans ce repère est notée ${}^hHN = (x, y, 0)^T$, avec $x = r_a(1 - \cos(\beta - \beta_n))$ et $y = r_a \sin(\beta - \beta_n)$. On a alors $d_{EH} = \sqrt{x^2 + y^2}$. Comme $\beta \leq \pi$, on peut exprimer y de façon unique en fonction de x : $y = \sqrt{2r_ax - x^2}$.

La transformation entre le repère de l'instrument et le repère \mathcal{F}_H s'exprime par la rotation $R_{ih} = R_y(-\zeta)R_x(-\psi)R_z(-\frac{\pi}{2})$. Il en découle que

$$Z_N = \cos \zeta \sin \psi x + \sin \zeta y \quad (\text{B.1})$$

On pose $a = \cos \zeta \sin \psi$ et $b = \sin \zeta$. On recherche le maximum de $\frac{-Z_N}{d_{EH}}$ pour $x \in [x_{min}, x_{max}]$, avec $x_{min} = r_a(1 - \cos(\beta - \beta_{nmax}))$ et $x_{max} = r_a(1 - \cos \beta)$.

$$\frac{-Z_N}{d_{EH}} = \frac{-ax - b\sqrt{-x^2 + 2r_ax}}{\sqrt{2r_ax}} \quad (\text{B.2})$$

$$\frac{d(-\frac{Z_N}{d_{EH}})}{dx} = \frac{1}{2\sqrt{2r_ax - x^2}\sqrt{2r_ax}}(bx - a\sqrt{2r_ax - x^2}) \quad (\text{B.3})$$

La dérivée est du signe de $bx - a\sqrt{2r_ax - x^2}$. Elle est donc toujours positive si $a < 0$ et $b > 0$, toujours négative dans le cas contraire et s'annule pour $x = x^* = \frac{2r_aa^2}{a^2 + b^2}$ si $ab > 0$. Z_N s'annule pour $x = x' = \frac{2r_ab^2}{a^2 + b^2}$ si $ab < 0$.

– si $\sin \psi > 0$ et $\zeta > 0$ ($a > 0$, $b > 0$) : $Z_N > 0$ et il n'y a pas de droite limite.

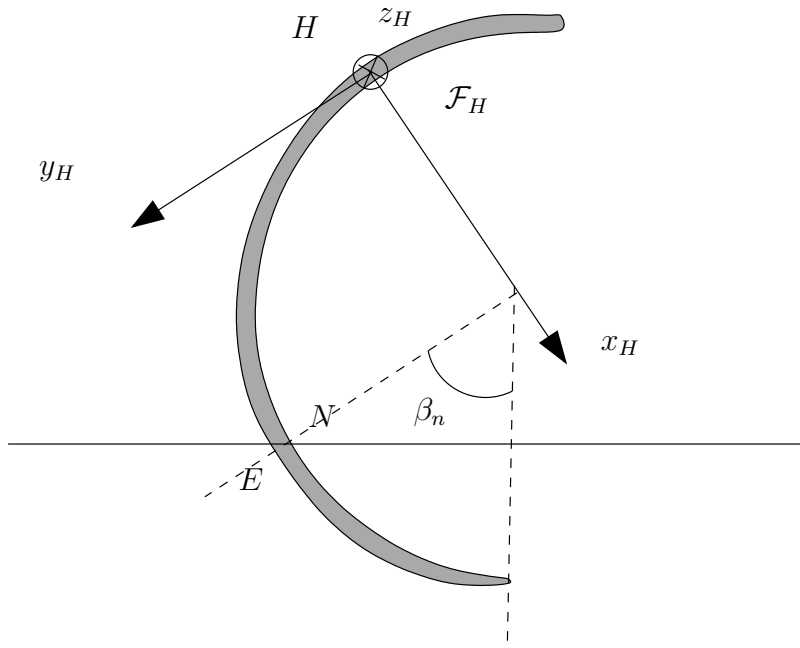


Fig. B.1: Le repère \mathcal{F}_H attaché au point de saisie de l'aiguille.

β_n	β_{nmax}		0	
x	0	x_{min}	x^*	x_{max}
Z_N		+		
$\frac{d(\frac{-z_N}{d_{EH}})}{dx}$	-	0	+	
γ				

- si $\sin \psi < 0$ et $\zeta < 0$ ($a < 0, b < 0$)

β_n		β_{nmax}		0	
x	0	x_{min}	x^*	x_{max}	$2r_a$
Z_N			-		
$\frac{d(\frac{-Z_N}{d_{EH}})}{dx}$		+	0	-	
γ					

L'angle γ est donc maximum pour $x = x^*$ si $x^* \in [x_{min}, x_{max}]$ ou pour $x = x_{min}$ si $x^* < x_{min}$ ou pour $x = x_{max}$ si $x^* > x_{max}$.

- si $\sin \psi > 0$ et $\zeta < 0$ ($a > 0, b < 0$)

β_n		β_{nmax}		0	
x	0	x_{min}	x'	x_{max}	$2r_a$
Z_N		-	0	+	
$\frac{d(\frac{-Z_N}{d_{EH}})}{dx}$			-		
γ					

L'angle γ est donc maximum pour $x = x_{min}$ si $x' > x_{min}$. Sinon, il n'y a pas de droite limite.

- si $\sin \psi < 0$ et $\zeta > 0$ ($a < 0, b > 0$)

β_n		β_{nmax}		0	
x	0	x_{min}	x'	x_{max}	$2r_a$
Z_N		+	0	-	
$\frac{d(\frac{-Z_N}{d_{EH}})}{dx}$			+		
γ					

L'angle γ est maximum pour $x = x_{max}$ si $x' < x_{max}$. Sinon, il n'y a pas de droite limite.

Les valeurs maximales de γ sont donc obtenues pour $x = 0$, $x = 2r_a$ et $x = x^*$. Les calculs donnent

$$\lim_{x \rightarrow 0} \gamma = \arccos \sqrt{1 - b^2} = \arccos \cos \zeta = \zeta \quad (\text{B.4})$$

$$\gamma(x = 2r_a) = \arccos \sqrt{1 - a^2} = \arccos \sqrt{1 - \cos^2 \zeta \sin^2 \psi} \quad (\text{B.5})$$

$$\gamma(x = x^*) = \arccos |\cos \psi| \cos \zeta \quad (\text{B.6})$$

On voit donc que $\gamma_{max} \leq \gamma(x^*) = \arccos (\cos(\zeta) |\cos \psi|)$.
et on a finalement

$$\gamma \leq \arccos |\cos \psi| \cos \zeta \quad (\text{B.7})$$

B.2 Cas de la tangence de \mathcal{C}_P avec le tissu

En supposant que Z_M est grand par rapport aux dimensions de l'aiguille, on a

$$R_P \simeq \sqrt{(X_P - X_N)^2 + (Y_P - Y_N)^2} \quad (\text{B.8})$$

et la condition de tangence de \mathcal{C}_P avec le tissu s'écrit :

$$\gamma = \arccos \frac{R_P}{d_{EP}} \quad (\text{B.9})$$

où $d_{EP} = d_{NP}$ est la distance entre le point E^* et la pointe de l'aiguille P . Ceci conduit à

$$\gamma = \arccos \sqrt{1 - \frac{(Z_P - Z_N)^2}{d_{EP}^2}} \quad (\text{B.10})$$

Comme la courbe limite existe uniquement si $Z_P - Z_N < 0$, rechercher le maximum de γ est équivalent à s'intéresser au minimum de $\frac{(Z_P - Z_N)}{d_{EP}}$.

On attache le repère \mathcal{F}_P à la pointe de l'aiguille comme présenté en figure B.2. L'axe z_P est normal au plan de l'aiguille, l'axe y_P tangent à l'aiguille au point P et l'axe x_P dirigé vers le centre de l'aiguille.

La position du point N dans le repère \mathcal{F}_P (voir figure B.2) est notée ${}^P P N = (x, y, 0)^T$, avec $x = r_a(1 - \cos \beta_n)$ et $y = -r_a \sin \beta_n$. On a alors $d_{EP} = d_{NP} = \sqrt{x^2 + y^2}$. Comme on ne fait jamais pénétrer l'aiguille au-delà de 180° dans le tissu, $\beta_n \leq \pi$, et on peut exprimer y de façon unique en fonction de x : $y = -\sqrt{2r_a x - x^2}$.

La transformation entre le repère de l'instrument et le repère \mathcal{F}_P s'exprime par la rotation $R_{ip} = R_y(-\zeta)R_x(-\psi)R_z(-\beta - \frac{\pi}{2})$. Comme ${}^i T_{IP} = -R_{ip} {}^P P N$, on a

$$Z_P - Z_N = (s\zeta s\beta - c\zeta s\psi c\beta)x - (s\zeta c\beta + c\zeta s\psi s\beta)y \quad (\text{B.11})$$

On pose $a = s\zeta s\beta - c\zeta s\psi c\beta$ et $b = -s\zeta c\beta - c\zeta s\psi s\beta$.

On recherche le maximum de $\gamma = \arccos \frac{R_P}{d_{NP}}$. Comme $\frac{R_P}{d_{NP}} \simeq \sqrt{1 - \frac{(Z_P - Z_N)^2}{d_{NP}^2}}$, cela revient à rechercher le maximum de $\frac{Z_P - Z_N}{d_{NP}}$ pour $x \in [0, x_{max}]$, avec $x_{max} = r_a(1 - \cos \beta_{nmax})$. On rappelle également que les courbes limites existent lorsque $Z_P - Z_N < 0$.

$$\frac{Z_P - Z_N}{d_{EP}} = \frac{ax - b\sqrt{-x^2 + 2r_a x}}{\sqrt{2r_a x}} \quad (\text{B.12})$$

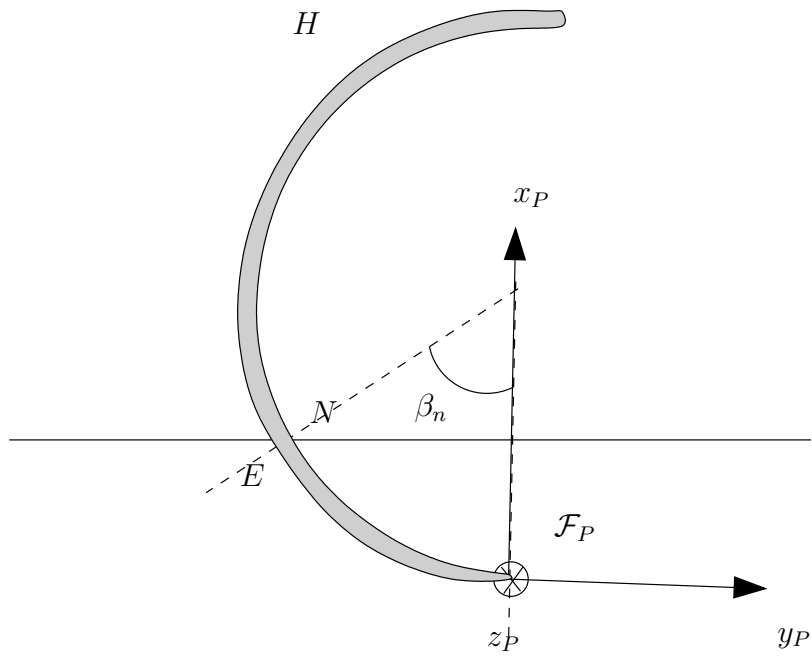


Fig. B.2: Le repère \mathcal{F}_P attaché à la pointe de l'aiguille

$$\frac{d(\frac{Z_P - Z_N}{d_{EH}})}{dx} = \frac{1}{2\sqrt{2r_a x - x^2}\sqrt{2r_a x}}(bx + a\sqrt{2r_a x - x^2}) \quad (\text{B.13})$$

La dérivée est du signe de $bx + a\sqrt{2r_a x - x^2}$. Elle est donc positive si $a > 0$ et $b > 0$, négative dans le cas contraire et s'annule pour $x = x^* = \frac{2r_a a^2}{a^2 + b^2}$ si $ab < 0$. $Z_P - Z_N$ s'annule pour $x = x' = \frac{2r_a b^2}{a^2 + b^2}$ si $ab > 0$.

– si $a > 0$ et $b > 0$:

β_n	0		β_{nmax}
x	0	x'	x_{max} $2r_a$
$Z_P - Z_N$	-	0	+
$\frac{d(\frac{Z_P - Z_N}{d_{EP}})}{dx}$		+	
γ	↘		↗

L'angle γ est donc maximum pour $x = 0$.

– si $a < 0$ et $b < 0$

β_n	0		β_{nmax}
x	0	x'	x_{max} $2r_a$
$Z_P - Z_N$	+	0	-
$\frac{d(\frac{Z_P - Z_N}{d_{EP}})}{dx}$		-	
γ			

L'angle γ est donc maximum pour $x = x_{max}$ si $x' < x_{max}$. Sinon $Z_P - Z_N > 0$ et il n'y a pas de courbe limite.

- si $a > 0$ et $b < 0$, $Z_P - Z_N < 0 \forall \beta_n$ et il n'y a pas de courbe limite.

β_n	0		β_{nmax}
x	0	x^*	x_{max} $2r_a$
$Z_P - Z_N$	+		
$\frac{d(\frac{Z_P - Z_N}{d_{EP}})}{dx}$	+	0	-
γ			

- si $a < 0$ et $b > 0$

β_n	0		β_{nmax}
x	0	x^*	x_{max} $2r_a$
$Z_P - Z_N$	-		
$\frac{d(\frac{Z_P - Z_N}{d_{EP}})}{dx}$	-	0	+
γ			

L'angle γ est maximum pour $x = x^*$ si $x^* < x_{max}$. Sinon, γ est maximum en $x = x_{max}$. Les valeurs maximales de γ sont donc obtenues pour $x = 0$, $x = 2r_a$ et $x = x^*$. Les calculs

donnent

$$\lim_{x \rightarrow 0} \gamma = \arccos \sqrt{1 - b^2} \quad (\text{B.14})$$

$$\gamma(x = 2r_a) = \arccos \sqrt{1 - a^2} \quad (\text{B.15})$$

$$\gamma(x = x^*) = \arccos(\sqrt{1 - (a^2 + b^2)}) \quad (\text{B.16})$$

On en déduit que $\gamma \leq \gamma(x = x^*)$ et on a finalement

$$\gamma \leq \arccos |\cos \psi| \cos \zeta \quad (\text{B.17})$$

Annexe C

CONDITIONS DE VALIDITÉ DES POINTS DES HYPERBOLES \mathcal{H}_1 ET \mathcal{H}_2

La condition 3 fait que seules des parties d'hyperboles sont réellement limites. Afin de connaître quels points des branches d'hyperboles permettent de vérifier cette condition, il est intéressant de rechercher les positions du point H valides. Nous nous intéressons ici à la position du centre de l'hyperbole lorsque des points de celle-ci sont valides et à la position des points valides par rapport au centre. Nous allons montrer dans cette annexe que lorsque des points (X, Z) d'une hyperbole sont valides alors $Z_o < 0$ et $Z \geq Z_o$.

Lorsque H et P sont simultanément au niveau du tissu, le déphasage $|\Phi_{HP}|$ vaut :

$$|\Phi_{HP}| = \pi - \frac{\beta}{2} \quad (\text{C.1})$$

Il est donc indépendant de β_n et, si $\beta < \pi$, alors $|\Phi_{HP}| > \frac{\pi}{2}$.

Les conditions à vérifier pour que le trocart soit dans le premier quadrant, sont

- $\lambda > 0$,
- $X > 0$,
- $Z > 0$

C.1 Cas de l'hyperbole \mathcal{H}_1

L'hyperbole \mathcal{H}_1 est valable lorsque $\psi \in [\frac{\pi}{2}, \frac{3\pi}{2}]$. Alors $Z > 0$ est équivalent à $\lambda > 0$. Dans ce cas, géométriquement, la condition 3 impose que $\nu \in [-\pi, -\pi + \frac{\beta}{2}]$ (voir figure C.1). Or

$$\nu = \alpha + \frac{\pi}{2} + \frac{\beta}{2} + \frac{\beta_n}{2} \quad (\text{C.2})$$

ce qui implique alors que

$$\alpha + \beta \in [\frac{\pi}{2} + \frac{\beta}{2} - \frac{\beta_n}{2}, \frac{\pi}{2} + \beta - \frac{\beta_n}{2}] \quad (\text{C.3})$$

c'est-à-dire

$$\alpha + \beta \in [\frac{\pi}{2}, \frac{3\pi}{2}]$$

et $\cos(\alpha + \beta) \leq 0$.

Pour avoir $\lambda > 0$, il faut donc que

$$s(\alpha + \beta)s\psi c\zeta + c(\alpha + \beta)s\zeta > 0 \quad (\text{C.4})$$

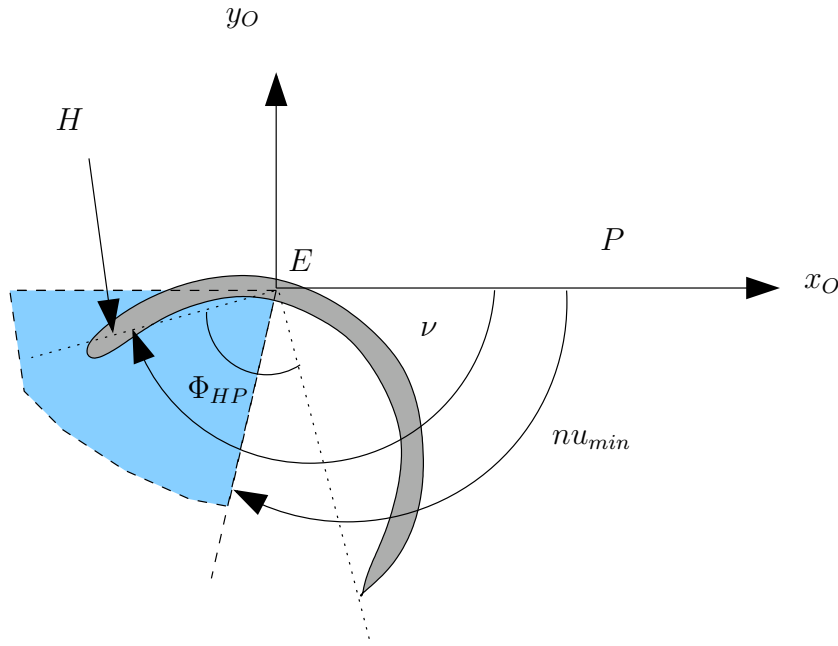


Fig. C.1: La condition de validité de la limite hyperbolique ($ZA(H) > ZA(P)$ et $|\Phi_{HP}| = \frac{ZA(H) - ZA(P)}{2}$) se traduit par le positionnement de H dans la zone angulaire bleue. Cette zone est définie par un angle ν dans l'intervalle $[-\pi, -\pi + \frac{\beta}{2}]$.

D'après l'équation A.19, pour avoir $X > 0$, il faut par conséquent que

$$-s\zeta s \frac{\beta - \beta_n}{2} + s\psi c\zeta c \frac{\beta - \beta_n}{2} < 0 \quad (\text{C.5})$$

Avec $\beta \leq \pi$, $\sin \frac{\beta - \beta_n}{2} > 0$ et $\cos \frac{\beta - \beta_n}{2} > 0$.

Enfin, Z_o vaut

$$Z_o = d_{EH} \frac{(s \frac{\beta - \beta_n}{2} s\psi + c \frac{\beta - \beta_n}{2} t\zeta) c\psi c\zeta}{s\psi^2 c\zeta + s\zeta t\zeta} \quad (\text{C.6})$$

Comme $\cos(\psi) < 0$, Z_o est du signe opposé de celui de

$$\sin \frac{\beta - \beta_n}{2} s\psi + \cos \frac{\beta - \beta_n}{2} \tan \zeta$$

- si $\zeta < 0$ et $s\psi > 0$, $X < 0 \forall \beta_n$ lorsque $\lambda > 0$ et il n'y a pas de limite dans le premier quadrant.
- si $\zeta > 0$ et $s\psi > 0$,
 $\lambda > 0$ implique que $\alpha + \beta \in]\frac{\pi}{2}, \pi - \arctan \frac{t\zeta}{s\psi}[$
 $X > 0$ implique que $\beta_n < \beta - 2 \arctan \frac{s\psi}{t\zeta}$
Aucune valeur de β_n ne permet de vérifier simultanément ces deux conditions et l'équation C.3. Lorsque $\zeta > 0$ et $s\psi > 0$ l'hyperbole \mathcal{H}_1 ne traverse donc pas le premier quadrant.
- si $\zeta > 0$ et $s\psi < 0$,
 X est toujours supérieur à 0, lorsque $\lambda > 0$.
 $\lambda > 0$ implique que $\alpha + \beta \in]\pi - \arctan \frac{t\zeta}{s\psi}, \frac{3\pi}{2}[$. Avec la condition C.3 on obtient

$$\beta_n < 2\beta - \pi + 2 \arctan \frac{t\zeta}{s\psi}$$

Or, pour de telles valeurs de β_n ,

$$s\frac{\beta - \beta_n}{2}s\psi + c\frac{\beta - \beta_n}{2}t\zeta < 0$$

et donc $Z_o > 0$.

On rappelle que pour les points valides (voir annexe B)

$$Z = d_{HN} \frac{s\nu c\psi c\zeta}{s(\alpha + \beta)s\psi c\zeta + c(\alpha + \beta)s\zeta}$$

qui peut être écrit en utilisant la relation entre α et ν (éq. C.2) :

$$Z = d_{HN} \frac{s\nu c\psi c\zeta}{-c(\nu + \frac{\beta - \beta_n}{2})s\psi c\zeta + s(\nu + \frac{\beta - \beta_n}{2})s\zeta}$$

Pour comparer la hauteur des points valides de l'hyperbole à Z_o , on calcule l'évolution de Z en fonction de ν pour $\nu \in [-\pi, -\pi + \frac{\beta}{2}]$. $Z < 0$ si

$$\nu > \nu^* = -\frac{\pi}{2} - \frac{\beta - \beta_n}{2} - \arctan \frac{t\zeta}{s\psi}$$

et

$$\frac{dZ}{d\nu} = \frac{d_{EH}c\psi c\zeta}{D^2} (-s\psi c\zeta c\frac{\beta - \beta_n}{2} + s\zeta s\frac{\beta - \beta_n}{2})$$

On obtient les variations suivantes

ν	$-\pi$	ν^*	$-\pi + \frac{\beta}{2}$	$-\frac{\pi}{2}$
$\frac{dZ}{d\nu}$		-	-	
Z	$Z < 0$	$Z > 0$		

La valeur minimale de Z est donc obtenue pour $\nu = -\frac{\pi}{2}$ lorsque $\beta = \pi$. Lorsque

$$-\sin \frac{\beta - \beta_n}{2}s\psi c\zeta - \cos \frac{\beta - \beta_n}{2}s\zeta > 0$$

(ce qui est le cas ici), l'inéquation $Z(-\frac{\pi}{2}) > Z_o$ conduit, après calculs, à :

$$\left(-|s\psi| \sqrt{c\zeta} c\frac{\beta - \beta_n}{2} + \sqrt{s\zeta t\zeta} s\frac{\beta - \beta_n}{2} \right)^2 > 0$$

Cette inéquation est toujours vérifiée et par conséquent $Z > Z_o$ lorsque $\zeta > 0$ et $s\psi < 0$.

- si $\zeta < 0$ et $s\psi < 0$, alors $Z_o > 0 \forall \beta_n$. $\lambda > 0$ conduit à $\alpha + \beta > \pi - \arctan \frac{\tan \zeta}{\sin \psi}$. Pour vérifier cette inéquation et C.3 il faut alors que $\beta_n \leq 2\beta - \pi + 2 \arctan \frac{\tan \zeta}{\sin \psi}$. $X > 0$ impose que $\beta_n \geq \beta - \pi + 2 \arctan \frac{t\zeta}{s\psi}$. L'hyperbole \mathcal{H}_1 contient donc des points dans le premier quadrant lorsque :

$$\beta_n \in \left[\beta - \pi + 2 \arctan \frac{t\zeta}{s\psi}, 2\beta - \pi + 2 \arctan \frac{t\zeta}{s\psi} \right]$$

L'inéquation $Z > Z_o$ conduit à la même inégalité que dans le cas précédent ($\zeta > 0, s\psi < 0$), et est donc toujours vérifiée.

Finalement, lorsque des points (X, Z) de \mathcal{H}_1 dans le premier quadrant sont valables, $Z_o > 0$ et $Z > Z_o$.

C.1.1 Evolution de Z_o en fonction de β_n

La dérivée de Z_o par rapport à β_n vaut

$$\frac{dZ_o}{d\beta_n} = -2 \sin \frac{\beta - \beta_n}{2} r_a K (2(1 - \cos(\beta - \beta_n))^{-\frac{1}{2}} \cos(\beta - \beta_n - \arctan \frac{s\psi}{t\zeta})) \quad (\text{C.7})$$

où $K = \frac{c\psi c\zeta}{\sin(\alpha^* + \beta)s\psi c\zeta + \cos(\alpha^* + \beta)s\zeta} < 0$. $\frac{dZ_o}{d\beta_n}$ s'annule pour

$$\beta_{n1} = \beta - \frac{\pi}{2} - \arctan \frac{s\psi}{t\zeta} \quad (\text{C.8})$$

à condition que β_{n1} soit dans l'intervalle $[0, \beta_{nmax}]$. On en déduit les variations de Z_o suivantes

β_n	0	β_{n1}	β_{nmax}	β
$\frac{dZ_o}{d\beta_n}$	–	0	+	
Z_o	↘			↗ 0

L'asymptote la plus externe est donc obtenue lorsque $\beta_n = \beta_{n1}$, sous réserve toutefois que les autres conditions sur β_n autorisant l'existence de points pour l'hyperbole \mathcal{H}_1 soient vérifiées.

Le tableau suivant donne un récapitulatif des valeurs de β_n donnant l'asymptote la plus externe. On note

$$\beta_{n2} = \beta - \pi + 2 \arctan \frac{t\zeta}{s\psi} \quad (\text{C.9})$$

et

$$\beta_{n3} = 2\beta - \pi + 2 \arctan \frac{t\zeta}{s\psi} \quad (\text{C.10})$$

ψ	ζ	hyperbole limite	β_{n_inf}	β_{n_sup}	β_n pour l'asymptote externe
$< \pi$	≥ 0	aucune			
$< \pi$	≤ 0	aucune			
$> \pi$	≥ 0	si $\beta_n \in [\beta_{n_inf}, \beta_{n_sup}]$	0	$\min(\beta_{n3}, \beta_{nmax})$	β_{n_sup}
$\geq \pi$	≤ 0	si $\beta_n \in [\beta_{n_inf}, \beta_{n_sup}]$	$\max(0, \beta_{n2})$	$\min(\beta_{n3}, \beta_{nmax})$	(β_{n1}) ou (β_{n_sup}) si $\beta_{n1} > \beta_{n_sup}$ ou (β_{n_inf}) si $\beta_{n1} < \beta_{n_inf}$

C.2 Cas de l'hyperbole \mathcal{H}_2

L'hyperbole \mathcal{H}_2 est valable lorsque $\psi \in [-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}]$. Dans ce cas, géométriquement, les deux conditions imposent que $\nu \in [\frac{\pi}{2}, \pi]$. Or,

$$\nu = \alpha - \frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2} - \frac{\beta_n}{2} \quad (C.11)$$

ce qui implique alors que

$$\beta - \alpha \in [-\frac{3\pi}{2} + \frac{\beta}{2} - \frac{\beta_n}{2}, -\frac{3\pi}{2} + \beta - \frac{\beta_n}{2}] \quad (C.12)$$

et donc

$$\beta - \alpha \in [-\frac{3\pi}{2}, -\frac{\pi}{2}]$$

et $\cos(\beta - \alpha) \leq 0$.

Pour avoir $\lambda > 0$, il faut que

$$s(\beta - \alpha)s\psi c\zeta + c(\beta - \alpha)s\zeta > 0 \quad (C.13)$$

Lorsque $\lambda > 0$, d'après l'équation A.32, pour avoir $X > 0$, il faut que

$$s\zeta s \frac{\beta - \beta_n}{2} - s\psi c\zeta c \frac{\beta - \beta_n}{2} > 0 \quad (C.14)$$

Avec $\beta \leq \pi$, $\sin \frac{\beta - \beta_n}{2} > 0$ et $\cos \frac{\beta - \beta_n}{2} > 0$.

Z_o vaut

$$Z_o = d_{EH} \frac{(-s \frac{\beta - \beta_n}{2} s\psi - c \frac{\beta - \beta_n}{2} t\zeta) c\psi c\zeta}{s\psi^2 c\zeta + s\zeta t\zeta} \quad (C.15)$$

Comme $\cos \psi > 0$, Z_o est du signe opposé de celui de

$$s \frac{\beta - \beta_n}{2} s\psi + c \frac{\beta - \beta_n}{2} t\zeta$$

- si $\zeta < 0$ et $s\psi > 0$, $X < 0 \forall \beta_n$ lorsque $\lambda > 0$ et il n'y a pas de limite dans le premier quadrant.
- si $\zeta < 0$ et $s\psi < 0$, alors $Z_o > 0 \forall \beta_n$. $\lambda > 0$ impose que $\beta - \alpha > -\pi - \arctan \frac{t\zeta}{s\psi}$ ce qui impose avec C.12 que $\beta_n \leq 2\beta + 2 \arctan \frac{t\zeta}{s\psi} - \pi$. $X > 0$ implique que $\beta_n > \beta - \pi + 2 \arctan \frac{t\zeta}{s\psi}$, qui est une condition réalisable.

On rappelle que pour un point de l'hyperbole \mathcal{H}_2 , on a (voir annexe B)

$$Z = d_{HN} \frac{s\nu c\psi c\zeta}{s(\beta - \alpha)s\psi c\zeta + c(\beta - \alpha)s\zeta}$$

qui peut s'écrire, en utilisant C.11

$$Z = d_{HN} \frac{s\nu c\psi c\zeta}{-c\left(\frac{\beta-\beta_n}{2} - \nu\right)s\psi c\zeta + s\left(\frac{\beta-\beta_n}{2} - \nu\right)s\zeta}$$

Pour comparer Z et Z_o , on étudie les variations de Z en fonction de ν pour $\nu \in [\pi - \frac{\beta}{2}, \pi]$.

$Z > 0$ si $\nu < \nu^* = \frac{\beta-\beta_n}{2} + \frac{\pi}{2} + \arctan t\zeta s\psi$ et

$$\frac{dZ}{d\nu} = \frac{d_{EH}c\psi c\zeta}{D^2} \left(-c\frac{\beta-\beta_n}{2}s\psi c\zeta + s\frac{\beta-\beta_n}{2}s\zeta\right)$$

Lorsque $X > 0$, cette dérivée est toujours positive, ce qui donne finalement :

ν	$\frac{\pi}{2}$	$-\pi + \frac{\beta}{2}$	ν^*	π
$\frac{dZ}{d\nu}$		+		+
Z		$Z > 0$	$+\infty$	$Z < 0$
				$-\infty$

Le minimum de Z est donc obtenu pour $\nu = \frac{\pi}{2}$ lorsque $\beta = \pi$.

$$Z\left(\nu = \frac{\pi}{2}\right) = \frac{d_{EH}c\psi c\zeta}{-\sin\frac{\beta-\beta_n}{2}s\psi c\zeta - \cos\frac{\beta-\beta_n}{2}s\zeta}$$

L'inéquation $Z(\nu = \frac{\pi}{2}) > Z_o$ conduit à

$$\left(-|\sin\psi|\sqrt{c\zeta}\cos\frac{\beta-\beta_n}{2} - \sqrt{s\zeta t\zeta}\sin\frac{\beta-\beta_n}{2}\right)^2 > 0$$

. Cette inéquation est toujours vérifiée et par conséquent $Z > Z_o$ lorsque $\zeta < 0$ et $s\psi < 0$.

– si $\zeta > 0$ et $s\psi > 0$,

$\lambda > 0$ implique que $\beta - \alpha \in]-\frac{3\pi}{2}, -\pi - \arctan\frac{t\zeta}{s\psi}[$

$X > 0$ implique que $\beta_n < \beta - \pi + 2\arctan\frac{s\psi}{t\zeta}$. Aucune valeur de β_n ne permet de vérifier simultanément ces deux conditions et l'équation C.12. Lorsque $\zeta > 0$ et $s\psi > 0$ l'hyperbole \mathcal{H}_2 ne traverse donc pas le premier quadrant.

– si $\zeta > 0$ et $s\psi < 0$,

X est toujours supérieur à 0 quand $\lambda > 0$,

$\lambda > 0$ implique que $\beta - \alpha \in]-\pi - \arctan\frac{t\zeta}{s\psi}, -\frac{\pi}{2}[$. Avec la condition C.12 on obtient

$$\beta_n < 2\beta - \pi + 2\arctan\frac{t\zeta}{s\psi}$$

Or, pour de telles valeurs de β_n ,

$$s\frac{\beta-\beta_n}{2}s\psi + c\frac{\beta-\beta_n}{2}t\zeta < 0$$

et donc $Z_o > 0$.

Z est minimum pour $\nu = \frac{\pi}{2}$ et $Z > Z_o \forall \nu \in [\frac{\pi}{2}, \pi]$ (voir cas $s\psi < 0$ et $\zeta < 0$).

Donc, lorsque les points (X, Z) de \mathcal{H}_2 dans le premier quadrant sont valables, $Z_o > 0$ et $Z > Z_o$.

C.2.1 Evolution de Z_o en fonction de β_n

La dérivée de Z_o par rapport à β_n vaut

$$\frac{dZ_o}{d\beta_n} = 2 \sin \frac{\beta - \beta_n}{2} r_a K (2(1 - \cos(\beta - \beta_n))^{-\frac{1}{2}} \cos(\beta - \beta_n + \arctan \frac{s\psi}{t\zeta}) \quad (\text{C.16})$$

où $K = \frac{c\psi c\zeta}{\sin(\beta - \alpha^*)s\psi c\zeta + \cos(\beta - \alpha^*)s\zeta} > 0$. $\frac{dZ_o}{d\beta_n}$ s'annule pour

$$\beta_{n1} = \beta - \frac{\pi}{2} + \arctan \frac{s\psi}{t\zeta} \quad (\text{C.17})$$

à condition que β_{n1} soit dans l'intervalle $[0, \beta_{nmax}]$. On en déduit les variations de Z_o suivantes :

β_n	0	β_{n1}	β_{nmax}	β
$\frac{dZ_o}{d\beta_n}$	-	0	+	
Z_o	↘			↗ 0

L'asymptote la plus externe est donc obtenue lorsque $\beta_n = \beta_{n1}$, sous réserve toutefois que les autres conditions sur β_n autorisant l'existence de points pour l'hyperbole \mathcal{H}_2 soient vérifiées.

Le tableau suivant donne un récapitulatif des valeurs de β_n donnant l'asymptote la plus externe. On note

$$\beta_{n2} = \beta - \pi + 2 \arctan \frac{t\zeta}{s\psi} \quad (\text{C.18})$$

et

$$\beta_{n3} = 2\beta - \pi + 2 \arctan \frac{t\zeta}{s\psi} \quad (\text{C.19})$$

ψ	ζ	hyperbole limite	β_{n_inf}	β_{n_sup}	β_n pour l'asymptote externe
> 0	≥ 0	aucune			
> 0	≤ 0	aucune			
≤ 0	≥ 0	si $\beta_n \in [\beta_{n_inf}, \beta_{n_sup}]$	0	$\min(\beta_{n3}, \beta_{nmax})$	(β_{n1}) ou $(\beta_{n_sup}$ si $\beta_{n1} > \beta_{n_sup})$ ou (0 si $\beta_{n1} < 0$)
≤ 0	≤ 0	si $\beta_n \in [\beta_{n_inf}, \beta_{n_sup}]$	$\max(0, \beta_{n2})$	$\min(\beta_{n3}, \beta_{nmax})$	(β_{n1}) ou $(\beta_{n_sup}$ si $\beta_{n1} > \beta_{n_sup})$ ou $(\beta_{n_inf}$ si $\beta_{n1} < \beta_{n_inf})$

Annexe D

PROJECTION ET RECONSTRUCTION D'UN CYLINDRE MARQUÉ

D.1 Choix du nombre de marqueurs sur la périphérie de l'instrument

La projection perspective dans une image d'un cylindre droit à section circulaire est caractérisée par deux droites, $d1$ et $d2$. Le plan Π contenant la droite projetée et le centre optique de la caméra est tangent au cylindre et la normale n à Π est orthogonale à l'axe du cylindre. Les droites qui apparaissent dans l'image sont donc parallèles à l'axe du cylindre (voir figure D.1).

Par conséquent, la portion d'une section du cylindre visible dans l'image ne dépend pas de la position de la section le long de l'axe du cylindre. Les points apparents dans l'image d'une section sont les points $T1$ et $T2$ pour lesquels les droites $CT1$ et $CT2$ sont tangentes au cercle de coupe (voir figure D.2). Soit $A = (T1, C, T2)$ l'angle définissant la portion visible de la coupe (et donc du cylindre complet). On voit sur la figure D.2 que la distance orthogonale d entre la caméra et l'axe du cylindre vaut

$$d = \frac{r_{cyl}}{\cos \frac{A}{2}} \quad (D.1)$$

Si quatre marqueurs sont répartis régulièrement autour de l'instrument, l'angle entre deux marqueurs vaut $A = \frac{\pi}{2}$ et la distance minimale pour laquelle cette portion du cylindre est visible vaut $d_{min} = \frac{\sqrt{2}}{2} r_{cyl}$. Comme $d_{min} < r_{cyl}$, cela signifie qu'au moins un quart de l'instrument sera visible si $T_{cam/cyl} \geq r_{cyl}$ qui est une condition généralement vérifiée en chirurgie laparoscopique.

On peut montrer que la distance en dessous de laquelle moins d'un tiers de l'instrument est visible vaut $d = 2r_{cyl}$. Bien que dans des conditions normales la distance entre la caméra et l'instrument est supérieure à $2r_{cyl}$, nous avons opté pour quatre marqueurs. En effet, les marqueurs doivent être suffisamment grands et visibles pour être détectés. Par conséquent il faut qu'un peu plus d'un tiers de l'instrument soit effectivement visible.

D.2 Solution analytique pour la reconstruction de pose d'un cylindre marqué

Soit un cylindre de rayon R et marqué par un point P à sa surface. Sans perte de généralité on peut définir le repère du cylindre \mathcal{F}_{cyl} de sorte que :

- O_{cyl} est sur l'axe du cylindre,
- z_{cyl} est selon l'axe du cylindre,
- le point P à pour coordonnées dans $\mathcal{F}_{cyl} : {}^{cyl} P = (R, 0, 0)^T$.

On suppose qu'on dispose de l'équation des deux droites apparentes du cylindre dans le repère de la caméra $d1$ et $d2$ ainsi que la position d'un point image dans le repère de la caméra p .

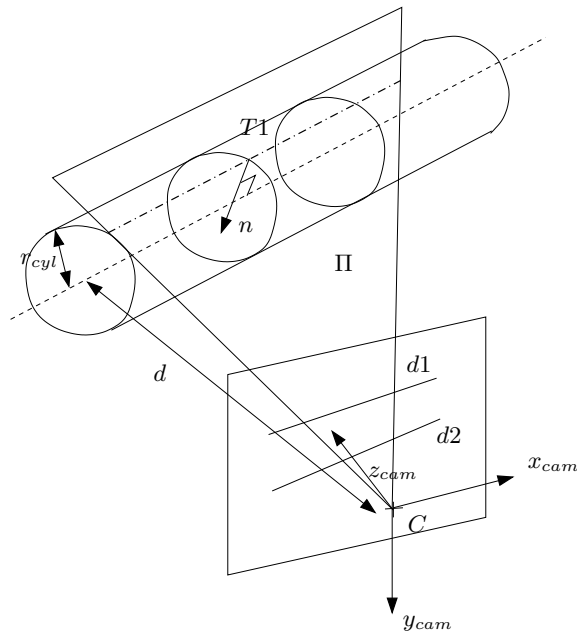


Fig. D.1: Les lignes apparentes d'un cylindre sont parallèles à l'axe du cylindre. La portion visible d'une section du cylindre est indépendante de la position z de la section le long de l'axe du cylindre.

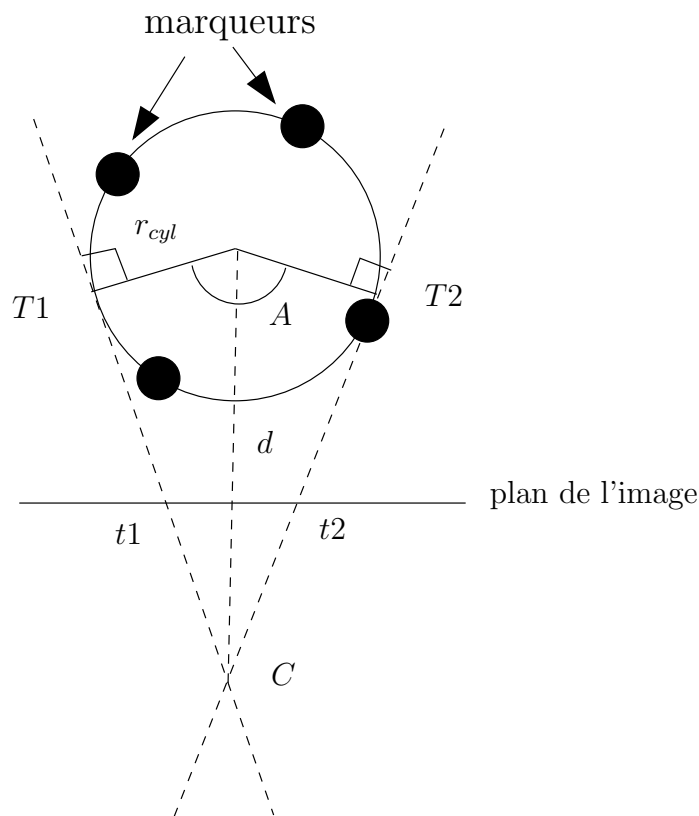


Fig. D.2: Section transversale d'un cylindre et sa projection dans une image. La portion angulaire visible du cylindre définie par l'angle A s'exprime en fonction de la distance d entre la caméra et le cylindre par : $A = 2 \arccos \frac{r_{cyl}}{d}$

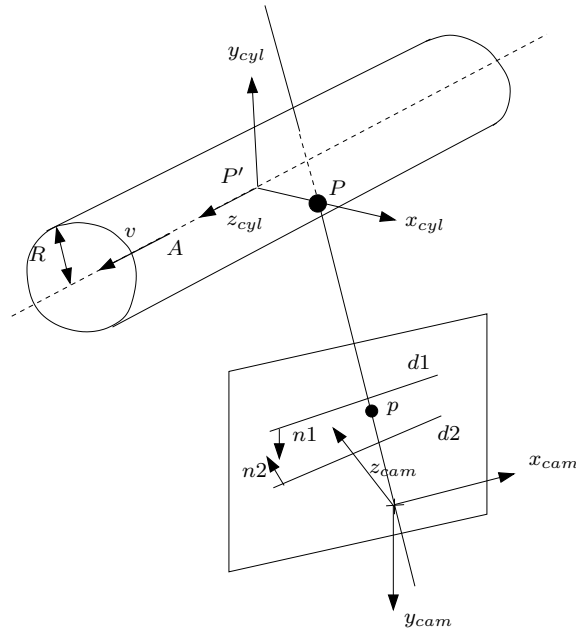


Fig. D.3: Cylindre marqué et sa projection dans une image.

$$d1 : \mathbf{n}_1 \cdot \mathbf{x} = a_1x + b_1y + c_1 = 0 \quad (\text{D.2})$$

$$d2 : \mathbf{n}_2 \cdot \mathbf{x} = a_2x + b_2y + c_2 = 0 \quad (\text{D.3})$$

où n_1 et n_2 sont de norme 1 et orientés vers l'intérieur du cylindre. L'objectif est de déterminer complètement $R_{cam/cyl}$ et $T_{cam/cyl}$ (voir figure D.3).

On commence par reconstruire la pose du cylindre seul, c'est-à-dire seulement 4 DDLs. n_1 et n_2 sont aussi les vecteurs normaux aux plans de vue Π_1 et Π_2 contenant la droite $d1$ (resp. $d2$) et le centre optique de la caméra. L'axe du cylindre v est parallèle à ces deux plans et donc orthogonal à n_1 et n_2 . On obtient simplement la direction de l'axe dans le repère de la caméra par

$$v = n_1 \wedge n_2 \quad (\text{D.4})$$

On recherche ensuite un point de passage de l'axe du cylindre. Les points de l'axe sont situés à une distance R des plans Π_1 et Π_2 . Un point de l'axe A de coordonnées $(X, Y, Z)^T$ vérifie donc les équations

$$a_1X + b_1Y + c_1Z = R \quad (\text{D.5})$$

$$a_2X + b_2Y + c_2Z = R \quad (\text{D.6})$$

Pour déterminer un point de l'axe, il suffit d'imposer une valeur de X , Y ou Z . On peut prendre $X = 0$ si l'axe du cylindre n'est pas dans un plan $X = cste$, *i.e.* si $v_1 \neq 0$. Si $v_1 = 0$ on imposera $Y = 0$ à condition que l'axe du cylindre ne soit pas dans un plan $Y = cste$, *i.e.* $v_2 \neq 0$. Si $v_1 = 0$ et $v_2 = 0$, alors le cylindre est orienté selon l'axe optique de la caméra. On peut alors imposer $Z = 0$, mais ce cas ne se produira pas dans les conditions de la laparoscopie.

Une fois une coordonnée imposée, on peut résoudre le système D.6 pour les deux autres coordonnées. On obtient alors la position de $A = (X_A, Y_A, Z_A)^T$ dans le repère de la caméra.

Nous utilisons ensuite le point de marquage pour déterminer la rotation propre du cylindre et la translation le long de son axe.

Le point de marquage P est situé à l'intersection entre le cylindre et la ligne de vue passant par p et le centre optique de la caméra. Les points M de cette ligne peuvent être définis par

$$M = \lambda(x_p, y_p, 1)^T \quad (\text{D.7})$$

où $\lambda \in \mathbb{R}^+$. Soit M' la projection du point M sur l'axe du cylindre. M' est défini par

$$M' = A + \nu v \quad (\text{D.8})$$

et on a $AM' \perp M'M$, ce qui se traduit par $AM'.M'Q = 0$ et conduit à

$$\nu = \lambda(x_p v_1 + y_p v_2 + v_3) - X_A v_1 - Y_A v_2 - Z_A v_3 \quad (\text{D.9})$$

Le point P est également à une distance R de l'axe du cylindre, *i.e.* $\|MM'\| = R$. Après substitution de ν par sa valeur (D.8) et calcul on obtient l'équation du 2ème ordre en lambda, $\alpha\lambda^2 + \beta\lambda + \gamma = 0$, avec

$$\begin{aligned} \alpha &= x_p^2(1 - v_1^2) + y_p^2(1 - v_2^2) + (1 - v_3^2) - 2(v_1 v_2 x_p y_p + v_1 v_3 x_p + v_2 v_3 y_p) \\ \beta &= 2(-x_p X_A - y_p Y_A - Z_A v_3 + v_1^2 x_p X_A + v_2^2 y_p Y_A + v_3^2 Z_A + \\ &\quad v_1 v_2 (x_p Y_A + y_p X_A) + v_1 v_3 (x_p Z_A + Z_A X_A) + v_2 v_3 (y_p Z_A + Y_A)) \\ \gamma &= X_A^2(1 - v_1^2) + Y_A^2(1 - v_2^2) + Z_A^2(1 - v_3^2) - \\ &\quad 2(v_1 v_2 X_A Y_A + v_1 v_3 X_A Z_A + v_2 v_3 Y_A Z_A) - R^2 \end{aligned} \quad (\text{D.10})$$

Les deux solutions correspondent aux deux intersections de la ligne de vue avec le cylindre. La solution qui nous intéresse est celle de plus petite valeur qui correspond à l'intersection visible.

Une fois la position de P dans le repère de la caméra obtenue, on peut calculer sa projection $P' = A + \nu v$ sur l'axe du cylindre et on a $T_{cam_cyl} = {}^{cam}P'$. La matrice de rotation R_{cam_cyl} s'obtient de la façon suivante. Si R_i désigne la i ème colonne, on a :

$$R_3 = v \quad (\text{D.11})$$

$$R_1 = (P - P')/R \quad (\text{D.12})$$

$$R_2 = R_3 \wedge R_1 \quad (\text{D.13})$$

Annexe E

RÉSULTATS DE TRAITEMENTS DE BAS NIVEAU POUR DES IMAGES ENDOSCOPIQUES TEST

Tous les contours présentés dans cette annexe ont été obtenus de façon similaire. L'image est d'abord filtrée et dérivée en utilisant un masque de Sobel appliqué par convolution. On recherche ensuite les maxima dans la direction du gradient dans l'image filtrée. La distance de recherche est de deux pixels dans chaque sens. L'image des maxima est ensuite seuillée avec un hystérésis afin de ne conserver que les contours forts.

E.1 Traitements dans l'espace RGB et ses sous-espaces

Pour les deux images considérées, on note que les contours sur les composantes R, G et B sont très similaires. Il y a une corrélation assez forte entre les trois composantes. Les contours de l'aiguille obtenus pour l'image 1 sont assez satisfaisants pour la composante G, à la fois au niveau de la localisation et de la continuité des contours. En revanche, le même traitement échoue pour l'image 2 en raison des spécularités présentes sur l'aiguille. Les autres composantes sont soumises au même problème.

E.2 Traitements dans l'espace HSI et ses sous-espaces

Nous présentons ici quelques résultats typiques obtenus pour différents types de traitements menés dans l'espace HSI basé sur la norme L1, tel qu'il a été défini dans la section 4.4.1.

Le calcul des contours sur la composante H doit être fait avec précautions en raison de la circularité des valeurs : H parcourt le cercle unité $\mathcal{C}1$. Il n'y a donc pas de relation d'ordre pour la composante de teinte. Avec la définition utilisée, H prend ses valeurs dans l'intervalle $[0, 2\pi]$ et les valeurs nulles de H correspondent à une couleur rouge. Par conséquent l'utilisation d'un filtre dérivatif classique de type Sobel conduit à une multitude de contours inexistant visuellement. Cependant, le choix de la référence est arbitraire et on peut très bien utiliser des valeurs dans l'intervalle $[-\frac{2\pi}{3}, \frac{4\pi}{3}]$ et ainsi amener la discontinuité dans les teintes bleues. Le bleu étant très peu présent dans les images endoscopiques à traiter, on obtiendra de façon simple des contours correspondant à peu près aux contours visuels. Toutefois, on peut rencontrer des cas problématiques en cas de transitions par les teintes bleues.

Cette méthode n'est de toute façon pas valable si toutes les couleurs sont susceptibles d'être contenues dans les images. Une façon plus rigoureuse de traiter le problème (*c.f.* Hanbury et Serra [HS01b]) est de prendre en compte la circularité en définissant les différences dans l'espace

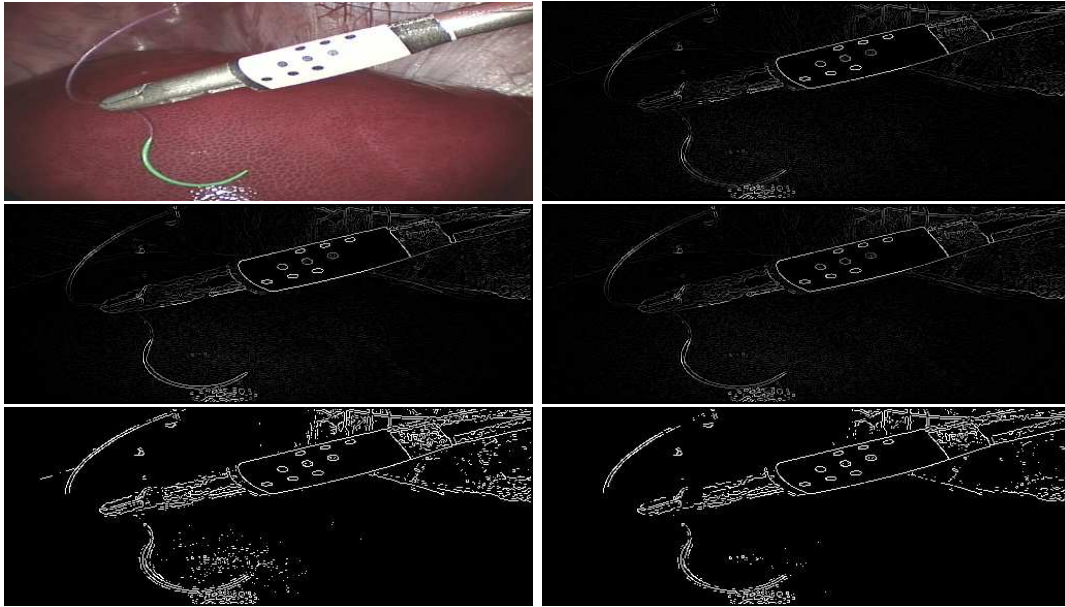


Fig. E.1: De haut en bas et de gauche à droite : image originale, contours sur le canal R, contours sur le canal G, contours sur le canal B, et contours sur RGB utilisant deux seuils différents.

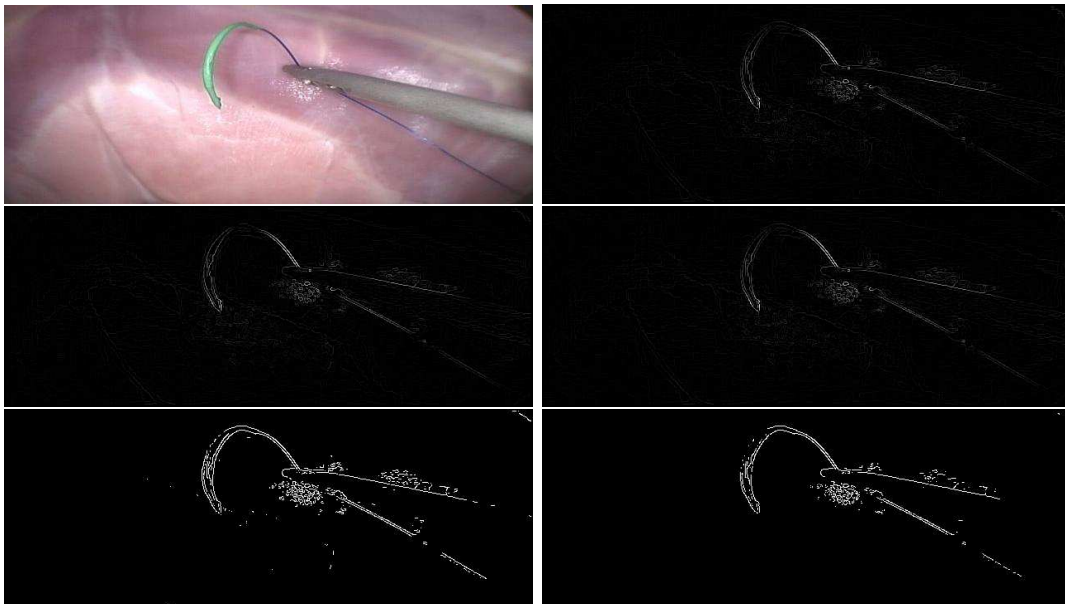


Fig. E.2: De haut en bas et de gauche à droite : image originale, contours sur le canal R, contours sur le canal G, contours sur le canal B, et contours sur RGB utilisant deux seuils différents.

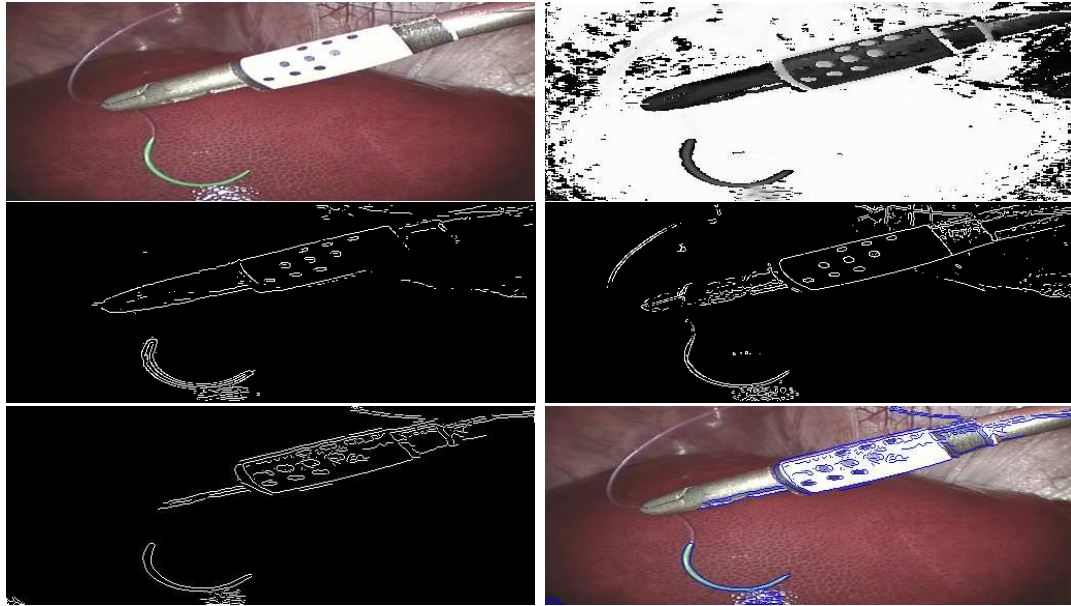


Fig. E.3: De haut en bas et de gauche à droite : image originale, composante H, contours extraits par filtrage de Sobel sur la composante S, contours extraits sur la composante I, contours sur la composante H et superposition de ces contours sur l'image originale.

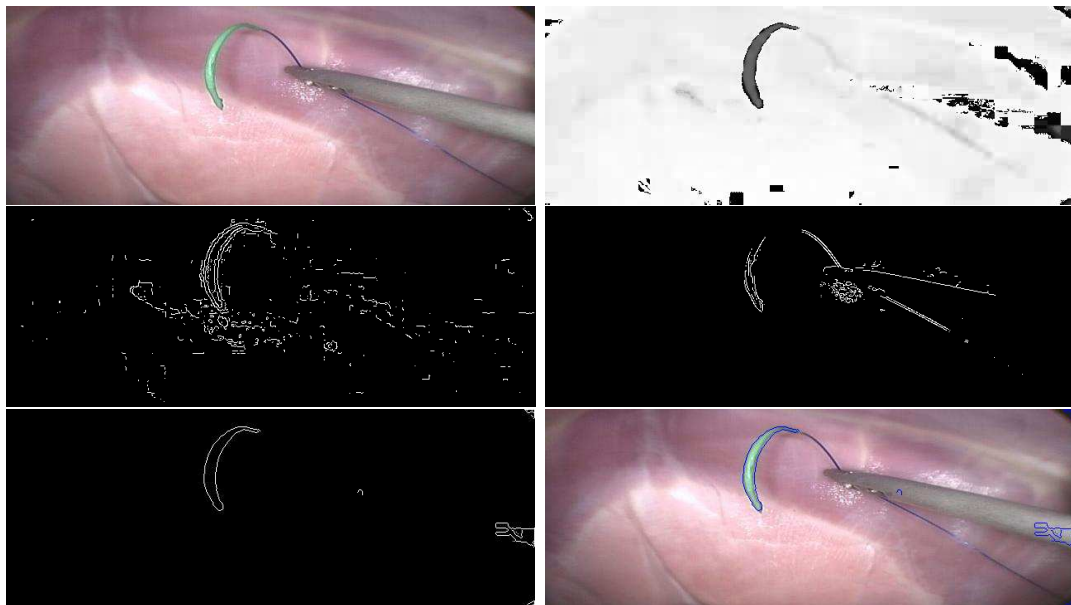


Fig. E.4: De haut en bas et de gauche à droite : image originale, composante H, contours extraits par filtrage de Sobel sur la composante S, contours extraits sur la composante I, contours sur la composante H et superposition de ces contours sur l'image originale.

H de la façon suivante :

$$H \ominus H' = \begin{cases} \min(H - H', 2\pi - (H - H')) & \text{si } |H - H'| \leq \pi \\ \min(H' - H, 2\pi - (H' - H)) & \text{si } |H - H'| \geq \pi \end{cases} \quad (\text{E.1})$$

Cette différence correspond en fait à l'angle aigu formé par les points HOH' où O est le centre du cercle unité.

Annexe F

MATRICES D'INTERACTION POUR LES PRIMITIVES GÉOMÉTRIQUES UTILISÉES

Les matrices d'interaction données ici peuvent être trouvées dans les travaux de François Chaumette [Cha90] et de Bernard Espiau [EC92]. Elles donnent la relation entre le torseur de la caméra et la vitesse des primitives dans le repère du capteur :

$$\dot{s}(r) = L_s {}^c\Omega_{c/o}^C = L_s \begin{pmatrix} {}^cV_{c/o}^C \\ {}^c\omega_{c/o} \end{pmatrix} \quad (\text{F.1})$$

Matrice d'interaction pour un point

La projection perspective d'un point de coordonnées $(X, Y, Z)^T$ dans le repère de la caméra est un point de coordonnées (x, y) dans le repère du capteur.

$$L_{pt} = \begin{pmatrix} -\frac{1}{Z} & 0 & \frac{x}{Z} & xy & -(1+x^2) & y \\ 0 & -\frac{1}{Z} & \frac{y}{Z} & (1+y^2) & -xy & -x \end{pmatrix} \quad (\text{F.2})$$

Matrice d'interaction pour une droite

La projection perspective d'une droite D de l'espace est une droite d dans l'image, sauf dans le cas particulier où la droite D passe par le centre optique de la caméra. L'image est alors un point, c'est une singularité, et nous ne la traitons pas ici. La droite image peut être représentée par sa distance à l'origine de l'image ρ et par l'angle θ de sa normale n avec l'axe de l'image. Afin d'éviter les ambiguïtés de représentation, il faut choisir un sens pour la normale. On peut par exemple l'orienter dans le sens du gradient des intensités. La représentation (ρ, θ) est minimale.

La droite 3D peut être représentée comme l'intersection de deux plans :

$$D = \begin{cases} a1X + b1Y + c1Z + d1 = 0 \\ a2X + b2Y + c2Z + d2 = 0 \end{cases} \quad (\text{F.3})$$

Cette représentation utilise 8 paramètres et elle n'est donc pas minimale (4 paramètres suffisent pour représenter une droite dans l'espace euclidien). Un des deux plans au moins ne passe pas par le centre optique de la caméra. Supposons que ce soit le plan 1. Alors $d1 \neq 0$.

La matrice d'interaction qui relie le torseur de la caméra au mouvement de la droite dans l'image peut alors se mettre sous la forme suivante [EC92] :

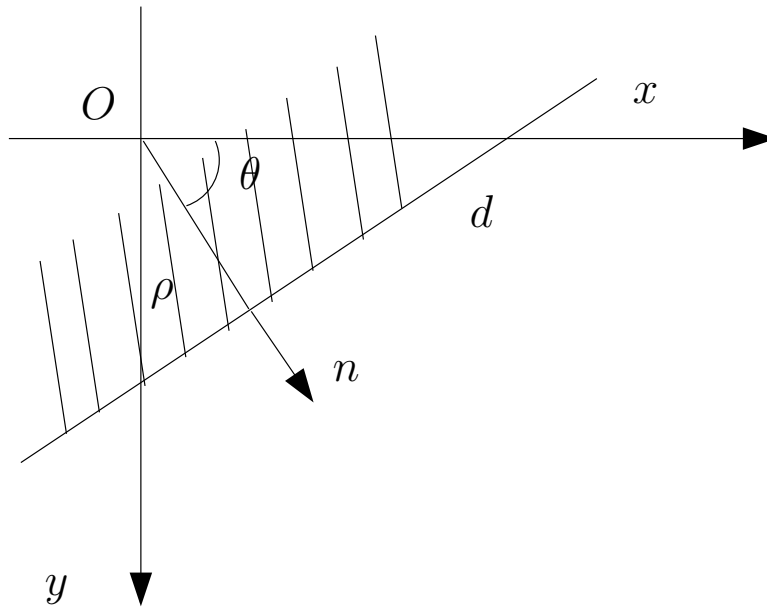


Fig. F.1: Représentation (ρ, θ) des droites de l'image. La normale est orientée dans le sens du gradient et ici $\rho > 0$.

$$L_{dte} = \begin{pmatrix} \lambda_\rho \cos \theta & \lambda_\rho \sin \theta & -\lambda_\rho \rho & (1 + \rho^2) \sin \theta & -(1 + \rho^2) \cos \theta & 0 \\ \lambda_\theta \cos \theta & \lambda_\theta \sin \theta & -\lambda_\theta \rho & -\rho \cos \theta & -\rho \sin \theta & 1 \end{pmatrix} \quad (F.4)$$

$$\begin{pmatrix} \dot{\rho} \\ \dot{\theta} \end{pmatrix} = L_{dte} \begin{pmatrix} {}^cV_{c/o}^C \\ {}^c\omega_{c/o} \end{pmatrix} \quad (F.5)$$

avec

$$\lambda_\rho = \frac{a_1 \rho \cos \theta + b_1 \rho \sin \theta + c_1}{d_1}$$

et

$$\lambda_\theta = \frac{a_1 \sin \theta - b_1 \cos \theta}{d_1}$$

Matrice d'interaction pour une ellipse

La projection perspective d'un cercle C de l'espace est une ellipse Σ dans l'image. Le cercle C peut être représenté comme l'intersection d'une sphère et d'un plan coupant la sphère en son centre.

$$C = \begin{cases} (X - X_0)^2 + (Y - Y_0)^2 + (Z - Z_0)^2 - R^2 = 0 \\ \alpha(X - X_0) + \beta(Y - Y_0) + \gamma(Z - Z_0) = 0 \end{cases}$$

où (X_0, Y_0, Z_0) est le centre du cercle dans le repère de la caméra et R le rayon du cercle. Σ est usuellement représentée par son équation algébrique. Cette représentation est non-minimale et ambiguë.

Une possibilité est d'utiliser la représentation de l'ellipse par ses moments centrés jusqu'à l'ordre 2 : le centre de l'ellipse (x_c, y_c) et $\mu_{20}, \mu_{11}, \mu_{02}$. Avec cette représentation, il a été montré [Cha90] que la matrice d'interaction prend la forme suivante :

$$\begin{aligned}
L_{x_c} &= \begin{bmatrix} -\frac{1}{z_c} & 0 & \frac{x_c}{z_c} + a\mu_{20} + b\mu_{11} \\ x_c y_c + \mu_{11} & -1 - x_c^2 - \mu_{20} & y_c \\ 0 & -\frac{1}{z_c} & \frac{y_c}{z_c} + a\mu_{11} + b\mu_{02} \end{bmatrix} \\
L_{y_c} &= \begin{bmatrix} 1 + y_c^2 + \mu_{02} & -x_c y_c - \mu_{11} & -x_c \\ -2(a\mu_{20} + b\mu_{11}) & 0 & 2\left(\frac{1}{z_c} + ax_c\right)\mu_{20} + bx_c\mu_{11} \\ 2(y_c\mu_{20} + x_c\mu_{11}) & -4\mu_{20}x_c & 2\mu_{11} \end{bmatrix} \\
L_{\mu_{20}} &= \begin{bmatrix} -a\mu_{11} - b\mu_{02} & -a\mu_{20} - b\mu_{11} & ay_c\mu_{20} + \left(\frac{3}{z_c} - c\right)\mu_{11} + bx_c\mu_{02} \\ 3y_c\mu_{11} + x_c\mu_{02} & -3x_c\mu_{11} - y_c\mu_{20} & \mu_{02} - \mu_{20} \\ 0 & -2(b\mu_{02} + a\mu_{11}) & 2\left(\frac{1}{z_c} + by_c\right)\mu_{02} + ay_c\mu_{11} \end{bmatrix} \\
L_{\mu_{11}} &= \begin{bmatrix} 4\mu_{02}y_c & -2(x_c\mu_{02} + y_c\mu_{11}) & -2\mu_{11} \end{bmatrix} \\
L_{\mu_{02}} &= \begin{bmatrix} 0 & -2(b\mu_{02} + a\mu_{11}) & 2\left(\frac{1}{z_c} + by_c\right)\mu_{02} + ay_c\mu_{11} \\ 4\mu_{02}y_c & -2(x_c\mu_{02} + y_c\mu_{11}) & -2\mu_{11} \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{F.6}$$

$$L_{ell} = (L_{x_c}^T, L_{y_c}^T, L_{\mu_{20}}^T, L_{\mu_{11}}^T, L_{\mu_{02}}^T)^T$$

$$\begin{pmatrix} \dot{x}_c \\ \dot{y}_c \\ \dot{\mu}_{20} \\ \dot{\mu}_{11} \\ \dot{\mu}_{02} \end{pmatrix} = L_{ell} \begin{pmatrix} {}^cV_{c/o} \\ {}^c\omega_{c/o} \end{pmatrix}$$

avec

$$\begin{aligned}
\delta &= \alpha X_0 + \beta Y_0 + \gamma Z_0 \\
a &= \frac{\alpha}{\delta} \\
b &= \frac{\beta}{\delta} \\
c &= \frac{\gamma}{\delta} \\
z_c &= \frac{1}{ax_c + by_c + c}
\end{aligned}$$

BIBLIOGRAPHIE

- [ACM03] L. Adhami et E. Coste-Manière. Optimal planning for minimally invasive surgical robots. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :854–863, octobre 2003.
- [AGFG02] S. Aiono, J. M. Gilbert, P.A. Finlay, et A. Gordan. Controlled trial of the introduction of a robotic camera assistant (endoassist) for laparoscopic cholecystectomy. *Surgical endoscopy*, 16(9) :1267–1270, 2002.
- [AJS⁺98] M.E. Allaf, S.V. Jackman, P.G. Schulman, J.A. Cadeddu, B.R. Lee, R.G. Moore, et L.R. Kavoussi. Laparoscopic visual field : Voice vs. foot pedal interfaces for control of the aesop robot. *Surgical endoscopy*, 12 :1415 – 1418, 1998.
- [Arn78] V. Arnold. *Mathematical Methods of Classical Mechanics*. Springer-Verlag, 1978.
- [AS04] J. Angulo et J. Serra. Traitement des images couleur en représentation luminance/saturation/teinte par norme l1. *Traitement du Signal*, 21(6), 2004.
- [Asc] <http://www.ascension-tech.com>. Site web de la société Ascencion.
- [Atr] <http://www.atracsys.com>. Site web de la société atracsys.
- [Aya03] N. Ayache. Epidaure : a research project in medical image analysis, simulation and robotics at inria. *IEEE Transactions on medical imaging*, (10) :1185–2001, octobre 2003.
- [BBC01] P. Berkelman, E. Boidard, et P. Cinquin. Automatic instrument tracking with a compact laparoscopic endoscope robot using an external optical localizer. Dans *Proceedings of Surgetica*, pages 77 – 82, 2001.
- [BBCT03] P. Berkelman, E. Boidard, P. Cinquin, et J. Troccaz. Ler : The light endoscope robot. Dans *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2835 – 2840, Las Vegas, octobre 2003.
- [BCG⁺01] S. De Buck, J. Cleynebreugel, I. Geys, T. Koninckx, P. Koninck, et P. Suetens. A system to support laparoscopic surgery by augmented reality visualization. Dans *Proceedings of Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*, pages 691–698. Springer, 2001.
- [BFS99] R. Berguer, D. Forkey, et W. Smith. Ergonomic problems associated with laparoscopic surgery. *Surgical Endoscopy*, 13 :466–468, 99.
- [BG03] Steven E. Butner et Moji Ghodoussi. Transforming a surgical robot for human telesurgery. *IEEE Transactions on robotics and automation*, 19(5) :818 – 824, octobre 2003.
- [BLM04] J. Brown, J. Latombe, et K. Montgomery. Real time knot tying simulation. *The Visual Computer*, 20 :165–179, 2004.
- [BMLS01] J. Brown, K. Montgomery, J. Latombe, et M. Stephanides. A microsurgery simulation system. Dans *Proceedings of Medical Image computing and computer-assisted intervention*, pages 137–144, 2001.

- [BNC96] M. Bro-Nielsen et Stéphane Cotin. Real-time volumetric deformable models for surgery simulation using finite elements and condensation. *Computer graphics forum*, 15(3) :57–66, 1996.
- [Bou] http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc. Site web de J. Y. Bouguet présentant sa Camera calibration toolbox for matlab.
- [Bou89] P. Bouthemy. A maximum likelihood framework for determining moving edges. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 11(5) :499 – 511, 1989.
- [CAL96] A. Casals, J. Amat, et E. Laporte. Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 895–900, Minneapolis, MN, USA, avril 1996.
- [CAPL95] A. Casals, J. Amat, D. Prats, et E. Laporte. Vision guided robotic system for laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of the IFAC International Congress on Advanced Robotics*, pages 33–36, Barcelone, 1995.
- [CBG00] J. Cortadellas, G. Bellaire, et G. Grasche. New concepts for intraoperative navigation : calibration of a 3-d laparoscope. Dans *Bildverarbeitung für die Medizin*, pages 158–162, München, 2000. Springer Verlag.
- [CCS+02] K. Cleary, M. Clifford, D. Stoianovici, M. Freedman, S. Mun, et V. Watson. Technology improvements for image-guided and minimally invasive spine procedures. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 6, decembre 2002.
- [CDA98] Stéphane Cotin, Hervé Delingette, et Nicolas Ayache. Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. *IEEE Transactions on visualization and computer graphics*, 5(1) :62–73, janvier 1998.
- [Cha90] François Chaumette. *La relation vision-commande : théorie et applications à des tâches robotiques*. Thèse de doctorat, Université de Rennes I, Rennes, France, 1990.
- [Cla] <http://www.clarontech.com>. Site web de la société Claron.
- [CM04] Joan Climent et Pere Marés. Automatic instrument localization in laparoscopic surgery. *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, 4(1) :21–31, 2004.
- [CMAM+04] E. Coste-Manière, L. Adhami, F. Mourgues, O. Bantiche, D. Le, D. Hunt, N. Swarup, K. Salisbury, et G. Guthart. Optimal planning of robotically assisted heart surgery : transfer precision in the operating room. *International Journal of Robotic Research*, pages 539 – 548, Mai 2004.
- [CMP96] C. Cao, L. MacKenzie, et S. Payandeh. Task and motion analyses in endoscopic surgery. Dans *ASME IMECE Conference Proceedings : 5th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator systems*, pages 583–590, Atlanta, USA, 1996.
- [Cra89] J.J. Craig. *Introduction to robotics. Mechanics and control*. Addison Wesley, 1989.
- [CSS+03] J. Cannon, J. Stoll, S.Selha, P. Dupont, R. Howe, et D. Torchiana. Port placement planning in robot-assisted coronary artery bypass. *IEEE Transactions on Robotics and automation*, 19(5) :912–917, octobre 2003.
- [DA05] Hervé Delingette et Nicholas Ayache. Hepatic surgery simulation. *Communication of the ACM*, pages 31–36, février 2005.

- [Del98] Hervé Delingette. Towards realistic soft tissue modeling in medical simulation. *Proceedings of the IEEE : Special issue on surgery simulation*, pages 512–523, avril 1998.
- [DH72] R.O. Duda et P.E. Hart. Use of the hough transformation to detect lines and curves in pictures. *Communication in ACM*, 15 :11 – 15, 1972.
- [DH73] Richard O. Duda et Peter E. Hart. *Pattern classification and scene analysis*. Wiley and Sons, 1973.
- [Dij59] E. W. Dijkstra. A note on two problems in connection with graphs. *Numerische Mathematic*, 1 :269–271, 1959.
- [DMCM01] F. Devernay, F. Mourgues, et E. Coste-Manière. Towards endoscopic augmented reality for robotically assisted minimally invasive cardiac surgery. Dans *Proceedings of IEEE Medical Imaging and Augmented Reality*, 2001.
- [DMP⁺04] E. Dombre, M. Michelin, F. Pierrot, P. Poignet, P. Bidaud, G. Morel, et al. Marge project : Design, modeling, and control of assistive devices for minimally invasive surgery. Dans *Proceedings of MICCAI*, pages 1–8, 2004.
- [DNM04] C. Doignon, F. Nageotte, et M. de Mathelin. Detection of grey regions in color images : application to the segmentation of a surgical instrument in robotized laparoscopy. Dans *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3394 – 3399, Sendai, Japon, 2004.
- [DRLR90] M. Dhome, M. Richetin, J. Lapresté, et G. Rives. Spatial localization of modeled objects of revolution in monocular perspective vision. Dans *Proceedings of the first European Conference on Computer Vision (ECCV 90)*, pages 475–484, Antibes, France, avril 1990.
- [DS03] Simon P. DiMaio et S.E. Salcudean. Needle insertion modeling and simulation. *IEEE Transactions on robotics and automation*, 19(5) :864–875, octobre 2003.
- [EC92] Bernard Espiau et François Chaumette. A new approach to visual servoing in robotics. *IEEE Transactions on robotics and automation*, 8(3), juin 1992.
- [eit] <http://www.eits.org>. Site web de l'IRCAD/EITS, European Institute of Telesurgery.
- [Etha] http://www.jnjgateway.com/public/useng/5256ethicon_encyclopedia_of_knots.pdf. Manuel de réalisation de noeuds pour la suture de la société Ethicon, spécialisée dans le matériel médical.
- [Ethb] http://www.jnjgateway.com/public/useng/ethicon_wcm_feb2004.pdf. Manuel de suture de la société Ethicon spécialisée dans le matériel médical.
- [FA96] J. Feldmar et N. Ayache. Rigid, affine and locally affine registration of free-form surfaces. *International journal on Computer Vision*, 18(2) :99–119, mai 1996.
- [FA98] A. Ford et A. Roberts. Colour space conversions. Rapport technique, Westminster University, London, Août 1998.
- [Fau93] O. Faugeras. *Three-Dimensional Computer Vision : a geometric viewpoint*. MIT Press, 1993.
- [FLR⁺98] H. Fuchs, M. Livingston, R. Raskar, D. Colucci, K. Keller, A. State, J. Crawford, P. Rademacher, S. Drake, et A. Meyer. Augmented reality visualization for laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of MICCAI*, pages 934–943, 1998.
- [FP97] Ali Faraz et Shahram Payandeh. A robotic case study : optimal design for laparoscopic positioning stands. Dans *Proceedings of IEEE International Conference*

- on Robotics and automation*, pages 1553 – 1560, Albuquerque, New Mexico, avril 1997.
- [FPF99] Andrew Fitzgibbon, Maurizio Pilu, et Robert B. Fisher. Direct least square fitting of ellipses. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 21(5) :476 – 480, Mai 1999.
- [FT02] IRCAD et France Telecom. Argonaute 3d : vers l'opération chirurgicale virtuelle à distance? *Conférence de presse IRCAD - France Telecom*. <http://www.websurg.com>, novembre 2002.
- [Fun93] Y. C. Fung. *Biomechanics - Mechanical properties of living tissues*. Springer-Verlag, New York, 1993.
- [FWBN05] M. Feuerstein, S. Wildhirt, R. Bauernschmitt, et N. Navab. Automatic patient registration for port placement in minimally invasive endoscopic surgery. Dans *Proceedings of Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*. à paraître, 2005.
- [GBW02] Moji Ghodoussi, Steven E. Butner, et Yulun Wang. Robotic surgery - the transatlantic case. Dans *IEEE International conference on robotics and automation*, pages 1882 – 1888, Washington, D.C., may 2002.
- [GGM⁺05] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, M. Arenas Sanchez, et J. Marescaux. Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control. *IEEE Transactions on Robotics*, 21(1) :67–79, février 2005.
- [HHC96] S. Hutchinson, G. Hager, et P. Corke. A tutorial on visual servo control. *IEEE Transaction on Robotics and automation*, 12(5) :651 – 670, octobre 1996.
- [HM95] R. Horaud et O. Monga. *Vision par ordinateur*. Hermes, 1995.
- [HN01] M. Hayashibe et Y. Nakamura. Laser-pointing endoscope system for intra-operative 3d geometric registration. Dans *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1543–1548, Seoul, Corée, mai 2001.
- [HS01a] A. Hanbury et J. Serra. Colour image analysis in 3d-polar coordinates. Dans *Proceedings of DAGM symposium*, Vienne, Avril 2001.
- [HS01b] Allan G. Hanbury et Jean Serra. Morphological operators on the unit circle. *IEEE Transactions on image processing*, 10(12) :1842 – 1850, décembre 2001.
- [Jac93] R.J. Jacob. Eye-movement-based human-computer interaction technique : toward non-command interfaces. *Advances in Human-Computer interaction*, 4 :151–190, 1993.
- [JHB⁺01] M. Jakopec, S. Harris, F. Baena, P. Gomes, J. Cobb, et B. Davies. The first clinical application of a hands-on robotic knee surgery system. *Computer Aided Surgery*, 6 :329–339, 2001.
- [KD02] W. Khalil et E. Dombre. *Modélisation, identification and control of robots*. Hermes Science, 2002.
- [KGD⁺03] A. Krupa, J. Gangloff, C. Doignon, M. de Mathelin, G. Morel, J. Leroy, L. Soler, et J. Marescaux. Autonomous 3-D positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :842–853, Octobre 2003.
- [Kha86] O. Khatib. Real-time obstacle avoidance for manipulators and mobile robots. *International Journal of Robotics Research*, 5(1) :90–98, 1986.

- [KKK⁺95] U. Kühnappel, H. Krumm, C. Kuh, M. Huebner, et B. Neisius. Endosurgery simulation with kismet, a flexible tool for surgical instrument design, operation room planning and vr technology based abdominal surgery training. Dans *Proceedings of Virtual Reality World*, pages 165–171, 1995.
- [KMAP95] L. R. Kavoussi, R.G. Moore, J.B. Adams, et A.W. Partin. Comparison of robotic versus human laparoscopic camera control. *Journal of Urology*, (154) :2134 – 2136, 1995.
- [KOB⁺02] M. Kitagawa, A. Okamura, B. Bethea, V. Gott, et W. Baumgartner. Analysis of suture manipulation forces for teleoperation with force feedback. Dans *Proceedings of Medical Image Computing and Computer -assisted intervention*, pages 155–162, Tokyo, 2002.
- [Kod87] D. Koditschek. Exact robot navigation by means of potential functions. Dans *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and automation*, 1987.
- [Kru03] Alexandre Krupa. *Commande par vision d'un robot de chirurgie laparoscopique*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Lorraine, Nancy, France, 2003.
- [KSLO96] L. Kavraki, P. Svestka, J. Latombe, et M. Overmars. Probabilistic roadmaps for path planning in high-dimensional configuration spaces. *IEEE Transactions on robotics and automation*, 12(4) :566–580, août 1996.
- [KTM⁺04] M. Keehner, F. Tendick, M. Meng, H. Anwar, M. Hegarty, M. Stoller, et Q. Duh. Spatial ability, experience, and skill in laparoscopic surgery. *The American Journal of Surgery*, 188 :71–75, 2004.
- [KW01a] H. Kang et J. Wen. Endobot : a robotic assistant in minimally invasive surgery. Dans *IEEE International conference on robotics and automation*, pages 2031 – 2036, Seoul, may 2001.
- [KW01b] H. Kang et J. Wen. Robotic assistants aid surgeons during minimally invasive procedures. *IEEE Engineering in medicine and biology*, pages 94 – 104, jan 2001.
- [KW02] H. Kang et J. Wen. Robotic knot tying in minimally invasive surgeries. Dans *IEEE/RSJ International conference on intelligent robots and systems*, pages 1421 – 1426, Lausanne, oct 2002.
- [KWOH04] R. Konietzschke, H. Weiss, T. Ortmaier, et G. Hirzinger. A preoperative planning procedure for robotically assisted minimally invasive interventions. Dans *Proceedings of Computer und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC04)*, 2004.
- [KÇM00] U. Kühnappel, H. Çakmak, et H. Maass. Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation. *Computers and graphics*, 24 :671–682, 2000.
- [Lat91] J.C. Latombe. *Robot Motion Planning*. Kluwer Academic, 1991.
- [LCG⁺01] G. Lehmann, A. Chiu, D. Gobi, Y. Starreveld, D. Boyd, M. Drangova, et T. Peters. Towards dynamic planning and guidance of minimally invasive robotic cardiac bypass surgical procedures. Dans *Proceedings of MICCAI*, pages 368–375. Springer-Verlag, 2001.
- [LF97] Q. Luong et O. Faugeras. Self-calibration of a moving camera from point correspondences and fundamental matrices. *The International Journal of Computer Vision*, 22(3) :261–289, 1997.

- [LMGC04] J. Lenoir, P. Meseure, L. Grisoni, et C. Chaillou. A suture model for surgical simulation. Dans *Proceedings of the 2nd International symposium on medical simulation*, pages 105–113, 2004.
- [LP83] T. Lozano-Perez. Spatial planning : A configuration space approach. *IEEE Transactions on Computers*, 32(2) :108–120, 1983.
- [LPD03] M. LeDuc, S. Payandeh, et J. Dill. Toward modeling of a suturing task. Dans *Proceedings of Graphics Interface 03*, 2003.
- [LPW79] T. Lozano-Perez et M. Wesley. An algorithm for planning collision-free paths among polyhedral obstacles. *Communications of the ACM*, 22(10) :560–570, 1979.
- [Lum87] V. Lumelsky. Algorithmic issues of sensor-based robot motion planning. Dans *Proceedings of Conference on Decision and Control*, pages 1796–1801, 1987.
- [mat] <http://www.mathcurve.com/courbes2d/toroid>. Site web consacré aux courbes et surfaces mathématiques.
- [MC02] Eric Marchand et François Chaumette. Virtual visual servoing : a framework for real-time augmented reality. *EUROGRAPHICS 2002*, 21(3) :289–297, 2002.
- [MCM02] F. Mourgues et E. Coste-Manière. Flexible calibration of actuated stereoscopic endoscope for overlay in robot assisted surgery. Dans *Proceedings of Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*, pages 25–34, Japon, 2002. Springer.
- [MDMG03] B. Maurin, C. Doignon, M. de Mathelin, et A. Gangi. Pose reconstruction with an uncalibrated computerized tomography imaging device. Dans *Proceedings of IEEE International conference on Computer vision and pattern recognition*, Madison, USA, juin 2003.
- [MDP04] M. Michelin, E. Dombre, et P. Poignet. Geometrical control approaches for minimally invasive surgery. Dans *Proceedings of Workshop on Medical Robotics Navigation and Visualisation*, pages 152 – 159, Remagen, Allemagne, 2004.
- [MLG⁺] J. Marescaux, J. Leroy, M. Gagner, F. Rubino, D. Mutter, M. Vix, S. E. Butner, et M. K. Smith. Transatlantic robotic assisted remote tele-surgery. *Nature*, 413 :379–380.
- [MNS98] A. Madhani, G. Niemeyer, et J. Salisbury. The black falcon : A teleoperated surgical instrument for minimally invasive surgery. Dans *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and systems*, pages 936 – 944, Victoria, Canada, octobre 1998.
- [MPB⁺04] B. Maurin, O. Piccin, B. Bayle, J. Gangloff, et M. de Mathelin. A parallel 5dof positioner for semi-spherical workspaces. Dans *Proceedings of ASME Design Engineering technical conferences*, Salt Lake City, USA, septembre 2004.
- [MRA⁺04] J. Marescaux, F. Rubino, M. Arenas, D. Mutter, et L. Soler. Augmented-reality-assisted laparoscopic adrenalectomy. *Journal of American Medical association*, 292(18) :2214–2215, novembre 2004.
- [MT96] R. Mohr et B. Triggs. Projective geometry for image analysis. Dans *Proceedings of the International Society for photogrammetry and remote sensing conference*, Vienne, 1996.
- [MVFCM03] F. Mourgues, T. Vieville, V. Falk, et E. Coste-Manière. Interactive guidance by image overlay in robot assisted coronary artery bypass. Dans *Proceedings of Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*, Montréal, novembre 2003. Springer.

- [NDI] <http://www.ndigital.com>. Site web de la Société Northern Digital Inc.
- [NDM⁺05] F. Nageotte, C. Doignon, M. de Mathelin, P. Zanne, et L. Soler. Circular needle and needle-holder localization for computer-aided suturing in laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of the SPIE International Symposium on Medical Imaging*, pages 87–98, San Diego, Etats-Unis, février 2005.
- [NHK⁺03] A. Nishikawa, T. Hosoi, K. Koara, D. Negoro, et A. Hikita. Face mouse : A novel human-machine interface for controlling the position of a laparoscope. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :825–841, octobre 2003.
- [Nic04] Stephane Nicolau. *Un système de réalité augmentée pour guider les opérations du foie en radiologie interventionnelle*. Thèse de doctorat, INRIA Sophia Antipolis, Nice, France, 2004.
- [NMD⁺04a] F. Nageotte, M. de Mathelin, C. Doignon, L. Soler, J. Leroy, et J. Marescaux. Computer-aided suturing in laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2004)*, pages 781–786, juin 2004.
- [NMD⁺04b] F. Nageotte, M. de Mathelin, C. Doignon, L. Soler, J. Leroy, et J. Marescaux. Computer-aided suturing in laparoscopic surgery. Dans *International Workshop on Medical Robotics, Navigation and Visualization*, pages 278–285, Remagen, Allemagne, mars 2004.
- [NZMD05a] F. Nageotte, P. Zanne, M. de Mathelin, et C. Doignon. A circular needle path planning method for suturing in laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of International Conference on Robotics and Automation (ICRA05)*, pages 516 – 521, Barcelone, avril 2005.
- [NZMD05b] F. Nageotte, P. Zanne, M. de Mathelin, et C. Doignon. Needle path planning for suturing in laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of Surgetica*, Chambéry, France, janvier 2005.
- [ODD96] D. Oberkampf, D. DeMenthon, et L. Davis. Iterative pose estimation using coplanar feature points. *CVGIP : Image understanding*, 63(3), mai 1996.
- [OH00] T. Ortmaier et G. Hirzinger. Cartesian control issues for minimally invasive robot surgery. Dans *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Japon, octobre 2000.
- [oly] <http://www.olympus.co.jp/en/news/2003b/nr031021isie.cfm>. Pages web du site d'Olympus consacrée au système endoscopique 3D/2D développé pour Intuitive Surgical.
- [OPK⁺99] R. O'Toole, R. Playter, T. Krummel, W. Blank, N. Cornelius, W. Roberts, W. Bell, et M. Raibert. Measuring and developing suturing technique with a virtual reality surgical simulator. *Journal of American college of surgeons*, 189 :114–127, 1999.
- [PLK02] J. Phillips, A. Ladd, et L. Kavraki. Simulated knot tying. Dans *Proceedings of the International Conference on Robotics and Automation*, pages 841–846, 2002.
- [PR97] R. Player et M. Raibert. A virtual surgery simulator using advanced haptic feedback. *Minimally Invasive Therapy and Applied Technology*, 6 :117–121, 1997.
- [RBC⁺02] J. Rosen, J. Brown, L. Cahng, M. Barreca, M. Sinanan, et B. Hannaford. The bluedragon - a system for measuring the kinematics and the dynamics of minimally invasive surgical tools in-vivo. Dans *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1876 – 1881, Washington DC, mai 2002.
- [Ros96] Paul L. Rosin. Assessing error of fit functions for ellipses. *Graphical models and image processing*, 58(5) :494–502, septembre 1996.

- [SAN⁺04] L. Soler, N. Ayache, S. Nicolau, X. Pennec, C. Forest, H. Delingette, D. Mutter, et J. Marescaux. Virtual reality, augmented reality and robotics in surgical procedures of the liver. Dans *Perspective in image-guided surgery, proceedings of MRNV*, pages 476–484, Remagen, Allemagne, 2004.
- [SBM04] D. Sallé, P. Bidaud, et G. Morel. Optimal design of high dexterity modular mis instrument for coronary artery bypass grafting. Dans *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1276 – 1281, New Orleans, USA, 2004.
- [SCP⁺03] D. Stoianovici, K. Cleary, A. Patriciu, D. Mazilu, A. Stanimir, N. Craciunoiu, V. Watson, et L. Kavoussi. Acubot : A robot for radiological interventions. *IEEE Transactions on Robotics and automation*, 19(5), octobre 2003.
- [Ser02] J. Serra. Espaces couleur et traitement d’images. Rapport technique, CMMM-Ecole des Mines de Paris, Octobre 2002.
- [SG01] G. T. Sung et I.S. Gill. Robotic laparoscopic surgery : A comparison of the da vinci and zeus systems. *Urology*, 58(6) :893–898, 2001.
- [Sim97] D.A. Simon. Intra-operative position sensing and tracking devices. Dans *Proceedings of the first joint CVRMed/MRCAS Conference*, pages 62–64, juin 1997.
- [STCB00] O. Schneider, J. Troccaz, O. Chavanon, et D. Blin. Padyc : A synergistic robot for cardiac puncturing. Dans *IEEE International conference on Robotics and automation*, pages 2883 – 2888, mai 2000.
- [Ste99] C. Stewart. Robust parameter estimation in computer vision. *SIAM Review*, 41(3) :513–537, 1999.
- [SW94] J. M. Sackier et Y. Wang. Robotically assisted laparoscopic surgery. from concept to development. *Surgical endoscopy*, 8 :63–66, 1994.
- [TDG⁺00] F. Tendick, M. Downes, T. Goktekin, M. C. Cavusoglu, et D. Feygin et al. A virtual environment testbed for training laparoscopic surgical skills. *Presence*, 9(3) :236 – 255, juin 2000.
- [TFE⁺95] R. Taylor, J. Fonda, B. Eldridge, S. Gomory, K. Gruben, D. LaRose, M. Talamini, L. Kavoussi, et J. Anderson. A telerobotic assistant for laparoscopic surgery. *IEEE Engineering in medicine and biology*, pages 279–288, 1995.
- [TJTS] F. Tendick, R. Jennings, G. Tharp, et L. Starck. Sensing and manipulation problems in endoscopic surgery : experiment, analysis and observation. *Presence : Teleoperators and virtual environments*, 2(1) :66–81.
- [TL88] R. Tsai et R. Lenz. Real-time versatile robotics hand/eye calibration using 3d machine vision. Dans *Proceedings of IEEE International conference on robotics and automation*, pages 554–561, 1988.
- [TPK⁺94] R. Taylor, H. Paul, P. Kazandzides, B. Mittelstadt, W. Hanson, J.Zuhars, B. Williamson, B. Musits, E. Glassman, et W. Bargar. An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery. *IEEE Transactions on robotics and Automation*, 10 :261–275, Avril 1994.
- [TRG⁺99] H. Tabaie, J. Reinbolt, P. Graper, T. Kelly, et M. Connor. Endoscopic coronary artery bypass graft (ecabg) procedure with robotic assistance. *The heart surgery forum*, 2(4) :310–317, 1999.
- [TRMD05] O. Tonet, T.U. Ramesh, G. Megali, et P. Dario. Image analysis-based approach for localization of endoscopic tools. Dans *proceedings of Surgetica*, pages 221 – 228, 2005.

- [TS03] Russell Taylor et Dan Stoianovici. Medical robotics in computer-integrated surgery. *IEEE Transactions on robotics and automation*, 19(5) :765 – 781, octobre 2003.
- [Tsa87] R. Tsai. A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3d machine vision metrology using off-the-shelf tv cameras and lenses. *IEEE Journal of robotics and automation*, 3(4) :323–344, août 1987.
- [Udu77] S. Udupa. *Collision Detection and Avoidance in Computer Controlled Manipulators*. Thèse de doctorat, California Institute of Technology, Etats-Unis, 1977.
- [upe] <http://www.seas.upenn.edu/courses/belab/labprojects/2004/be210s04t4.html>. Site web de la faculté de médecine de l'Université de Pennsylvanie.
- [WAH97] G.-Q. Wei, K. Arbter, et G. Hirzinger. Real-time visual servoing for laparoscopic surgery. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 16(1) :40–45, 1997.
- [WGG93] J. van de Weijer, T. Gevers, et J. Geusebroek. Color edge detection by photometric quasi-invariants. Dans *Proceedings of International Conference on Computer vision*, pages 1520–1526, Nice, France, 1993.
- [WTF04] A. Wiles, D. Thompson, et D. Frantz. Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems. San Diego, USA, 2004.
- [WUW98] Y. Wang, D. Uecker, et Y. Wang. A new framework for vision-enabled and robotically assisted minimally invasive surgery. *Comput. Med. Imaging and Graphics*, 22 :429–437, 1998.
- [WZM⁺01] R. Webster, D. Zimmerman, B. Mohler, M. Melkonian, et R. Haluck. A prototype haptic suturing simulator. Dans *Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality*, pages 567–569, 2001.
- [Zha99] Z. Zhang. Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientations. Dans *Proceedings of the International Conference on Computer Vision (ICCV'99)*, Corfu, Grèce, 1999.
- [ZOM04] N. Zemiti, T. Ortmaier, et G. Morel. A new robot for force control in minimally invasive surgery. Dans *Proceedings of IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3643 – 3648, Sendai, Japon, 2004.
- [ZP02] Xiaoli Zhang et Shahram Payandeh. Application of visual tracking for robot-assisted laparoscopic surgery. *Journal of Robotic systems*, 19(7) :315 – 328, 2002.
- [ÇVT01] M. Cenk Çavusoglu, I. Villanueva, et F. Tendick. Workspace analysis of robotic manipulators for a teleoperated suturing task. Dans *Proceedings of IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2234 – 2239, Hawaï, USA, 2001.
- [ÇWTS03] M. Cenk Çavusoglu, W. Williams, F. Tendick, et S. Sastry. Robotics for telesurgery : Second generation berkeley / ucsf laparoscopic telesurgical workstation and looking towards the future applications. *Industrial Robot, special issue on medical robotics*, 30(1) :22 – 29, 2003.

Résumé

La suture est un geste courant mais difficile en chirurgie coelioscopique. Les mouvements possibles des instruments sont limités en raison du passage par un point fixe et le retour visuel fourni par une caméra endoscopique est indirect et bidimensionnel. Il est donc très difficile pour les chirurgiens de planifier les mouvements de l'aiguille de suture. En pratique, le passage de l'aiguille dans les tissus est réalisé par essais successifs et il fait intervenir des déformations indésirables des tissus.

Afin d'aider les chirurgiens à planifier le passage d'une aiguille circulaire dans des tissus fins, nous proposons d'étudier la cinématique des mouvements possibles de l'aiguille et du porte-aiguille en chirurgie coelioscopique. Nous recherchons tout d'abord dans quels cas il est possible de trouver des chemins sans déformation entre deux points à la surface des tissus. Nous montrons qu'il existe des conditions simples sur la prise d'aiguille et sur le placement du trocart permettant de garantir l'existence de tels chemins. Nous proposons ensuite une méthode pratique de planification permettant de générer des chemins dits à déformation minimale.

La planification de chemin nécessite la connaissance de données spatiales comme la position de l'aiguille dans le porte-aiguille et la position du trocart par rapport aux tissus. Nous proposons d'obtenir ces informations en utilisant une caméra endoscopique couleur. Nous utilisons des méthodes de traitement d'images simples permettant d'obtenir l'extraction des informations image en temps réel. La reconstruction des données spatiales est basée sur une optimisation itérative des erreurs de reprojection par asservissement visuel virtuel.

Enfin, nous avons proposé des outils de réalité augmentée permettant d'assister le chirurgien durant une suture. Nous montrons également la faisabilité d'une aide robotisée à la suture en réalisant un passage d'aiguille semi-autonome, basé sur des asservissements visuels 2D, dans des conditions de laboratoire.

Ce travail exploratoire ouvre de nombreuses possibilités d'applications pour la mise en place d'une véritable aide à la suture par ordinateur.

Mots-clés : Robotique médicale, chirurgie mini-invasive, gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO), planification de chemin, asservissements visuels, vision par ordinateur

Abstract

Suturing is a common but difficult task in laparoscopic surgery. The motions of the surgical instruments are limited because of the trocart constraint and the vision of the scene obtained through an endoscopic camera is reduced to 2D images. Consequently, it is difficult for the surgeons to plan the movements of the suturing needle. Usually, the stitching task is realized by multiple trials and undesirable deformations of the tissues are involved.

In order to help the surgeons to plan the motions of a circular needle through thin tissues, we propose to study the kinematics of the needle and the needle-holder in laparoscopic surgery. Firstly, we have been interested in finding paths between two points on the surface of the tissue which do not involve deformations. We show that there are simple conditions on the trocart position and the needle handling parameters which guarantee the existence of ideal paths. Then, we explain a method to practically plan special paths for which the deformation of the tissue is minimal.

Planning paths requires the knowledge of some 3D information such as the position of the needle in the needle-holder and the position of the trocart with respect to the tissues. We propose to use the color endoscopic camera to get this information. We use fast and simple image processing techniques to extract visual cues from the images in real-time. Then the 3D positions are obtained using a virtual visual servoing scheme which iteratively minimizes the forward projection error in the images.

Finally, we propose augmented-reality tools to assist the surgeon during stitching. We also show by controlling a medical robot using a 2D visual servoing scheme, that semi-autonomous suturing is possible in laboratory conditions.

This exploratory research work opens the path for a complete computer-aided suturing system.

Keywords : Medical robotics, minimally invasive surgery, computer aided surgery (CAS), path planning, visual servoing, computer vision