



Thèse présentée pour obtenir le grade de
Docteur de l'Université Louis Pasteur
Strasbourg I

Discipline : Électronique, Électrotechnique, Automatique
Spécialité : Robotique médicale

par Ahmed Ayadi

Insertion robotisée d'aiguille pour le petit animal

Soutenue le vendredi 4 juillet 2008

Membres du jury

Directeur de Thèse :	Pierre Graebbling, Professeur à l'ENSPS, Strasbourg
Co-directeur :	Jacques Gangloff, Professeur à l'ENSPS, Strasbourg
Rapporteur externe :	Michel Devy, Directeur de Recherche au CNRS, LAAS, Toulouse
Rapporteur externe :	Hervé Tanneguy Redarce, Professeur à l'INSA, Lyon
Rapporteur interne :	Mohamed Tajine, Professeur à l'ULP, Strasbourg
Examineur :	Alexandre Krupa, Chargé de recherche, INRIA, LAGADIC, Rennes
Invité :	Jean Marc Egly, Directeur de Recherche à l'IGBMC, Strasbourg
Invité :	Luc Soler, Responsable de l'équipe Réalité Virtuelle à l'IRCAD, Strasbourg
Invité :	Bernard Bayle, Maître de Conférences à l'ENSPS, Strasbourg

*A mes chers parents,
A ma très chère épouse,
A mes soeurs et mes beaux-frères,
A ma belle-famille,
Et à toutes les personnes comptant à mes yeux.*

Remerciements

Ce travail a été réalisé au LSIIT, au sein de l'équipe AVR. Je remercie M. Michel De Mathelin, directeur de l'équipe AVR, pour m'avoir accueilli au sein de son groupe de recherche et avoir mis à ma disposition les moyens nécessaires pour mener cette thèse à son terme. Je remercie également l'IRCAD et essentiellement l'équipe du M. Luc Soler d'avoir mis à ma disposition les moyens humains et techniques pour réaliser mes expériences dans les meilleures conditions. Je remercie aussi la région d'Alsace et l'IRCAD qui m'ont accordé leur confiance en finançant la préparation de cette thèse, ainsi que l'IGBMC qui a participé à l'acquisition du matériel nécessaire à la mise en place de la plate-forme expérimentale.

Je voudrais tout d'abord remercier messieurs Michel Devy, Hervé Tanneguy Redarce et Mohamed Tajine, mes rapporteurs, qui m'ont fait l'honneur de relire et d'évaluer ce travail de thèse. Merci pour leur lecture attentive et les corrections qui auront permis d'améliorer ce manuscrit. Je remercie également messieurs Alexandre Krupa, Jean Marc Egly et Luc Soler qui m'ont fait l'honneur de participer à mon jury de thèse. Je tiens également à remercier messieurs Pierre Graebbling, Jacques Gangloff et Bernard Bayle, qui ont encadré mon travail de thèse, pour leurs conseils et leurs encouragements apportés durant ces quatre ans de thèse.

Je remercie très chaleureusement Stéphane Nicolau pour ses échanges scientifiques, ses conseils et sa rigueur. Stéphane, merci pour ton soutien scientifique et humain. Je remercie également très chaleureusement Gaétan Bour pour son enthousiasme et sa disponibilité pour réaliser les expériences. Merci pour ton soutien et pour m'avoir accompagné durant ma première conférence.

Je remercie tous mes collègues de l'équipe AVR, Florent, Philippe, Laurent, Iulia, Christophe, Loïc, Edouard, Pierre, Olivier, Joana et Eric pour leur sympathie et la bonne ambiance. Je souhaite bonne réussite scientifique pour les doctorants Yunjie, Chadi, Wael, Laurent, Julien, Norbert, Bérengère et Mathieu. Une dédicace spéciale pour les anciens de l'AVR que j'ai pu côtoyer : Benjamin, Estelle, Adlane, Ali et Cyrille. Je remercie également mes collègues de l'équipe Web-Surg pour leur amitié et leur sympathie. Que Mourad, Anne-Blandine, Laurent, Alex, Juan et Jacques trouvent ici le témoignage de mon amitié.

J'adresse mes vifs remerciements à tous mes amis pour leur sympathie et la bonne ambiance et les bons moments de vacances : Chadi et Waed, Alex et Yana, Ali et Samia, Montassar et Imen, Majed et Mouna, Rami et Nouha, Zied, les deux Mohamed, Aïcha, Karima, Sarah, Irène, Christophe, Riadh, Ahmed, et Amine merci de m'avoir soutenu, encouragé et d'avoir toujours répondu présent.

Toute ma gratitude et mes chaleureux remerciements vont à ma famille : mes parents, *baba* Hédi et *mama* Soufia, ma soeur Héra et Affif et mon neveu Mijou et ma nièce Ghada, ma soeur Rim et Khalil, pour ma petite soeur adorée *Azzouz* Houda et également ma belle-famille. Merci pour leur encouragement et leur soutien permanent et sans faille. Merci à mes parents et mes beaux-parents pour leur déplacement à Strasbourg pour assister à ma soutenance. Enfin, je ne remercierai sans doute jamais assez ma très chère épouse, Yosra, qui a su faire preuve d'une grande patience, de compréhension et m'a accompagné et soutenu de façon permanente tout au long de ces années.

Table des matières

Introduction	1
Chapitre 1 Dispositif robotique dédié au petit animal	3
1.1 Introduction	3
1.2 La souris et l'expérimentation animale	5
1.3 Imagerie dédiée au petit animal	7
1.4 Systèmes robotiques dédiés au petit animal	9
1.4.1 Dispositif commercial : Visualsonics Vevo 770	9
1.4.2 Travaux de l'université de Johns Hopkins à Baltimore (USA)	9
1.4.3 Travaux de l'université Yang-Ming de Tapei (Taiwan)	11
1.4.4 Travaux de l'université Western Ontario (Canada)	11
1.4.5 Travaux de l'IRCAD à Strasbourg (France)	12
1.4.6 Comparaison des dispositifs robotiques	12
1.5 Protocole pour l'insertion de l'aiguille	13
1.5.1 Protocole actuel	14
1.5.2 Solution robotisée proposée	16
1.5.3 Nouveau protocole médical	17
Chapitre 2 Recalage caméra-lit avec une projection de lumière structurée	21
2.1 Introduction	21
2.2 Lumière structurée	22
2.2.1 Techniques de codage	22
2.2.2 Applications médicales	24
2.2.3 Principe retenu de projection de lumière structurée	25
2.3 Reconstruction 3D par lumière structurée	26
2.3.1 Étalonnage du dispositif de lumière structurée	27
2.3.2 Reconstruction 3D	29
2.3.3 Autres méthodes d'étalonnage	30
2.3.4 Résultats de reconstruction	34

2.4	Recalage rigide 3D/3D	39
2.4.1	Algorithme ICP	39
2.4.2	Améliorations	40
2.4.3	Conception d'une cible de recalage	42
2.4.4	Résultats expérimentaux	44
2.5	Conclusion	48
Chapitre 3 Recalage caméra-robot avec mire virtuelle		51
3.1	Introduction	51
3.2	Calibrage par mire virtuelle	54
3.2.1	Position du problème	55
3.2.2	Mise en équation	55
3.3	Estimation de \mathbf{T}_{nc} et \vec{v} en utilisant une mire virtuelle	57
3.3.1	Estimation de la transformation \mathbf{T}_{nc}	57
3.3.2	Estimation de la direction de l'aiguille \vec{v}	57
3.3.3	Étapes du calibrage par mire virtuelle	57
3.4	Extraction des paramètres de l'aiguille	59
3.4.1	Calcul de la direction de l'aiguille	59
3.4.2	Position de la pointe de l'aiguille	61
3.4.3	Étapes de la procédure d'extraction des paramètres de l'aiguille	63
3.5	Validation de la mire virtuelle	64
3.5.1	Estimation de la vérité terrain avec des dispositifs métrologiques	64
3.5.2	Estimation de la vérité terrain avec un système stéréoscopique	65
3.6	Résultats expérimentaux	66
3.6.1	Estimation de \mathbf{T}_{ge}	66
3.6.2	Estimation de \mathbf{T}_{en}	67
3.6.3	Précisions des mesures réalisées	69
3.7	Conclusion	70
Chapitre 4 Recalage caméras-robot avec asservissement visuel 2D		71
4.1	Introduction	71
4.2	Vision stéréoscopique	72
4.2.1	Étalonnage du dispositif stéréoscopique	72
4.2.2	Contrainte épipolaire	72
4.3	Asservissement visuel	73
4.3.1	En 3D	75
4.3.2	En 2D	76

4.3.3	En 2D et 1/2	77
4.4	Loi de commande	77
4.4.1	Estimation de la matrice d'interaction	78
4.5	Asservissement visuel stéréoscopique	79
4.6	Calibrage aiguille/robot	79
4.6.1	Choix des informations visuelles	80
4.6.2	Loi de commande	81
4.6.3	Déroulement de l'asservissement	81
4.7	Résultats de simulation et expérimentaux	83
4.7.1	Mitsubishi RV-1A	83
4.7.2	Résultats de simulation	84
4.7.3	Résultats expérimentaux	84
4.8	Conclusion	91
Chapitre 5 Résultats expérimentaux		95
5.1	Introduction	95
5.2	Déroulement de l'expérience	95
5.3	Validation avec une pièce de référence	97
5.3.1	Asservissement sans recalage	98
5.3.2	Validation de positionnement	98
5.3.3	Validation de la direction	98
5.4	Conclusion	104
Conclusion		105
Annexe A Conception du lit de la souris		107
Annexe B Étalonnage de la caméra		111
Annexe C Aiguille de biopsies		115
Listes de publication		119
Bibliographie		121

Introduction

Le guidage robotisé et automatique de l'insertion d'une aiguille dans un organe en utilisant une imagerie tridimensionnelle est une application prometteuse de la robotique médicale. La maîtrise d'une telle procédure permettra, à terme, d'améliorer la précision, l'efficacité, la répétabilité et la rapidité de nombreux gestes pratiqués actuellement à la main, comme l'injection d'agents thérapeutiques, la biopsie et la destruction *in situ* de tumeurs. L'injection directe de substances au sein des tumeurs notamment représente une avancée considérable pour la lutte contre le cancer. Au lieu d'avoir une action globale, la substance injectée va cibler la zone à traiter pour avoir une efficacité maximale et un impact limité sur les organes environnants. La précision de l'injection est un pré-requis pour la réussite d'une telle thérapie : la pointe de l'aiguille doit être guidée depuis l'extérieur jusqu'au coeur de la zone à traiter, qui parfois ne dépasse pas quelques millimètres de diamètre.

Dans le cadre de la recherche contre le cancer, les biologistes travaillant sur les thérapies géniques sont demandeurs d'un système capable d'automatiser la procédure d'injection. En effet, les recherches sont menées sur des petits animaux, comme des rats ou plus souvent encore des souris, dont les organes sont de très petite taille. Ces souris, traitées et sélectionnées de manière adéquate, développent certaines tumeurs sur lesquelles sont testées les thérapies géniques. Cette étude sur l'animal a pour but de permettre d'identifier et de développer une thérapie sûre et efficace pour l'humain. La procédure se décompose en trois grandes étapes : injection de cellules cancéreuses, injection des traitements développés et prélèvement des cellules par biopsie pour évaluer l'influence des traitements. Malheureusement, il est assez difficile de réaliser à la main les insertions d'aiguille nécessaires de manière précise, rapide et répétitive .

L'utilisation de systèmes d'imagerie dédiés au petit animal est actuellement en plein développement. Ces dispositifs permettent d'avoir une information précise sur la position et le volume d'une tumeur dans un organe. Ils permettent également d'obtenir une représentation tridimensionnelle de l'animal, qui peut être exploitée par un dispositif robotique guidant l'aiguille. Le développement d'une telle procédure robotique, utilisant un système de vision et un bras manipulateur, est le sujet de cette thèse.

Déroulement de la thèse

Ce travail s'est effectué au sein de l'équipe AVR (Automatique, Vision et Robotique) du Laboratoire des Sciences, de l'Informatique, de l'Image et de la Télédétection (LSIIT, UMR ULP-CNRS 7005), sous la direction de Pierre Graebling et Jacques Gangloff, Professeurs à l'université Louis Pasteur (ULP) de Strasbourg. Il a été co-encadré par Bernard Bayle, Maître de Conférences à l'ULP. Ces travaux de recherche ont été effectués en partenariat avec les équipes du Professeur Jean-Marc Egly de l'Institut de Génétique et de Biologie Moléculaire et Cellulaire (IGBMC, INSERM 596) et du Docteur Luc Soler, responsable de l'équipe Réalité Virtuelle à l'Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif (IRCAD).

Contributions et plan du mémoire

Le système développé dans cette thèse utilise un micro-scanner à rayons X dédié au petit animal, un bras robotique de type anthropomorphe capable d'orienter et de déplacer une aiguille avec six degrés de liberté et un système de vision capable d'acquérir l'information visuelle de la scène. La solution proposée doit intégrer le protocole médical habituellement utilisé par les biologistes. Devant l'impossibilité de réaliser l'insertion au sein même du scanner, l'animal est déplacé depuis le scanner vers le robot. Dans ce contexte, deux recalages s'imposent. Le premier consiste à identifier la position de l'animal par rapport au robot. Le deuxième nécessite l'identification de la position de l'aiguille par rapport au robot. Ce sont les deux problématiques que nous avons traitées dans ce mémoire.

Le mémoire est organisé comme suit. Dans le premier chapitre, un état de l'art des imageurs médicaux et des dispositifs robotiques guidés par imagerie et dédiés au petit animal est proposé. Nous introduisons le protocole médical actuellement adopté par les biologistes. Ensuite, nous développons notre solution et le nouveau protocole résultant.

Dans le deuxième chapitre, nous traitons le problème du recalage animal/robot. Le passage de l'animal dans le scanner nous fournit un premier modèle 3D. L'animal est ensuite placé devant le système de vision. Un deuxième modèle 3D est alors obtenu en utilisant une projection de lumière structurée. Ensuite, nous montrons comment recaler ces deux modèles, pour déterminer la transformation qui permet de passer du repère du micro-scanner au repère de la caméra. Dans ce chapitre, nous introduisons la technique de vision utilisée ainsi que les méthodes d'étalonnage associées. Nous décrivons également les méthodes de recalage entre les modèles 3D. Enfin, nous proposons une étude expérimentale comparative entre les méthodes d'étalonnage du dispositif de la lumière structurée. De même, nous exposons une comparaison entre les méthodes de recalage.

Dans le troisième et le quatrième chapitre, nous proposons deux méthodes pour identifier la position de l'aiguille par rapport au robot. La première approche, présentée dans le troisième chapitre, consiste à estimer directement l'attitude de l'aiguille par rapport à l'organe terminal du robot. Elle est inspirée des méthodes classiques de calibrage outil/robot. Ce chapitre est découpé en quatre parties : premièrement, les méthodes de calibrage outil/robot sont introduites ; deuxièmement, la méthode proposée est développée ; ensuite, une méthode de validation pour estimer la précision de notre approche est proposée, enfin les résultats expérimentaux sont présentés. La deuxième approche, présentée dans le quatrième chapitre, se base sur un asservissement visuel stéréoscopique. Dans ce chapitre, nous exposons le principe de l'asservissement visuel, et nous développons le choix des paramètres visuels, de la loi de commande et le calcul de la matrice d'interaction. Nous présentons ensuite des résultats de simulation et des expérimentations réalisées pour valider la précision de notre méthode.

Dans le dernier chapitre, nous exposons les résultats expérimentaux obtenus pour estimer la précision globale du dispositif. Nous présentons nos premières validations sur une pièce de référence et les évaluations de la précision de la procédure *in vivo*. Enfin, nous concluons sur les contributions scientifiques de cette thèse, en précisant les perspectives de ces travaux de recherche.

Chapitre 1

Dispositif robotique dédié au petit animal

Sommaire

1.1	Introduction	3
1.2	La souris et l'expérimentation animale	5
1.3	Imagerie dédiée au petit animal	7
1.4	Systèmes robotiques dédiés au petit animal	9
1.5	Protocole pour l'insertion de l'aiguille	13

1.1 Introduction

Vaincre le cancer est aujourd'hui une priorité nationale. En effet, en France, chaque année 280 000 nouveaux cas de cancer sont diagnostiqués et plus de 150 000 décès sont à déplorer, soit plus de 400 décès chaque jour¹. Cette maladie est actuellement la deuxième cause de mortalité en France derrière les affections cardio-vasculaires. En outre, le cancer représente un coût financier pour le système de santé français estimé à 15 milliards d'euros par an en 2002. Ces chiffres expliquent pourquoi la lutte contre le cancer est devenue une priorité de santé nationale, matérialisée par le Plan Cancer lancé en mars 2003, sous l'influence du Président de la République, avec pour objectif de diviser la mortalité due au cancer par 5.

Le cancer est une maladie complexe pouvant affecter la plupart des organes du corps humain tels que les seins, la prostate, les poumons, le foie, l'utérus, la peau ou encore le colon pour ne citer que les plus répandus. Il se caractérise par une multiplication anarchique des cellules, qui ne répondent plus aux différents signaux de contrôle de l'organisme. Comme de nombreuses autres maladies, le cancer est une maladie multifactorielle, de nombreuses causes agissant conjointement à son déclenchement. On peut ainsi distinguer les facteurs environnementaux (agents infectieux, exposition permanente à des produits toxiques, rayonnement UV), l'alimentation (alcool, obésité, tabac), et les prédispositions génétiques. Ces différents facteurs vont favoriser l'apparition de mutations au niveau de l'ADN, support de l'information génétique dans la cellule, qui peuvent permettre la croissance non contrôlée des cellules mutées. En effet, chacune de nos cellules saines admet normalement trois évolutions possibles : la division

¹source : http://www.sante.gouv.fr/htm/dossiers/cancer/plaquette_cancer.pdf

pour la multiplication des cellules, la différenciation par l'acquisition de nouvelles propriétés ou la mort. Une mauvaise mutation génétique de certaines cellules suite à un dysfonctionnement de notre patrimoine génétique peut provoquer une multiplication anarchique de celles-ci, sans respect des signaux émis par l'organisme. Ces cellules tumorales vont induire la formation de nouveaux vaisseaux sanguins, qui permettra au cancer de se développer à distance de l'organe initialement affecté, via la formation de métastases. Certains cancers se développant très lentement sont asymptomatiques dans les premiers stades. En outre, les cellules cancéreuses peuvent longtemps rester inactives avant de proliférer. Il peut même arriver que l'on découvre des métastases avant d'avoir diagnostiqué le cancer initial.

Actuellement, le traitement des cas de cancer repose principalement sur la chirurgie, qui consiste à enlever de l'organe atteint les cellules cancéreuses et leurs extensions. Dans la plupart des cas la chirurgie seule ne suffit pas. D'autres traitements, comme la radiothérapie ou la chimiothérapie, sont généralement pratiqués de manière complémentaire. Ces traitements peuvent précéder l'acte chirurgical pour minimiser l'étendue des tumeurs et ainsi limiter les séquelles, ou venir en complément de la chirurgie de manière à augmenter son efficacité et éviter les récurrences. Schématiquement, la radiothérapie consiste à bombarder la tumeur avec des radiations ionisantes qui vont provoquer la mort des cellules tumorales par dégradation de leur ADN. Cependant, la radiothérapie ne peut être efficace que lorsque le cancer est limité à une seule région de l'organisme. Si cela n'est pas le cas, l'usage de la chimiothérapie devient indispensable. Ce traitement a pour but d'enrayer la prolifération des cellules cancéreuses en les détruisant et en empêchant leur reproduction au sein de l'organisme. Quels que soient les traitements suivis, ils laissent des séquelles aux patients qui les ont subis et sont la plupart du temps accompagnés d'effets secondaires.

Un des buts de la recherche biomédicale est d'améliorer les traitements existants et d'en mettre au point de nouveaux, de façon à améliorer leur efficacité tout en réduisant les effets néfastes. Le développement et la mise au point de ces traitements nécessitent une phase de test et de validation, en général sur l'animal. Bien que très décriée par l'opinion publique, cette démarche strictement encadrée au niveau légal, représente souvent une étape incontournable pour la mise au point de nouvelles thérapies, à condition de respecter les codes de l'expérimentation animale. Les droits européen et français imposent un certain nombre de conditions à son utilisation, en particulier au travers de la convention européenne STE 123 et du décret n° 2001-486 du 6 juin 2001 portant sur la protection des animaux, qui stipulent notamment que « *sont licites les expériences ou recherches pratiquées sur des animaux vivants à condition d'une part qu'elles revêtent un caractère de nécessité et que ne puissent utilement y être substituées d'autres méthodes expérimentales ...* ». Il s'agit donc pour les chercheurs qui pratiquent ce type d'expérimentation de travailler dans le respect de ces textes ainsi que des bonnes pratiques de laboratoire qui consistent à prendre en compte un certain nombre de critères comme : le bien fondé de l'expérimentation, la douleur infligée à l'animal ou ses conditions de vie. Ces pratiques sont souvent connues sous le nom de la règle des 3R : Réduire (le nombre d'animaux), Raffiner (le protocole) et Remplacer (l'expérience animale par une expérience sans animaux).

Pour qu'une telle expérimentation soit correctement menée, il est essentiel que le type d'animal que l'on utilise soit adapté à l'expérience. Ce choix dépend principalement de la nature de l'étude à mener et de la similitude de comportement entre l'animal et l'homme pour le développement de la pathologie étudiée. Par exemple, le coeur du cochon possède des propriétés proches du coeur humain ; il constitue donc un modèle très utilisé en cardiologie. En ce qui

concerne le foie, c'est plutôt la souris qui est utilisée comme modèle d'expérimentation. Généralement, les biologistes s'accordent sur un même animal pour une thématique de recherche donnée. D'autres critères influencent aussi le choix des biologistes tels que le coût de l'animal, son entretien, son élevage, la rapidité de sa reproduction et la facilité de sa manipulation.

1.2 La souris et l'expérimentation animale

Avant leur mise sur le marché, les nouvelles thérapies médicamenteuses doivent absolument avoir été testées sur un animal rongeur et sur un non rongeur. Pour les rongeurs, on peut choisir entre plusieurs espèces dont le rat et la souris. La souris, « *Mus musculus* » pour les scientifiques, est un mammifère de la famille des muridés caractérisée par une longue queue et un nez pointu. Elle constitue un modèle très important pour la recherche biomédicale. Son utilisation est répandue dans la recherche en biologie, en génétique, en cancérologie, en pharmacologie, en toxicologie ou en embryologie. Son intérêt réside essentiellement dans le fait que :

- son génome est similaire à environ 99 % avec celui de l'homme, ce qui représente un excellent moyen pour comprendre l'expression et le rôle des gènes dans l'organisme humain ;
- son génome est séquencé et de ce fait on peut produire des souris transgéniques capable de développer des modèles de maladies humaines ;
- elle représente un faible coût d'élevage : en moyenne 5 grammes de nourriture par jour ;
- son cycle de reproduction est court : environ 12 semaines (3 semaines de gestation, 3 à 4 semaines d'allaitement) ;
- elle a une croissance rapide avec une maturité sexuelle de 5 à 6 semaines ;
- sa manipulation est aisée.

La souris représente donc un modèle particulièrement intéressant, notamment dans le cas qui nous intéresse, l'étude du cancer du foie. Deux types de cancers peuvent affecter le foie. Le cancer primitif du foie, ou hépatocarcinome, survient directement au niveau du foie et peut avoir différentes origines : infection chronique par le virus de l'hépatite B ou C, exposition à des toxines alimentaires, ou consommation excessive d'alcool ou de graisse. Le cancer du foie secondaire, quant à lui, se développe à partir de cellules cancéreuses provenant de tumeurs au niveau d'autres organes. On parle alors de métastases hépatiques. Une des caractéristiques du cancer hépatique primaire est sa résistance aux agents chimiothérapeutiques classiques. En outre, il est asymptomatique durant les premiers stades et n'est bien détecté que lorsque les fonctions hépatiques sont fortement altérées. C'est pourquoi le taux de survie à 5 ans après détection du cancer du foie est extrêmement faible (de l'ordre de 5 à 10%). Le développement de nouvelles thérapies pour soigner le cancer du foie, qui passe par la compréhension de ses mécanismes de cancérisation, est un enjeu majeur de la recherche biomédicale. Parmi ces thérapies, on peut noter les chimiothérapies administrées par voie générale, ou bien les thérapies ciblant directement la tumeur (injection de substances directement dans la tumeur, thermo-ablation par insertion d'une sonde thermique dans la tumeur). Il est clair que l'efficacité d'une telle procédure est très dépendante de la précision du geste du praticien et de la correspondance entre la tumeur visée et la cible réellement touchée par l'aiguille durant sa phase d'insertion. Ces procédures réalisées chez l'homme sous contrôle scanner ou échographique, sont beaucoup plus difficilement applicables chez l'animal. De plus, les techniques dont disposent actuellement les biologistes, pour étudier l'évolution du cancer et évaluer les modifications physiologiques et moléculaires restent limitées. Ces évaluations passent par la dissection de l'animal pour effectuer une biopsie (prélever les cellules cancéreuses) et en faire une analyse histologique au microscope (Fig. 1.1) ainsi qu'une analyse moléculaire. Malheureusement, ces techniques nécessitent souvent le sacrifice

de l'animal, empêchant ainsi le suivi dans le temps de l'évolution de la tumeur sur un même animal. En outre, de telles études requièrent un grand nombre d'animaux pour constituer des groupes statistiquement significatifs tout au long de l'expérience.

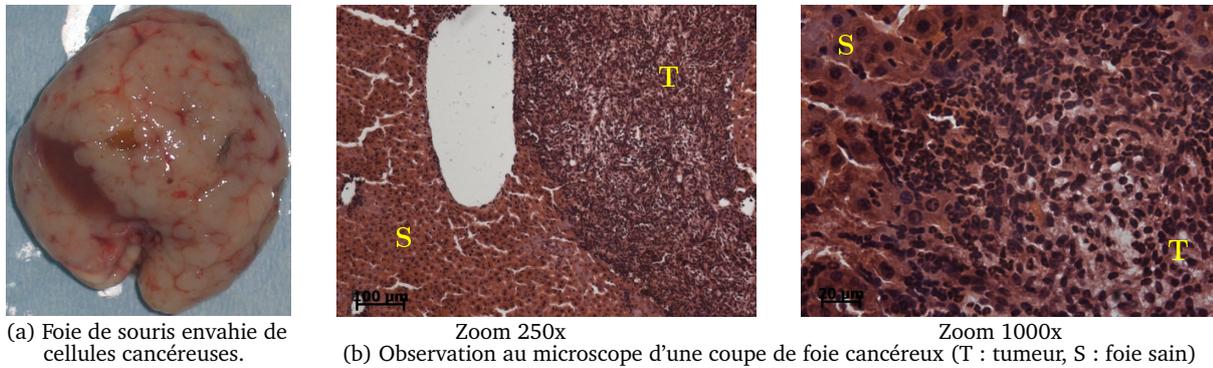


FIG. 1.1 – Différentes étapes nécessaires à l'analyse de l'évolution d'une tumeur dans le foie d'une souris.

Il faut donc imaginer et développer de nouvelles techniques pour répondre au mieux à ces limitations et diminuer le nombre d'animaux sacrifiés. L'apparition de dispositifs d'imagerie dédiés au petit animal a déjà permis de faire des progrès importants. Le biologiste peut maintenant faire un suivi *in vivo* non invasif du développement des tumeurs (Fig. 1.2). Ces dispositifs apportent des informations complémentaires à celles recueillies par l'observation au microscope. L'examen est en général non traumatisant pour l'animal et peut donc être répété plusieurs fois sans trop influencer le protocole expérimental et sans nuire à la santé des animaux. Plusieurs modalités d'imagerie ont été développées qui apportent chacune leurs avantages et autorisent une bonne exploration anatomique et fonctionnelle de l'animal. Malgré l'information sur la position des tumeurs, fournie par ces systèmes, le prélèvement des tissus continue à se faire de manière manuelle.

On peut imaginer que l'information fournie par ces dispositifs puisse être couplée à un système robotisé. Si de plus, celui-ci était capable de se positionner par rapport à une cible choisie par le biologiste et d'effectuer de manière automatique une insertion, cela permettrait de suivre l'animal au cours du temps au lieu de le sacrifier systématiquement. On réduirait ainsi le nombre d'animaux utilisés dans une étude et surtout on obtiendrait de meilleurs résultats statistiques. Cet apport va donc aussi dans le sens de la règle des 3R. De tels dispositifs commencent à faire leur apparition dans les laboratoires de recherche pour assister le biologiste pour les études en cours.

Dans la suite de ce chapitre, nous allons présenter le système que nous envisageons pour insérer des aiguilles dans le foie d'une souris afin d'atteindre des tumeurs cancéreuses. Dans la section 1.3, nous présenterons un état de l'art des dispositifs d'imagerie médicale actuellement adaptés au petit animal. Nous consacrerons ensuite la section 1.4 à l'introduction des systèmes robotiques actuellement disponibles et en cours de développement. Nous terminerons enfin ce chapitre par la description de la solution que nous proposons (section. 1.5).

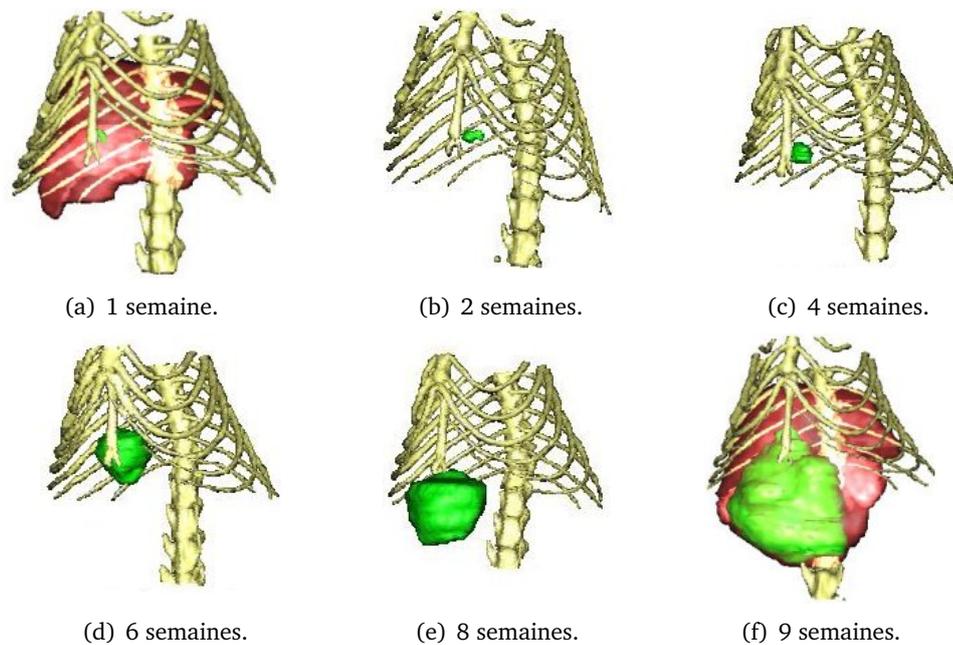


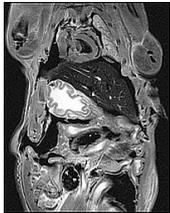
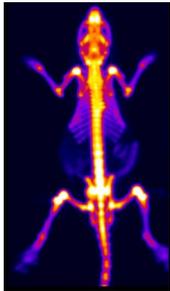
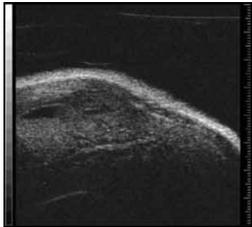
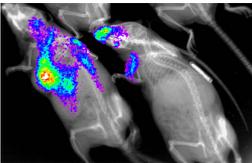
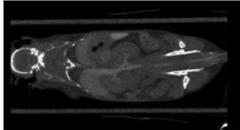
FIG. 1.2 – Suivi de l'évolution d'une tumeur hépatique à l'aide d'un système d'imagerie sur une période de neuf semaines. Sur ces images obtenues à l'aide d'une reconstruction 3D [FAM⁺06] à partir d'images issues d'un micro-scanner MicroCATTM, on peut suivre l'évolution d'une tumeur (vert) par rapport au foie (rouge) [Sol07].

1.3 Imagerie dédiée au petit animal

La souris étant un animal dont le modèle est de plus en plus étudié, plusieurs modalités d'imagerie peuvent convenir à son observation *in vivo*. Elles se différencient par la technologie utilisée pour l'acquisition des données ainsi que par leur application possible. Le développement d'imagerie médicale spécifique au petit animal soulève un certain nombre de contraintes. La première est liée aux dimensions réduites du petit animal. A titre d'exemple, le volume du foie de la souris est 1000 fois plus petit que celui de l'homme. Cette différence d'échelle impose une amélioration de la résolution spatiale et de la sensibilité des caméras. La deuxième contrainte est liée au temps d'acquisition. Par exemple, les battements cardiaques, 10 fois plus rapides chez la souris que chez l'homme, sont une difficulté à surmonter pour l'imagerie en temps-réel. Une classification des techniques d'imagerie a été proposée dans la thèse de Jouannot [Jou05]. En s'en inspirant, le tableau 1.1 résume les avantages et les inconvénients des dispositifs d'imagerie les plus répandus. Toutefois, nous détaillons particulièrement le fonctionnement d'un scanner à rayons à X, puisqu'il correspond au scanner dont nous disposons.

Imagerie de tomodesitométrie

L'imagerie à rayons X utilise la propriété de ces rayons à être absorbés d'une façon différente suivant les tissus biologiques qu'ils traversent. Elle permet de reconstruire des sections anatomiques successives, d'épaisseur déterminée en utilisant des projections réalisées selon plusieurs incidences régulièrement espacées autour de l'objet. Le sujet à analyser est positionné au centre du système qui se compose d'une source à rayons X et d'un détecteur pour mesurer la différence d'absorption. La résolution spatiale du système dépend essentiellement de la focalisation de la

Technique d'imagerie	Avantages	Inconvénients	Exemple d'image
Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)	<ul style="list-style-type: none"> - aucune irradiation ; - haute résolution spatiale (25 à 110 μmm). 	<ul style="list-style-type: none"> - coût élevé (maintenance et entretien) ; - durée de l'acquisition (environ 1 heure pour une souris complète). 	
Imagerie Tomographique à Émission de Positons (TEP)	<ul style="list-style-type: none"> - haute sensibilité ; - existence de grand nombre de marqueurs. 	<ul style="list-style-type: none"> - faible durée de vie des marqueurs ; - faible résolution (1 à 2 mm). 	
Imagerie échographique	<ul style="list-style-type: none"> - sonde à haute fréquence (jusqu'à 100 MHz) adaptée à la souris ; - haute résolution (de l'ordre de 30 μm) ; - peu coûteux ; - facilement déplaçable ; - utilisation répétée sans aucun risque ; - imagerie en temps-réel. 	<ul style="list-style-type: none"> - pénétration limitée dans l'os ou le poumon. 	
Imagerie optique	<ul style="list-style-type: none"> - peu coûteuse ; - temps d'acquisition court. 	<ul style="list-style-type: none"> - faible résolution (3 à 5 cm) ; 	
Imagerie de tomodensitométrie	<ul style="list-style-type: none"> - haute résolution spatiale (de l'ordre de 50 μm) ; - temps d'acquisition faible (5 et 30 min). 	<ul style="list-style-type: none"> - contraste limité pour les tissus mous ; - nombre d'examens limité en raison des irradiations. 	

TAB. 1.1 – Différentes modalités d'imagerie médicale.

source et de la taille des éléments du détecteur, alors que le contraste est fixé par l'importance du flux de rayons X et de la dimension du récepteur. Afin de pouvoir visualiser les petits animaux, la géométrie des scanners a du être adaptée. L'amélioration de la résolution a nécessité l'utilisation d'émetteurs de rayonnements avec une focale plus fine. La qualité de l'image est améliorée en optimisant les caractéristiques des caméras du récepteur. Des tumeurs à partir de 0,3 mm [ANP⁺07] et 0,5 mm [WPD⁺04] ont pu être détectées. Par contre, le nombre d'exams pour un même animal est limité en raison des radiations ionisantes lors de l'acquisition.

1.4 Systèmes robotiques dédiés au petit animal

Parallèlement à ces développements, on a également pu assister à l'émergence de nouveaux systèmes robotiques, souvent guidés par imagerie. L'objectif de ces systèmes est de faciliter et d'améliorer le travail du biologiste en l'assistant durant les différentes phases de son travail sur le petit animal. Ces phases concernent l'insertion d'une aiguille pour injecter des tumeurs ou des agents thérapeutiques ou la réalisation de biopsies. Le rôle de ces systèmes robotisés peut aller de l'assistance à la réalisation complète de tâches entièrement robotisées. Ce paragraphe sera consacré à un état de l'art des systèmes robotisés dédiés au petit animal (souris ou rat).

1.4.1 Dispositif commercial : Visualsonics Vevo 770

Le système d'imagerie par ultrasons Vevo 770 développé par Visualsonics (Fig. 1.3) est actuellement la seule machine commerciale équipée d'une sonde ultrasonore travaillant avec des fréquences supérieures à 40 MHz. Le champ de vue de la sonde est de l'ordre de 2 cm. Les images obtenues sont de très bonne qualité avec une résolution spatiale de l'ordre de 30 μm . Le dispositif dispose d'un lit équipé de capteurs au niveau de sa surface qui permettent de mesurer la respiration et le battement du coeur de l'animal. Sa position est commandée manuellement afin d'obtenir une position d'intervention convenable pour le biologiste. Le dispositif Vevo 770 est équipé d'un système de micro-injection/extraction commandé manuellement. En effet, ce système et la sonde ultrasonore sont montés sur des rails qui permettent de définir et de fixer leurs positions. La cible à atteindre est définie par le biologiste dans les images. L'arrêt de la course de l'aiguille se fait manuellement quand la cible est jugée atteinte. Aucune information sur la précision de l'insertion n'est donnée dans les documents techniques.

1.4.2 Travaux de l'université de Johns Hopkins à Baltimore (USA)

Au sein de l'université de Johns Hopkins, un système robotisé guidé par imagerie (CT, IRM, TEP) a été conçu et développé [LKT⁺04, LIB⁺05, KCI⁺06]. Ce système est principalement dédié à la radiothérapie pour le traitement des tumeurs cancéreuses du petit animal ainsi qu'à la biopsie et l'injection d'adénovirus². Le système robotique dispose de 3 DDL (Degrés De Libertés). Les translations selon les axes X et Y permet de positionner l'animal par rapport à l'axe d'insertion. Deux translations sont possibles selon l'axe Z . La translation selon Z_1 permet de positionner une canule à proximité de la peau pour la phase de calibrage. La translation selon Z_2 permet de positionner la sonde ou l'aiguille par rapport à la cible à atteindre (Fig. 1.4). La répétabilité de chaque axe du système est inférieure à 0,1 mm, estimée en fonction d'un dispositif de métrologie. La précision du positionnement du système robotique déterminée en fonction d'une pièce de référence est de l'ordre de 0,3 mm. Quand l'animal est placé sur la plate-forme

²virus pathogène modifié utilisé dans les essais de thérapie génique.

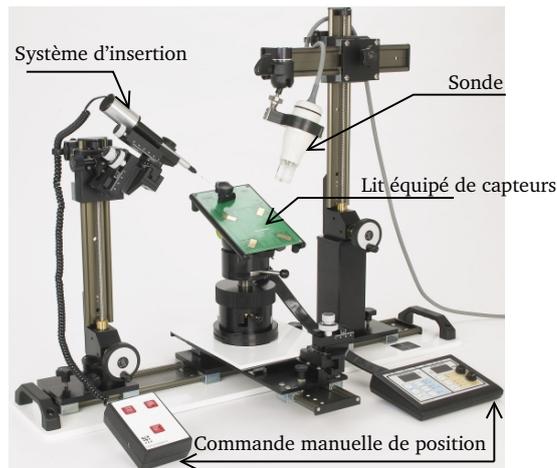
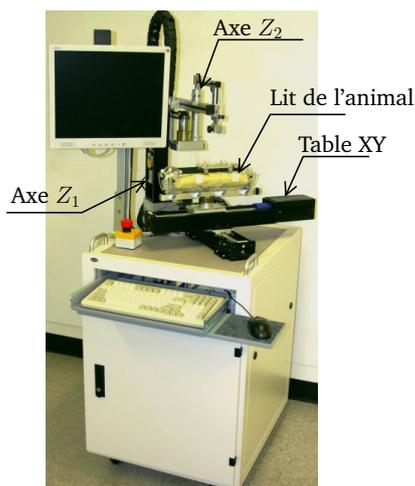


FIG. 1.3 – VisualSonics Vevo 770 : dispositif d'échographie dédié au petit animal avec une assistance à l'insertion d'aiguille (www.visualsonics.com).

robotique, son recalage par rapport au robot se déroule manuellement. En effet, le biologiste doit amener une sonde de calibrage selon Z_1 au point de contact avec des marqueurs attachés au lit de l'animal. Ces derniers sont visibles dans les images scanner et détectés d'une manière semi-automatique. Les premiers tests sur une pièce de référence ont montré que la précision du système pour atteindre une cible définie dans l'image est estimée à 0,29 mm.

Ce protocole nécessite le déplacement de l'animal, attaché à son lit, du scanner vers la plateforme du robot à la fin de son passage au scanner. Ce déplacement engendre logiquement un mouvement des organes si l'animal n'est pas attaché convenablement au lit. Conscients des conséquences de ce déplacement sur la précision finale du dispositif, les auteurs proposent d'immobiliser l'animal à l'aide de mousse. Durant sa phase de solidification, cette dernière va épouser la forme de l'animal et du lit et par la suite minimiser le mouvement des organes (Fig. 1.4(b)).



(a) Dispositif robotique.



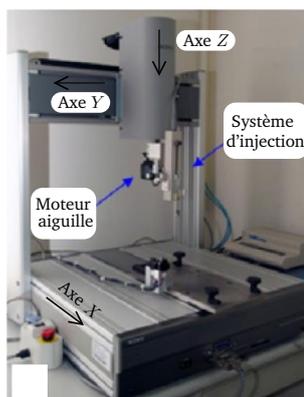
(b) Fixation du petit animal avec de la mousse.

FIG. 1.4 – Système développé par l'université Johns Hopkins [LKT⁺04, LIB⁺05, KCI⁺06].

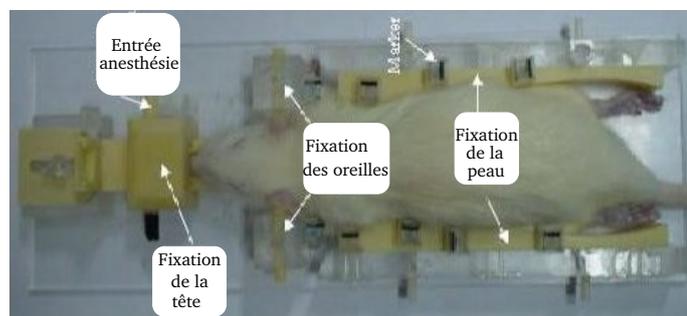
1.4.3 Travaux de l'université Yang-Ming de Tapei (Taiwan)

Un autre dispositif robotisé d'insertion d'aiguille guidé par imagerie IRM et TEP dans l'objectif d'effectuer des injections et des biopsies a été proposé par Huang et al. [HWL⁺06b, HWL⁺06a]. Cette plate-forme robotique est composée d'un robot à 5 DDL : trois translations selon X , Y et Z , une rotation autour de l'axe Z et une rotation perpendiculaire à l'axe Z effectuée à l'aide d'un moteur monté sur l'axe Z (Fig. 1.5(a)). La précision de positionnement du robot est de 0,05 mm. La position de la cible provient d'un recalage entre deux types d'acquisitions obtenues successivement avec un scanner TEP et un scanner IRM. Ce recalage se base sur la localisation d'un certain nombre de marqueurs dans les deux images et l'erreur de recalage est estimée à 0,37 mm. La précision du dispositif est mesurée en observant la position de l'aiguille dans une pièce de référence sous la forme d'une matrice de cylindre de diamètre variable. L'erreur totale de positionnement de l'aiguille est estimée à 1,2 mm. Ce résultat est expliqué par la propagation de l'erreur de recalage entre les deux modèles. Les auteurs envisagent d'améliorer ce résultat en optant pour des imageurs de meilleure résolution. L'identification de la position de l'aiguille par rapport au robot n'est pas exposée par les auteurs.

Les auteurs sont également confrontés aux problèmes liés au déplacement des organes de l'animal puisqu'ils sont amenés à effectuer deux déplacements : le premier du scanner IRM vers le TEP, le deuxième du scanner TEP vers la plate-forme du robot. Afin de limiter le mouvement des organes, l'animal est attaché rigidement à un lit équipé avec des marqueurs nécessaires pour la phase de recalage (Fig. 1.5(b)).



(a) Dispositif robotique.



(b) Système de fixation de l'animal par rapport au lit.

FIG. 1.5 – Système développé par l'université Yang-Ming [HWL⁺06b, HWL⁺06a].

1.4.4 Travaux de l'université Western Ontario (Canada)

Un autre système robotisé basé sur l'imagerie à ultrasons a été conçu et développé par Waspe et al. [WCLF06, WCLF07]. La conception du robot est basée sur une architecture de type Centre de Rotation Déporté (RCM pour Remote Center Motion) à base de parallélogrammes : le centre de rotation correspond à un point fixe qui correspond également à la pointe de l'aiguille. Le système dispose de deux rotations autour des axes X et Y respectivement de $\pm 30^\circ$ et $\pm 50^\circ$, et d'une translation, d'une course maximale de 20 mm, le long de l'axe Z . Cette translation permet d'avancer la pointe de l'aiguille vers la cible (Fig. 1.6(a)). L'espace de travail du robot, si l'aiguille est en contact avec la peau, est sphérique centré sur la pointe de l'aiguille. Le robot RCM est monté sur une table XYZ qui offre au total au système 6 DDL. La méthode de calibrage

de l'aiguille nécessite en moyenne une heure. Elle se base sur le déplacement de l'aiguille vers une série de poses prédéfinies. A chaque mouvement, une image de l'aiguille est acquise, et sa direction et la position de la pointe sont extraites. A la fin de la phase de calibrage, les trois axes du robot ainsi que l'axe de l'aiguille doivent être concourants. La précision de positionnement de l'aiguille est de l'ordre $100 \mu\text{m}$. Dans l'objectif de commander le robot par imagerie ultrasons, les auteurs proposent une méthode de calibrage entre l'aiguille et la sonde, dont la précision est de l'ordre de $75 \mu\text{m}$ [WLF07]. La précision totale du dispositif est en cours d'estimation.

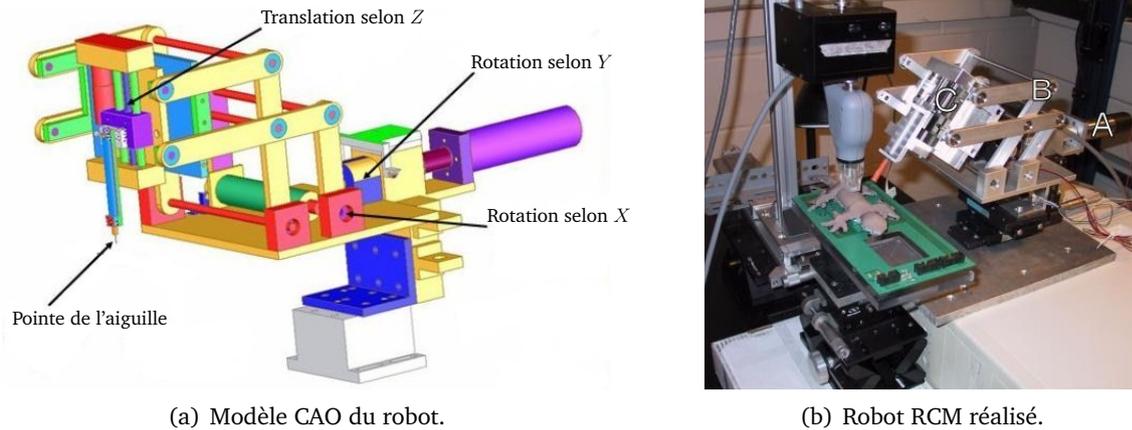


FIG. 1.6 – Dispositif proposé par l'université Western Ontario.

1.4.5 Travaux de l'IRCAD à Strasbourg (France)

Un système de réalité augmentée développé au sein de l'IRCAD pour assister les chirurgiens en radiologie interventionnelle chez l'homme a été adapté au petit animal [NBS⁺08, NPSA05]. Il s'agit d'un dispositif qui va assister le biologiste durant la phase d'insertion d'aiguille en projetant sur les images vidéos les organes cachés sous la peau. L'application de cette technique sur l'animal nécessite de lui raser l'abdomen et de le munir d'un certain nombre de marqueurs visibles dans le scanner (Fig. 1.7(a)). A la fin de son passage au scanner, l'animal est placé devant un système de vision stéréoscopique calibré (Fig. 1.7(b)). La détection des marqueurs dans le système de vision va initialiser la phase de recalage. A la fin de cette étape, la position des organes va être reprojétée dans les images vues par le biologiste pour l'assister durant la phase d'insertion (Fig. 1.7(c)). L'aiguille est également équipée par des marqueurs afin de matérialiser sa trajectoire dans les deux images. Un premier test *in vivo* a été réalisé. L'expérience consiste à insérer l'aiguille dans une cible donnée et à effectuer un deuxième passage au scanner avec l'aiguille toujours insérée. La précision est alors évaluée dans les coupes scanner entre la position de la cible et la position réellement atteinte par l'aiguille. Elle a été estimée à $0,7 \text{ mm}$.

1.4.6 Comparaison des dispositifs robotiques

Toutes les solutions que nous venons d'évoquer visent à automatiser l'insertion d'aiguille. La solution proposée par l'université de Johns Hopkins limite l'insertion de l'aiguille uniquement à la direction verticale. Plusieurs organes peuvent alors être inaccessibles en raison de leurs positions, cachés derrière d'autres organes. Pour contourner cette limitation, Huang et al.

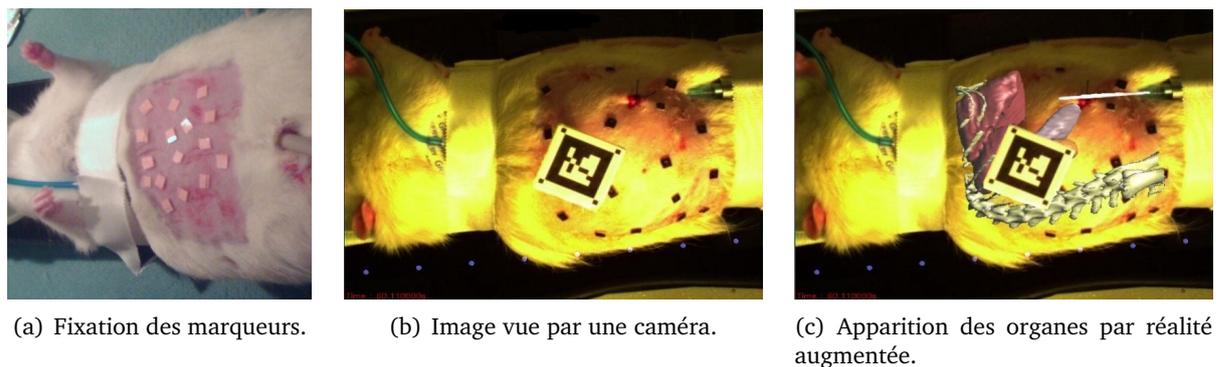


FIG. 1.7 – Réalité augmentée appliquée au petit animal.

[HWL⁺06b, HWL⁺06a] de l'université Yang-Ming proposent d'ajouter un degré de liberté supplémentaire en rotation, pour positionner librement l'aiguille. Toutefois, aucune information sur le calibrage de la position de l'aiguille par rapport au robot n'est exposée. La méthode proposée par Li et al. [LIB⁺05] de l'université de Johns Hopkins est semi-automatique et se déroule par la mise en contact d'une sonde avec un certain nombre de marqueurs, détectés dans les images scanner. Waspé et al. [WCLF06] de l'université Western Ontario proposent de calibrer l'aiguille d'une manière automatique, en se basant sur les déplacements du robot et sur les paramètres de l'aiguille vue par une caméra. Toutefois la durée de cette solution est conséquente et est estimée à 1 heure. De plus, la position de l'aiguille est contrainte : elle doit être portée par l'axe qui permet son avancement. La solution proposée au sein de l'IRCAD, basée sur la réalité augmentée, permet une assistance au biologiste durant la phase d'insertion. Elle demande un temps de préparation supplémentaire pour raser la souris et l'équiper de marqueurs. L'inconvénient principal reste le tremblement du main du biologiste durant la phase d'insertion. Cette erreur ne peut pas être compensée et se répercute sur la précision de l'insertion.

Le système que nous cherchons à développer vise le même objectif : automatiser l'insertion d'aiguille tout en répondant aux problèmes et aux limitations citées ci-dessus. En effet, nous souhaitons développer un système robotisée qui doit être capable d'insérer une aiguille sans contrainte sur sa direction et sur sa fixation sur le robot. La solution proposée doit être exécutée avec une intervention minimale du biologiste et surtout ne doit pas augmenter le temps de préparation de l'animal et de la procédure globale.

1.5 Protocole pour l'insertion de l'aiguille

Dans le cadre de ses recherches sur le cancer du foie, l'IRCAD a fait l'acquisition, en partenariat avec la région Alsace, le département du Bas-Rhin, la ville de Strasbourg et le comité départemental du Haut-Rhin de la Ligue Nationale contre le Cancer, d'un micro-scanner MicroCATTM (Fig. 1.8). Ce dernier permet d'observer et de suivre avec une résolution qui varie entre 27 et 90 μm , l'évolution des cellules tumorales *in vivo* chez le petit animal. L'acquisition de ce système d'imagerie a permis aux biologistes d'améliorer leurs études en cours sur le développement des nouveaux agents thérapeutiques. Il a également permis le lancement des nouvelles thématiques de recherche : l'effet résiduel de la biopsie sur l'image, l'effet de l'irradiation sur la croissance tumorale, l'influence de la fréquence des passages au scanner sur l'évolution tumorale. Le dispositif robotisé que nous proposons dans la suite est basé sur l'utilisation de cet appareil d'imagerie.

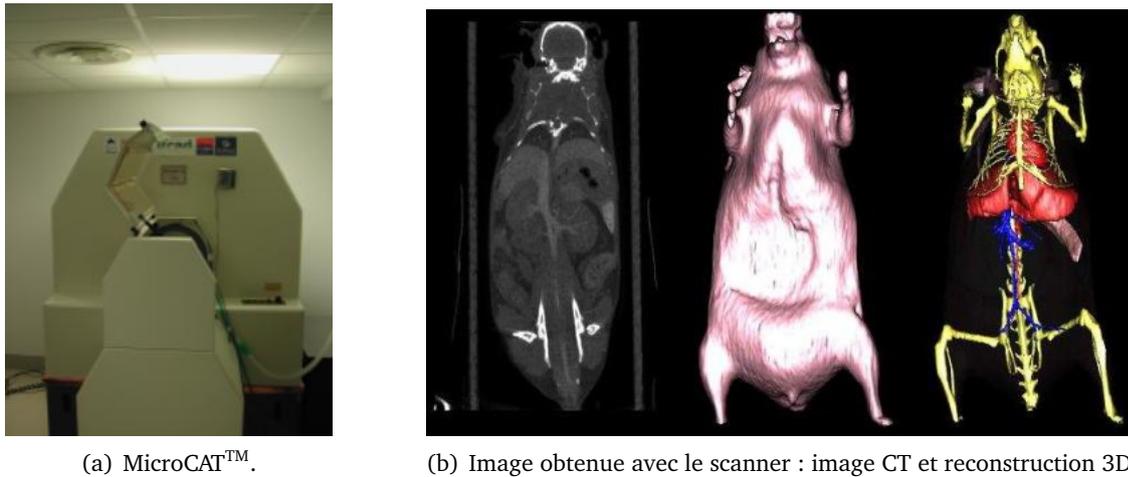


FIG. 1.8 – Micro-scanner MicroCAT™.

1.5.1 Protocole actuel

Actuellement, le suivi de l'évolution des cellules cancéreuses se fait en respectant un protocole médical en trois phases : préparation de l'animal pour l'acquisition d'images scanner, passage de l'animal au scanner et traitement médical, comme illustré par la figure 1.9.

Préparation de l'animal

Avant son passage au scanner, le biologiste injecte un produit de contraste à l'animal. Si chez l'homme, une acquisition se déroule en quelques dizaines de secondes, il est impossible de faire un scanner de qualité d'une souris en moins de 15 minutes avec le micro-scanner. Or les agents de contraste classiquement utilisés sont évacués rapidement par le rein et plus aucun effet du produit de contraste n'est observé après 15 minutes. Il faut donc utiliser un produit de contraste de type Fenestra™ résidant plus longtemps dans l'organisme. Utiliser une grande quantité de cet agent va permettre d'avoir un meilleur contraste dans les images, et donc de devoir moins augmenter l'intensité du rayonnement X administré à l'animal. Malheureusement, les produits de contraste Fenestra™ sont toxiques pour le foie et des injections répétées de fortes doses peuvent conduire à la mort de l'animal. Il est donc nécessaire de trouver un compromis entre la quantité injectée et la résolution du scanner pour la survie de l'animal. Le volume de la tumeur détectable par le scanner dépend essentiellement de la résolution du scanner et du produit de contraste. En effet, dans les expériences réalisées par les biologistes, les produits de contraste utilisés, Fenestra™VC et Fenestra™LC, vont faire apparaître en positif respectivement les vaisseaux sanguins et le foie sain. Par contre, la tumeur ne sera pas marquée car les cellules cancéreuses n'ont pas la capacité de fixer ce produit de contraste. On doit donc considérer deux cas :

1. injecter le produit de contraste Fenestra™LC seul. Dans ce cas, seul le foie sera contrasté. Les vaisseaux sanguins et les tumeurs apparaîtront donc en négatif. Or, le foie est très riche en vaisseaux sanguin de gros diamètre ainsi qu'en petits capillaires sanguins. Dans ce cas, il peut être difficile de différencier un petit capillaire d'une petite tumeur.
2. injecter les produits de contraste Fenestra™LC et VC. Dans ce cas, la détection de la tumeur sera plus facile. Néanmoins, la taille de la tumeur minimale va dépendre de la qualité

du contraste et de la résolution du micro-scanner. Il faut noter que la détection de la tumeur sera toujours limitée par la présence de tissu normal vascularisé qui aura bien fixé le produit de contraste autour de la tumeur.

Le type d'injection retenue par le biologiste dépend étroitement de l'étude en cours.

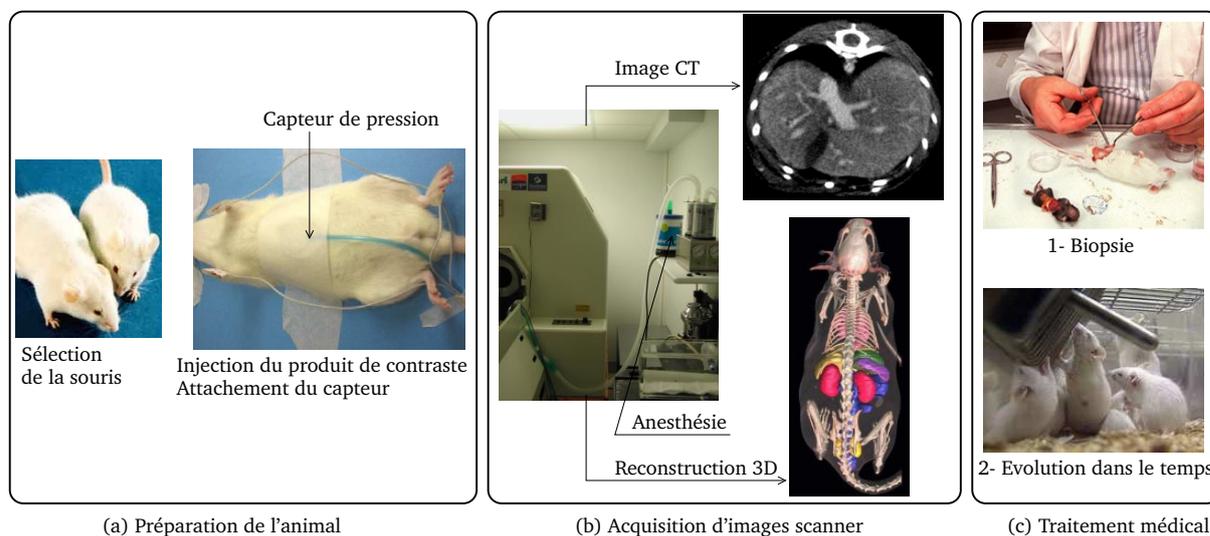


FIG. 1.9 – Les différentes étapes du protocole médical actuellement utilisé.

Acquisition d'images scanner

Durant son passage au scanner, l'animal est anesthésié par inhalation gazeuse, ce qui permet un excellent contrôle de la profondeur d'anesthésie. La souris respire un mélange gaz-oxygène par un masque adapté à sa tête. Dans notre cas, l'anesthésique est de l'isoflurane qui passe sous forme gazeuse dans un évaporateur. Le tout est acheminé vers la souris à l'aide d'un dispositif spécifique placé à proximité du micro-scanner. La quantité de gaz inhalé impose son rythme respiratoire et en particulier la durée de la phase d'expiration. Un capteur de pression est attaché à la souris et permet au biologiste d'observer en temps-réel l'évolution du rythme respiratoire de l'animal. Cette information permet également de synchroniser périodiquement l'acquisition des coupes scanner avec la phase d'expiration. La durée nécessaire pour l'acquisition dépend de la zone d'intérêt sélectionnée, de la résolution choisie et de la régularité du rythme respiratoire. En effet, une perturbation de ce dernier provoque l'annulation de l'acquisition qui sera effective durant la prochaine période. A la fin de l'acquisition scanner d'une durée moyenne de 15 minutes, le modèle 3D de la zone sélectionnée peut être obtenu à l'aide de logiciels spécifiques (Fig. 1.8(b)).

Traitement médical

Selon le type d'étude envisagée, les informations du scanner vont servir à :

- visualiser et quantifier les effets d'agents thérapeutiques injectés à l'animal sur l'évolution des tumeurs, en comparant le volume des tumeurs au cours du temps ;
- localiser la tumeur et permettre au biologiste de pratiquer manuellement, après laparotomie, des prélèvements au niveau du tissu sain et de la tumeur, pour pouvoir étudier les modifications survenues au niveau histologique et moléculaire.

De la précision du geste et des effets secondaires de la biopsie (traumatisme, infection) sur l'animal va dépendre la précision de l'étude et la durée de vie de la souris.

Les biologistes sont donc demandeurs d'une technologie mini-invasive qui leur permettrait d'effectuer des micro-prélèvements répétés sur le même animal, évitant d'une part les traumatismes dus à l'ouverture de l'abdomen et à la manipulation des organes internes, et d'autre part réduisant de manière conséquente le nombre d'animaux nécessaires pour mener l'étude.

1.5.2 Solution robotisée proposée

Afin d'améliorer la précision des insertions d'aiguille et de limiter leurs effets indésirables, nous proposons de développer un système permettant de profiter de l'information fournie par le scanner sur la position exacte des tumeurs et des organes vitaux environnant pour réaliser des biopsies ou des injections d'agents thérapeutiques directement dans la tumeur. Pour ce faire, notre solution consiste à donner au biologiste la possibilité de définir dans les images scanner les deux points définissant l'insertion, à savoir : la cible à atteindre et le point d'entrée de l'aiguille au niveau de la peau. Ces deux points définissent également la direction de l'aiguille. L'insertion proprement dite sera alors réalisée par un bras robotique équipé d'un dispositif pour maintenir une aiguille et/ou une seringue et capable de l'orienter et de la déplacer afin d'effectuer son insertion. De plus, un dispositif de vision capable d'acquérir des images tout au long du processus viendra compléter notre système, de manière à disposer de toutes les informations nécessaires au pilotage du système robotisé.

Dispositif robotique

Utiliser un système tel que celui que nous venons de décrire au sein du micro-scanner est impossible en raison de ses dimensions. Il faut donc utiliser le robot situé hors du scanner. D'autre part, la présence d'éléments amovibles au niveau cet appareil empêche la fixation permanente d'un robot à proximité du scanner (Fig. 1.10). Amener le robot vers le scanner, soit guidé sur un rail, soit en l'accrochant au plafond, n'est pas non plus envisageable en raison de la configuration de la zone d'accès à l'animal qui, d'une part, limite l'accès du bras robotisé aux organes ciblés par les études biologiques, et qui, d'autre part, accroît les risques de collision entre le robot et le scanner. Ceci a pu être confirmé par la réalisation d'un logiciel de détection de collisions entre un robot et le scanner. Finalement, la seule solution possible consiste donc à sortir l'animal du dispositif d'imagerie et à l'amener devant le robot placé à proximité. Dans l'objectif d'assurer une bonne fixation de la souris par rapport à son lit lors de son passage du micro-scanner à la plate-forme du robot, nous avons conçu et développé un nouveau lit. Ce dernier offre la possibilité d'une meilleure fixation de l'animal à l'aide d'attaches déterminées en collaboration avec les biologistes (pour plus de détails voir annexe A).

De manière à pouvoir positionner librement l'aiguille, nous avons opté pour un robot anthropomorphe à 6 DDL. Le modèle choisi est le plus petit modèle à 6 DDL actuellement commercialisé. Il s'agit du robot Mitsubishi RV-1A caractérisé par une répétabilité de 0,02 mm, un rayon d'action de 418 mm et une charge maximale de l'ordre de 1 kg. Il se distingue également par son faible poids, de l'ordre de 19 kg, et son contrôleur compact.

Dispositif de vision

Dans cette configuration, une insertion robotisée n'est possible qu'à condition que la position du robot par rapport à l'animal et l'attitude de l'aiguille par rapport au robot soient estimées.

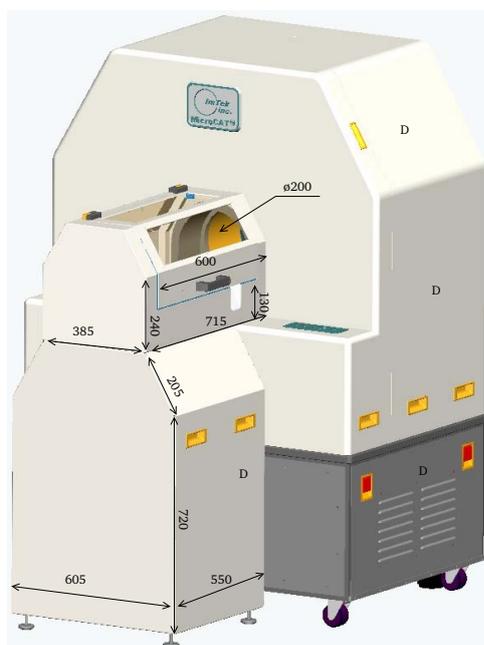


FIG. 1.10 – Les dimensions (en mm) et les éléments détachables (D) du micro-scanner MicroCAT™.

En d'autres termes, il faut que les deux points définis par le biologiste dans les images scanner soient redéfinis dans la nouvelle position de l'animal. La position de l'aiguille attachée au robot doit être connue pour que son positionnement par rapport à la cible soit possible.

Pour répondre à ces questions, nous avons choisi d'associer un dispositif de vision au robot d'insertion. Ce dispositif a pour rôle de permettre d'exprimer les points définis par le biologiste dans les images scanner de la souris, dans le système de coordonnées lié au robot. Pour ce faire, nous avons décidé d'utiliser une projection de lumière structurée sur un couvercle spécifique attaché au lit de l'animal. Cette technique de vision permet d'obtenir un modèle 3D de l'ensemble souris/lit. Ensuite, un recalage entre ce modèle et celui issu des images scanner permet de déterminer les coordonnées des points d'intérêt dans un référentiel commun avec le robot. Cette technique de vision est développée dans le chapitre 2. Le système de vision a également comme mission de visualiser l'aiguille au moment de l'insertion et ainsi rendre possible son insertion en commandant le robot (voir chapitre 3 et 4).

1.5.3 Nouveau protocole médical

Le nouveau protocole que nous proposons est celui qui est illustré à la figure 1.11. Les principales étapes sont les suivantes :

- acquérir un premier modèle 3D de l'animal et de son lit au scanner ;
- déplacement de l'ensemble animal/lit devant le robot et le système de vision et obtention du deuxième modèle 3D ;
- recalage des deux modèles et définition des points d'insertion dans un repère commun avec le robot ;
- positionnement de l'aiguille par rapport à la cible sélectionnée ;
- réalisation de l'insertion.

Il faut noter que des contraintes liées à l'utilisation du système en milieu médical sur le vivant ont été considérées. Notamment, la durée de l'anesthésie, le nombre de passages au scanner a été limité au maximum pour réduire les effets secondaires, et le choix de la méthode de calibrage de l'aiguille a permis de maintenir sa stérilité. D'autre part, la solution pour identifier la position de l'aiguille par rapport au robot est sans contrainte sur sa forme, les aiguilles de biopsie étant différentes de celles d'injection. De plus, aucune contrainte n'est imposée sur la fixation de l'aiguille sur le robot. En guise de cahier des charges, la précision de positionnement de l'aiguille par rapport à la cible doit être inférieure à 0,1 mm selon les biologistes. En effet, la taille d'une tumeur visible avec le micro-scanner doit être supérieure en moyenne à 0,4 mm et la cible sera généralement le centre de la tumeur dans l'image.

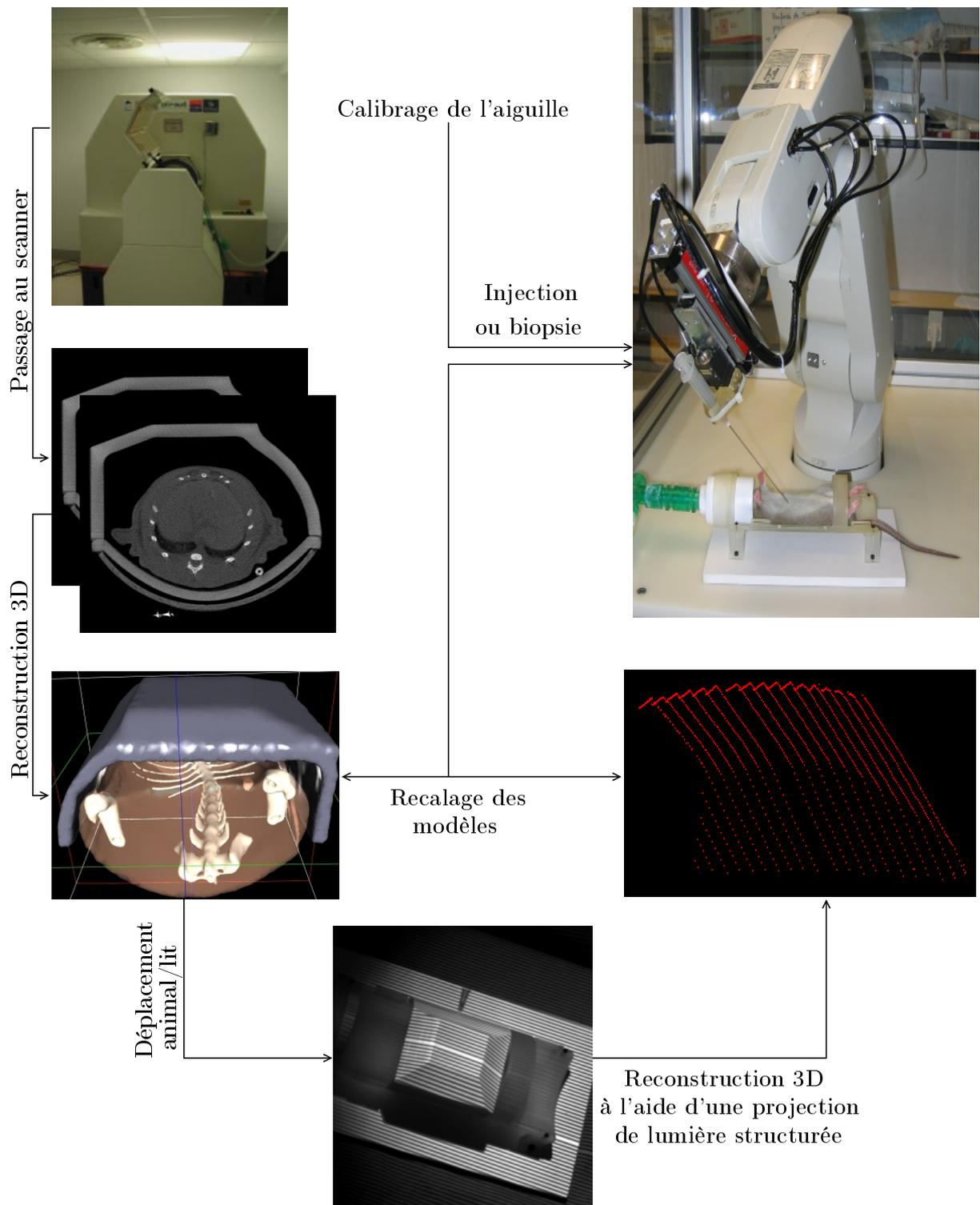


FIG. 1.11 – Protocole proposé pour l'insertion robotisée d'aiguille dans le petit animal.

Recalage caméra-lit avec une projection de lumière structurée

Sommaire

2.1	Introduction	21
2.2	Lumière structurée	22
2.3	Reconstruction 3D par lumière structurée	26
2.4	Recalage rigide 3D/3D	39
2.5	Conclusion	48

2.1 Introduction

Dans le premier chapitre, nous avons mentionné qu'un certain nombre de recalages étaient nécessaires pour réaliser une insertion d'aiguille robotisée dans le petit animal. Le premier d'entre eux concerne l'identification de la position de l'animal devant le système de vision, suite à son déplacement du micro-scanner vers la plate-forme du robot. L'objectif de ce recalage est de redéfinir la position des deux points choisis par le biologiste dans les images scanner dans le repère du système de vision. Nous avons basé ce recalage sur l'utilisation de deux modèles³ 3D : le premier est issu des images scanner, le deuxième d'une reconstruction 3D issue de notre dispositif de vision. Recaler ces deux modèles entre eux permet alors de déterminer la transformation qui relie leurs systèmes de coordonnées respectifs et donc d'exprimer les points connus dans le repère du scanner dans celui lié au système de vision. Pour ce faire, nous avons choisi d'utiliser un système de vision basé sur une projection de lumière structurée.

La suite de ce chapitre est décomposée en cinq parties. La section 2.2 est consacrée à un état de l'art de la lumière structurée ainsi qu'à ses applications. La reconstruction 3D est développée dans la section 2.3 et nécessite une phase d'étalonnage de la caméra et du dispositif de projection de lumière structurée. La section 2.4 introduit la méthode de recalage entre deux modèles 3D ainsi que nos résultats expérimentaux.

³Nous désignons par modèle 3D un nuage de points 3D exprimé dans un repère donné.

2.2 Lumière structurée

La lumière structurée consiste à projeter un motif lumineux dans une scène observée par une ou plusieurs caméras pour en extraire de l'information relative à la géométrie de la scène (Fig. 2.1). Dans sa forme la plus simple, un système de lumière structurée est similaire à un système de vision stéréoscopique où une caméra a été remplacée par un projecteur de motif lumineux. Les points matérialisés par cette projection peuvent alors être reconstruits dans l'espace 3D par triangulation, à condition que le système ait été étalonné au préalable. Pour que ceci soit possible, on se retrouve confronté au problème, bien connu en stéréovision, de la mise en correspondance. Cela consiste à associer à chaque élément du motif projeté un correspondant dans l'image. C'est à cet effet que l'on utilise la lumière structurée codée qui consiste à attribuer à chaque élément du motif un code unique qui permet de l'identifier sans ambiguïté. La détection de ce code dans l'image permet une mise en correspondance rapide, efficace et unique avec l'élément projeté. C'est dans cette mise en correspondance que réside l'intérêt principal de la lumière structurée comparée aux autres dispositifs de vision. L'obtention d'une reconstruction 3D avec un dispositif de lumière structurée passe obligatoirement par deux étapes : projection du motif sur la scène et décodage du motif dans l'image. En fonction des paramètres de calibrage du dispositif, une reconstruction 3D peut alors être obtenue.

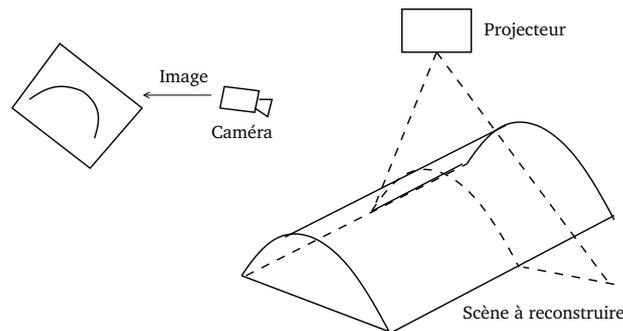


FIG. 2.1 – Principe de la lumière structurée.

2.2.1 Techniques de codage

Plusieurs techniques de codage ont été développées ces dernières années. Deux classifications de ces techniques ont été proposées notamment dans [BMS98] et [SPB04]. Un état de l'art détaillé sur ces classifications ainsi que sur les motifs utilisés est présenté dans [Fof01].

La première classification des techniques de codage est basée sur trois critères [BMS98] :

1. *dépendance temporelle* : statique (la projection du motif est limitée à des scènes statiques car elle nécessite la projection de plusieurs motifs) ou dynamique (une seule projection du motif est nécessaire, une description d'une scène mobile est alors possible) ;
2. *nature de la lumière* utilisée pour l'éclairage de la scène : binaire, intensité en niveaux de gris ou couleur ;
3. *dépendance aux discontinuités* : périodique (un code est répété périodiquement tout au long du motif) ou absolu (chaque code du motif est unique).

La deuxième classification permet de mettre en évidence d'autres types de codages en fonction des critères cités précédemment :

1. *multiplexage temporel* : nécessite des projections successives de plusieurs motifs pour décrire complètement la scène. Cette technique de codage regroupe les méthodes basées sur le codage binaire et statique ;
2. *notion de voisinage* : utilise un motif unique pour le codage de la scène. Le code d'un élément du motif est défini en fonction de ses voisins ;
3. *codage direct* : le code d'un élément du motif est directement associé à sa valeur. Celle-ci peut être basée sur une projection en niveau de gris ou en couleur.

Nous présentons dans les figures 2.2, 2.3 et 2.4 quelques illustrations de motifs proposés dans la littérature.

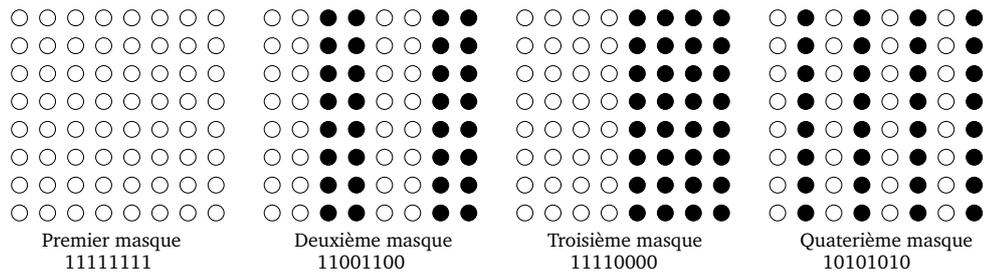


FIG. 2.2 – Multiplexage temporel : plusieurs motifs sont projetés successivement.

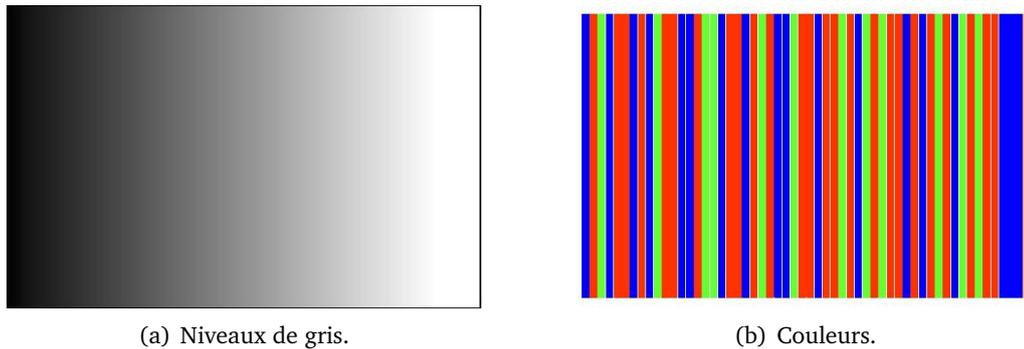


FIG. 2.3 – Codage direct en fonction de la nature de la lumière [Fof01].

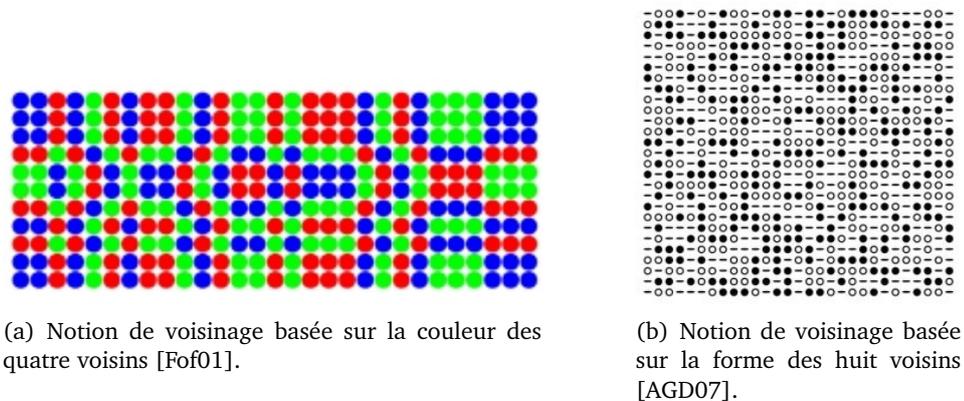


FIG. 2.4 – Codage basé sur la notion du voisinage.

Ce type de techniques commence actuellement à être assez répandu notamment dans l'industrie manufacturière. L'intégration de la lumière structurée sur les lignes de production permet notamment de diminuer le temps de fabrication par l'automatisation des tâches. Elle permet aussi d'effectuer le contrôle qualité sur les pièces produites en les comparant à une pièce de référence, afin d'éliminer de manière automatique les pièces non-conformes aux spécifications [GBDH95, NSKL04]. La lumière structurée est également répandue pour des tâches de numérisation des pièces. Les techniques utilisées se basent généralement soit sur une illumination unique, soit sur un balayage de la scène avec un projecteur laser, combiné à une rotation de la scène autour de son axe ou à une rotation du projecteur autour de la scène.

2.2.2 Applications médicales

Concernant les applications médicales, l'avantage d'utiliser une projection de lumière structurée réside dans le fait qu'aucun contact avec le patient n'est nécessaire. Elle permet essentiellement d'obtenir des reconstructions 3D de tout ou partie d'un patient ou d'un organe donné. Un recalage entre ce modèle et celui issu d'autres modalités permettra d'assister les chirurgiens pendant l'intervention en faisant, par exemple, apparaître par réalité augmentée des organes cachés dans les images vidéos. Cette technique a déjà été appliquée en craniotomie [GLPW⁺96] (Fig. 2.5) et pour l'assistance à l'insertion de cathéter dans une veine [PPS⁺06, PPM⁺07] (Fig. 2.6).



FIG. 2.5 – Lumière structurée appliquée à la craniotomie [GLPW⁺96].

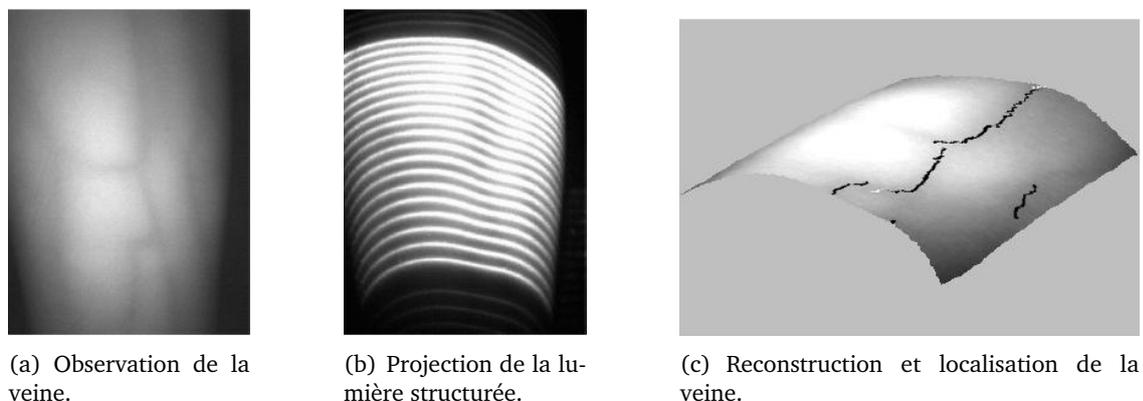


FIG. 2.6 – Lumière structurée appliquée à l'insertion de cathéter [PPS⁺06].

La lumière structurée a également été utilisée pour mesurer les déformations pathologiques du dos [MBS99], observer l'évolution volumétrique de certains organes, comme le gonflement d'une brûlure avant et après l'application d'un anti-inflammatoire [DKY89], mesurer le volume et l'aire d'un ulcère de la peau [PJ92], soigner les brûlures de la peau [NNPL97] ou pour mesurer le volume des seins [You94] (Fig. 2.7).

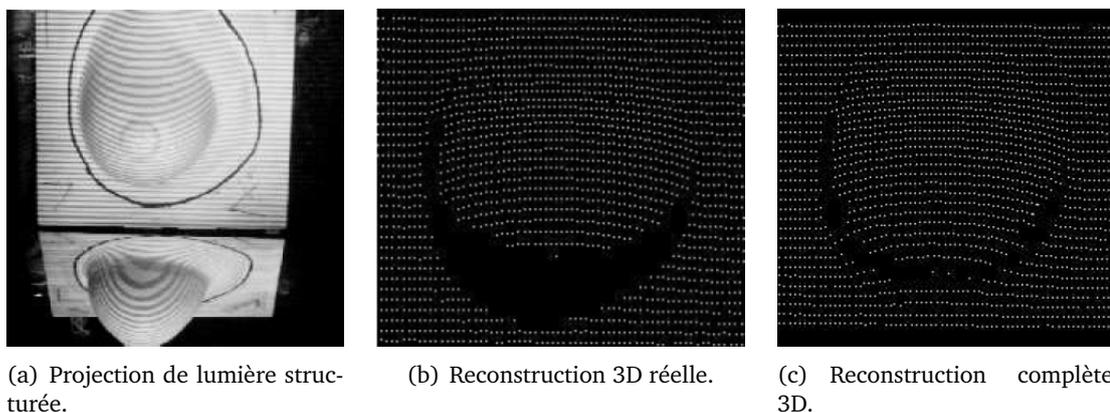


FIG. 2.7 – Reconstruction 3D, à l'aide d'un dispositif spécifique, du volume d'un sein [You94] .

La lumière structurée a également fait son apparition dans des dispositifs actifs de type endoscope. Dans ce contexte, ces dispositifs sont capables de fournir une reconstruction 3D des structures internes de la cavité abdominale en temps réel. Cette information peut être utilisée dans les systèmes d'assistance à la chirurgie mini-invasive, ou pour piloter des systèmes robotisés dans le but d'assister le chirurgien. Dans ce sens, on peut citer les travaux d'Okatani et al. [OD96], Chan et al. [CLZQ03] et d'Hayashibe et al. [HSN06]. On peut citer également les travaux entrepris au sein de notre équipe pour la conception d'un motif spécifique pour la lumière structurée endoscopique [AGD07].

2.2.3 Principe retenu de projection de lumière structurée

En ce qui concerne notre application, la lumière structurée est utilisée pour obtenir un modèle 3D du couple lit/souris en raison de son déplacement du scanner vers le robot d'insertion. Il s'agit donc d'être précis, rapide, efficace et d'éviter autant que possible des manipulations supplémentaires aux opérateurs. De plus, en raison du milieu stérile, il faut minimiser le nombre de composants formant le dispositif de vision. C'est pourquoi nous avons choisi une méthode basée sur la notion de voisinage spatial car elle ne nécessite qu'une seule acquisition d'image et qu'elle est a priori moins sensible aux conditions d'illumination.

Le système que nous avons retenu est basé sur un système développé au laboratoire LSIIT [GBDH95] dédié au contrôle dimensionnel de pièces manufacturées. Il consiste en une projection d'un motif de lignes alternativement transparentes et opaques avec une ligne manquante au milieu (Fig. 2.8) qui permet d'identifier les lignes les unes par rapport aux autres. Chaque point de la surface, matérialisé par la projection d'une des lignes, peut alors être reconstruit dans l'espace 3D avec les données issues de l'étalonnage du dispositif. A la suite de l'acquisition d'une image par la caméra, la phase de décodage du motif peut commencer et nécessite deux étapes (Fig. 2.8) :

1. *localisation* des franges. Elle consiste à localiser dans chaque ligne de l'image la position du centre des franges projetées. Un centre est détecté avec une précision subpixelique en calculant le minimum local d'intensité le long de l'épaisseur de la frange : la distribution de niveaux de gris peut être approchée par une parabole. Le minimum de cette parabole correspond alors au centre de la frange. Cette étape est répétée pour chaque ligne de l'image. L'image de localisation est alors obtenue en attribuant à chaque pixel concerné la valeur correspondante à la position subpixelique du centre par rapport au pixel ;
2. *labelisation* des franges. Elle permet de numérotter les franges détectées en leur attribuant à chacune un label qui définit sa position dans le motif projeté par rapport à la frange centrale. Les labels sont attribués sous forme de numéro : les franges situées à droite de la frange centrale sont codées par des entiers incrémentés de 1 alors que celles situées à gauche le sont par des entiers décréments de 1.

Il faut noter que ces deux étapes sont sensibles aux discontinuités éventuelles dans la scène. Une mauvaise localisation de la frange centrale aboutit à une labelisation erronée et désordonnée des franges. En outre, plus les franges sont nombreuses, plus la précision de la reconstruction est bonne, mais plus le temps de calcul est important. Les données de la labelisation combinées à celles obtenues lors d'une phase du calibrage du dispositif de lumière structurée permettent d'obtenir une reconstruction 3D de la scène.

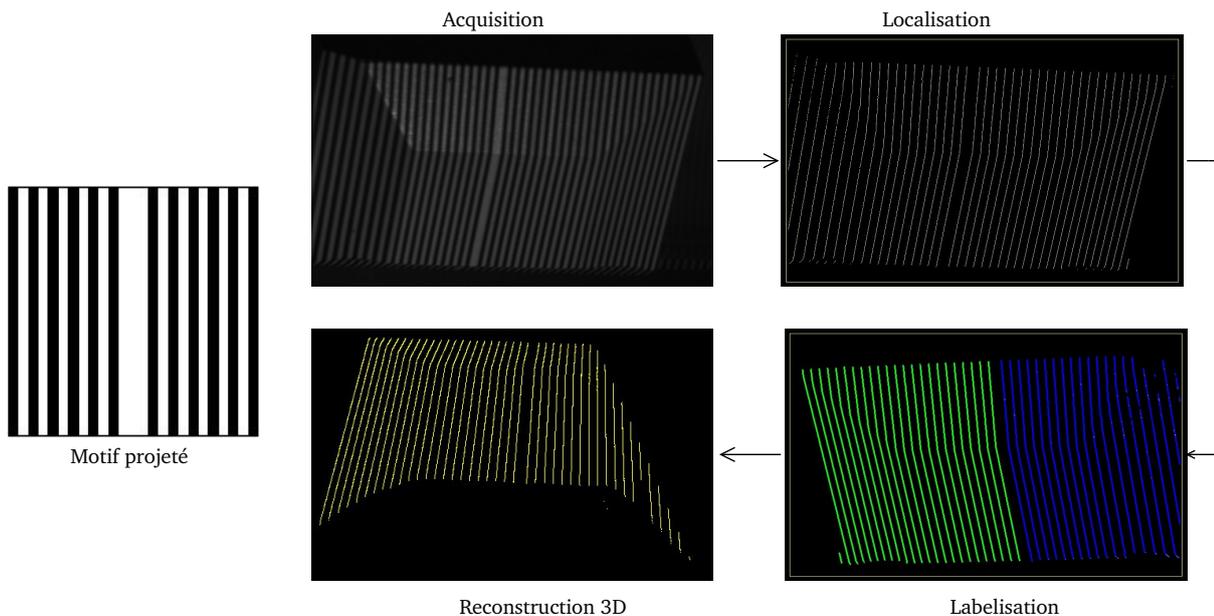


FIG. 2.8 – Les différentes étapes de reconstruction 3D par lumière structurée.

2.3 Reconstruction 3D par lumière structurée

Le système que nous proposons d'utiliser projette la grille de la Fig. 2.8 sur la scène à reconstruire. Ensuite, une image de cette projection est acquise pour déduire les coordonnées 3D des points matérialisés par la projection par triangulation, comme cela est illustré par la Fig. 2.9. Cette figure introduit également les repères suivants :

- le repère de référence, \mathcal{F}_w , attaché à la scène ;

- le repère image, \mathcal{F}_i , attaché au plan image appelé aussi plan focal. L'origine de ce repère est placée en haut à gauche de l'image ;
- le repère de la caméra, \mathcal{F}_c , qui admet comme origine le centre optique C .

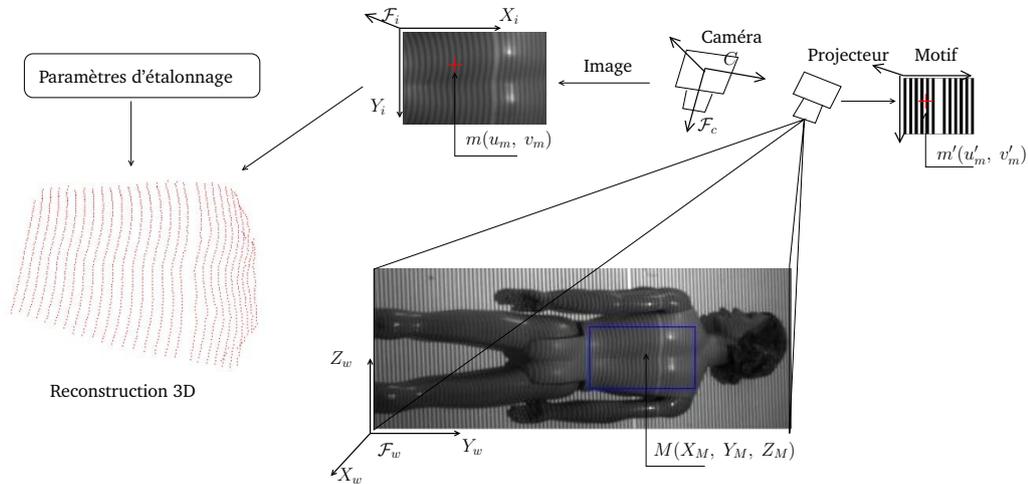


FIG. 2.9 – Définition des repères pour la reconstruction par lumière structurée.

Soit M de coordonnées (X_M, Y_M, Z_M) un point de la scène exprimé dans le repère \mathcal{F}_w et soient $m(u_m, v_m)$ et $m'(u'_m, v'_m)$ les points correspondants, respectivement dans le repère \mathcal{F}_i et dans celui de le repère du projecteur. Si on connaît les transformations qui existent entre le système de coordonnées lié à l'image et un repère absolu d'une part et ce repère absolu et la grille de projection d'autre part, on peut calculer par triangulation les coordonnées (X_M, Y_M, Z_M) du point M dans le repère absolu.

Dans le but d'éviter une procédure complexe d'étalonnage du projecteur, notre approche consiste à déduire les coordonnées 3D des points directement à partir des coordonnées 2D observées dans l'image par interpolation dans un ensemble de données 3D d'étalonnage décrivant le comportement de la structure de lumière dans l'espace. Notre système est ainsi construit autour de deux tâches principales :

- une phase d'étalonnage (hors ligne) qui permet de décrire le comportement de la structure de lumière dans l'espace ;
- une phase (en ligne) au cours de laquelle on extrait les positions des points dans l'image et on établit la correspondance avec les franges dont ils sont issus pour finalement déduire leurs coordonnées 3D par interpolation dans l'ensemble de données généré lors de la phase hors ligne.

2.3.1 Étalonnage du dispositif de lumière structurée

Comme nous venons de le mentionner, le but de la phase d'étalonnage est de fournir une description complète du comportement de la structure lumineuse projetée dans l'espace. Cet étalonnage est généralement réalisé en deux phases : l'étalonnage du capteur CCD (détermination des paramètres extrinsèques et intrinsèques) et l'étalonnage proprement dit de l'ensemble du dispositif constitué de la caméra et du projecteur de grille [GBDH95, GLZH02]. On peut cependant noter que certaines méthodes de calibrage ont la particularité d'être indépendantes des paramètres de la caméra [LZ04, ZL04]. D'autres méthodes de calibrage tiennent compte de l'emplacement du dispositif de lumière structurée. A titre d'exemple, si ce dispositif est monté

sur l'organe terminal d'un robot alors son calibrage peut faire intervenir des déplacements du robot. Un tel calibrage, basé sur l'observation de six droites non parallèles d'un polyèdre, a été proposé dans [CK87]. Une autre méthode basée sur l'observation d'une balle a été introduite dans [XZZ04]. Ces méthodes permettent de calibrer le dispositif et en même temps de calibrer sa position par rapport au robot pour une éventuelle tâche de guidage. Elles peuvent être également appliquées quand le dispositif est fixe. Dans ce contexte, c'est la mire de calibrage qu'elle faut déplacer.

Étalonnage de la caméra

Cette phase a pour but d'établir la relation entre les points dans l'image et les points correspondants dans l'espace vus par le capteur CCD (modélisation de la transformation perspective réalisée par le dispositif imageur). A cet effet, nous avons implémenté une version modifiée de l'approche classiquement utilisée [Zha98]. Le principe de cette approche est de construire une liste de correspondances entre un ensemble de points 3D coplanaires ou non, et les coordonnées 2D de leurs correspondants dans l'image. A l'aide de cette liste, il est alors possible de déterminer les paramètres intrinsèques de la caméra (distance focale, facteurs d'échelle selon x et y , projection du centre optique dans l'image et coefficients de distorsion), et par la suite, les paramètres extrinsèques qui fournissent les relations entre l'espace de mesure 3D et le plan image 2D (pour plus de détails voir annexe C).

L'établissement de la liste de correspondances est basé sur l'observation d'une mire de points (Fig. 2.10). Celle-ci est composée de 100 cercles régulièrement espacés, un cercle central de grand diamètre représentant l'origine du repère de référence \mathcal{F}_w . Deux autres cercles, de diamètres différents, définissent respectivement les axes X_w et Y_w . Les coordonnées 3D des centres des points de la mire sont connues par construction tandis que les coordonnées images sont déterminées par une procédure de recherche des centres de gravité de ces cercles dans l'image. A partir de la liste de correspondances ainsi obtenue, une procédure basée sur le principe des moindres carrés permet de déduire les valeurs des paramètres intrinsèques et extrinsèques recherchés.

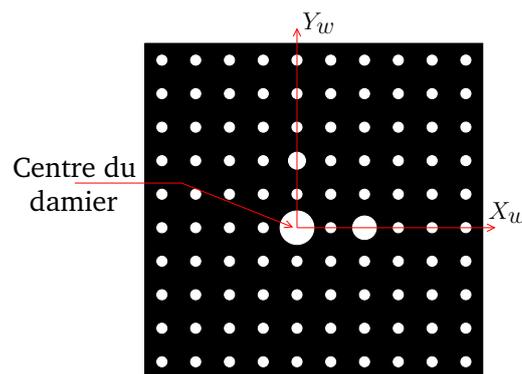


FIG. 2.10 – Mire d'étalonnage de la caméra.

Étalonnage du dispositif

Cette seconde phase consiste à décrire le comportement de la projection de la structure lumineuse dans l'espace. Pour ce faire, on caractérise les lignes polygonales 3D correspondant aux

intersections des rayons de vues issus du capteur CCD avec les plans d'ombre projetés. Pour obtenir ces équations, les positions 3D des différents sommets de ces lignes polygonales sont nécessaires. Ces positions sont obtenues en projetant la structure lumineuse sur un plan à différentes altitudes connues selon l'axe Z_w (Fig. 2.11). Pour chaque altitude, et à la suite des étapes de localisation et de labelisation présentées plus haut, on obtient pour chaque centre d'une frange une correspondance entre ses coordonnées dans l'image (u_m, v_m) et le couple (Z_M, n) , n étant le label de la frange. L'information obtenue lors de l'étalonnage de la caméra permet alors d'obtenir une deuxième correspondance entre (u_m, v_m, n) et (X_M, Y_M, Z_M) . En d'autres termes, pour un point de l'image, on est capable de déterminer sa position dans le repère de référence. Le nombre de correspondances obtenues dépend du nombre de positions choisies et du pas d'échantillonnage dans l'image. Ces correspondances représentent l'information nécessaire pour obtenir une reconstruction 3D de la scène [GBDH95].

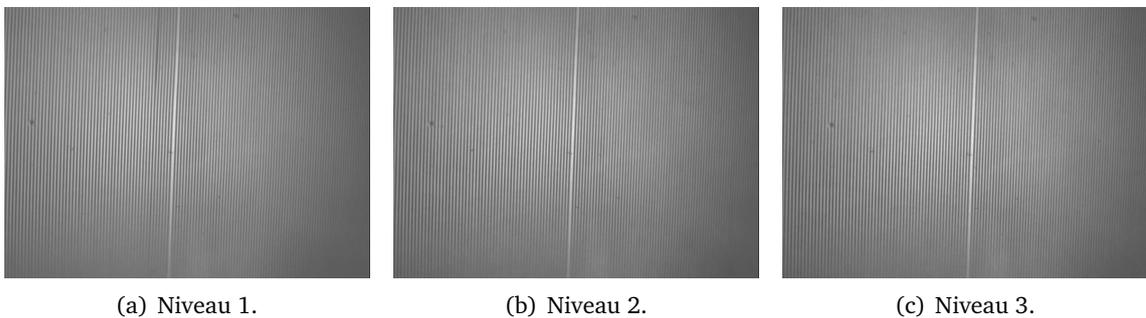


FIG. 2.11 – Étalonnage du projecteur de lumière structurée par le déplacement d'un plan de calibrage à plusieurs altitudes.

2.3.2 Reconstruction 3D

Nous avons montré que la phase d'analyse en ligne consiste à localiser dans l'image, avec une précision subpixelique, les coordonnées 2D des points appartenant aux franges et à labeliser les franges auxquelles ces points sont liés. De la sorte, on associe pour chaque point de l'image un triplet (u_m, v_m, n) . La détermination des coordonnées 3D de ces points se fait alors en cherchant dans les données d'étalonnage, pour chaque triplet (u_m, v_m, n) , les informations 3D relatives au voisinage proche de ce point. Les coordonnées 3D du point imagé sont alors calculées par interpolation. Ces coordonnées sont actuellement calculées de manière fiable et routinière avec une précision de l'ordre de 0,08 mm avec le dispositif mis en place dans notre laboratoire.

On peut souligner que cette façon de procéder minimise les calculs en ligne. En effet, seuls des calculs d'interpolation sont nécessaires lors de cette phase, les autres calculs plus coûteux en temps étant effectués pendant la phase d'étalonnage, exécutée une fois pour toute hors ligne. Cependant, bien que fournissant des résultats convaincants, cette approche présente un certain nombre de limites. D'une part, durant la seconde phase de l'étalonnage de notre dispositif, il est nécessaire de déplacer de manière extrêmement précise un plan selon l'axe Z_w . Ceci nécessite non seulement des manipulations que l'on souhaiterait éviter, mais la précision de l'étalonnage dépendra grandement de la précision avec laquelle les déplacements seront effectués et donc plus particulièrement du dispositif mécanique utilisé pour les réaliser. Il serait donc souhaitable de pouvoir étalonner notre dispositif en évitant d'avoir à faire ces déplacements. Cela est d'autant plus vrai que la précision de la méthode de reconstruction basée sur l'interpolation est

moindre quand la distance entre les deux voisins est grande. En tenant compte des dimensions de la souris, le calibrage doit se faire sur une profondeur $Z_w = 40$ mm. Alors, un échantillonnage de cette distance avec un petit pas (de l'ordre de 4 mm) est nécessaire pour une bonne précision de la reconstruction tridimensionnelle. Malheureusement, en optant pour cette solution, la liste de correspondance devient longue et par la suite le temps de la reconstruction devient conséquent. Le tableau 2.1 montre le temps de reconstruction en fonction du pas d'échantillonnage choisi pour parcourir les lignes de l'image et selon l'imagette sélectionnée pour la reconstruction 3D. On remarque qu'en divisant le pas d'échantillonnage par 10, le temps de reconstruction devient 10 fois plus petit en moyenne. Il faut noter également que la taille de la scène à reconstruire est largement plus grande que l'imagette sélectionnée.

	Taille de l'imagette (w,h)	Nombre de points reconstruits	Temps nécessaire (s)
Pas d'échantillonnage : toute les lignes			
reconstruction N°1	(194, 112)	2940	1,608
reconstruction N°2	(204, 120)	3334	1,688
Pas d'échantillonnage : 1 ligne sur 10			
reconstruction N°1a	(194, 112)	385	0,196
reconstruction N°2a	(204, 120)	397	0,195

TAB. 2.1 – Caractéristiques de reconstruction 3D de la scène selon le pas d'échantillonnage défini selon l'axe Y_i .

A partir de ces constatations, nous avons décidé de changer la méthode de calibrage dans l'objectif de la rendre plus robuste et plus rapide. Dans la suite, on va introduire brièvement l'ensemble des méthodes auxquelles nous nous sommes intéressés. Leur principe est basé sur la caractérisation du plan de la frange dans un repère commun entre la caméra et le projecteur de lumière structurée. Leur point commun repose sur la notion de birapport introduite dans le paragraphe 2.3.3.

2.3.3 Autres méthodes d'étalonnage

Principe du birapport

Si on considère quatre points P, Q, R et M appartenant à la même droite (D) et si on note par \overline{PR} la distance euclidienne entre P et R alors le *birapport* de P et Q par rapport à R et M est défini de la manière suivante :

$$(P, Q; R, M) = \frac{\overline{PR} \cdot \overline{QM}}{\overline{QR} \cdot \overline{PM}}$$

Le birapport permet de définir la position d'un point M sur la droite, relativement à celle des trois points P, Q et R .

Théorème 2.3.1 *Le birapport est indépendant du système de coordonnées.*

Théorème 2.3.2 *Soit trois points P, Q et R appartenant à la droite (D) et trois autres points p, q et r appartenant à la droite (d), alors il existe une unique projection qui lie les trois points des deux droites.*

Pour déterminer cette projection unique, on fixe la droite (D) et on applique des transformations à la droite (d) jusqu'à ce que les droites Pp , Qq et Rr se coupent en un point qui correspond au sommet de la projection centrale (Fig. 2.12).

Théorème 2.3.3 *Le birapport est invariant par projection centrale ou perspective.*

Si on considère les points P , Q , R et M et leurs projections respectives p , q , r et m (Fig. 2.12(a)) alors on a l'égalité suivante :

$$(P, Q; R, M) = (p, q; r, m) \quad (2.1)$$

Connaissant les points P , Q , R et M et les projections respectives p , q et r , le birapport permet de calculer la position de m sans nécessiter l'utilisation des paramètres de la projection.

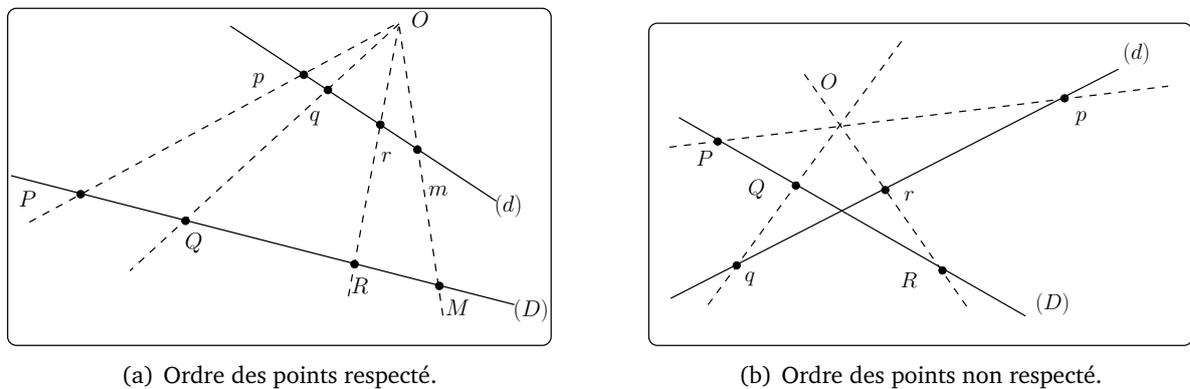


FIG. 2.12 – Différents cas de birapport en fonction de l'ordre des points.

Position du problème

Les méthodes d'étalonnage qui vont être exposées dans les paragraphes suivants font appel à une mire sur laquelle sont matérialisés des points notés $\{P_i, Q_i, R_i \ i = 1, \dots, N_p \geq 4\}$ (Fig. 2.13). Les coordonnées de ces points sont connues par construction avec une grande précision dans le repère de référence \mathcal{F}_w attaché à la mire. Chaque triplet $\{P_i, Q_i, R_i\}$ est aligné et forme une droite (D_i) . Le plan Π_k issu de la projection de la $k^{\text{ème}}$ frange intersecte ces droites en $M_{i, i=1 \dots N_p}$. On note également par $\{p_i, q_i, r_i, m_i\}$ les projections perspectives de ces points dans le plan image de la caméra. Les coordonnées de ces points sont déterminées par un traitement d'image spécifique (par exemple les coordonnées des points m_i sont estimées avec l'algorithme exposé dans la section 2.2.3). Par la suite, l'équation de la droite (d_i) peut être également calculée. On introduit aussi le repère \mathcal{F}_p attaché au centre du projecteur de lumière structurée.

Le point commun entre ces méthodes d'étalonnage se résume dans les premières étapes de la procédure qui sont les suivantes :

1. localisation dans l'image des points p_i, q_i et r_i et estimation de l'équation de la droite (d_i) .
Si la mire d'étalonnage est un damier, comme celui utilisé dans les figures 2.15, 2.16 et 2.17, alors p_i, q_i et r_i correspondent aux sommets des carrés et leurs coordonnées peuvent alors être déterminées à l'aide d'un détecteur de coins et l'équation de (d_i) est obtenue par la droite qui passe par ces points ;
2. calcul des points $m_i \ i = 1 \dots N_p \geq 4$ d'intersection entre les droites (d_i) et la projection dans l'image de la $k^{\text{ème}}$ frange et calcul du birapport correspondant ;

3. calcul en se basant sur l'invariance du birapport des coordonnées des points d'intersection M_i $i = 1 \dots N_p \geq 4$ entre le plan Π_k et les droites (D_i) .

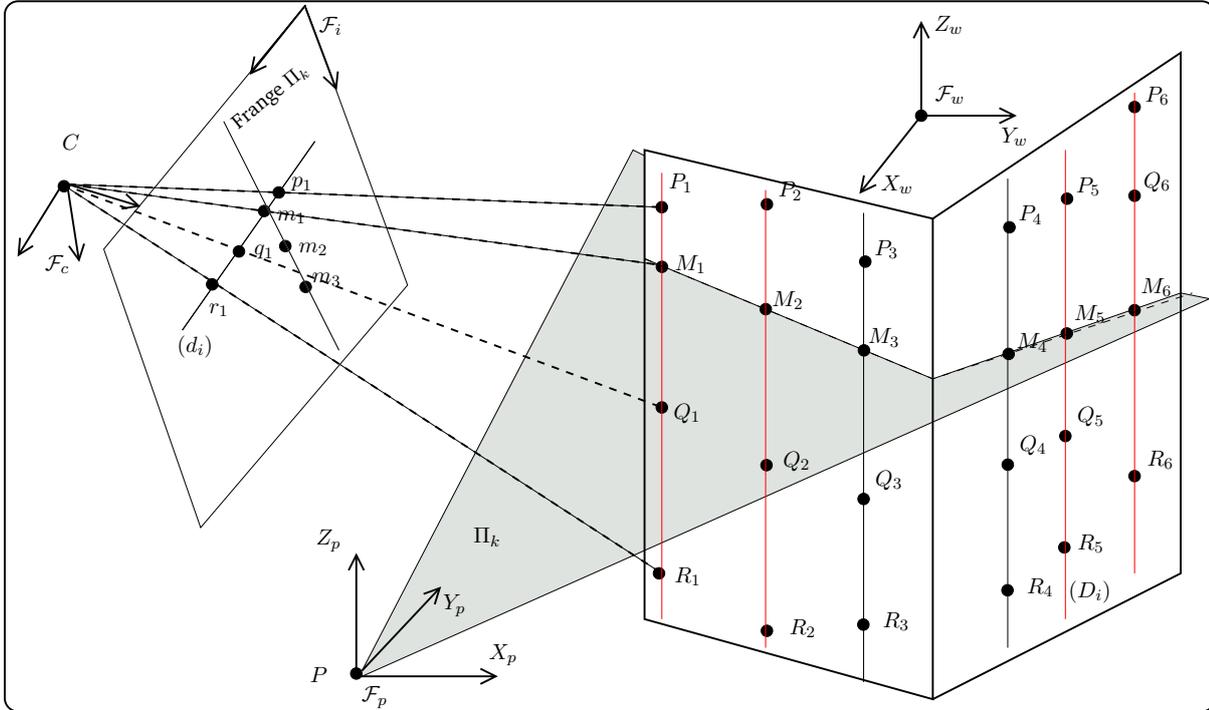


FIG. 2.13 – Définition des repères pour le calibrage du projecteur. Les coordonnées des points $\{P_i, Q_i, R_i \mid i = 1 \dots N_p \geq 4\}$ sont connues dans le repère de référence \mathcal{F}_w . Les points M_i sont les points d'intersection entre les droites (D_i) et le plan Π_k de la $k^{\text{ème}}$ frange. Les points $\{p_i, q_i, r_i, m_i\}$ sont les projections perspectives de $\{P_i, Q_i, R_i, M_i\}$ dans le plan image. Les coordonnées de ces points sont connues dans le repère \mathcal{F}_i (source : d'après [HOH99]).

Méthode basée sur le birapport

Huynh et al. [HOH99] proposent une méthode de calibrage basée sur l'invariance du birapport. Elle nécessite l'utilisation d'une mire de calibrage composée de deux plans perpendiculaires sur lesquels sont marqués 12 points positionnés comme le montre la Fig. 2.13 (en rouge). Ces points sont utilisés pour calculer la position de la caméra par rapport au repère de référence. La méthode d'étalonnage du projecteur consiste à calculer pour chaque plan de frange projeté, la transformation T_{i_wk} entre le repère image de la caméra \mathcal{F}_i et le repère de référence \mathcal{F}_w . Les coordonnées 3D d'un point image appartenant à la $k^{\text{ème}}$ frange sont alors obtenues en appliquant cette transformation aux coordonnées 2D de ce point.

Méthode basée sur le double birapport

En utilisant les notations précédentes et en considérant que $N_p = 3$, on choisit un point aléatoire m_4 sur la droite formée par les points m_1, m_2 et m_3 (Fig. 2.14). A l'aide de l'invariance du birapport, nous pouvons calculer les coordonnées des points M_1, M_2 et M_3 . Connaissant également le birapport entre les points m_1, m_2, m_3 et m_4 , nous sommes alors capables de

calculer les coordonnées du point M_4 (m_4 étant la projection perspective de M_4). Cette méthode du calcul des coordonnées du point M_4 est basée sur l'invariance du double birapport.

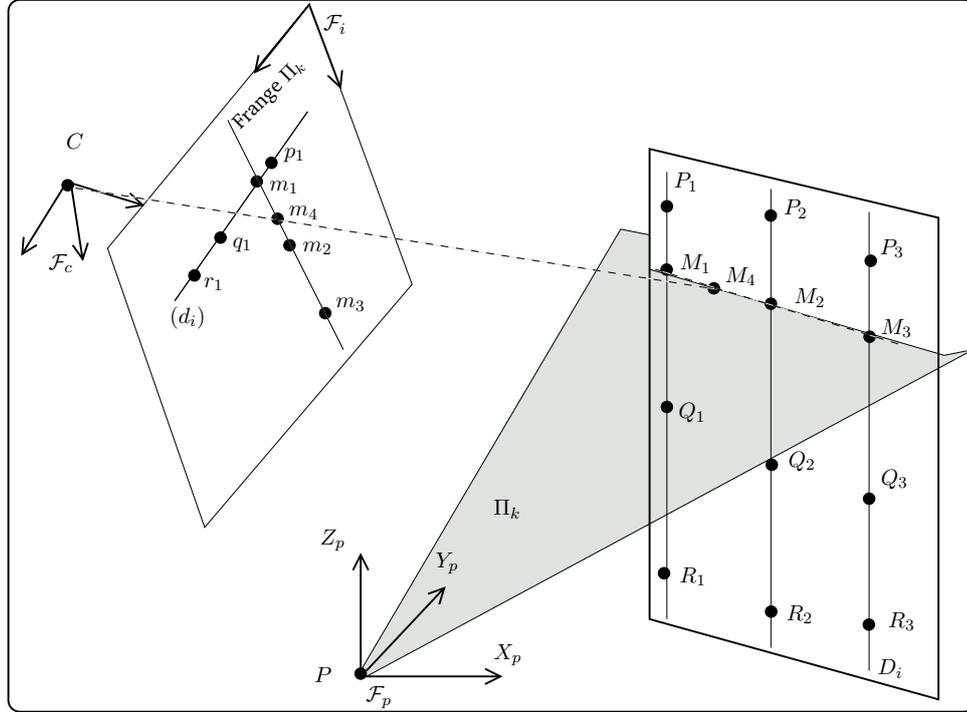


FIG. 2.14 – Méthode basée sur le double birapport. En choisissant aléatoirement un point m_4 sur la droite de la frange Π_k alors les coordonnées du point M_4 peuvent être calculées en se basant sur l'invariance du double birapport.

Wei et al. [WZX03] s'inspirent de cette approche pour calibrer un dispositif de lumière structurée. La procédure d'étalonnage fait appel à une mire composée de deux damiers plans perpendiculaires. Les sommets du damier sont connus dans le repère de référence \mathcal{F}_w et extraits dans le repère image \mathcal{F}_i . La procédure d'étalonnage se déroule alors en deux étapes. La première permet d'estimer la matrice de transformation entre \mathcal{F}_w et \mathcal{F}_i en utilisant les sommets de la mire. La deuxième étape consiste à estimer l'équation du plan Π_k dans le repère \mathcal{F}_w qui s'écrit sous la forme :

$$\Pi_k : a_k X_M + b_k Y_M + c_k Z_M + d_k = 0$$

avec a_k, b_k, c_k, d_k les coefficients du plan Π_k .

Les auteurs génèrent aléatoirement N_a points m_i sur la droite correspondant à la projection de $k^{\text{ème}}$ frange dans le repère image et par la suite, ils calculent les coordonnées des points $M_i(X_{M_i}, Y_{M_i}, Z_{M_i})$ correspondants exprimées dans le repère de référence \mathcal{F}_w en se basant sur l'invariance du double birapport. L'intérêt de cette méthode réside essentiellement dans le fait qu'on peut calculer autant de points appartenant au plan de la frange et par la suite obtenir une meilleure estimation de son équation par minimisation de la fonction de coût :

$$\epsilon(\alpha) = \sum_{i=1}^{N_p+N_a} f_i^2 \quad (2.2)$$

avec $\alpha = [a_k \ b_k \ c_k \ d_k]$ et $f_i = |a_k X_{M_i} + b_k Y_{M_i} + c_k Z_{M_i} + d_k| / \sqrt{(a_k^2 + b_k^2 + c_k^2)}$

L'équation non linéaire, (2.2), dont la solution $\alpha^* = [a_k^* \ b_k^* \ c_k^* \ d_k^*]$ vérifie $\epsilon(\alpha^*) \rightarrow 0$, est résolue en se basant sur la méthode de Levenberg-Marquardt.

Méthode basée sur des plans d'orientations inconnues

Zhou et al. [ZZ05] proposent une méthode de calibrage d'un dispositif de vision actif qui intègre simultanément l'étalonnage de la caméra et du projecteur de la lumière structurée. Cette approche consiste à déplacer aléatoirement un damier devant la caméra et le projecteur. Pour chaque position, les sommets du damier sont extraits et la transformation entre le repère \mathcal{F}_w attaché au damier et le repère caméra \mathcal{F}_c est calculée. En se basant sur l'invariance du birapport, les coordonnées des points appartenant au plan de la frange sont calculées dans \mathcal{F}_w . Connaissant la transformation entre \mathcal{F}_w et \mathcal{F}_c , ces coordonnées seront exprimées dans le repère de la caméra. A la fin de la phase d'étalonnage, on dispose alors d'un ensemble de points appartenant à une frange et dont les coordonnées sont exprimées dans le repère \mathcal{F}_c . Ces données permettent d'effectuer une minimisation de la fonction de coût (2.2). Dans ce cas, l'équation du plan de la frange Π_k est exprimée dans le repère caméra.

2.3.4 Résultats de reconstruction

Comparaison entre les méthodes de calibrage

Les trois méthodes de calibrage développées dans le paragraphe 2.3.3 ont été implémentées sous Matlab 7.0. Il s'agit rappelons-le de la méthode de birapport, notée *Huynh*, de la méthode du double birapport avec la génération de 6 points aléatoires, notée *Wei*, et de la méthode des plans d'orientations inconnues, notée *Zhou*. Les images ont été acquises avec une caméra Sony JAI CV-A50 dont l'image est de dimension égale à 752×582 pixels. La taille d'un élément du capteur CCD est égale à $8,6 \times 8,3 \mu\text{m}$. Les paramètres intrinsèques de la caméra comprenant la focale, les coordonnées du point principal et les distorsions sont estimés par la méthode proposée dans [Zha98]. La mire d'étalonnage, pour les méthodes de *Huynh* et *Wei*, est composée de deux plans perpendiculaires. Chaque plan est constitué d'un damier de 9 carrés (36 sommets). La taille de chaque carré est égale à 30×30 mm. Le calibrage du dispositif par la méthode de *Zhou* a nécessité l'utilisation d'un seul de ces damiers. Pour comparer ces méthodes entre elles, nous nous sommes basés sur la précision de la reconstruction des plans ayant servi à l'étalonnage. Les figures 2.15, 2.16 et 2.17 représentent les différentes phases de l'étalonnage ainsi que les résultats de la reconstruction 3D des plans de la mire : les sommets du damier utilisés pour le calcul de la transformation entre le repère image \mathcal{F}_i et le repère de référence \mathcal{F}_w et/ou pour le calcul du birapport, les points générés par l'application du birapport et la reconstruction 3D de la mire. Pour faciliter la comparaison entre les méthodes, nous avons volontairement choisi de reconstruire à l'aide de *Zhou* la mire d'étalonnage utilisée par les deux autres méthodes.

Pour évaluer la précision de l'étalonnage, nous avons reconstruit la mire utilisée durant cette phase. Nous avons calculé l'équation de chaque plan et nous avons estimé l'angle relatif entre ces deux plans de la mire définis en principe par $X_w = 0$ et $Y_w = 0$. Le tableau 2.2 résume les résultats obtenus. Il représente le nombre de points obtenus lors de la reconstruction de chaque plan, l'erreur moyenne quadratique (RMS) de la distance des points par rapport à l'équation du plan estimée et l'angle relatif entre ces deux plans. Comme les deux premières méthodes sont basées sur une seule acquisition, il se peut que certaines franges restent sans estimation en raison d'un nombre de points détectés insuffisant. Par contre, la méthode de *Zhou* permet d'estimer l'équation du plan d'un grand nombre de franges en raison de multiples acquisitions.

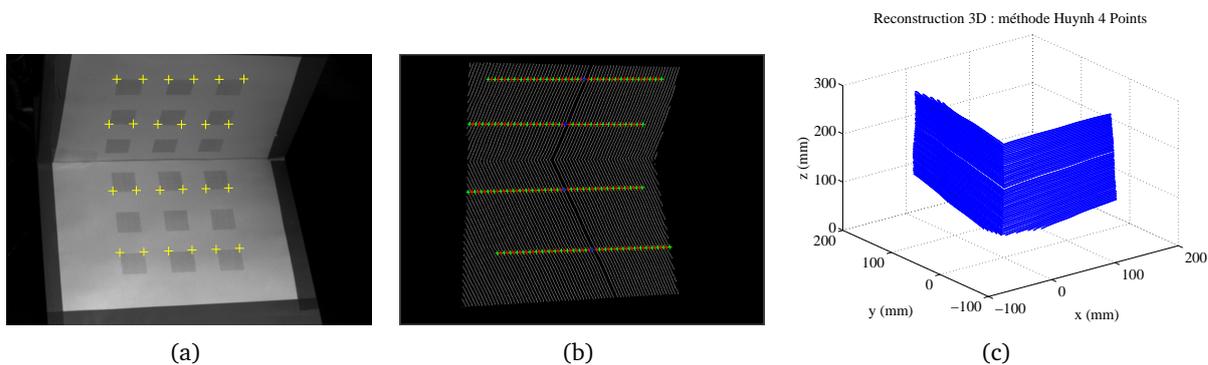


FIG. 2.15 – Méthode de *Huynh*.

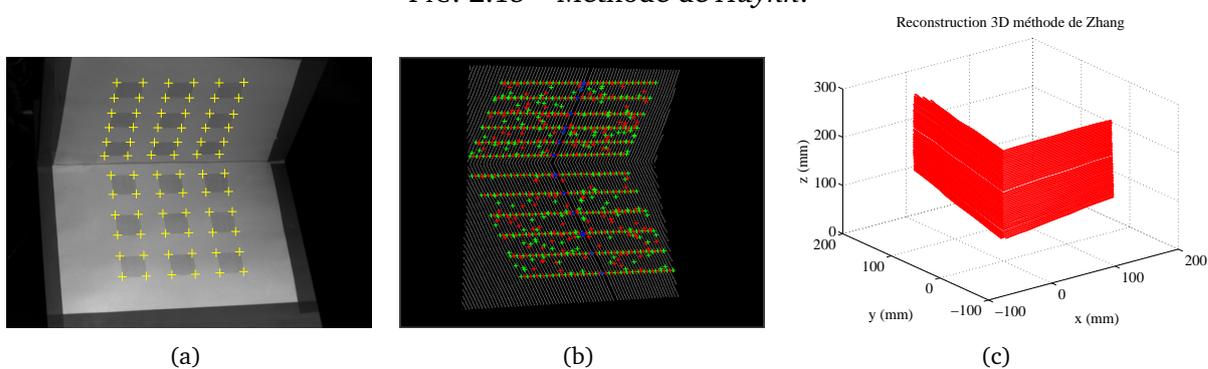


FIG. 2.16 – Méthode de *Wei*.

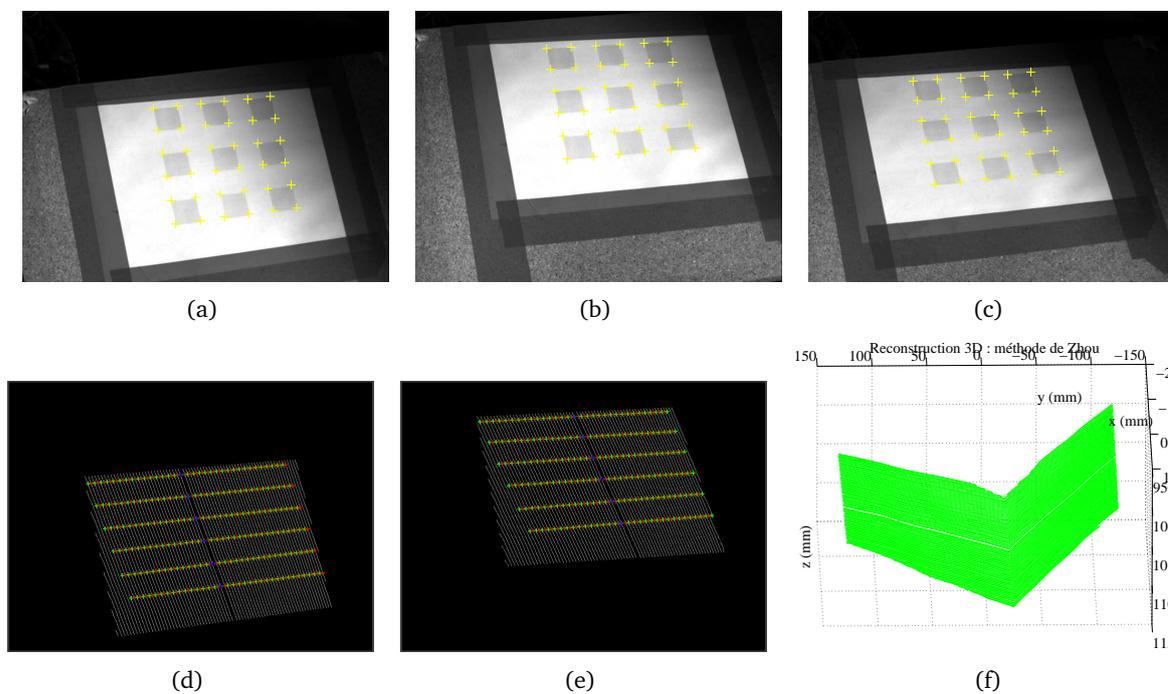


FIG. 2.17 – Méthode de *Zhou*.

En effet, l'estimation de l'équation d'une frange ne nécessite pas que la frange soit détectée dans l'ensemble de nos acquisitions. Nous supposons que l'estimation de l'équation du plan d'une frange est possible si celui-ci apparaît au minimum dans la moitié des images. On peut constater que les méthodes d'étalonnage donnent des résultats satisfaisants puisque l'angle relatif estimé est de l'ordre de 90 degrés.

	Plan $X_w = 0$		Plan $Y_w = 0$		angle (deg)
	N_p	RMS	N_p	RMS	
<i>Huynh</i>	9479	0,019	11727	0,021	90,262
<i>Wei</i>	7972	0,024	10000	0,052	90,057
<i>Zhou</i>	9548	0,004	8636	0,032	90,083

TAB. 2.2 – Erreur de reconstruction de la mire d'étalonnage.

Discussion sur la reconstruction

A partir des méthodes d'étalonnage, nous avons procédé à la reconstruction d'objets considérés comme vérité terrain, pour lesquels on connaît exactement les dimensions et les angles entre les surfaces qui les composent (Fig. 2.18). L'utilisation de ces objets va permettre de comparer la précision de la reconstruction dans les différents cas. Nous allons essentiellement comparer la conservation des angles entre les différents plans.

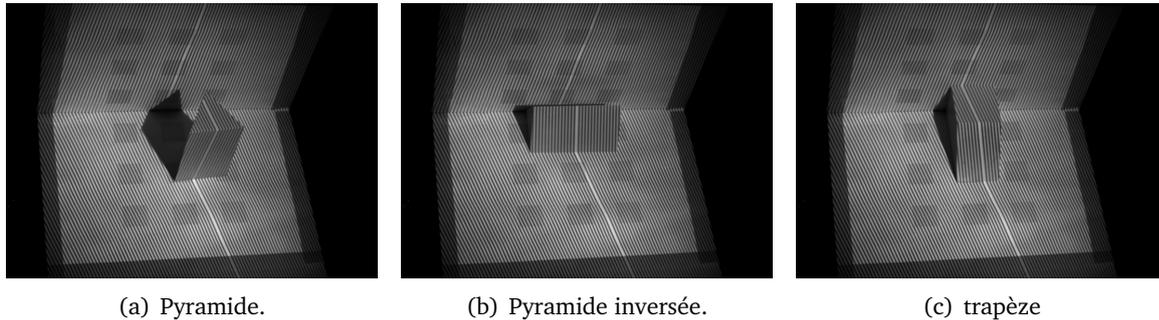


FIG. 2.18 – Objets utilisés pour la comparaison des méthodes de calibrage.

Les figures 2.19, 2.20 et 2.21 montrent les reconstructions respectivement d'une pyramide, une pyramide inversée et d'un trapèze, obtenues avec les différentes méthodes d'étalonnage. Le tableau 2.3 représente le nombre de points N_p reconstruits, ainsi que le temps nécessaire pour la reconstruction 3D de la scène. Le temps de reconstruction de la méthode de *Huynh* est inférieur aux autres méthodes. En effet, le calcul des coordonnées 3D d'un point consiste à identifier le label de sa frange et ensuite appliquer la transformation T_{i_wk} correspondante alors que les autres méthodes nécessitent la résolution d'un système pour trouver le point qui appartient au plan de la frange dont on connaît son équation.

Suite à la reconstruction tridimensionnelle de la scène, nous pouvons discuter de sa précision en fonction des angles. D'après les résultats obtenus et présentés dans le tableau 2.4, nous pouvons estimer que la méthode de *Zhou* permet d'obtenir de meilleurs résultats que les autres méthodes. La méthode de *Huynh* ne permet pas d'avoir de bons résultats en raison de l'utilisation d'un nombre de points minimal (4 points) pour l'estimation de transformation entre le repère image et le repère de référence. La précision de cette méthode pourrait être améliorée si

	Pyramide		Pyramide inversée		Trapèze	
	N_p	temps (s)	N_p	temps (s)	N_p	temps (s)
<i>Huynh</i>	2040	0,93	4385	1,13	2015	1,00
<i>Wei</i>	2054	1,06	4385	1,48	2015	1,14
<i>Zhou</i>	2054	1,02	4385	1,49	2015	1,15

TAB. 2.3 – Temps de reconstruction de différents objets.

on utilisait plus de points. La méthode de *Wei* utilise au total 18 points : 12 points calculés par la méthode du birapport et 6 points générés aléatoirement par la méthode du double birapport, pour estimer l'équation du plan de la frange dans le repère de référence. Zhou et al. [ZZ05] améliorent encore la précision en proposant de faire plusieurs acquisitions et de calculer l'équation du plan de la frange dans le repère de la caméra. Dans notre configuration, où au moins une frange doit apparaître dans la moitié des images acquises, l'équation du plan de la frange est estimée à partir de 30 points au minimum (6 points sont obtenus par acquisition et il faut au moins 5 acquisitions). Il faut noter également que le choix de cette méthode présente un avantage supplémentaire. En effet, cette méthode permet d'étalonner simultanément la caméra et le projecteur et par la suite offre une facilité d'utilisation et un gain de temps. C'est donc finalement cette méthode qui est retenue pour le calibrage de notre dispositif de lumière structurée.

	Pyramide, $\theta^* = 90$		Pyramide inversée, $\theta^* = 60$		trapèze, $\theta^* = 44$	
	θ	$\delta\theta$	θ	$\delta\theta$	θ	$\delta\theta$
<i>Huynh</i>	88,270	1,730	61,294	1,294	42,378	1,622
<i>Wei</i>	89,708	0,292	60,556	0,556	42,855	1,145
<i>Zhou</i>	90,227	0,227	60,530	0,530	45,088	1,088

TAB. 2.4 – Discussion sur la précision des angles (en degrés) relatifs entre deux plans, $\delta\theta$ est la variation par rapport à la vérité terrain.

2.4 Recalage rigide 3D/3D

La reconstruction 3D à l'aide du dispositif de lumière structurée permet d'avoir un premier modèle 3D sous forme d'un nuage de points du couple souris/lit. Ce modèle doit alors être recalé avec le modèle obtenu lors du passage au scanner. Un recalage permet non seulement d'estimer la transformation rigide entre deux modèles mais il permet également de déterminer le déplacement de la scène entre deux acquisitions. Au final, un recalage peut se traduire sous deux formes. Tout d'abord, considérons un modèle caractérisé par un ensemble de points $\mathcal{P} = \{p_i, i = 1 \dots N_p\}$ que nous souhaitons recaler par rapport au modèle de référence $\mathcal{M} = \{m_i, i = 1 \dots N_m\}$. Dans ce contexte, le recalage s'exprime en deux étapes :

1. mise en correspondance :

$$\mathcal{C} = \{(i, j) \mid p_i \in \mathcal{P} \text{ et } m_j \in \mathcal{M} \text{ sa correspondance}\}$$

2. calcul de la transformation rigide (\mathbf{R} , \mathbf{t}) qui permet d'aligner les deux modèles et en

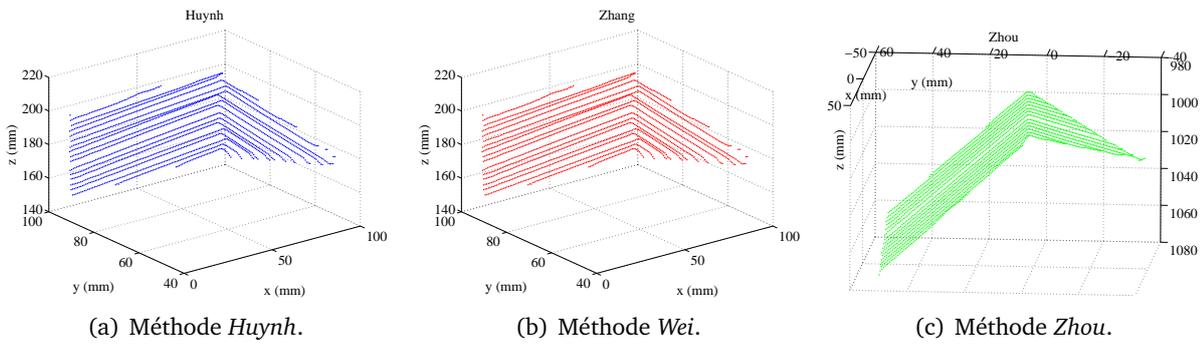


FIG. 2.19 – Reconstruction de la pyramide.

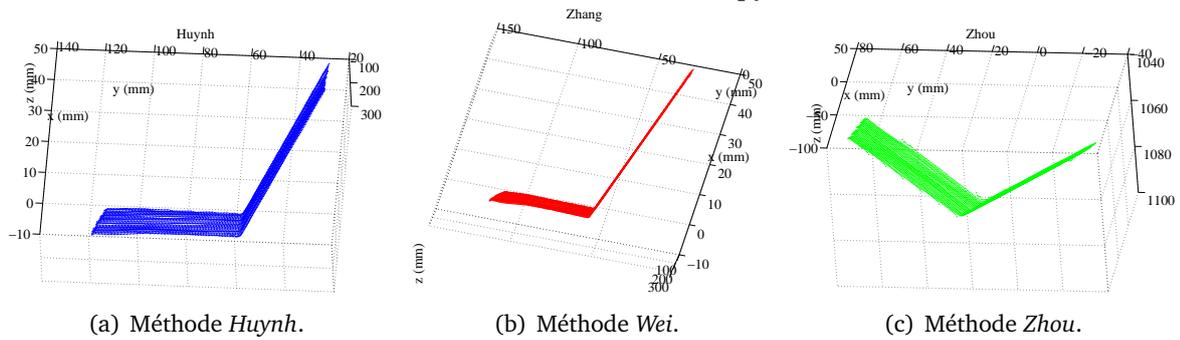


FIG. 2.20 – Reconstruction de la pyramide inversée.

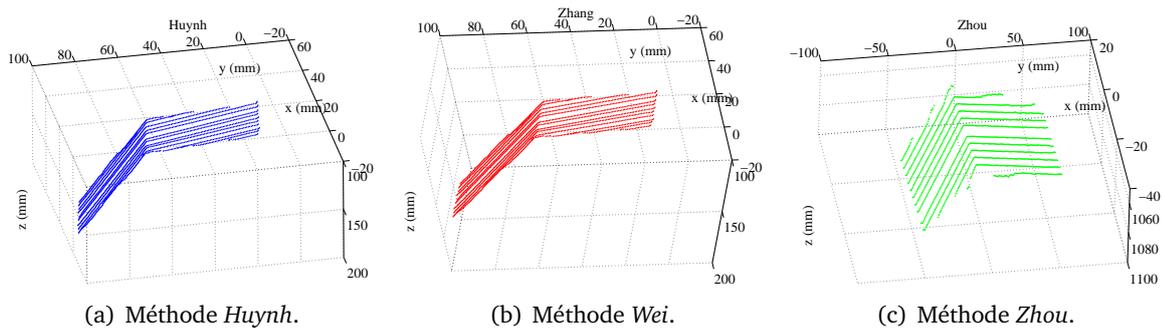


FIG. 2.21 – Reconstruction du trapèze.

minimisant la relation suivante :

$$\epsilon(\mathbf{R}, \mathbf{t}) = \frac{1}{N_p} \sum_{(i,j) \in \mathcal{C}} \|(\mathbf{R}p_i + \mathbf{t} - m_j)\|^2$$

avec \mathbf{R} et \mathbf{t} respectivement matrice de rotation et vecteur de translation.

C'est cette dernière forme qui nous intéresse. En effet, nous souhaitons connaître la transformation qui lie les deux modèles de manière à pouvoir caractériser dans le repère lié au système de vision un point dont les coordonnées sont connues dans un repère lié au scanner. Ainsi on pourra exprimer les coordonnées des points choisis par le biologiste sur une image scanner dans le repère du système de vision.

2.4.1 Algorithme ICP

L'algorithme de recalage le plus utilisé reste sans doute l'algorithme ICP (Iterative Closest Point) introduit par Besl et McKay [BM92]. Cet algorithme permet non seulement un recalage des ensembles de points 3D, mais aussi un recalage des données 3D plus complexes : segments de droites, courbes, surfaces. Il se déroule en deux étapes principales : la mise en correspondance des points, suivie de l'estimation de la transformation rigide entre les deux ensembles de points. Cet algorithme itératif vise à minimiser un critère qui est généralement la distance euclidienne entre les deux points. La transformation rigide entre les deux modèles est composée d'une matrice de rotation définie par un quaternion unitaire et d'un vecteur de translation. Au total, cette transformation est définie par sept paramètres (4 pour le quaternion et 3 pour la translation). En utilisant les notations du paragraphe précédent, l'algorithme ICP consiste en 5 étapes :

1. initialisation : $k = 0$ et $\mathcal{P}^0 = \{p_i^0, i = 1 \dots N_p\}$, k étant le nombre d'itérations ;
2. appariement : recherche, pour chaque point p_i , du point du modèle m_j le plus proche en se basant sur le minimum de la norme euclidienne. On obtient \mathcal{M}^k l'ensemble de ces points ;
3. calcul de la transformation rigide qui met en correspondance \mathcal{P} avec \mathcal{M}^k et calcul de l'erreur de recalage $\epsilon(\mathbf{R}^k, \mathbf{t}^k)$. La transformation rigide est calculée de la manière suivante :

- calcul des centres de gravité μ_P et μ_M des deux ensembles de points \mathcal{P}^k et \mathcal{M} définis par :

$$\mu_P = \frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^{N_p} p_i \quad \text{et} \quad \mu_M = \frac{1}{N_m} \sum_{i=1}^{N_m} m_i$$

- calcul de la matrice de covariance Σ_{PM} donnée par :

$$\Sigma_{PM} = \frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^{N_p} (p_i - \mu_P)(m_i - \mu_M)^T$$

- calcul des termes de la matrice anti-symétrique $A_{ij} = (\Sigma_{PM} - \Sigma_{PM}^T)_{ij}$ pour former le vecteur $\Delta = [A_{23} \quad A_{31} \quad A_{12}]^T$ qui intervient dans le calcul de la matrice symétrique 4×4 :

$$Q(\Sigma_{PM}) = \begin{bmatrix} \text{trace}(\Sigma_{PM}) & & & \\ \Delta & & & \\ & \Sigma_{PM} + (\Sigma_{PM})^T - \text{trace}(\Sigma_{PM})I_{3 \times 3} & & \\ & & & \Delta^T \end{bmatrix}$$

Le quaternion optimal correspond au vecteur propre de la matrice $Q(\Sigma_{PM})$ relatif à la valeur propre la plus grande et le vecteur translation est défini par $\mathbf{t}^k = \mu_M - \mathbf{R}^k \mu_P$ [BM92].

4. mise à jour par le calcul de $\mathcal{P}^{k+1} = \{p_i^{k+1} = \mathbf{R}^k p_i^0 + \mathbf{t}^k \mid i = 1 \dots N_p\}$
5. arrêt si l'erreur de recalage est inférieure au seuil fixé, sinon on incrémente k et on retourne à l'étape 2.

2.4.2 Améliorations

Plusieurs versions ont été développées pour améliorer l'algorithme ICP. Un état de l'art complet sur les variantes de l'algorithme ICP est exposé dans les thèses de Granger [Gra03] et Douadi [Dou06]. L'objectif commun de ces versions est de diminuer le temps de calcul, améliorer la convergence (éviter les minimums locaux) et améliorer la robustesse de l'algorithme par rapport aux bruits et points aberrants. Les améliorations possibles sont multiples, parmi lesquelles on peut aussi citer [RL01, SMFF06] :

- la sélection des points : échantillonnage des données par sélection d'un nombre aléatoire de points à chaque itération [MY95] ;
- la technique d'appariement : en utilisant des informations supplémentaires comme la couleur ou la normale ;
- la pondération des paires de points obtenues : attribution d'un poids spécifique en fonction de la comptabilité de la normale des surfaces ;
- le rejet des appariements aberrants : par rapport à un seuil fixé par l'utilisateur, ou par rapport à un seuil dynamique calculé en fonction de la moyenne et de l'écart type [MY95, Zha94, SGH00] ;
- le critère à minimiser par la définition de l'erreur de recalage et la définition de l'estimateur utilisé pour le calcul de la transformation rigide.

La phase d'initialisation est également importante pour éviter la convergence vers un minimum local. La transformation rigide d'initiale pour $k = 0$ peut être choisie en fonction d'une connaissance approximative de la transformation.

Deux améliorations ont été retenues et développées : la première permet d'accélérer la phase d'appariement, la deuxième permet d'accélérer la phase de convergence. En d'autres termes, la première amélioration diminue le temps de convergence, et la deuxième diminue le nombre d'itérations nécessaires pour la convergence.

Accélération de l'appariement

L'algorithme ICP dans sa version originale nécessite un grand temps de calcul dû à son caractère itératif. La phase d'appariement est l'étape la plus coûteuse en temps de calcul. Elle dépend étroitement du nombre de points du modèle de référence N_m et de l'objet N_p . La complexité de calcul est en $O(N_p N_m)$. En effet, pour chaque point p_i , on doit parcourir l'ensemble des points m_j pour trouver le point le plus proche. De nouvelles méthodes de mise en correspondance ont été développées pour accélérer la phase d'appariement [Gra03, LGG01, GY03]. La solution la plus utilisée dans la littérature est basée sur les méthodes de découpage de l'espace afin de créer des arbres binaires de type *k-dimensional tree* (kd-tree) [Ben79]. Le kd-tree est un arbre binaire qui stocke des points d'un espace de dimension k (3 dans notre cas). La racine de l'arbre représente l'espace entier. Un nœud est associé à une région rectangulaire de l'espace qui divise l'espace de dimension k en deux parties avec un hyperplan de dimension $(k-1)$. A chaque étape,

l'espace est divisé en deux sous-espaces contenant si possible le même nombre d'objets. A chaque niveau on change de dimension pour déterminer ce qui va dans le sous-arbre gauche et dans le sous-arbre droit. Le processus de subdivision est récursif et se termine quand le nombre d'objets dans une région rectangulaire est inférieur à un seuil fixé. La figure 2.22 représente un exemple de construction d'un kd-tree en 2D, pour lequel la racine est représentée par le point $(2, 5)$. Pour chaque point que l'on ajoute, on parcourt le sous-arbre droit lorsque son abscisse est plus grande que celle du noeud considéré et le sous-arbre gauche dans le cas contraire. En optant pour cette accélération, le temps nécessaire pour la phase d'appariement est au maximum de l'ordre de $O(N_p \log N_m)$ alors qu'il était de $O(N_p N_m)$ à l'origine. En effet, la recherche du correspondant va évoluer sur les branches de l'arbre et par la suite va éviter de parcourir tous les points m_j .

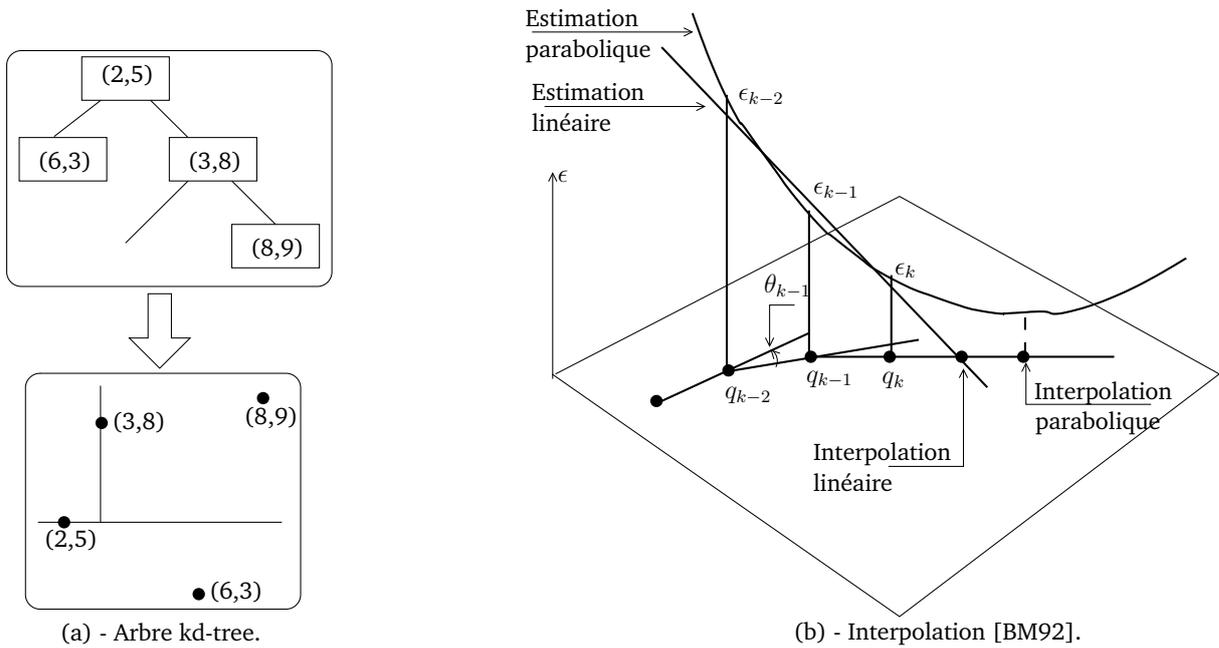


FIG. 2.22 – Méthode d'accélération de l'algorithme ICP.

Accélération de la convergence

Besl et al. [BM92] propose une méthode pour accélérer la convergence de l'algorithme en se basant sur une extrapolation des paramètres trouvés lors des précédentes itérations. Cette méthode permet de diminuer sensiblement le nombre d'itérations et par la suite d'obtenir un gain de temps pour l'exécution de l'algorithme ICP. On considère le vecteur de recalage $\vec{q}_k = (\mathbf{R}^k | \mathbf{t}^k)$ dans l'espace à 7 dimensions et on calcule $\Delta \vec{q}_k = \vec{q}_k - \vec{q}_{k-1}$ la différence entre deux vecteurs obtenus pour deux itérations consécutives. L'équation 2.3 définit l'angle entre ces deux vecteurs dans l'espace 7D :

$$\cos \theta_k = \frac{\Delta \vec{q}_k^t \cdot \Delta \vec{q}_{k-1}}{\|\Delta \vec{q}_k\| \|\Delta \vec{q}_{k-1}\|} \quad (2.3)$$

On note par $\delta\theta$ un angle suffisamment petit, en général 10 degrés. Si $\theta_k < \delta\theta$ et $\theta_{k-1} < \delta\theta$ alors il s'agit d'une bonne direction d'alignement. En se basant sur \vec{q}_k , \vec{q}_{k-1} et \vec{q}_{k-2} et sur v_k , v_{k-1} et v_{k-2} définies de la manière suivante $v_k = 0$, $v_{k-1} = -\|\Delta \vec{q}_k\|$ et $v_{k-2} = -\|\Delta \vec{q}_{k-1}\| + v_{k-1}$, alors

on peut calculer une approximation linéaire ($\epsilon_1(v) = a_1v + b_1$) et une interpolation parabolique ($\epsilon_2(v) = a_2v^2 + b_2v + c_2$). Pour trouver la meilleure approximation pour réaliser l'extrapolation des paramètres de la transformation rigide, les auteurs définissent $v_{max} = 25\|\Delta\vec{q}_k\|$, et v_0 selon l'équation suivante [BM92] :

$$v_0 = \min(v_1, v_2, v_{max}) \text{ et } v_0 > 0$$

avec $v_1 = -\frac{b_1}{a_1}$ l'origine des abscisses de la droite et $v_2 = -\frac{b_2}{2a_2}$ le minimum du parabole. Par la suite, les paramètres utilisés pour le calcul de \mathcal{P}^{k+1} dans la quatrième étape de l'algorithme ICP, vont être définis à l'aide de \vec{q}_k' :

$$\vec{q}_k' = \vec{q}_k + v_0 \frac{\Delta\vec{q}_k}{\|\Delta\vec{q}_k\|}$$

2.4.3 Conception d'une cible de recalage

Les modèles que nous cherchons à recalibrer sont les modèles du couple lit/souris issus de l'acquisition scanner, d'une part, et de la reconstruction par lumière structurée, d'autre part. Or, le modèle 3D de la souris dans son lit est malheureusement très difficile à obtenir. En effet, suite à la projection de la lumière structurée directement sur la souris et en raison de la présence de poils au niveau de l'abdomen, la phase de labelisation devient très délicate. En effet, les poils font apparaître des discontinuités sur les franges (Fig. 2.23) et comme la labelisation est basée sur la continuité des franges, cela se traduit par une mauvaise labelisation, une reconstruction 3D erronée et par la suite le recalage 3D/3D devient alors impossible. Une solution a été envisagée, elle consiste à raser l'abdomen de la souris. Cette tâche augmenterait le temps de préparation de l'animal. De plus, elle serait très délicate à effectuer en raison de l'absence d'outils spécifiques en laboratoire. Dans notre cahier de charges, nous avons proposé une solution sans contraintes pour les biologistes (une intervention minimale) et sans temps de préparation supplémentaire, raser la souris n'est donc pas une bonne solution.

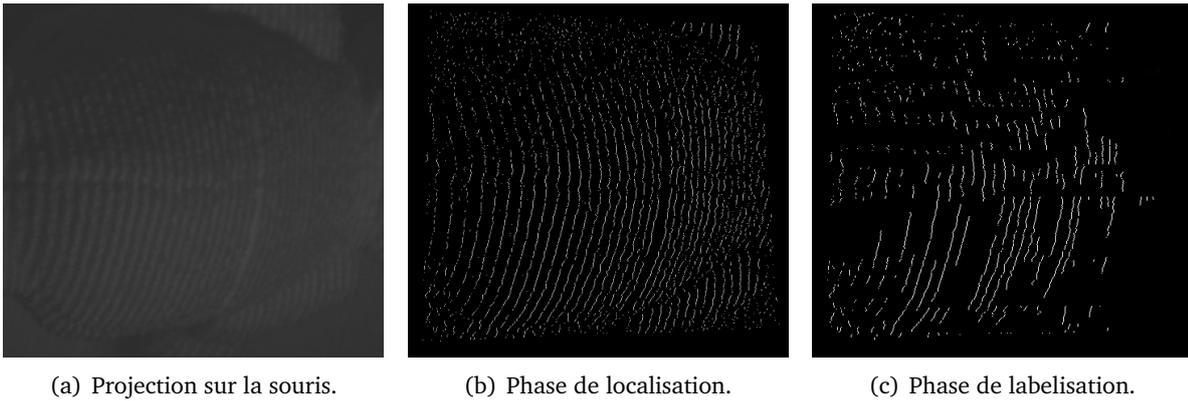


FIG. 2.23 – Projection de la lumière structurée sur la souris.

Nous avons proposé dans le premier chapitre, la conception d'un nouveau lit que nous avons développé spécifiquement pour la souris. Profitant de ce développement, nous avons alors conçu et développé une cible de recalage sous forme de couvercle. Cette dernière est posée sur le lit et va suivre l'animal dans les différentes étapes : passage au scanner, déplacement vers la plateforme du robot, projection de lumière structurée et reconstruction 3D. Comme ce couvercle va

être scanné avec la souris, son modèle 3D sera donc connu. De plus, notre dispositif de projection de lumière structurée permettra d'obtenir aisément le modèle du couvercle. La phase de recalage va alors être effectuée à l'aide des modèles de ce couvercle issus des images scanner et de sa reconstruction 3D par lumière structurée. Le couvercle doit cependant être enlevé pour rendre les organes accessibles au moment de l'insertion robotisée de l'aiguille. Lors du passage de l'animal dans le scanner, les images acquises sont synchronisées avec la respiration et plus précisément avec l'expiration. L'utilisation de cette cible de recalage ne va pas permettre d'identifier le cycle respiratoire de l'animal. Nous envisageons donc d'utiliser l'information issue du capteur de pression attaché à la souris pour synchroniser l'insertion robotisée de l'aiguille avec la phase d'expiration de l'animal.

Durant la conception de la cible de recalage, nous avons intégré deux contraintes sur sa forme : facilité à être détectée dans les images scanner et minimisation de l'erreur de recalage. La première contrainte vient du fait que nous souhaitons proposer à nos biologistes une solution complète qui intègre les différentes phases du protocole : manipulation et traitement des images scanner pour le choix de la cible, visualisation des images caméra, affichage de la reconstruction 3D et de la cible choisie. La solution basique pour répondre à cette contrainte consisterait à utiliser un plan. En effet, l'application du filtre de Canny sur les images scanner associée à l'identification des points appartenant à la partie supérieure de l'image permet d'extraire le contour de ce plan. Malheureusement, le choix d'une cible plane représente un grand inconvénient durant l'étape de recalage 3D/3D. Il s'agit du problème de glissement. En effet, plusieurs possibilités existent pour recalibrer un plan par rapport à un autre. Ce choix ne respecterait pas au final la deuxième contrainte. Or, l'utilisation de plans reste une piste intéressante que nous avons encore améliorée. En effet, nous avons proposé un couvercle constitué de plusieurs plans. L'angle relatif entre deux plans adjacents est différent pour l'ensemble des plans qui constituent notre couvercle. Durant la phase de recalage, une seule transformation sera possible pour recalibrer les deux modèles 3D.

Le motif projeté est caractérisé par une frange manquante au milieu. En d'autres termes, la projection de la frange centrale est deux fois plus grande qu'une frange normale. De plus, la phase de labélisation passe obligatoirement par la localisation de cette frange dans l'image. De ce fait, il faut que la projection du motif sur la cible de recalage ne fasse pas apparaître des franges plus large que la frange centrale. Nous allons détailler dans la suite les calculs entrepris pour déterminer l'angle minimal entre deux plans adjacents. La figure 2.24(a) montre l'ensemble des notations nécessaires pour la mise en équation du problème. On note par :

- l_p : la largeur d'une frange dans le motif ;
- l_o : la largeur d'une frange projetée sur une scène plane ;
- d_p : la distance entre le centre du projecteur et la scène ;
- f_p : la distance focale du projecteur ;
- θ_p : l'angle entre l'axe focale du projecteur et la scène.

La relation entre l_p et l_o est donnée par l'équation suivante :

$$l_o = \frac{d_p l_p}{f_p \cos(\theta_p)} \quad (2.4)$$

Si on note par θ'_p l'angle entre deux plans adjacents alors la projection d'une frange sur ce plan admet une largeur qui vérifie la relation suivante :

$$l_o = \frac{d_p l_p}{f_p \cos(\theta_p + \theta'_p)} \quad (2.5)$$

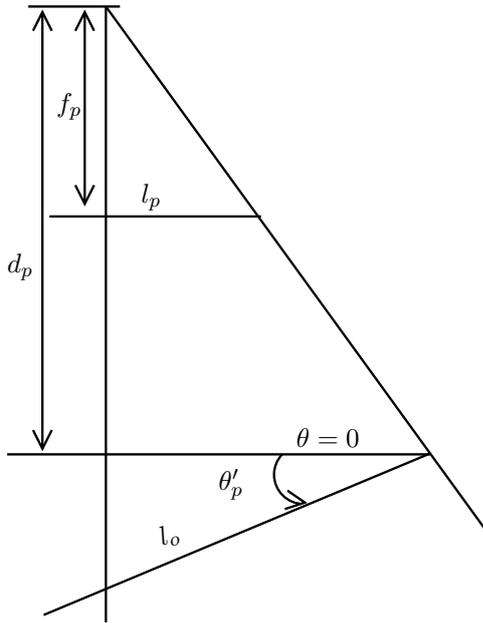
La projection de la frange centrale doit être deux fois plus grande que la projection des autres franges. A partir des équations (2.4) et (2.5), l'angle θ'_p doit vérifier la condition suivante :

$$\cos(\theta_p + \theta'_p) > \frac{1}{2} \cos \theta_p \quad (2.6)$$

Pour simplifier le problème, on considère que $\theta_p = 0$. Dans ce cas, l'angle θ'_p vérifie la relation suivante :

$$-\frac{\pi}{3} < \theta'_p < \frac{\pi}{3} \quad (2.7)$$

Finalement, nous avons opté pour un couvercle composé de trois plans avec d'orientation relative par rapport à la surface plane de 20 et 40 degrés (Fig. 2.24(b)).



(a) Définition des paramètres.



(b) La cible de recalage sous forme de couvercle attaché au lit.

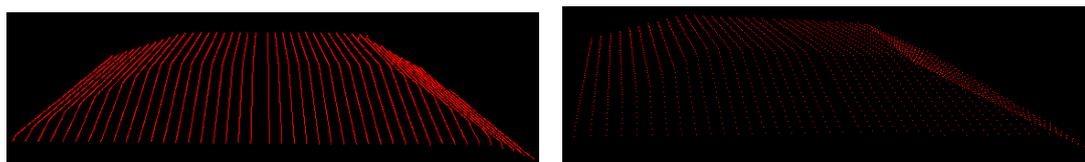
FIG. 2.24 – Conception de la cible de recalage.

La méthode de *Zhou* étant la méthode de calibrage retenue pour calibrer notre dispositif de lumière structurée, elle a été appliquée pour reconstruire notre cible de recalage. Deux reconstructions 3D sont visibles dans la figure 2.25 obtenues pour deux pas d'échantillonnage selon Y d'une valeur de 1 et 8. L'étude de recalage 3D/3D en terme de temps d'exécution et de précision va se baser sur le modèle 3D de cette cible.

2.4.4 Résultats expérimentaux

Ce paragraphe est consacré à une comparaison entre les trois algorithmes implémentés ICP et ICP kd-tree et ICP kd-tree+accélération, sur la base de trois critères : le nombre d'itérations, le temps du calcul et l'erreur moyenne de recalage définie sous cette forme :

$$\epsilon_R = \frac{1}{N_p} \sqrt{\sum_{(i,j) \in \mathcal{C}} \|(\mathbf{R}p_i + \mathbf{t} - m_j)\|^2}$$



(a) Avec un pas d'échantillonnage selon $Y = 1$. (b) Avec un pas d'échantillonnage selon $Y = 8$.

FIG. 2.25 – Reconstruction 3D par lumière structurée de la cible de recalage avec la méthode de Zhou.

Pour ce dernier critère, nous avons fait varier N_m le nombre de points du modèle de référence et N_p le nombre de points du modèle obtenu par reconstruction 3D. L'objectif de cette étude est d'observer l'effet du nombre de points sur la rapidité et la précision de recalage. Cette étude se base sur le modèle de la cible de recalage. Un passage au scanner de la cible de recalage, nous a permis d'obtenir son modèle 3D. Les images obtenues ont une résolution de $0,197 \times 0,197 \times 0,213$ mm. Chaque image a une taille de 512×512 pixels.

Les simulations sont effectuées avec un ordinateur équipé d'un processeur de type AMD Athlon 64 double Core Dual 3800+ à une fréquence 2 GHz et 2 Go de RAM. Le tableau 2.5 montre que le nombre d'itérations nécessaires ainsi que l'erreur moyenne sont sensiblement identiques pour les différents algorithmes. Les résultats obtenus confirment nos attentes, à savoir : les deux algorithmes ICP et ICP kd-tree nécessitent le même nombre d'itérations, mais le temps d'exécution est de l'ordre 1000 inférieur dans le deuxième cas. En effet, pour chaque point du modèle 3D reconstruit, l'algorithme ICP doit parcourir les N_m points du modèles, calculer une distance euclidienne et faire une comparaison pour trouver le point le plus proche. Le coût en temps de cette étape est de l'ordre de $O(N_p N_m)$. Par contre l'utilisation de kd-tree réduit la complexité du programme à $O(N_p \log N_m)$. Les résultats obtenus avec le troisième algorithme montrent une diminution du temps de calcul grâce à la diminution de nombre d'itérations. Il faut noter également que l'erreur de recalage est restée la même pour les différents algorithmes.

A partir de ces résultats, on peut affirmer que l'algorithme ICP associé au kd-tree et à l'accélération de Besl et al. [BM92] est en moyenne 1000 fois plus rapide que l'algorithme de base en gardant une précision identique. C'est cet algorithme qui sera retenu pour le recalage 3D/3D de notre cible de recalage.

N_p	ICP			ICP kd-tree			ICP kd-tree+Accélération		
	Nombre d'itérations	Temps (s)	ϵ_R (mm)	Nombre d'itérations	Temps (s)	ϵ_R (mm)	Nombre d'itérations	Temps (s)	ϵ_R (mm)
14431	156	1232,63	0,0130	156	0,9454	0,0130	135	0,8266	0,0130
7223	164	647,183	0,0184	164	0,5344	0,0184	153	0,4953	0,0184
3619	147	290,747	0,0262	147	0,2687	0,0262	140	0,2563	0,0262
2412	116	152,842	0,0320	116	0,1547	0,0320	99	0,1312	0,0320
1804	107	105,438	0,0366	107	0,1109	0,0366	92	0,0954	0,0366

TAB. 2.5 – Comparaison entre les algorithmes ICP.

Dans la suite, on va discuter l'effet de la densité du modèle de référence sur la précision du recalage. Nous avons réalisé pour cette étude une série de tests avec le modèle à différentes densités. Deux méthodes ont été choisies pour diminuer le nombre de points constituant le modèle de référence. La première consiste à diminuer le nombre de coupes selon l'axe Z . Nous avons alors traité des modèles scanner composés de 310, 156, 63 et 32 coupes. La deuxième méthode consiste à effectuer un échantillonnage dans les images scanner selon l'axe X . On a

choisi alors trois pas différents 1, 2 et 3. Le tableau 2.6 représente le nombre de points des modèles utilisés pour les différents tests. La figure 2.26 montre les modèles 3D de référence obtenus avec 310 et 32 coupes.

Échantillonnage selon les colonnes	Nombre de plans			
	311	156	63	32
D1 : 1	138494	69470	28056	14250
D2 : 2	69646	34935	14109	7166
D3 : 3	46643	23396	9448	4798

TAB. 2.6 – Nombre de points extraits en fonction de la densité des points des modèles et du nombre de coupes scanner.

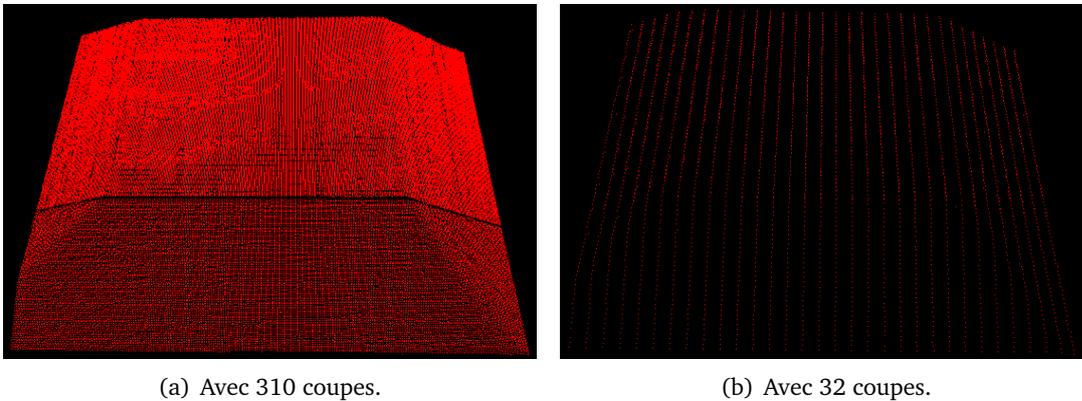


FIG. 2.26 – Le modèle 3D obtenu à partir des images scanner.

Le tableau 2.7 regroupe une comparaison basée sur l'erreur moyenne de recalage, et le temps de convergence selon le nombre de points du modèle de référence. Dans les différents cas, le recalage est effectué avec un modèle 3D, composé de $N_p = 14431$ points, obtenu à partir de la reconstruction par lumière structurée. A partir de ce tableau, on remarque que la meilleure précision est celle obtenue avec le modèle de référence extrait de 310 coupes scanner. Dans les autres cas, l'erreur moyenne de recalage augmente sensiblement. Le temps de recalage est inférieur à une seconde pour les différents modèles. De plus, comme nous ne sommes pas soumis à des contraintes de temps réel pour notre recalage, nous avons préféré effectuer un recalage 3D/3D avec le modèle complet pour s'assurer d'une bonne précision.

2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons abordé les différents points nécessaires pour effectuer le recalage caméra-lit dans l'objectif de redéfinir la cible et la direction de l'aiguille dans le repère de vision. Pour répondre à nos besoins, nous avons proposé un système de vision basé sur la projection d'un motif codé sur la scène. Ce système est capable de fournir une reconstruction tridimensionnelle de la scène observée. Il est composé d'une caméra et d'un projecteur de lumière structurée. Le motif projeté est un réseau de lignes alternativement transparentes et opaques. Une ligne manquante au milieu permet d'attribuer un label pour chaque frange afin d'identifier

N_m	Nombre d'itérations	Temps (s)	ϵ_R (mm)
310 coupes			
138494	135	0,8266	0,0130
69646	142	0,7781	0,0131
46643	123	0,65	0,0132
156 coupes			
69470	143	0,7812	0,013
34935	151	0,7282	0,0131
23396	127	0,5797	0,0132
63 coupes			
28056	164	0,8063	0,0132
14109	138	0,6016	0,0133
9448	132	0,5343	0,0134
32 coupes			
14250	133	0,6375	0,0138
7166	157	0,6532	0,0139
4798	155	0,5969	0,014

TAB. 2.7 – Temps et erreur de recalage en fonction de la densité des points des modèles et du nombre du coupes scanner.

sa position dans l'image caméra. Le choix de cette solution, comparé aux autres méthodes de reconstruction 3D nécessitant plusieurs caméras, est essentiellement due à la précision, la rapidité de reconstruction et la résolution aisée du problème de mise en correspondance.

La reconstruction 3D par ce dispositif de vision n'est possible qu'à condition que le système soit préalablement calibré. La reconstruction proprement dite se résume à un calcul qui suit une phase de traitement d'image : localisation des franges et labélisation à partir de la position d'une frange par rapport à la frange centrale. La méthode initiale de calibrage qui nécessite le déplacement d'un plan de calibrage à plusieurs amplitudes, a été remplacée par une méthode plus rapide et moins contraignante. En effet, à partir de l'étude bibliographique, nous avons identifié trois méthodes basées principalement sur le birapport pour décrire la relation entre le projecteur et la caméra. Le choix final s'est basé sur une comparaison de la précision de reconstruction d'un ensemble de pièces de référence. Finalement, c'est la méthode de calibrage basée sur l'acquisition de plusieurs plans d'orientations inconnues qui a été retenue. Les avantages de cette méthode sont l'étalonnage simultané de la caméra et du projecteur et aucun repère supplémentaire n'est introduit (étalonnage du projecteur dans le repère de la caméra).

Dans ce chapitre, nous avons également introduit la phase de recalage. L'objectif de cette étape est d'estimer la transformation rigide qui permet de passer du modèle défini dans le repère scanner vers un modèle défini dans le repère de la lumière structurée. Notre choix pour résoudre cette problème s'est tourné vers l'algorithme ICP. Ce dernier dans sa version basique nécessite un temps de calcul proportionnel au nombre de points du modèle de scanner et du modèle reconstruit par lumière structurée. Dans l'objectif de diminuer ce temps pour respecter notre cahier de charges, nous avons développé deux améliorations qui permettent de diviser le

temps de calcul initial en moyenne par 1000. Nous avons aussi conçu et développé une cible d'une forme spécifique afin d'éviter un des problèmes classiques rencontrés en recalage 3D/3D : le glissement. La cible de recalage réalisée, sous forme d'un couvercle pour le lit, est constituée de plusieurs surfaces d'orientations différentes qui permettent un recalage parfait des deux modèles. L'erreur de recalage est estimée en moyenne à 0,01 mm.

A ce stade, nous sommes capables de recalculer le modèle 3D de la souris devant le robot avec celui provenant du scanner. En d'autres termes, il est maintenant possible d'exprimer la cible et la direction de l'aiguille dans le repère vision. L'étape suivante consiste à amener le robot pour se positionner par rapport à la cible tout en respectant la direction choisie. Nous avons proposé pour résoudre ce problème de positionnement deux solutions qui vont être développées dans les chapitres suivants. Finalement, nous tenons à rappeler que le positionnement du robot est indépendant de la tâche d'insertion. En d'autres termes, l'insertion de l'aiguille sera synchronisée avec la respiration indépendamment du temps mis par le robot pour se positionner. Dans ce contexte, les étapes nécessaires pour le positionnement de l'aiguille par rapport à une cible sont :

- passage au scanner de l'animal attaché à son lit avec son couvercle ;
- déplacement de l'animal toujours attaché à son lit et à son couvercle vers la plate-forme du robot ;
- projection de lumière structurée et reconstruction 3D du couvercle ;
- recalage entre les deux modèles 3D issus respectivement des images scanner et de la reconstruction 3D ;
- définition des paramètres de l'aiguille (cible et direction) dans le repère du système de vision et positionnement du robot ;
- retrait du couvercle ;
- réalisation d'une insertion robotisée synchronisée avec la respiration en se basant sur les informations du capteur de pression.

Chapitre 3

Recalage caméra-robot avec mire virtuelle

Sommaire

3.1	Introduction	51
3.2	Calibrage par mire virtuelle	54
3.3	Estimation de T_{nc} et \vec{v} en utilisant une mire virtuelle	57
3.4	Extraction des paramètres de l'aiguille	59
3.5	Validation de la mire virtuelle	64
3.6	Résultats expérimentaux	66
3.7	Conclusion	70

3.1 Introduction

Dans les applications robotiques de manipulation à l'aide d'outils montés sur le robot, identifier la position de ces derniers par rapport au robot est une étape cruciale pour la précision de la tâche. En robotique médicale, le calibrage de la position des outils médicaux de type sondes ou aiguilles montés sur l'extrémité du robot est une étape importante dont va dépendre la précision du geste médical. Une mauvaise localisation peut provoquer, par exemple, l'insertion d'une aiguille dans un organe sain. Cette étape d'identification et d'estimation de la position de l'outil par rapport au robot est connue sous le nom de calibrage outil/robot. Dans ce travail, l'outil considéré est une aiguille. Son calibrage par rapport au robot consiste à identifier d'une manière précise son attitude : la position de sa pointe ainsi que sa direction dans le repère de l'organe terminal du robot. Cette étape doit être répétée à chaque fois qu'une nouvelle aiguille est montée sur le robot. Plusieurs méthodes de calibrage ont été développées ces dernières années. La solution la plus évidente consisterait à mesurer la taille de l'aiguille et de l'attacher d'une façon répétitive au même endroit de manière que sa position soit connue par construction. Cette solution s'avère impossible à mettre en oeuvre pour deux raisons. La première est qu'une fixation permanente et répétitive n'est pas envisageable en raison d'une part du besoin de recourir à différents types d'aiguilles et d'autre part à cause du facteur humain intervenant dans la procédure. La deuxième raison réside dans le fait que la fabrication des aiguilles avec une longueur précise n'est pas garantie ainsi une mesure manuelle de la longueur de l'aiguille serait nécessaire à chaque changement d'aiguille.

Par contre, l'utilisation de marqueurs attachés à l'aiguille est une méthode de calibrage très répandue. En effet, ces marqueurs peuvent être suivis en temps réel par des systèmes de vision adaptés. Plusieurs types de marqueurs existent. On peut citer les marqueurs lumineux (diodes, dispositifs réfléchissants, Fig. 3.1(a)) ou les marqueurs avec des motifs de formes spécifiques (Fig. 3.1(b)). Dans ce contexte, le calibrage de la pointe de l'aiguille se fait par rapport à un repère attaché au marqueur. Généralement, c'est la méthode du pivot qui est utilisée. Son principe consiste à positionner la pointe de l'aiguille dans un trou fin et d'effectuer par la suite une série de mouvements sphériques (Fig. 3.1(c)). Les marqueurs sont détectés à chaque mouvement. Une optimisation sur l'ensemble de leur position permet d'identifier le rayon de la sphère et son centre. Ce dernier correspond dans ce cas de figure à la position de la pointe de l'aiguille. Quand l'aiguille est montée sur le robot, un deuxième recalage est nécessaire pour identifier la position des marqueurs par rapport au robot. En effet, la méthode de pivot ne peut pas être appliquée directement puisque la position de l'aiguille est inconnue par rapport au robot et que ce dernier ne peut donc pas effectuer des rotations autour de sa pointe. Il faut noter également que l'utilisation de ces marqueurs nécessite d'équiper la salle des dispositifs spécifiques de suivi des marqueurs. De plus, ces marqueurs doivent respecter les contraintes de stérilité imposées par le milieu médical.

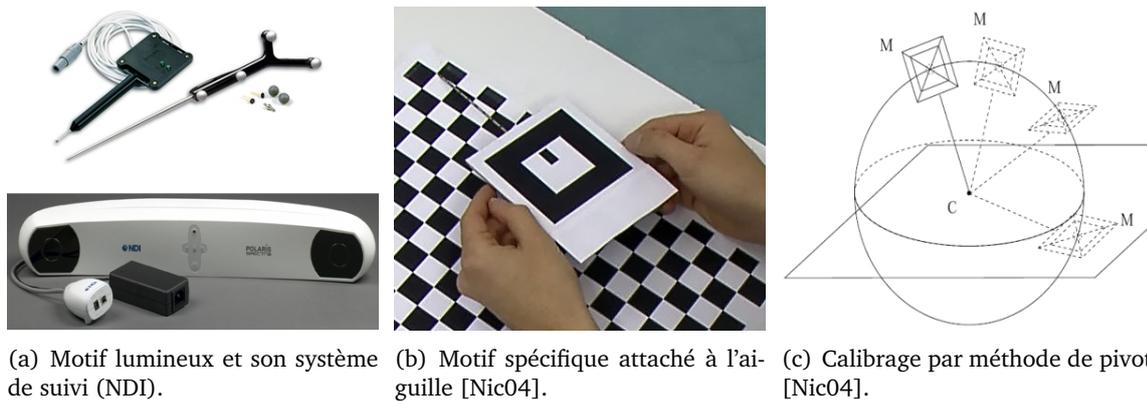


FIG. 3.1 – Exemples de motifs montés sur les aiguilles.

Pour calibrer la position de la sonde par rapport à l'aiguille, et calibrer l'ensemble par rapport à un bras robotisé, une méthode basée sur l'identification de la position de ces outils par rapport à une croix dans l'image a été proposée dans [Tab05]. La croix est composée de deux câbles perpendiculaires de diamètre $40 \mu\text{m}$, séparés verticalement de 1 mm. Deux caméras observent respectivement le câble supérieur et l'intersection des deux câbles. La méthode de calibrage nécessite le déplacement de l'aiguille de telle manière que sa pointe coïncide avec la croix dans les images : la caméra inférieure permet de calibrer l'aiguille par rapport à l'axe X et Y (Fig. 3.2(b)), la caméra latérale identifie la position de l'aiguille par rapport à l'axe Z (Fig. 3.2(c)). Cette méthode de calibrage est basée sur le contact. Un tel dispositif peut provoquer dans certains cas la flexion de l'aiguille ou l'endommagement de sa pointe. De plus, les pièces de calibrage doivent respecter les contraintes de stérilité pour ne pas contaminer l'aiguille au moment du contact.

D'autres méthodes de calibrage de l'aiguille par rapport au robot se basent sur l'utilisation des informations des imageurs médicaux. En effet, ces méthodes permettent de positionner l'aiguille par rapport à une cible identifiée directement dans l'image scanner sans passer par l'estimation de sa position par rapport au robot. Dans le cadre d'insertion d'aiguille dans la prostate sous imagerie ultrasons, Wei et al. proposent de suivre dans les images ultrasons la

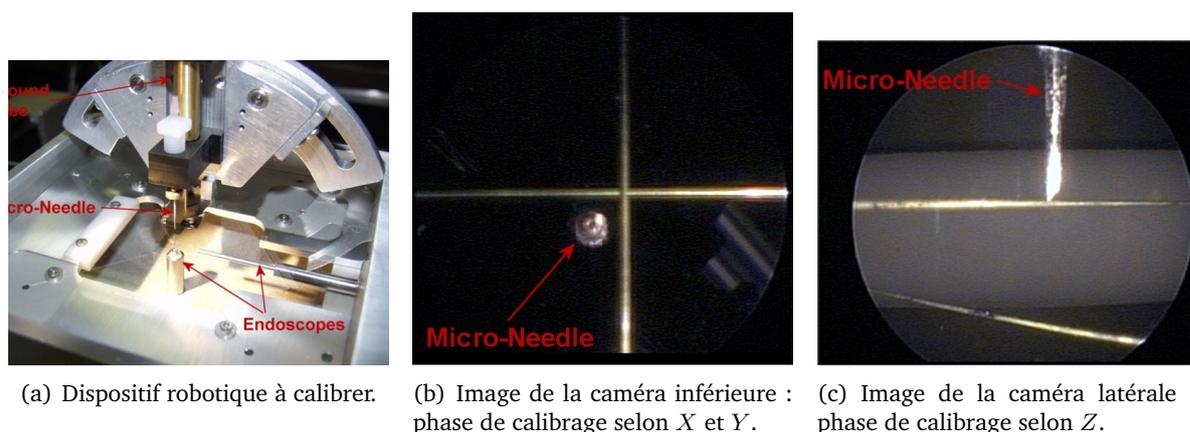


FIG. 3.2 – Méthode de calibrage de la pointe de l'aiguille par contact [Tab05].

position de l'aiguille pour une éventuelle correction de sa trajectoire [WGDF04, WDDF05]. En radiologie interventionnelle, certains auteurs proposent de positionner par asservissement visuel une aiguille selon une direction définie par le chirurgien à l'aide d'un scanner fluoroscopique [NBL⁺00, BNL⁺00, PSW⁺00]. Dans le même contexte médical, une méthode de positionnement de l'aiguille basée sur des plans lasers est proposée par Patriciu et al. [PSKS01]. Les auteurs utilisent un scanner tomographique à rayons X équipé de trois sources lasers qui définissent les plans utilisés pour le calibrage. Une source laser est montée sur le robot, de type RCM, pour s'assurer que la position de la pointe de l'aiguille coïncide avec le centre de rotation déporté du robot grâce à l'intersection du faisceau avec la pointe de l'aiguille [SWA⁺98].

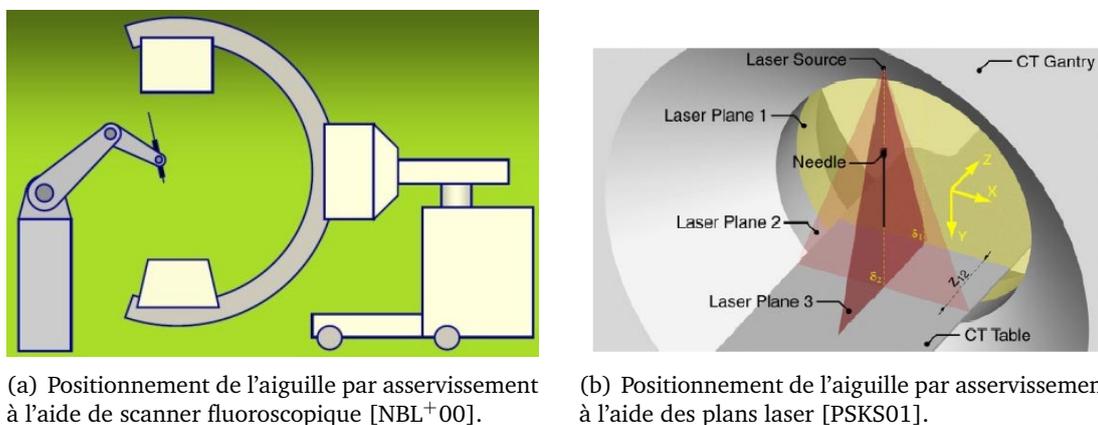


FIG. 3.3 – Méthode de positionnement de l'aiguille sans calibrage.

Pour notre part, nous avons tenté d'identifier la position de l'aiguille à l'aide de la lumière structurée dans le but de référencer l'aiguille et le robot dans le repère de la lumière structurée. Malheureusement, les résultats obtenus ne sont pas satisfaisants (Fig. 3.4). Ils sont dus d'une part à la difficulté de localiser la pointe de l'aiguille et d'autre part à sa faible épaisseur qui provoque des déformations trop faibles dans l'image pour pouvoir obtenir une reconstruction 3D précise de l'aiguille.

L'ensemble des méthodes développées ci-dessus ne répond pas aux contraintes auxquelles nous sommes imposés pour le calibrage de notre aiguille par rapport au robot :

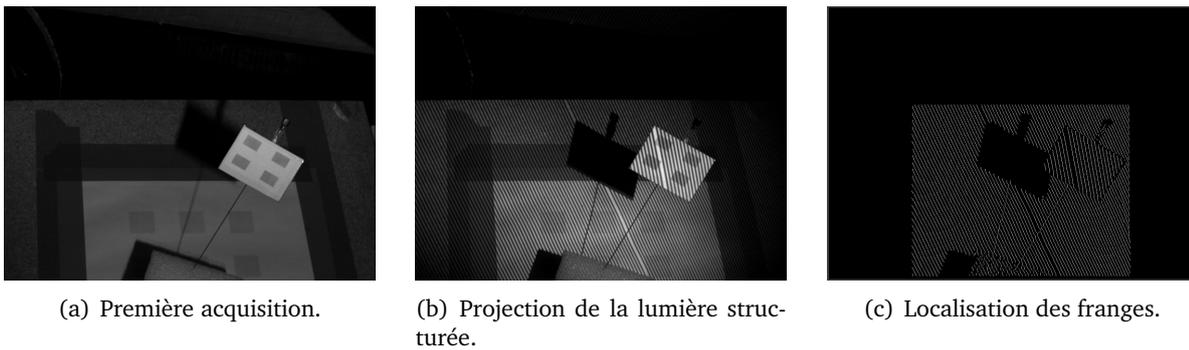


FIG. 3.4 – Calibrage de l’aiguille par lumière structurée.

- aucun dispositif additionnel ne doit s’ajouter à l’aiguille ;
- aucun contact entre l’aiguille et un dispositif de calibrage ;
- indépendance de la méthode par rapport au modèle d’aiguille utilisée ;
- aucune intervention du biologiste ;
- une durée de calibrage raisonnable ;
- une fixation de l’aiguille par rapport au robot ni précise ni répétitive.

L’objectif de ce chapitre est d’introduire une nouvelle méthode pour déterminer la position de l’aiguille par rapport au robot. Cette méthode s’inspire des méthodes de calibrage classiques utilisées en robotique. Ce chapitre s’articule de la manière suivante. Dans la section 3.2, nous introduisons la méthode proposée et nommée calibrage par *mire virtuelle*. Nous exposons dans la section 3.3 les différentes étapes nécessaires pour déterminer la position de l’aiguille. Nous consacrons la section 3.4 au traitement d’image nécessaire pour la détection de la pointe de l’aiguille. Finalement, nous développons dans les sections 3.5 et 3.6 respectivement les méthodes mises en place pour déterminer la précision de notre approche et les résultats expérimentaux obtenus.

3.2 Calibrage par mire virtuelle

L’identification de la transformation pince-outil est un problème classique en robotique [Dor95, And99]. Dans le cas d’un guidage par caméra, l’information visuelle peut être utilisée pour le calibrage. En général, on a recours à une mire d’étalonnage placée dans le champ de vision de la (ou les) caméra(s). On acquiert plusieurs images de cette mire correspondant à plusieurs positions du robot. Ces informations permettent de reconstruire la position de la mire par rapport au robot. Pour calibrer la position d’un outil par rapport au robot en utilisant cette approche, il est donc nécessaire de fixer la mire à l’outil.

Dans notre cas, l’outil est une aiguille. Pour les raisons évoquées précédemment, il n’est pas possible de fixer précisément l’aiguille sur une mire. Aussi avons-nous développé un calibrage original de l’aiguille par rapport au poignet du robot en utilisant une mire virtuelle basée sur l’extraction de la pointe de l’aiguille.

3.2.1 Position du problème

Le but est de calculer la position de l'aiguille par rapport au repère de l'organe terminal du robot. De manière générale, nous noterons \mathbf{T}_{xy} la transformation homogène entre un repère \mathcal{F}_x et un repère \mathcal{F}_y . Nous définissons également les repères représentés dans la figure 3.5 :

- repère de base du robot : \mathcal{F}_b lié à la base de robot. Le modèle géométrique utilisant les données fournies par les codeurs est défini dans ce repère ;
- repère de l'organe terminal : \mathcal{F}_e est associé à l'organe terminal du robot. La transformation \mathbf{T}_{be} est entièrement déterminée par la connaissance du modèle géométrique du robot. Cette matrice peut être entachée d'erreurs dues aux imprécisions du modèle géométrique du robot. Par contre, le déplacement relatif du robot est considéré, en général, comme étant précis ;
- repère de l'aiguille : \mathcal{F}_n dont l'origine est associée au bout de l'aiguille et les axes X, Y, Z sont parallèles aux axes du repère de l'organe terminal du robot. La direction de l'aiguille est représentée par un vecteur noté \vec{v} ;
- repère de la caméra : \mathcal{F}_c est associé à la caméra qui observe l'aiguille et les déplacements du robot. La transformation \mathbf{T}_{bc} est constante parce que la caméra est fixe.

Nous notons également par \mathbf{T}_{en} la transformation de \mathcal{F}_e à \mathcal{F}_n . Cette transformation est constante parce que l'aiguille est rigidement fixée à l'organe terminal du robot. C'est cette transformation ainsi que la direction de l'aiguille que nous proposons d'identifier de manière automatique à l'aide de notre approche basée sur la création d'une mire virtuelle.

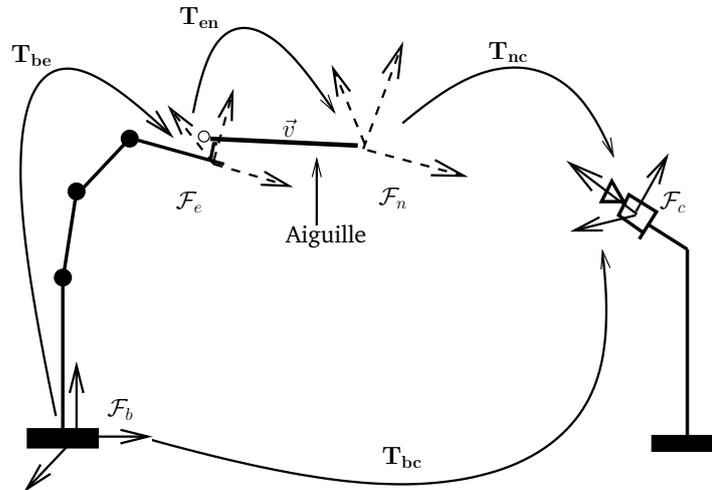


FIG. 3.5 – Définition des différents repères nécessaires pour le calibrage de l'aiguille.

3.2.2 Mise en équation

Supposons que la transformation \mathbf{T}_{nc} entre le repère de l'aiguille \mathcal{F}_n et le repère de la caméra \mathcal{F}_c soit connue pour N_r déplacements de l'organe terminal du robot, alors l'équation suivante peut être écrite :

$$\mathbf{T}_{bc} = \mathbf{T}_{be}^i \mathbf{T}_{en}^i \mathbf{T}_{nc}^i = \mathbf{T}_{be}^j \mathbf{T}_{en}^j \mathbf{T}_{nc}^j \quad (3.1)$$

avec \mathbf{T}_{be}^i et \mathbf{T}_{be}^j représentant les transformations entre \mathcal{F}_b et \mathcal{F}_e , \mathbf{T}_{nc}^i et \mathbf{T}_{nc}^j représentant les transformations entre \mathcal{F}_n et \mathcal{F}_c , pour les $i^{\text{ème}}$ et $j^{\text{ème}}$ positions de l'organe terminal du robot. L'équation (3.1) peut être écrite pour chaque paires (i, j) avec $\{i, j = 1, 2, \dots, N_r \text{ et } i \neq j\}$. Si l'on introduit les deux transformations suivantes :

$$\begin{cases} \mathbf{T}_{ee}^{ij} &= \mathbf{T}_{be}^i{}^{-1} \mathbf{T}_{be}^j \\ \mathbf{T}_{nn}^{ij} &= \mathbf{T}_{nc}^i \mathbf{T}_{nc}^j{}^{-1} \end{cases}$$

alors l'expression (3.1) peut être réécrite de la manière suivante :

$$\mathbf{T}_{ee}^{ij} \mathbf{T}_{en} = \mathbf{T}_{en} \mathbf{T}_{nn}^{ij} \quad (3.2)$$

Cette expression présente l'intérêt de faire apparaître des transformations relatives, moins entachées d'erreurs comparées aux transformations absolues. Finalement, pour estimer \mathbf{T}_{en} nous devons résoudre un système classique de calibrage pince/caméra de la forme $\mathbf{AX} = \mathbf{XB}$.

Une matrice homogène \mathbf{T}_{xy} , de taille 4×4 , peut être décomposée sous cette forme :

$$\mathbf{T}_{xy} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{xy} & \mathbf{t}_{xy} \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

avec \mathbf{R}_{xy} et \mathbf{t}_{xy} respectivement la matrice de rotation orthogonale 3×3 et le vecteur translation 3×1 . En utilisant ces notations, l'équation (3.2) peut être décomposée en deux équations : une équation matricielle qui dépend des rotations et une équation vectorielle qui dépend des rotations et des translations (nous avons ôté les indices i et j pour simplifier les expressions) :

$$\mathbf{R}_{ee} \mathbf{R}_{en} = \mathbf{R}_{en} \mathbf{R}_{nn} \quad (3.4)$$

$$(\mathbf{R}_{ee} - \mathbf{I}_{3 \times 3}) \mathbf{t}_{en} = \mathbf{R}_{en} \mathbf{t}_{nn} - \mathbf{t}_{ee} \quad (3.5)$$

Différents algorithmes ont été proposés pour résoudre le système (3.2) dans le contexte du calibrage pince/caméra. Ils nécessitent au minimum deux configurations. Les principales différences entre ces méthodes se basent sur :

- la paramétrisation de la matrice de rotation : représentation axe/angle introduite dans [TL89], description de la matrice de rotation par un quaternion [HM95], par un quaternion dual [Dan99] ;
- la technique de résolution : une approche linéaire est possible en résolvant l'équation (3.2) en deux étapes. La rotation et la translation sont estimées séparément ((3.4) puis (3.5)) [TL89][SA89][HM95]. L'inconvénient de cette approche est que les erreurs éventuelles associées au calcul de la rotation se propagent dans le calcul de la translation. Une approche non linéaire est proposée par [HM95] pour résoudre simultanément la rotation et la translation.

D'autres méthodes existent et permettent d'estimer en plus de la transformation \mathbf{T}_{en} , la transformation \mathbf{T}_{bc} entre le repère de base du robot \mathcal{F}_b et le repère de la caméra \mathcal{F}_c dans la configuration où la caméra est déportée [ZRS94, HM95]. Cette transformation s'avère utile pour des tâches d'asservissement visuel du robot.

En présence des outils nécessaires pour résoudre notre problème, la difficulté principale, dans ce cas de figure, reste à trouver la transformation \mathbf{T}_{nc} entre le repère de l'aiguille \mathcal{F}_n et le repère de la caméra \mathcal{F}_c à partir de l'image de l'aiguille.

3.3 Estimation de \mathbf{T}_{nc} et \vec{v} en utilisant une mire virtuelle

La méthode proposée pour estimer \mathbf{T}_{nc} et \vec{v} se base sur les paramètres de l'aiguille extraits directement dans l'image caméra. L'algorithme développé à ces fins est présenté dans la section 3.4. Le traitement d'images de l'aiguille permet d'extraire sa pointe et sa direction dans l'image.

3.3.1 Estimation de la transformation \mathbf{T}_{nc}

L'organe terminal du robot est dans une position telle que l'aiguille est dans le champ de vision de la caméra. On fait effectuer au robot N_e translations connues exprimées dans le repère de l'organe terminal du robot. Pour chaque translation, la position du bout de l'aiguille est extraite dans l'image. L'aiguille, rigidement fixée sur l'organe terminal du robot, effectue les mêmes mouvements que ce dernier. Il est alors possible d'exprimer la position 3D du bout de l'aiguille dans le repère \mathcal{F}_n dont l'origine correspond à la position initiale de l'aiguille. Pour simplifier le problème, les axes de \mathcal{F}_n sont parallèles à ceux de \mathcal{F}_e . Finalement, nous obtenons N_e correspondances entre ces points 3D, notés M_k , exprimés dans le repère \mathcal{F}_n et dont les coordonnées dépendent de la valeur du pas de translation du robot, et les points 2D obtenus par l'extraction du bout de l'aiguille, notés m_k , exprimés dans le repère \mathcal{F}_c . Les points M_k forment alors une mire virtuelle 3D dans \mathcal{F}_n (Fig. 3.6) et la transformation \mathbf{T}_{nc} peut être estimée en minimisant le critère suivant :

$$\epsilon(\mathbf{T}_{nc}^{-1}) = \sum_{k=1}^{N_e} \|P(\mathbf{T}_{nc}^{-1}M_k) - m_k\|^2 \quad (3.6)$$

avec P représentant la fonction de projection de la caméra. Notons que ce critère correspond au critère classique de minimisation pour estimer les paramètres extrinsèques de la caméra. De plus, dans notre cas, la résolution de l'équation (3.2) est simplifiée. En effet, en raison du choix des axes du repère de l'aiguille parallèles à ceux de l'organe terminal, la matrice de rotation \mathbf{R}_{en} est égale à l'identité et la transformation \mathbf{T}_{en} se résume simplement en un vecteur de translation pure qui décrit la position de la pointe de l'aiguille dans repère de l'effecteur.

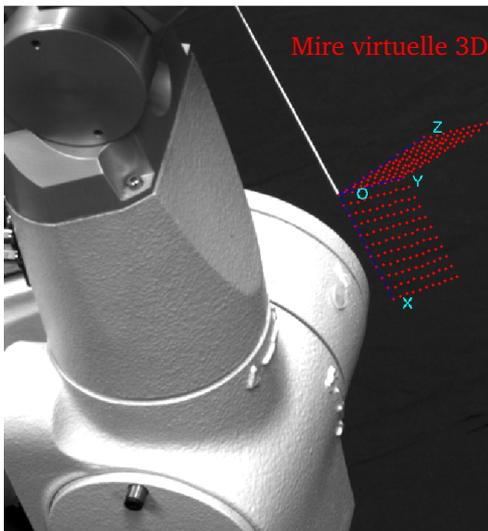
3.3.2 Estimation de la direction de l'aiguille \vec{v}

La direction de l'aiguille est estimée également grâce aux N_e mouvements effectués par l'aiguille. En effet, pour chaque translation de l'aiguille, les N_e plans \mathcal{P}_k qui contiennent le centre optique de la caméra et l'aiguille sont calculés dans le repère \mathcal{F}_c de la caméra (Fig. 3.7). On considère deux de ces plans notés \mathcal{P}_k et \mathcal{P}_l de vecteur normal respectif \vec{n}_k et \vec{n}_l . Alors la direction \vec{v} de l'aiguille est donnée par leur intersection. En conséquence, \vec{v} est parallèle à $\vec{n}_k \times \vec{n}_l$ estimé pour chaque paire (k, l) avec $\{k, l = 1, 2, \dots, N_e \text{ et } k \neq l\}$. Finalement, la direction de l'aiguille est ramenée à une moyenne sur toutes les mesures.

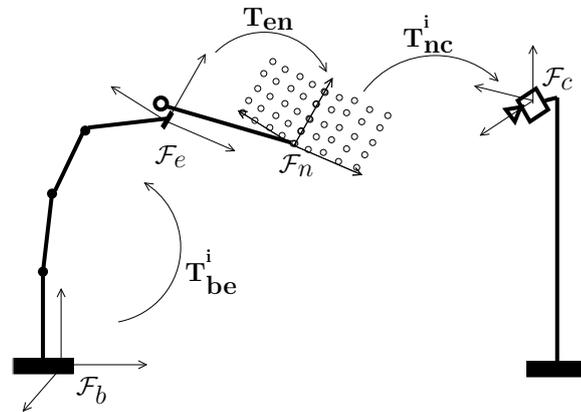
3.3.3 Étapes du calibrage par mire virtuelle

La méthode que nous proposons pour estimer la position de l'aiguille se déroule finalement selon les étapes suivantes :

1. réalisation de N_e déplacements du robot avec un pas fixe afin de créer une mire virtuelle ;
2. extraction dans les N_e images des paramètres de l'aiguille : les coordonnées de sa pointe et sa direction ;



(a) Mire virtuelle obtenue pour une configuration du robot dans l'image caméra.



(b) Mire virtuelle obtenue pour une configuration du robot exprimée dans le repère de l'aiguille.

FIG. 3.6 – La mire virtuelle 3D obtenue pour une position donnée, par une série de translations de l'aiguille avec un pas fixe.

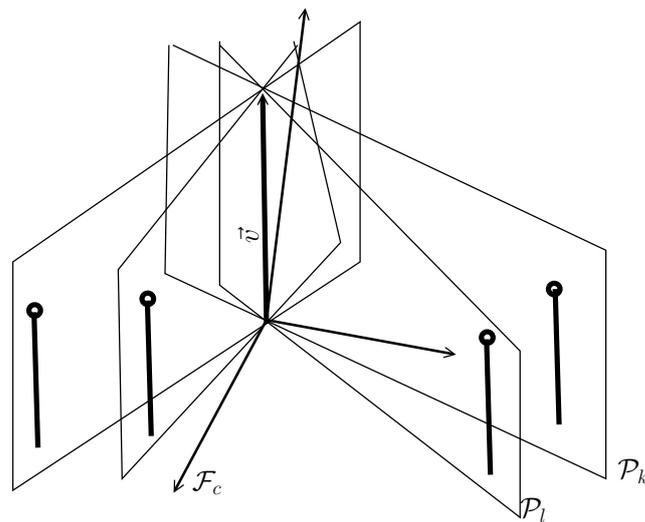


FIG. 3.7 – Estimation de la direction de l'aiguille \vec{v} .

3. calcul de la transformation T_{nc} entre le repère de la mire virtuelle \mathcal{F}_n et celui de la caméra \mathcal{F}_c ;
4. calcul de la direction de l'aiguille par l'estimation du vecteur \vec{v} ;
5. déplacement du robot vers $N_r \geq 2$ positions et refaire les quatre premières étapes ;
6. résolution de l'équation (3.2) et estimation de la translation entre le repère de l'organe terminal du robot et celui de l'aiguille.

La cible à atteindre par le robot est définie par le biologiste. En effet, ce dernier va sélectionner deux points dans les images scanner : le point d'entrée au niveau de la peau et la cible (tumeur). A la suite de la phase de recalage entre les deux modèles 3D issus des images scanner et de la reconstruction par la lumière structurée, les points définis par le biologiste sont connus dans le repère de la caméra. Nous calculons ensuite la direction de la droite passante par ces points. En effet, pour une position donnée du robot, connaissant la mire virtuelle, nous pouvons déterminer la transformation nécessaire pour amener le robot de sa position courante vers la position désirée. L'angle relatif entre les deux directions de l'aiguille permet de déterminer la matrice de rotation. La différence entre les coordonnées de la pointe et la cible à atteindre permet d'estimer le vecteur de translation. Enfin, cette matrice est transformée sous forme d'un vecteur de déplacement articulaire et envoyé au contrôleur du robot.

La solution proposée pour identifier la position de l'aiguille par rapport au robot respecte les contraintes imposées. En effet, la méthode utilise directement des paramètres de l'aiguille vus dans l'image associée à des déplacements relatifs du robot référencés dans son organe terminal. La méthode ne fait appel à aucun dispositif additionnel et ne nécessite aucun contact entre l'aiguille et un dispositif de calibrage. Il faut aussi noter la grande flexibilité et la grande polyvalence de cette approche. En effet, le mode de fixation de l'aiguille, sa dimension, son modèle et la variabilité de ses côtés ne sont pas un obstacle avec cette méthode. Ceci permet d'envisager un champ d'application large allant de l'injection à la biopsie.

3.4 Extraction des paramètres de l'aiguille

On suppose que l'aiguille est dans une position donnée visible dans la caméra. L'image acquise est traitée dans le but d'extraire les paramètres de l'aiguille : les coordonnées de la pointe et la direction de l'aiguille. De la précision de l'estimation de ces paramètres va dépendre la précision de l'estimation de la position de l'aiguille par rapport au robot. En effet, notre objectif est de positionner la pointe de l'aiguille dans une cible donnée, tout en respectant une direction donnée. Dans cet objectif, plusieurs méthodes d'extraction des paramètres de l'aiguille ont été développées et comparées. Les paragraphes suivants présentent successivement les méthodes utilisées pour extraire la direction de l'aiguille (section 3.4.1) et les coordonnées de sa pointe (section 3.4.2).

3.4.1 Calcul de la direction de l'aiguille

On entend par *direction de l'aiguille* la droite médiane de l'image de l'aiguille. On suppose que l'aiguille n'est pas déformée. Cette condition est vérifiée dans la pratique puisque pour chaque intervention sur l'animal (injection ou biopsie), une nouvelle aiguille est utilisée. Afin d'estimer cette droite, on applique un détecteur de contour de l'aiguille de type Canny [Can86]

dans l'image. Ensuite, on propose d'estimer l'équation de la droite médiane par deux méthodes différentes :

1. on estime les deux contours des bords de l'aiguille avec la transformée de Hough puis on calcule l'équation de la droite médiane ;
2. on applique une régression linéaire sur l'ensemble des points formant les contours de l'aiguille. L'équation de la droite médiane est alors obtenue directement.

La droite médiane (d) est représentée par ces coordonnées polaires qui vérifient :

$$(d) : \rho = u \cos(\theta) + v \sin(\theta)$$

avec ρ est la distance de l'origine vers la droite et θ est l'angle entre l'axe X_i du repère image et la droite passant par l'origine et perpendiculaire à l'aiguille (Fig. 3.8). Il faut noter que $(\theta + 2k\pi, \rho)$ et $(\theta + (2k + 1)\pi, -\rho)$ représentent la même droite.

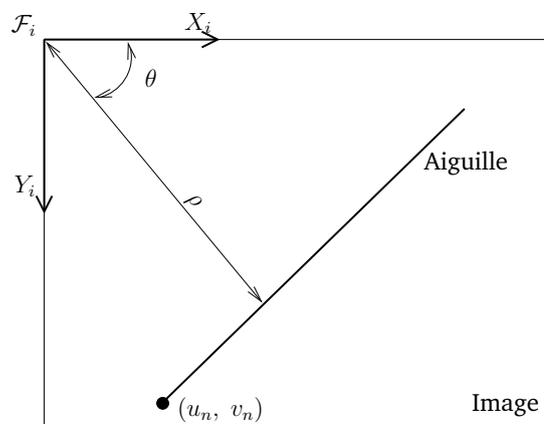


FIG. 3.8 – Paramètres de la direction de l'aiguille.

Transformée de Hough

La transformée de Hough est une méthode classique de détection de droites dans une image inventée en 1962 par Paul Hough [Hou62]. Elle est basée sur le fait qu'une droite dans un plan peut être caractérisée par sa représentation polaire. Pour trouver l'équation de la droite, on opère donc d'après le principe suivant :

- on partitionne l'espace de Hough sous la forme d'un tableau à deux dimensions, chaque dimension correspondant à un des paramètres ρ et θ ;
- pour chaque pixel (u, v) appartenant à un contour, on incrémente les paramètres ρ et θ correspondant ;
- la droite cherchée sera alors celle qui correspond au couple (θ, ρ) qui représente un pic dans l'espace de Hough, une fois que tous les contours auront été examinés.

Dans notre cas, la détection de contour de l'aiguille est caractérisée par la présence de deux pics dans l'espace de Hough. Ces deux droites ont la même valeur de θ puisqu'elles sont parallèles. Par la suite, la droite médiane sera alors caractérisée par la même valeur de θ et de la moyenne de leurs ρ correspondants. La transformée de Hough représente un inconvénient : elle nécessite de discrétiser l'espace des angles avec un pas d'échantillonnage donné. Plus le pas est petit, mieux les contours sont estimés. L'avantage de cette méthode est sans doute sa bonne robustesse contre les discontinuités et les éléments manquants dans une droite.

Régression linéaire

On considère que les deux contours de l'aiguille forment un ensemble de points $\{(u_j, v_j) \text{ avec } j = 1 \cdots n_k\}$ exprimés dans le repère image \mathcal{F}_i . Cette approche consiste à effectuer une régression linéaire sur ces points afin de déterminer directement l'équation de la droite médiane sous sa forme classique :

$$(d) : au + bv + c = 0$$

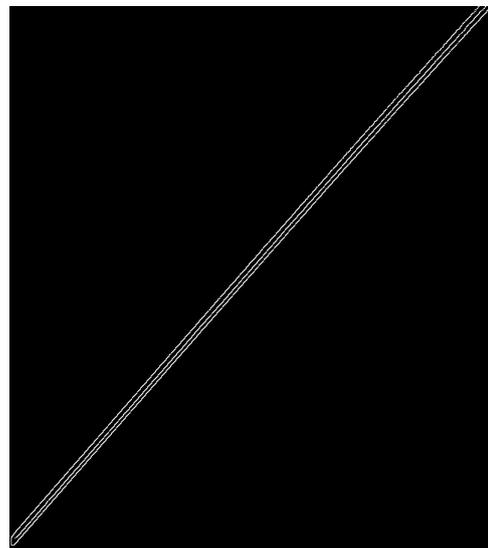
Une normalisation de cette équation est par la suite nécessaire pour retrouver le couple des paramètres (ρ, θ) :

$$\begin{cases} \rho &= -c/\sqrt{a^2 + b^2} \\ \cos \theta &= a/\sqrt{a^2 + b^2} \\ \sin \theta &= b/\sqrt{a^2 + b^2} \end{cases}$$

Le principal avantage de cette méthode réside dans le fait que pour estimer la droite médiane, elle utilise l'ensemble des points du contour. Par conséquent, les paramètres de la droite sont plus précis. Malheureusement, son inconvénient éclipse son avantage. En effet, la droite médiane peut être décalée en raison de la présence des points issus par exemple d'un ombre sur l'aiguille comme le montre la figure 3.9. En imposant une contrainte supplémentaire sur la distance qui sépare deux droites parallèles, la méthode de Hough permet de résoudre cette limitation. Pour cette raison en plus des raisons évoquées ci-dessus, nous avons préféré d'utiliser la méthode de transformée de Hough avec un pas d'échantillonnage des angles très petit.



(a) Image vue par la caméra.



(b) Détection des contours de l'aiguille.

FIG. 3.9 – Zoom sur une image de l'aiguille disposant d'un triple contour dû à la présence d'un ombre sur l'aiguille.

3.4.2 Position de la pointe de l'aiguille

On entend par *pointe de l'aiguille* l'extrémité de l'aiguille le long de sa droite médiane. Deux méthodes ont été proposées pour calculer les coordonnées de cette pointe. La première consiste à

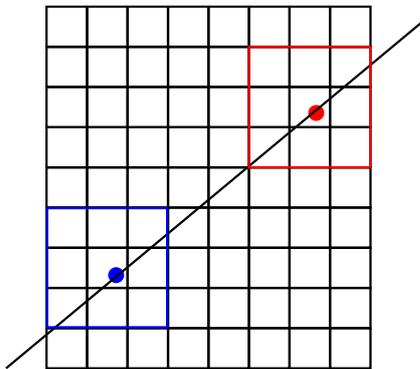
effectuer un gradient le long de la droite médiane. La deuxième méthode nécessite l'estimation du bout de l'aiguille par une forme polynomiale. Dans ce cas de figure, les coordonnées de la pointe correspondent à l'intersection entre la droite médiane et cette forme polynomiale.

Maximum du vecteur gradient

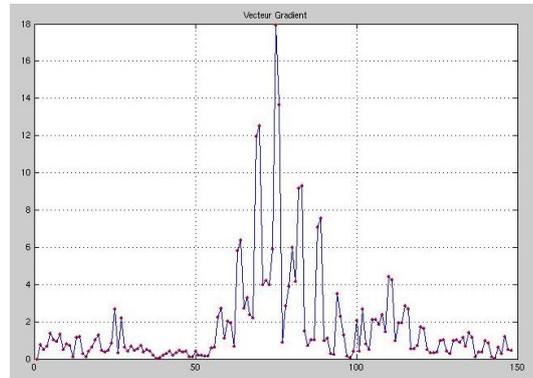
Afin d'extraire avec une grande précision (inférieure à un pixel) la pointe de l'aiguille, la médiane est parcourue avec un pas d'échantillonnage inférieur à 1. Pour chaque point appartenant à cette droite, une valeur de son niveau de gris est calculée en fonction d'une combinaison linéaire pondérée du niveau de gris de ses neuf voisins les plus proches (Fig. 3.10(a)). Le facteur de pondération correspond à la distance qui sépare le point de la médiane à un point de l'image. Ensuite, le vecteur gradient est calculé sur cinq points :

$$\text{gradient} : [1 \ 2 \ 0 \ -2 \ -1]$$

Enfin, le maximum de la valeur absolue de ce vecteur correspond à la pointe de l'aiguille (Fig. 3.10(b)).



(a) Parcours de la droite médiane avec un pas d'échantillonnage et estimation du niveau de gris d'un point à l'aide d'une combinaison linéaire pondérée de ses neuf voisins.



(b) Le vecteur gradient calculé le long de la droite médiane : il fait apparaître un pic qui correspond à l'indice de la position de la pointe de l'aiguille sur la droite médiane.

FIG. 3.10 – Estimation de la position de la pointe à l'aide du vecteur gradient.

Régression polynomiale

Cette approche nécessite la sélection d'une zone autour de l'extrémité de l'aiguille. Ensuite, on estime par régression polynomiale d'ordre n l'équation du polynôme qui passe au mieux par l'ensemble des points. Afin d'effectuer cette régression, un changement de repère s'impose. En effet, une rotation d'angle θ estimé ci-dessus, permet d'aligner l'axe de l'aiguille avec l'axe X_i du repère image. Supposons que la zone de sélection contienne un ensemble de points $\{(u_j, v_j) \text{ avec } j = 1 \dots n_k\}$ exprimés dans le nouveau repère cartésien alors ces points vérifient l'équation polynomiale d'ordre n qui s'écrit sous la forme suivante :

$$y = b_0 + b_1x + b_2x^2 + \dots + b_nx^n$$

Enfin, les coordonnées de la pointe de l'aiguille correspondent à l'intersection de la droite médiane avec le polynôme définissant l'extrémité de l'aiguille. L'inconvénient de cette méthode

réside essentiellement dans la propagation des erreurs de l'estimation de l'angle dans le calcul des points de polynômes. De plus, le nombre des points du bout de l'aiguille est trop faible (en moyenne 50 points comparés à 3000 pour la droite médiane) et ne permet pas une estimation robuste du polynôme. En raison de ces limitations, nous avons préféré la première méthode pour l'estimation des coordonnées de la pointe de l'aiguille.

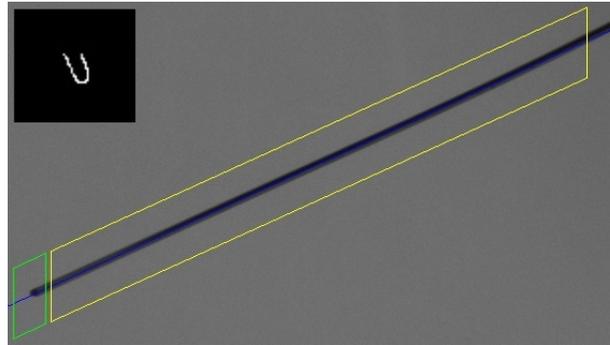
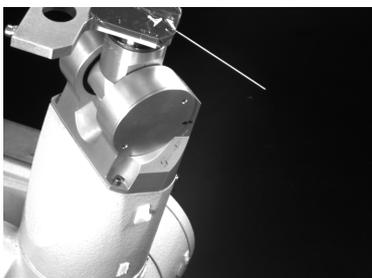


FIG. 3.11 – Zoom sur la zone utilisée pour l'estimation polynomiale de la pointe de l'aiguille.

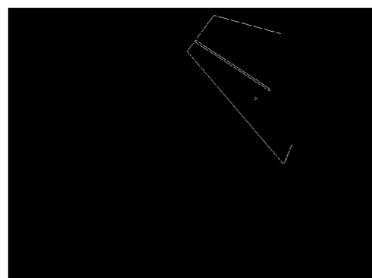
3.4.3 Étapes de la procédure d'extraction des paramètres de l'aiguille

Nous proposons donc d'extraire les paramètres de l'aiguille en trois étapes (Fig. 3.12) :

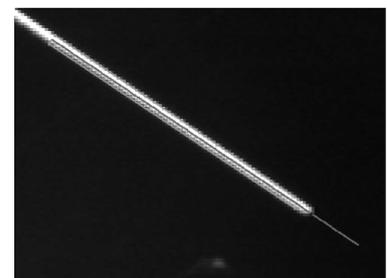
1. détection des contours de l'aiguille en utilisant un détecteur de contours de type Canny [Can86] ;
2. application de la transformée de Hough et calcul de la droite médiane définie par (ρ, θ) ;
3. calcul du vecteur gradient le long de cette droite ;
4. le maximum de la valeur absolue du gradient définit l'indice du point qui correspond à la pointe de l'aiguille définie dans l'image par ces coordonnées (u, v) .



(a) Acquisition d'une image de l'aiguille.



(b) Application du détecteur de contours Canny et estimation de la droite médiane.



(c) Zoom sur l'extraction de la pointe de l'aiguille.

FIG. 3.12 – Différentes étapes de l'extraction des paramètres de l'aiguille : sa direction et les coordonnées de sa pointe.

3.5 Validation de la mire virtuelle

Dans la section 3.3, une nouvelle méthode pour estimer la position de l'aiguille par rapport au repère de l'organe terminal du robot a été présentée. Cependant, pour évaluer son efficacité, nous devons comparer nos résultats à une vérité terrain. À notre connaissance personne n'a proposé à ce jour une méthode pour fournir une vérité terrain pour valider le calibrage de la position d'une aiguille par rapport au poignet d'un robot.

Afin d'évaluer et de valider la précision de notre approche, nous proposons une nouvelle méthodologie pour fournir une vérité terrain de \mathbf{T}_{gn} et de \vec{v} . Un dispositif, composé d'un damier rigidement attaché à l'aiguille (Fig. 3.13), est monté sur l'organe terminal du robot, et est uniquement utilisé pour l'étape de validation. Il fait apparaître un nouveau repère \mathcal{F}_g attaché au damier et deux nouvelles transformations constantes :

1. la transformation \mathbf{T}_{ge} entre \mathcal{F}_g et \mathcal{F}_e ;
2. la transformation \mathbf{T}_{gn} entre \mathcal{F}_g et \mathcal{F}_n .

Ces deux transformations vérifient l'équation suivante :

$$\mathbf{T}_{en} = \mathbf{T}_{eg}\mathbf{T}_{gn}$$

Connaissant les transformations \mathbf{T}_{ge} et \mathbf{T}_{gn} , nous pouvons évaluer la précision de l'estimation de \mathbf{T}_{en} fournie par notre méthode de calibrage. En introduisant cette vérité terrain, la précision de notre approche peut être discutée. La transformation \mathbf{T}_{ge} est évaluée avec une approche classique de calibrage pince/caméra. L'estimation de \mathbf{T}_{ge} avec cette approche classique de calibrage peut être considérée comme une vérité terrain puisque les 154 coins du damier sont extraits avec une précision de l'ordre de 0,1 pixel. La transformation \mathbf{T}_{gn} est déterminée par deux méthodes différentes en utilisant : des dispositifs métrologiques et un système stéréoscopique.

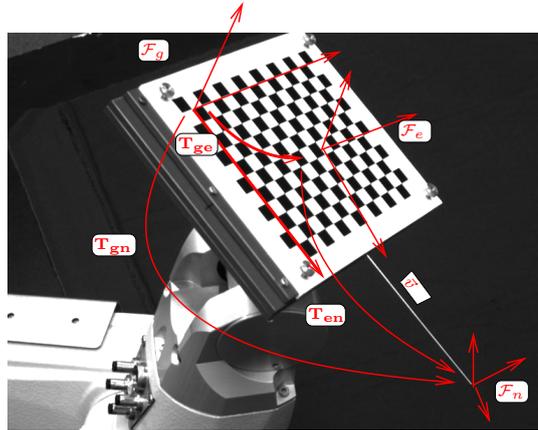


FIG. 3.13 – Le damier de validation fait apparaître un nouveau repère \mathcal{F}_g attaché à la mire. \mathbf{T}_{ge} est évaluée par une approche classique de calibrage pince/caméra. \mathbf{T}_{gn} correspond à la vérité terrain et est déterminée avec deux méthodes.

3.5.1 Estimation de la vérité terrain avec des dispositifs métrologiques

La position du bout de l'aiguille par rapport au repère du damier est mesurée avec un dispositif de métrologie de haute précision. Il s'agit d'un instrument de mesure très précis qui permet

d'effectuer des mesures monodimensionnelles de type hauteur, diamètre, distance et des mesures 2D plus complètes. Généralement, ces dispositifs de métrologie disposent d'une précision de mesure très supérieure à celle fournie par notre système de vision. La position du bout de l'aiguille le long de l'axe de X, Y du damier est estimée avec un projecteur de profil Mitutoyo PJ300 (Fig. 3.14(a)). La mesure dans le plan X, Y est obtenue en alignant visuellement une croix sur les points d'intérêt : le bout de l'aiguille, l'axe de l'aiguille et le damier \mathcal{F}_g . La mesure le long de l'axe de Z est effectuée à l'aide d'une sonde linéaire de profondeur (Mitutoyo Linear Height 600, Fig. 3.14(b)) : une sonde de palpation est approchée jusqu'à ce qu'elle touche le point d'intérêt où la mesure de Z doit être faite. Il est difficile d'utiliser cette sonde pour mesurer la profondeur du bout de l'aiguille car elle engendre des déformations de l'aiguille. Cependant, en avançant la sonde très lentement, nous avons réduit au minimum cette déformation et nous avons réalisé dix mesures qui ont été moyennées pour obtenir des résultats fiables. La mesure du vecteur de translation \mathbf{t}_{gn} de la matrice \mathbf{T}_{gn} (en mm) que nous avons obtenu est la suivante :

$$\mathbf{t}_{gn} = [228,4177 \quad 64,4993 \quad -9,7205]^T$$

Nous rappelons que \mathbf{t}_{gn} correspond à la position de bout de l'aiguille dans \mathcal{F}_g . La précision de la valeur obtenue selon X et Y correspond à la résolution du système métrologique utilisée (0,01 mm). Par contre selon Z , le système de descente fait fléchir l'aiguille et on estime un majorant de l'erreur à 0,3 mm.



(a) Projecteur de profil Mitutoyo PJ300.



(b) Colonne de mesure Mitutoyo H600.

FIG. 3.14 – Estimation de la vérité terrain avec des dispositifs de métrologie.

3.5.2 Estimation de la vérité terrain avec un système stéréoscopique

Pour cette validation, nous avons utilisé un système stéréoscopique calibré (Fig.3.15) associé à un damier de calibrage attaché au repère \mathcal{F}_G dont les coins sont localisés dans le repère de la caméra avec une erreur inférieure à 0,1 mm. Le manipulateur touche différents coins P_i définit dans le repère \mathcal{F}_G du damier de calibrage. Le damier attaché à l'aiguille est observé par les deux caméras quand l'aiguille touche un de ses coins. Dans cette configuration, la transformation \mathbf{T}_{gG} , entre le repère \mathcal{F}_G et le repère \mathcal{F}_g , peut être calculée. Par conséquent, $\mathbf{T}_{gG} \cdot p_i$, où p_i représente la position du coin P_i , est une évaluation de la position de l'aiguille dans le repère \mathcal{F}_g .

Ce processus est réitéré dix fois et la position du bout de l'aiguille dans le repère \mathcal{F}_g est obtenue en moyennant toutes les mesures. La valeur de la translation obtenue est alors :

$$\mathbf{t}_{gn} = [228,5937 \quad 64,7155 \quad -10,1460]^T$$

Pour calibrer l'orientation \vec{v} de l'aiguille, nous calculons pour chaque caméra le plan qui contient l'aiguille et son centre optique. La direction de l'aiguille est l'intersection entre ces deux plans obtenus pour chaque caméra. La direction \vec{v} est alors déterminée d'après une moyenne sur vingt mesures.

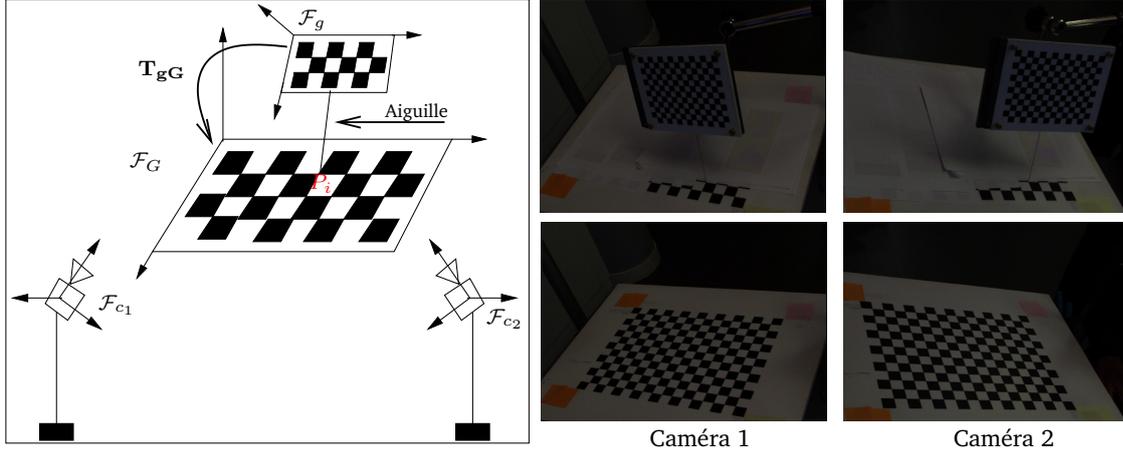


FIG. 3.15 – Estimation de la vérité terrain avec un dispositif stéréoscopique.

La précision du dispositif stéréoscopique dépend de la précision de la localisation des points P_i dans \mathcal{F}_G (estimée à 0,1 mm), du calcul de la position du damier par rapport au repère de la caméra (estimée à 0,15 mm) et du positionnement manuel de l'aiguille sur les coins (erreur de positionnement estimée à 0,3 mm au plus). La précision de mesure par dispositif stéréoscopique est égale à $\sqrt{0,1^2 + 0,15^2 + 0,3^2}$ soit 0,35 mm.

Finalement, on définit la vérité terrain de \mathbf{t}_{gn}^* à l'aide des valeurs X et Y du système métrologie (bonne précision) et en moyennant la valeurs selon Z des deux méthodes :

$$\begin{cases} \mathbf{t}_{gn}^* &= [228,4177 \quad 64,4993 \quad -9,9332]^T \\ \vec{v}^* &= [0,9935 \quad 0,0939 \quad 0,064]^T \end{cases}$$

3.6 Résultats expérimentaux

Les expériences sont effectuées à l'aide d'un robot Staubli Rx60 (répétabilité de $\pm 0,02$ mm) avec une aiguille de diamètre 0,72 mm montée sur l'organe terminal du robot. La scène est observée par la caméra monochromatique JAI A50 de résolution 768×572 pixels. Les paramètres intrinsèques de la caméra comprenant la focale, les coordonnées du point principal et les distorsions sont estimés par la méthode proposée dans [Zha98] avec une erreur de reprojection égale à 0,08 pixel.

3.6.1 Estimation de \mathbf{T}_{ge}

Le damier utilisé pour calculer la transformation \mathbf{T}_{ge} se compose de 154 coins détectés d'une manière subpixelique à l'aide de détecteur de Harris [HS88]. Cette transformation est estimée

avec une bonne précision, l'erreur de reprojection étant inférieure à 0,06 pixel. La transformation \mathbf{T}_{ge} est déterminée à l'aide d'un algorithme classique de calibrage pince/caméra et estimée avec un jeu de données obtenu en déplaçant le robot à $N_r = 10$ configurations. Dans ce cas, le système (3.2) se compose de 45 équations. Dans l'objectif de calculer avec une meilleure précision la transformation \mathbf{T}_{ge} , nous avons utilisé les trois algorithmes : Tsai [TL89], Dornaika [HM95] et Daniilidis [Dan99] basés sur la paramétrisation de la matrice respectivement par axe/angle, quaternion et dual quaternion. Le critère⁴ choisi pour départager les trois méthodes et celui proposé par [Dor95]. Le tableau 3.1 présente une comparaison entre les algorithmes de calibrage pince/caméra basée sur ce critère : la deuxième colonne présente la somme au carré de l'erreur résiduelle de la partie rotation (3.4), la troisième colonne présente l'erreur relative de la partie translation (3.5).

$\mathbf{T}_{ee}\mathbf{T}_{eg} = \mathbf{T}_{eg}\mathbf{T}_{gg}$	$\sum \ \mathbf{R}_{ee}\mathbf{R}_{eg} - \mathbf{R}_{eg}\mathbf{R}_{gg}\ ^2$	$\frac{\sum \ (\mathbf{R}_{ee} - \mathbf{I}_{3 \times 3})\mathbf{t}_{eg} - \mathbf{R}_{eg}\mathbf{t}_{gg} + \mathbf{t}_{ee}\ ^2}{\sum \ \mathbf{R}_{eg}\mathbf{t}_{gg} - \mathbf{t}_{ee}\ ^2}$
Axe/Angle	0,000893	0,000409
Quaternion	0,001080	0,000443
Dual quaternion	0,001235	0,000375

TAB. 3.1 – Comparaison des résultats de la précision de l'estimation de la transformation \mathbf{T}_{ge} .

D'après le tableau 3.1, nous remarquons que les méthodes donnent des résultats relativement similaires. Toutefois, la méthode de Tsai présente un léger avantage. La transformation \mathbf{T}_{ge} obtenue est la suivante :

$$\mathbf{T}_{eg}^* = \begin{bmatrix} 0,999986 & -0,003587 & -0,003966 & 99,257530 \\ 0,003600 & 0,999988 & 0,003364 & 64,046928 \\ 0,003954 & -0,003379 & 0,999986 & -24,739173 \\ 0,000000 & 0,000000 & 0,000000 & 1,000000 \end{bmatrix}$$

La figure 3.16 montre une visualisation des positions de damier utilisées pour le calibrage ainsi que la position de la caméra.

3.6.2 Estimation de \mathbf{T}_{en}

La mire virtuelle est composée de $N_e = 231$ points obtenus par des translations prédéfinies de l'aiguille réalisées par le robot avec un pas fixe égal à 5 mm le long des axes X , Y , Z de \mathcal{F}_n . Afin d'estimer la transformation \mathbf{T}_{en} , 8 mires virtuelles 3D sont réalisées (Fig. 3.17) et les transformations respectives \mathbf{T}_{nc}^i et \mathbf{T}_{be}^i sont calculées pour $i = 1, 2, \dots, 8$. L'erreur $\epsilon(\mathbf{T}_{nc}^{-1})$ de reprojection de la transformation \mathbf{T}_{nc}^i est inférieure à 0,3 pixel. Finalement, toutes les combinaisons sont utilisées et par la suite 28 transformations relatives \mathbf{T}_{ee}^{ij} et \mathbf{T}_{nn}^{ij} sont obtenues et utilisées pour résoudre l'équation (3.2). Le choix de la réalisation de 8 mires virtuelles est le résultat d'un compromis entre le temps nécessaire pour la réalisation d'une mire et le temps dont nous disposons pour effectuer le calibrage de l'aiguille : ce temps correspond globalement au temps nécessaire pour la préparation de la souris et son passage au scanner. Ce temps est estimé en moyenne à 40 min. En général, l'utilisation d'un damier d'étalonnage sous la forme de deux plans perpendiculaires est préférable. Pour des mires réelles, il est difficile d'avoir deux

⁴La norme d'une matrice correspond au maximum de ses valeurs singulières.

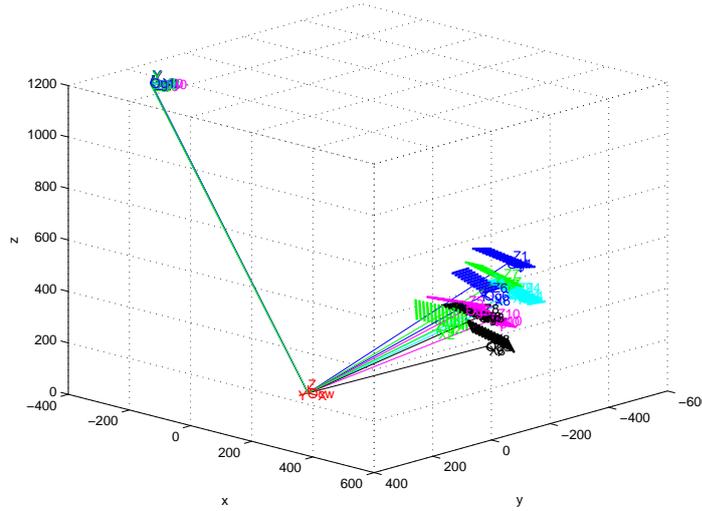


FIG. 3.16 – Positions des damiers utilisées pour la calibration pince/caméra ainsi que la position de la caméra. L'ensemble des repères sont référencés par rapport au repère de base du robot.

plans parfaitement perpendiculaires. Le robot grâce à sa précision de déplacement relatif offre la possibilité d'avoir un damier à deux plans perpendiculaires. Le nombre de points choisi permet également d'avoir une bonne estimation de la transformation \mathbf{T}_{nc} et surtout en présence de bruit sur l'extraction des paramètres de l'aiguille. Nous avons appliqué le critère expliqué ci-dessous sur la transformation \mathbf{T}_{en} et les résultats obtenus sont :

$$\begin{cases} \sum \|\mathbf{R}_{ee}\mathbf{R}_{en} - \mathbf{R}_{en}\mathbf{R}_{nn}\|^2 & = 0,000560 \\ \frac{\sum \|(\mathbf{R}_{ee} - \mathbf{I}_{3 \times 3})\mathbf{t}_{en} - \mathbf{R}_{en}\mathbf{t}_{nn} + \mathbf{t}_{ee}\|^2}{\sum \|\mathbf{R}_{en}\mathbf{t}_{nn} - \mathbf{t}_{ee}\|^2} & = 0,001428 \end{cases}$$

Nous avons également résolu l'équation (3.2) avec les données de la mire virtuelle, en utilisant la méthode de Tsai [TL89] et directement sans utiliser la connaissance que sa matrice de rotation est égale l'identité. Le résultat obtenu montre que cette matrice est proche de la matrice d'identité et que $\|\mathbf{R}_{en} - \mathbf{I}_{3 \times 3}\| = 0,003604$.

$$\mathbf{R}_{en} = \begin{bmatrix} 0,999997 & 0,001678 & -0,001846 \\ -0,001679 & 0,999998 & -0,000518 \\ 0,001845 & 0,000521 & 0,999998 \end{bmatrix}$$

En représentation de quaternion $[q_0 \ q_x \ q_y \ q_z]$, cette différence est la suivante :

$$\delta q = [-0.000001 \ 0.000500 \ -0.000866 \ -0.000866]$$

Cette faible erreur de rotation se propage dans l'estimation du vecteur translation et engendre une erreur en terme de ce vecteur de l'ordre de 0,47 mm.

Dans le but de s'assurer de la précision de nos résultats, nous avons évalué le birapport entre les points de la mire virtuelle. En effet, le pas du robot étant fixe, le birapport entre quatre points adjacents dans le repère \mathcal{F}_n de la mire virtuelle est égale à $4/3$ d'après l'équation (2.1) :

$$(m_i, m_{i+1}; m_{i+2}, m_{i+3}) = \frac{\overline{m_i m_{i+2}} \ \overline{m_{i+1} m_{i+3}}}{\overline{m_{i+1} m_{i+2}} \ \overline{m_i m_{i+3}}} = \frac{2d \ 2d}{d \ 3d} = \frac{4}{3}$$

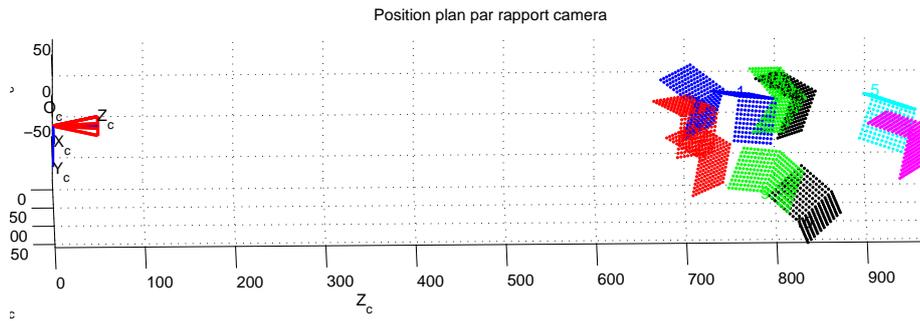


FIG. 3.17 – Positions des mires virtuelles utilisées pour la calibration de la pointe de l’aiguille par rapport à la caméra.

Le tableau 3.2 résume les résultats obtenus avec les différentes mires utilisées pour le calibrage de la position de l’aiguille par rapport au robot. On remarque que les résultats sont également satisfaisants et on peut conclure que les coordonnées de la pointe de l’aiguille sont bien extraites dans l’image.

	Mire 1	Mire 2	Mire 3	Mire 4
birapport	1.331 ± 0.020	1.330 ± 0.021	1.335 ± 0.048	1.333 ± 0.023
	Mire 5	Mire 6	Mire 7	Mire 8
birapport	1.334 ± 0.103	1.333 ± 0.015	1.332 ± 0.018	1.332 ± 0.016

TAB. 3.2 – La moyenne et l’écart type du birapport calculés pour les différentes mires virtuelles utilisées pour le calibrage de la position de l’aiguille par rapport au robot.

3.6.3 Précisions des mesures réalisées

On propose deux essais différents pour vérifier la précision de notre approche. Le premier essai consiste à comparer \mathbf{T}_{en} obtenue par notre approche et celle obtenue par la vérité terrain soit $\mathbf{T}_{eg}^* \mathbf{T}_{gn}^*$. Pour le deuxième essai, le damier et le bout de l’aiguille doivent être observés simultanément par la caméra. Pour chaque position du robot, la direction et la position de la pointe de l’aiguille données par notre algorithme de calibrage sont exprimées dans le repère \mathcal{F}_c de la caméra.

Estimation de \mathbf{T}_{en}

Nous disposons de la transformation \mathbf{T}_{en} et des deux vérités terrains des transformations \mathbf{T}_{eg}^* et \mathbf{T}_{gn}^* . Nous pouvons alors calculer la relation suivante :

$$\mathbf{T}_{en} \cdot (\mathbf{T}_{eg}^* \cdot \mathbf{T}_{gn}^*)^{-1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0,6179 \\ 0 & 1 & 0 & 0,2648 \\ 0 & 0 & 1 & 0,1928 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Ce résultat montre que la norme de l’erreur est inférieure à 0,7 mm. Par contre, cette validation ne permet pas d’avoir une estimation de la précision de notre approche. En effet, nous ne dis-

posons pas d'une estimation de la précision de la transformation \mathbf{T}_{eg} . De plus, nous ne pouvons pas estimer la précision de la direction de l'aiguille.

Estimation de la position de l'aiguille dans \mathcal{F}_c

Cette expérience permet d'estimer la précision de notre approche et nécessite que la caméra observe simultanément le damier et l'aiguille pour une position donnée du robot. Pour cette position, une mire virtuelle est acquise qui nous permet d'avoir la position de la pointe de l'aiguille ainsi que sa direction dans le repère de la caméra. Dans cette position, la transformation \mathbf{T}_{gc} entre le repère du damier \mathcal{F}_g et celui de la caméra est également calculée après l'extraction des sommets du damier. Enfin, l'estimation de la vérité terrain de la position et de l'orientation de la pointe de l'aiguille est calculée comme suit : la position de bout de l'aiguille est donnée par le vecteur de translation $\mathbf{T}_{cg}\mathbf{T}_{gn}^*$ et l'orientation de l'aiguille par $\mathbf{T}_{cg}\vec{v}^*$. Nous avons obtenu l'écart type suivant entre l'estimation de la vérité terrain de la position du bout de l'aiguille et celle fournie par notre algorithme de calibrage moyennée sur 20 acquisitions du couple damier/aiguille :

$$\text{erreur moyenne : } \begin{cases} X = 0,2039 \\ Y = 0,0603 \\ Z = 0,1798 \end{cases}$$

L'erreur euclidienne sur la position du bout de l'aiguille est de l'ordre de 0,2785 mm. L'erreur d'orientation est estimée à 0,1 degrés. De plus, ce deuxième résultat permet de fournir une approximation de la précision de notre approche à partir de la précision de la vérité terrain. En effet, les transformations \mathbf{T}_{gn} et \mathbf{T}_{gc} sont estimées avec une erreur équivalente à 0,3 mm et 0,15 mm. Par conséquent la précision de la vérité terrain est égale à $\sqrt{0,3^2 + 0,15^2} = 0,34$ mm. Nous pouvons donc conclure que la précision de notre approche de calibrage est comparable à celle fournie par les dispositifs métrologiques.

3.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé une méthode de calibrage de l'aiguille par rapport au robot d'une manière automatique et indépendante de type de l'aiguille. Cette approche nécessite la création d'une mire virtuelle obtenue à partir de l'extraction des paramètres de l'aiguille dans l'image. Cette mire est le résultat de déplacement du robot avec un pas fixe le long de ces axes X , Y et Z . Pour chaque déplacement relatif, la pointe de l'aiguille ainsi que sa direction sont extraites. Nous avons également mis en place un ensemble de tests pour valider la précision de notre approche en la comparant à une vérité terrain déterminée à l'aide de dispositifs de métrologie et d'un dispositif de vision stéréoscopique. Les résultats expérimentaux montre une précision de l'ordre de 0,2785 mm. Cette précision additionnée aux différentes erreurs de recalage est préjudiciable à la qualité du geste. De plus, quand l'aiguille atteint la position désirée, nous ne disposons d'aucun moyen pour améliorer sa position sauf si nous créons une nouvelle mire virtuelle à cette position. Or ceci est matériellement impossible car la cible est définie sous la peau et nous ne pouvons pas amener notre aiguille directement à cette position. Cette méthode malgré ses avantages ne permet pas de répondre complètement à notre besoin. Toutefois, elle peut être utilisée pour d'autres applications dès l'instant que l'outil du système dispose de points facilement détectables dans l'image.

Chapitre 4

Recalage caméras-robot avec asservissement visuel 2D

Sommaire

4.1	Introduction	71
4.2	Vision stéréoscopique	72
4.3	Asservissement visuel	73
4.4	Loi de commande	77
4.5	Asservissement visuel stéréoscopique	79
4.6	Calibrage aiguille/robot	79
4.7	Résultats de simulation et expérimentaux	83
4.8	Conclusion	91

4.1 Introduction

Dans le précédent chapitre, nous avons proposé une méthode pour estimer précisément l'attitude de l'aiguille par rapport au robot. Les résultats obtenus ne permettaient néanmoins pas d'atteindre les précisions souhaitées. Dans l'état de l'art concernant le calibrage de l'aiguille, nous avons exposé des méthodes qui permettent de positionner directement l'aiguille par rapport à une cible sans connaître précisément sa configuration par rapport au robot. Ces méthodes se basent sur un asservissement visuel de l'aiguille à partir des images scanner [NBL⁺00, BNL⁺00, PSW⁺00]. Nous proposons donc de développer une méthode pour positionner notre aiguille par rapport à la cible basée sur cette approche. Toutefois, l'utilisation d'une seule caméra ne permet pas de réaliser un asservissement visuel de l'aiguille suivant toutes les directions. Pour cette raison, nous avons amélioré notre dispositif expérimental en optant pour un système stéréoscopique.

Ce chapitre est décomposé de la manière suivante. Dans la section 4.2, nous introduisons brièvement la vision stéréoscopique (reconstruction et contraintes). Nous décrivons dans la section 4.3, un état l'art consacré à l'asservissement visuel. Cette étude couvre le choix des paramètres visuels, le calcul de la matrice d'interaction et la loi de commande. La section 4.6 est consacrée à la présentation de notre démarche : le choix des paramètres visuels et la loi de commande. Enfin, nous exposons nos résultats de simulation ainsi que nos résultats expérimentaux (section 4.7).

4.2 Vision stéréoscopique

En vision par ordinateur, il existe plusieurs méthodes pour obtenir une reconstruction tridimensionnelle de la scène observée. Dans le deuxième chapitre, nous avons utilisé une de ces techniques basée sur la projection de lumière structurée. Une deuxième approche est largement répandue : il s'agit de la reconstruction stéréoscopique. Elle nécessite l'utilisation d'au moins deux caméras. Dans la suite, on va concentrer notre étude sur les dispositifs stéréoscopiques composés de deux caméras, connus également sous le nom de dispositif binoculaire. La détermination des coordonnées 3D d'un point d'une scène observée par les caméras passe obligatoirement par l'identification de ce point dans les différentes images. En d'autres termes, la phase de reconstruction est précédée de l'étape d'appariement ou de la mise en correspondance entre des points d'intérêt détectés dans les différentes images. La mise en correspondance peut se heurter à plusieurs problèmes. Premièrement, le choix des primitives images doit être fait judicieusement. En effet, la propriété de cette primitive doit permettre une mesure de ressemblance et une possibilité de reconstruction 3D. Parmi les primitives les plus utilisées, on peut citer les points de contours ou des segments. Deuxièmement, la position relative des deux caméras fait apparaître une disparité entre les deux images. Comme la scène n'est pas observée de la même manière par les deux caméras, certains éléments peuvent être occultés ou tout simplement hors du champ de vue d'une des deux caméras. Finalement, la scène peut être composée de plusieurs objets de formes et de tailles similaires qui peuvent perturber l'étape d'appariement. Plusieurs méthodes existent pour résoudre le problème de mise en correspondance. Elles dépendent de la nature de la primitive. Des contraintes géométriques sur la position d'un correspondant peuvent être utilisées pour réduire le nombre de correspondants potentiels. La contrainte la plus célèbre est certainement la contrainte épipolaire. Les autres contraintes sont les contraintes d'orientation, d'ordre (les points ne sont pas forcément dans le même ordre dans les deux images), d'unicité, de disparité (les tailles et distances ne sont pas les mêmes d'une image à l'autre) et de caractéristiques (coins, jonctions).

Il faut noter également que la reconstruction 3D à partir d'un système stéréoscopique nécessite une phase d'étalonnage. Nous consacrons le paragraphe 4.2.1 au développement de cette étape. Nous détaillons dans le paragraphe 4.2.2 la contrainte épipolaire.

4.2.1 Étalonnage du dispositif stéréoscopique

L'étalonnage d'un dispositif stéréoscopique se déroule généralement en deux phases. La première consiste à identifier les paramètres intrinsèques de chaque caméra. La méthode retenue consiste à prendre des vues successives de la même mire d'étalonnage pour des positions et orientations différentes. La deuxième phase nécessite que les deux caméras observent le même damier également pour plusieurs positions et orientations différentes. L'objectif de cette phase est de définir un repère commun pour les deux caméras, connu sous le nom du repère stéréoscopique \mathcal{F}_w , et d'identifier la transformation rigide entre les deux caméras (Fig. 4.1). On va désigner par les indices g et d respectivement la caméra de gauche et droite.

4.2.2 Contrainte épipolaire

La contrainte épipolaire est une contrainte géométrique qui permet de restreindre la zone de recherche du correspondant d'un point de l'image de gauche dans l'image de droite ou l'inverse (Fig. 4.1). Elle réduit l'ensemble des correspondants potentiels d'un point à une droite dans

l'image. L'intersection de la droite $(C_d C_g)$ avec les plans images de chaque caméra définit les épipoles e_d et e_g respectivement dans la caméra droite et gauche. Ce point correspond donc à la projection du centre optique d'une caméra dans le plan image de la deuxième caméra. La droite épipolaire est unique pour un point M et formée par l'épipole et la projection m du point dans l'image. Les droites épipolaires dans une image passent toutes par les épipoles. Lorsque les deux plans images des caméras sont parallèles, alors les droites épipolaires sont parallèles et les épipoles sont à l'infini. Enfin, la contrainte épipolaire introduit une matrice constante : la *matrice fondamentale* $\mathbf{F} \in \mathcal{R}^{3 \times 3}$ qui vérifie l'équation suivante :

$$\tilde{m}_g \mathbf{F} \tilde{m}_d = 0 \quad (4.1)$$

avec m_g et m_d sont les projections d'un point M de la scène respectivement dans la caméra gauche et la caméra droite. \tilde{m}_g et \tilde{m}_d désignent leurs coordonnées homogènes respectives. La matrice \mathbf{F} est de rang deux et vérifie :

$$\begin{cases} \mathbf{F} e_g = 0 \\ \mathbf{F} e_d = 0 \end{cases}$$

Elle peut être déterminée à partir d'au moins huit points images mis en correspondance.

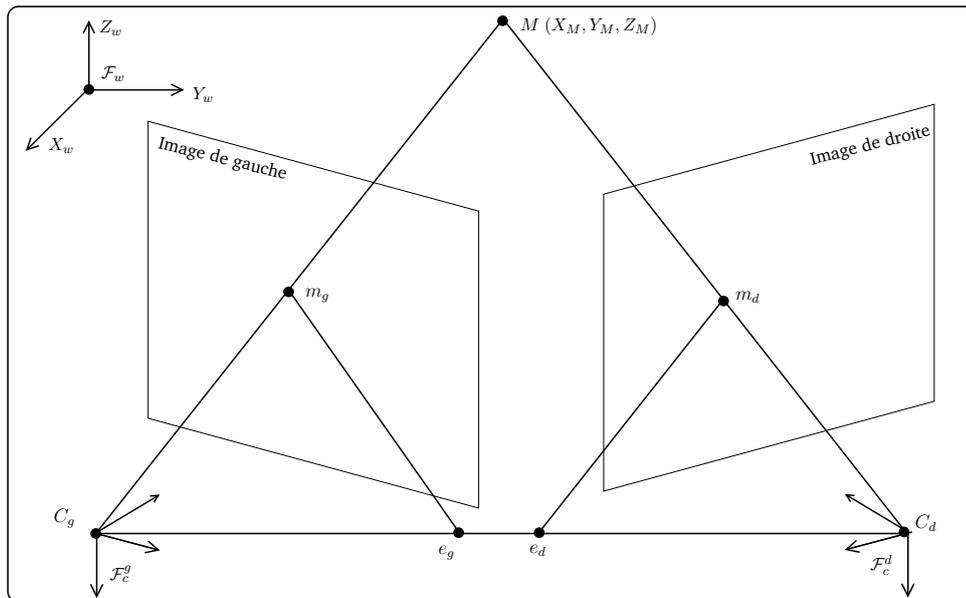


FIG. 4.1 – Définition des repères pour la vision stéréoscopique. La géométrie épipolaire : e_d et e_g sont les épipoles, C_d et C_g sont les centres optiques, $C_d C_g M$ est le plan épipolaire défini par M , et $(m_d e_d)$ et $(m_g e_g)$ sont les droites épipolaires.

4.3 Asservissement visuel

L'asservissement visuel consiste à commander un robot à l'aide des informations visuelles observées dans la scène et issues d'une ou de plusieurs caméras [WSN87, Cor94, HHC96, Hag97]. En effet, il permet d'amener le robot d'une configuration initiale vers une configuration désirée ou de référence en fonction des paramètres visuels vus par la ou les caméra(s). On suppose que

le robot a convergé vers la configuration désirée quand les informations visuelles coïncident avec celles de référence. L'asservissement visuel peut être vu comme la minimisation d'une fonction $e(q, t)$ qui dépend des articulations q du robot et du temps t et définie typiquement sous la forme [Cha02] :

$$e(q, t) = \mathbf{s}(\mathbf{r}(t)) - \mathbf{s}^* \quad (4.2)$$

avec \mathbf{s} un ensemble de k informations visuelles dépendant de $r(t)$, la position relative entre la caméra et son environnement à un instant t . \mathbf{s}^* représente les informations visuelles de référence.

Si on note \mathcal{T}_c la vitesse de la caméra, exprimée dans son repère, $\mathcal{T}_c = (\mathbf{v}_c, \omega_c)$ avec \mathbf{v}_c et ω_c exprimant respectivement la vitesse linéaire et angulaire de la caméra, alors on obtient la relation suivante entre la dérivée temporelle de \mathbf{s} et \mathcal{T}_c :

$$\dot{\mathbf{s}} = \mathbf{L}_s \mathcal{T}_c \quad (4.3)$$

avec \mathbf{L}_s une matrice de dimension $k \times 6$, appelée *matrice d'interaction* associée à \mathbf{s} encore appelée aussi *matrice jacobienne image*. Dans le cas où la cible est statique, $\dot{\mathbf{s}}^* = 0$, alors d'après les équations (4.2) et (4.3), on a la relation suivante :

$$\dot{\mathbf{s}} = \mathbf{L}_s \mathcal{T}_c \quad (4.4)$$

L'équation (4.3) est développée afin d'exprimer une relation entre $\dot{\mathbf{s}}$ et la vitesse des variables articulaires $\dot{\mathbf{q}}$. Deux configurations sont alors possibles :

1. caméra embarquée : la relation entre $\dot{\mathbf{s}}$ et $\dot{\mathbf{q}}$ est donnée par l'équation (4.5) :

$$\dot{\mathbf{s}} = \mathbf{L}_s \mathbb{T}_{ce} \mathbf{J}_e(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} \quad (4.5)$$

avec \mathbf{J}_e est le jacobien du robot exprimé dans le repère \mathcal{F}_e de son organe terminal et \mathbb{T}_{ce} la matrice de passage du torseur cinématique du repère caméra \mathcal{F}_e au repère \mathcal{F}_c :

$$\mathbb{T}_{ce} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{ce} & [\mathbf{t}_{ce}]_{\times} \mathbf{R}_{ce} \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{R}_{ce} \end{bmatrix}$$

avec $[\mathbf{t}_{ce}]_{\times}$ matrice antisymétrique du vecteur translation.

Cette matrice est constante, et peut être estimée en fonction des algorithmes de calibrage outil/robot développés dans le chapitre 3 ;

2. caméra déportée : la relation entre $\dot{\mathbf{s}}$ et $\dot{\mathbf{q}}$ est donnée par l'équation (4.6) :

$$\dot{\mathbf{s}} = -\mathbf{L}_s \mathbb{T}_{ce} \mathbf{J}_e(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} \quad (4.6)$$

La seule différence par rapport à l'équation (4.5) réside dans le signe $-$ qui reflète l'inversion du sens de déplacement par rapport à la caméra [Cha02]. La relation (4.6) peut être simplifiée afin d'éviter de calculer la matrice \mathbb{T}_{ce} à chaque itération (cette matrice n'est plus une constante). L'introduction du repère de base du robot permet de simplifier l'équation (4.6) car la caméra est fixe par rapport à la base du robot.

$$\dot{\mathbf{s}} = -\mathbf{L}_s \mathbb{T}_{cb} \mathbb{T}_{be} \mathbf{J}_b(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}}$$

avec $\mathbf{J}_b(\mathbf{q})$ le jacobien du robot exprimé dans son repère de base \mathcal{F}_b , \mathbb{T}_{cb} constante qui peut être calculée à l'aide des algorithmes de calibrage outil/robot [HM95] et \mathbb{T}_{be} qui peut être calculée à l'aide du modèle géométrique du robot.

Dans la littérature, on distingue principalement trois catégories d'asservissement visuel : l'asservissement visuel 3D (*position-based control*), l'asservissement visuel 2D (*image-based control*) et l'asservissement visuel 2D 1/2. La différence entre ces catégories réside principalement dans la définition des paramètres visuels. Ces lois de commande peuvent être appliquées pour les deux configurations : la caméra embarquée et la caméra déportée.

Notre objectif est d'effectuer un asservissement visuel basé sur l'aiguille. L'attitude de référence que doit atteindre le robot est définie à partir du recalage entre le modèle 3D issue des images scanner et le modèle issu de la reconstruction 3D par lumière structurée (chapitre 2). En effet, le biologiste va sélectionner dans les images scanner deux points : le point d'entrée au niveau de la peau et la cible à atteindre (un organe sous la peau). A l'aide des informations d'étalement du dispositif stéréoscopique, cette information peut être projetée dans les deux images. Par la suite, on dispose dans chaque image de deux points qui définissent une demi-droite : la tumeur correspond à la position finale de la pointe de l'aiguille, la demi-droite correspond à la direction de l'aiguille. Dans une image caméra, l'aiguille est représentée, rappelons-le, par les coordonnées de sa pointe et les paramètres de sa droite médiane. L'asservissement visuel doit guider alors le robot pour que les paramètres de l'aiguille coïncident avec ceux sélectionnés par le biologiste. Nous présentons dans la suite les différentes catégories d'asservissement visuels afin de motiver notre choix. Pour plus de détails, le lecteur pourra se référer aux travaux suivants [Cha02, CH06, CH07].

4.3.1 En 3D

En asservissement 3D, la référence est exprimée directement dans l'espace cartésien à la suite d'une phase de reconstruction ou de localisation 3D (Fig. 4.2). Son principal avantage est de permettre la définition d'une loi de commande dans un repère de référence indépendant des caméras. Malheureusement, cette approche est très sensible aux erreurs de mesure et spécialement celle de l'estimation de la profondeur. Pour pallier ce problème, il faut avoir une bonne estimation des paramètres intrinsèques des caméras et surtout pouvoir mettre en correspondance, avec précision, les informations extraites des deux images.

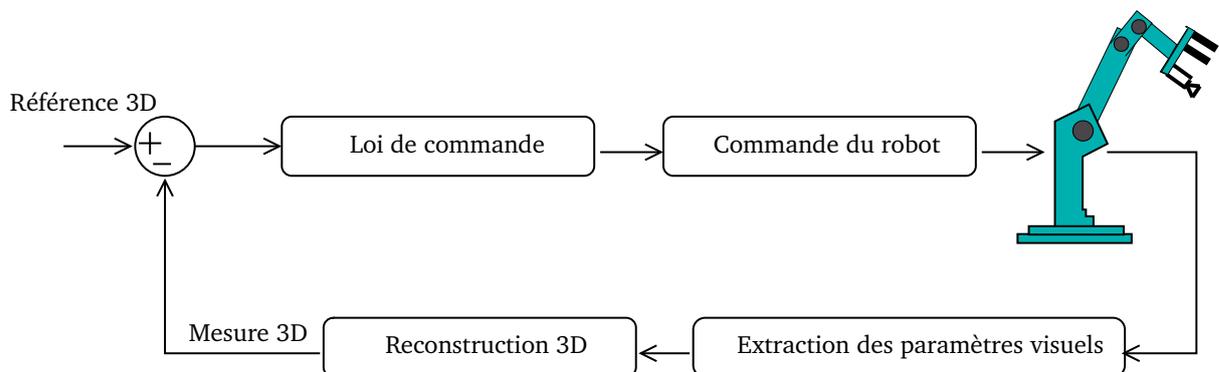


FIG. 4.2 – Asservissement visuel 3D.

4.3.2 En 2D

En asservissement 2D, la référence est exprimée directement dans le repère image en utilisant des primitives géométriques paramétrable (point, droite, cercle, cylindre, ellipse, ...) (Fig. 4.3). Cette approche permet de s'affranchir de l'étape de reconstruction 3D de la cible ce qui représente son principal avantage comparé à l'asservissement visuel 3D. Elle possède donc une bonne robustesse aux erreurs d'étalonnage. Son principal inconvénient est issu de son avantage : puisque le contrôle se déroule dans l'image, on n'a pas forcément un bon comportement du robot en 3D.

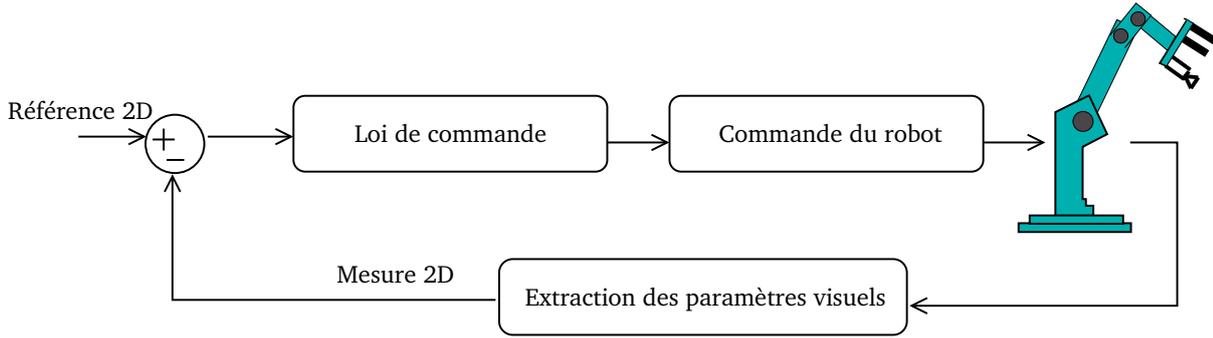


FIG. 4.3 – Asservissement visuel 2D.

Matrice d'interaction d'un point

Si on note par (x_m, y_m) les coordonnées d'un point $M(X_M, Y_M, Z_M)$ exprimées respectivement dans le repère caméra \mathcal{F}_c alors la matrice d'interaction associée à un point est :

$$\dot{\mathbf{s}} = \begin{bmatrix} \dot{x}_m \\ \dot{y}_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{-1}{Z_M} & 0 & \frac{x_m}{Z_M} & x_m y_m & -(1 + x_m^2) & y_m \\ 0 & \frac{-1}{Z_M} & \frac{y_m}{Z_M} & 1 + y_m^2 & -x_m y_m & -x_m \end{bmatrix} \mathcal{T}_c = \mathbf{L}_{x_m y_m} \mathcal{T}_c$$

Généralement, les données de la caméra sont exprimées en pixels. Si on néglige la distorsion, on utilise la relation suivante :

$$\begin{bmatrix} u_m \\ v_m \\ 1 \end{bmatrix} \simeq \begin{bmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_m \\ y_m \\ 1 \end{bmatrix}$$

avec α_u et α_v le grandissement en pixel selon les deux directions et (u_0, v_0) les coordonnées du point principal. On obtient alors la matrice d'interaction associée aux coordonnées d'un point exprimées en pixels :

$$\mathbf{L}_{u_m v_m} = \begin{bmatrix} \alpha_u & 0 \\ 0 & \alpha_v \end{bmatrix} \mathbf{L}_{x_m y_m}$$

La matrice $\mathbf{L}_{x_m y_m}$ fait apparaître des termes en fonction de Z_M qui correspond à la profondeur du point le long de l'axe optique. Pour utiliser ce type de matrice d'interaction, la profondeur doit être estimée.

Matrice d'interaction d'une droite

Il existe plusieurs représentations des droites dans le plan [And99]. Toutefois, nous allons nous intéresser uniquement à la représentation d'une droite (d) dans l'image par les paramètres de Hough (4.7) puisqu'elle correspond à notre représentation de l'aiguille.

$$\mathbf{s} = \begin{bmatrix} \theta \\ \rho \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

En différenciant l'équation (4.7), on obtient :

$$\dot{\mathbf{s}} = \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ \dot{\rho} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_\theta \\ \mathbf{L}_\rho \end{bmatrix} \mathcal{T}_c$$

avec :

$$\begin{aligned} \mathbf{L}_\theta &= \begin{bmatrix} \lambda_\theta \cos \theta & \lambda_\theta \sin \theta & -\lambda_\theta \rho & -\rho \cos \theta & -\rho \sin \theta & -1 \end{bmatrix} \\ \mathbf{L}_\rho &= \begin{bmatrix} \lambda_\rho \cos \theta & \lambda_\rho \sin \theta & -\lambda_\rho \rho & (1 + \rho^2) \sin \theta & -(1 + \rho^2) \cos \theta & 0 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

et $\lambda_\rho = (a_i \rho \cos \theta + b_i \rho \sin \theta + c_i)/d_i$ et $\lambda_\theta = (a_i \sin \theta - b_i \cos \theta)/d_i$. (a_i , b_i , c_i , d_i) sont les coefficients de l'équation des deux plans qui définissent la droite (d) et qui ne passent pas par l'origine [Cha02].

4.3.3 En 2D et 1/2

En asservissement visuel 2D1/2, l'information visuelle est à la fois exprimée dans le repère image (2D) et dans le repère de référence (3D) [MC00]. Cette méthode est connue également sous le nom d'asservissement visuel hybride. Elle est basée sur l'estimation de l'homographie entre l'image courante et l'image désirée. A partir de cette matrice, il est possible de calculer le déplacement en rotation que la caméra doit effectuer pour atteindre la pose désirée. La translation peut être calculée par exemple en fonction de l'erreur des coordonnées d'un point de l'image. L'avantage de cette approche est de pouvoir séparer la rotation et la translation de la caméra, et d'obtenir découplage de la loi de commande. De plus, la connaissance du modèle géométrique 3D de l'objet n'est plus nécessaire et une estimation grossière de la profondeur d'un point de l'objet suffit.

4.4 Loi de commande

La définition de la loi de commande est indépendante de la fonction des tâches et des paramètres visuels utilisés pour l'asservissement. Dans la littérature, plusieurs lois de commande ont été proposées : non linéaire, optimal de type LQ [Cha02], prédictive [Gan99]. Toutefois, la loi de commande la plus simple consiste à réaliser une décroissance exponentielle de la fonction de tâche e :

$$\dot{e} = -\lambda e \quad (4.8)$$

avec λ une constante positive. On définit la loi de commande suivante :

$$\mathcal{T}_c = -\lambda \widehat{\mathbf{L}}_s^+ e \quad (4.9)$$

avec $\widehat{\mathbf{L}}_s^+$ une estimation de la pseudo-inverse de \mathbf{L}_s de dimension $6 \times k$. En remplaçant \mathcal{T}_c par son expression (4.4) alors l'équation (4.9) s'écrit sous cette forme :

$$\dot{e} = -\lambda \mathbf{L}_s \widehat{\mathbf{L}}_s^+ e$$

En comparant cette relation avec celle obtenue dans l'équation (4.8), on peut confirmer qu'une décroissance exponentielle n'est possible que seulement si $\widehat{\mathbf{L}}_s^+$ est l'inverse de \mathbf{L}_s donc dans le cas où $k = 6$. La condition de stabilité de cette loi de commande est la condition de positivité :

$$\mathbf{L}_s \widehat{\mathbf{L}}_s^+ > 0$$

4.4.1 Estimation de la matrice d'interaction

Les méthodes exposées dans la section 4.3 passent par un calcul de la matrice d'interaction à chaque itération à travers son expression analytique et nécessite dans certains cas une estimation de la profondeur des éléments suivis. D'après les équations (4.5) et (4.6), ces approches nécessitent de plus le calcul de la jacobienne du robot à chaque itération. Elles nécessitent également une phase de calibrage, généralement effectuée hors ligne, afin d'estimer l'attitude relative entre le robot et la caméra. Toutefois, un calibrage du système complet (robot, caméra, outils) même grossier n'est pas toujours possible et/ou souhaitable. En effet, les paramètres du robot peuvent changer avec le temps d'une part et d'autre part les paramètres du système de vision peuvent également évoluer (changement de caméra, focale). Pour l'ensemble de ces raisons, un calcul parfait de la fonction de tâche peut être très difficile, voire même impossible dans la pratique.

Plusieurs méthodes ont été développées pour remédier à ces limitations. Elles proposent d'estimer directement la matrice d'interaction. Ces méthodes sont basées généralement sur l'apprentissage [HA94]. L'avantage est d'apprendre l'ensemble du système : robot plus dispositif de vision avec ses imprécisions et ses imperfections. En effet, aucune connaissance a priori du modèle du système caméra-robot n'est nécessaire pour réaliser l'asservissement. Plus récemment d'autres équipes ont proposé des techniques d'estimation en ligne de la matrice d'interaction à partir de méthodes itératives [HCM95] ou à l'aide de réseaux de neurones [YKD97]. D'autres méthodes suggèrent d'apprendre directement l'inverse de la matrice d'interaction, au lieu de calculer la matrice jacobienne [LJDC04]. Toutefois, il faut noter que pour cette approche, l'estimation de l'inverse de matrice se déroule hors-ligne. Dans certaines méthodes, la matrice d'interaction (ou sa pseudo-inverse) n'est valable qu'autour d'un point de fonctionnement.

La méthode proposée dans [LJDC04] consiste à faire déplacer le robot avec des petites variations aléatoires δq_i selon les différentes articulations du robot et d'observer la variation δs_i dans l'image des informations visuelles utilisées durant l'asservissement. Le nombre de ces déplacements doit être supérieur au nombre des informations visuelles. Finalement, le système à résoudre est un système linéaire qui peut s'écrire sous la forme (4.10) et peut être résolu numériquement au sens des moindres carrés. Il permet d'avoir directement la matrice d'interaction inverse, valable localement, qui va être utilisée pour la loi de commande.

$$\widehat{\mathbf{L}}_s^+ \Delta s = \Delta q \quad (4.10)$$

4.5 Asservissement visuel stéréoscopique

L'utilisation d'un système de vision stéréoscopique offre la possibilité de réaliser des asservissements visuels 2D ou 3D. Dans le cadre d'un asservissement 2D, la matrice d'interaction est obtenue par la superposition des informations observées dans chaque caméra. Dans ce contexte, on a :

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{s}}_d &= \mathbf{L}_s^d \mathcal{T}_d \\ \dot{\mathbf{s}}_g &= \mathbf{L}_s^g \mathcal{T}_g \end{cases}$$

avec \mathcal{T}_d et \mathcal{T}_g les torseurs cinématiques respectivement de la caméra droite et gauche. Si on choisit de ramener cette information dans un repère commun, par exemple le repère stéréoscopique \mathcal{F}_w , et si on introduit par \mathbb{T}_{dw} (respectivement \mathbb{T}_{gw}) la matrice de transformation du torseur du repère de la caméra droite (respectivement gauche) vers \mathcal{F}_w , alors la nouvelle matrice d'interaction s'écrit sous cette forme [CH06] :

$$\mathbf{L}_s = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_s^d \mathbb{T}_{dw} \\ \mathbf{L}_s^g \mathbb{T}_{gw} \end{bmatrix}$$

Dans le cadre d'un asservissement visuel stéréoscopique 2D basé sur N_p points, la contrainte épipolaires peut être intégrée dans la matrice d'interaction [LEAH00] (voir équation (4.1)) :

$$\begin{aligned} h_i &= \tilde{\mathbf{s}}_i^g \mathbf{F} \tilde{\mathbf{s}}_i^d = 0 \quad \text{avec } i = 1 \dots N_p \\ h &= \begin{bmatrix} h_1 \\ \dots \\ h_{N_p} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

et la nouvelle fonction de tâche est alors définie sous cette forme :

$$e = \frac{1}{2}(\mathbf{s} - \mathbf{s}^*)^T (\mathbf{s} - \mathbf{s}^*) + \lambda^T h$$

avec λ multiplicateur de Lagrange.

Si l'extraction des paramètres visuels dans l'image est imprécise et entachée d'incertitude alors l'introduction de la contrainte épipolaire permet d'améliorer la convergence de l'asservissement visuel [LEAH00]. Dans le cas contraire, un asservissement visuel sans la contrainte épipolaire, suffit pour assurer la convergence du robot vers la référence [LEAH00].

4.6 Calibrage aiguille/robot

Dans le chapitre 3, nous avons montré que l'aiguille est modélisée par deux paramètres dans chaque image : les coordonnées de sa pointe (u , v) et l'expression de sa droite médiane (ρ , θ). Nous souhaitons réaliser l'asservissement visuel d'une aiguille montée sur l'organe terminal d'un robot disposant de 6 DDL. L'utilisation d'un dispositif stéréoscopique est nécessaire pour commander l'aiguille dans les différentes directions. Dans la section 4.5, nous avons montré que l'utilisation de ce dispositif de vision offre la possibilité d'un asservissement 2D ou 3D. De plus, nous avons souligné également les difficultés engendrées par l'intégration des contraintes épipolaires.

4.6.1 Choix des informations visuelles

Nous disposons de 4 informations visuelles dans chaque image. Le vecteur des primitives visuelles est donc le suivant :

$$\mathbf{s} = [u_d \ v_d \ \rho_d \ \theta_d \ u_g \ v_g \ \rho_g \ \theta_g]^T$$

Ces paramètres sont définis dans chaque caméra et sont soumis à trois contraintes :

1. la pointe de l'aiguille appartient à la droite médiane et vérifie :

$$u \cos \theta + v \sin \theta = \rho$$

Un des paramètres ρ ou θ est donc redondant. En effet, si on dispose des coordonnées de la pointe de l'aiguille et l'un de ces paramètres, on est capable de calculer le deuxième ;

2. la contrainte épipolaire impose une contrainte sur la position de la pointe de l'aiguille vue dans les deux caméras ;
3. $(\theta + 2k\pi, \rho)$ et $(\theta + (2k + 1)\pi, -\rho)$ représentent la même droite.

Un asservissement stéréoscopique similaire basé sur des droites et des points est proposé dans [CBM03] pour la saisie d'une pince. L'information visuelle retenue pour l'asservissement est extraite de la forme de la pince. Elle est composée des coordonnées du centre de la pince (x, y) et de l'angle θ (Fig. 4.4(c)). Dans chaque image, les auteurs disposent de six informations visuelles. Ils proposent une comparaison entre un asservissement visuel 2D et 3D et montrent que les résultats obtenus avec un asservissement visuel 2D sont plus robustes qu'un asservissement visuel 3D.

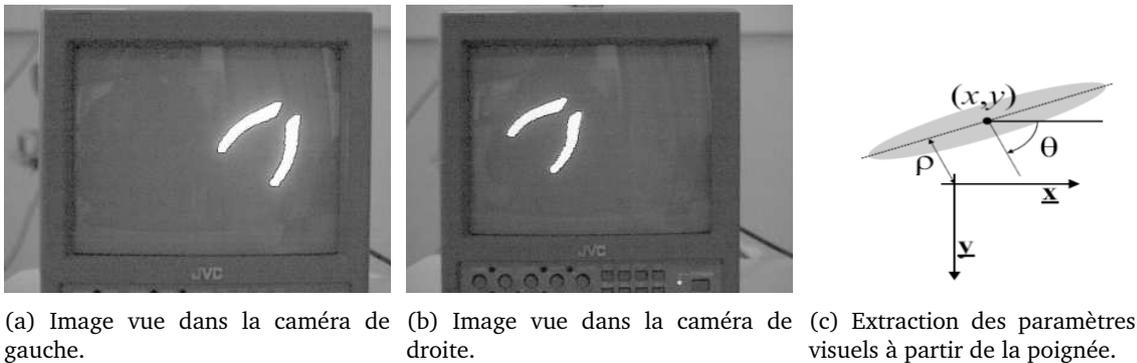


FIG. 4.4 – Dispositif expérimental utilisé Cervera et al. [CBM03].

Dans la littérature, la robustesse des asservissements visuels 2D est démontrée et son utilisation est souvent préférée en raison de l'absence de reconstruction d'attitude. C'est également un asservissement 2D que nous avons retenu pour amener notre aiguille vers sa cible.

En raison de la redondance des paramètres de la droite et de la pointe, nous avons opté pour les informations visuelles suivantes dans l'image gauche :

$$\mathbf{s}_g = [u_g \ v_g \ \theta_g]^T$$

De plus, en raison de la contrainte épipolaire, nous avons opté pour ces informations visuelles dans l'image droite :

$$\mathbf{s}_d = [\rho_d \ \theta_d]^T$$

Afin d'éviter les problèmes liés à la modélisation de la droite par les paramètres de Hough, nous limitons notre intervalle d'angle pour θ entre $-\pi/2$ et $\pi/2$. Finalement, notre vecteur des paramètres visuels utilisé pour l'asservissement visuel est le suivant :

$$\mathbf{s} = [u_g \ v_g \ \theta_g \ \rho_d \ \theta_d]^T \quad (4.11)$$

De cette manière, nous ne tenons pas compte des informations redondantes entre les deux caméras.

4.6.2 Loi de commande

La première méthode de calibrage de l'attitude de l'aiguille développée dans le chapitre 3 permet de positionner l'aiguille par rapport à une cible indépendamment de son attitude initiale. Or, d'une manière générale, la position du lit de la souris sur la plate-forme est approximativement connue : elle doit être sous la zone de projection du motif de la lumière structurée. Par la suite, la zone ciblée pour l'insertion de l'aiguille est également connue dans la plate-forme du robot. En d'autres termes, on peut positionner le robot dans une attitude proche de la cible. Celle-ci est considérée comme son point de fonctionnement. Afin d'établir notre loi de commande, on a besoin d'estimer la matrice d'interaction (ou sa pseudo-inverse). La section 4.3 a introduit les matrices d'interaction pour les différents paramètres visuels (4.11) retenus pour l'asservissement. Cette approche nécessite un calibrage du dispositif de vision par rapport au robot. Elle nécessite d'accrocher sur le robot un damier d'étalonnage et de faire une dizaine d'acquisitions et de résoudre par la suite un système de calibrage pince/robot. Cette approche nécessite d'une part l'intervention du biologiste pour la phase de calibrage et d'autre part nécessite un temps de calcul important pour estimer la jacobienne du robot à chaque itération. Dans le paragraphe 4.4.1, une nouvelle approche est introduite. Elle se base sur l'estimation directe du pseudo-inverse de la matrice d'interaction. Nous avons opté pour cette méthode pour deux raisons. Premièrement, on obtient une relation directe entre la variation des articulations du robot et la variation des paramètres visuels dans l'image : la méthode est indépendante du robot et de l'aiguille attachée à l'organe terminal. Deuxièmement, comme l'attitude initiale de l'aiguille est proche de la cible, on obtient une bonne estimation de la pseudo-inverse autour du point de fonctionnement. La loi de commande retenue pour faire converger le robot vers l'attitude de référence suit une décroissance exponentielle de la fonction de tâche e .

4.6.3 Déroulement de l'asservissement

Les points sélectionnés par le biologiste dans les images scanner correspondent au point d'entrée au niveau de la peau et à l'organe cible à atteindre. Ces informations, après l'étape de recalage, sont projetées dans les deux images. Elles définissent le vecteur \mathbf{s}^* : la cible à atteindre par la pointe de l'aiguille et la direction à respecter. Malheureusement, l'insertion de l'aiguille sous asservissement visuel est impossible quand l'aiguille est insérée dans l'animal (extraction impossible de ces paramètres dans l'image). La seule solution est donc d'effectuer une insertion en boucle ouverte à condition que l'aiguille soit déjà orientée en direction de la cible souhaitée. Cette tâche est possible par asservissement visuel et se déroule deux étapes.

En effet, on va réaliser deux asservissements visuels pour apprendre au robot la direction et la distance à parcourir en boucle ouverte. Pour cette raison, on définit s_1^* et s_2^* à partir du s^* introduit dans (4.11) de la manière suivante :

$$\begin{cases} s_1^* = [u_{g_1} & v_{g_1} & \theta_g & \rho_d & \theta_d]^T \\ s_2^* = [u_{g_2} & v_{g_2} & \theta_g & \rho_d & \theta_d]^T \end{cases}$$

avec (u_{g_1}, v_{g_1}) et (u_{g_2}, v_{g_2}) deux positions de la pointe de l'aiguille le long de la direction de référence de l'aiguille. Durant ces deux asservissements, la direction de l'aiguille dans l'image de droite et les paramètres visuels de référence définis dans l'image de gauche restent les mêmes. Pour s_1^* et s_2^* , la référence est définie hors animal et par conséquent un asservissement visuel est possible.

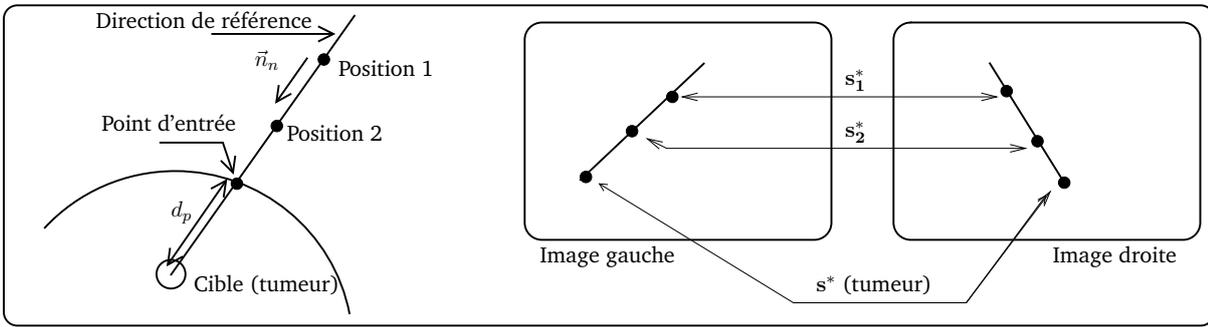


FIG. 4.5 – Asservissement visuel 2D basé sur les paramètres visuels extraits de l'aiguille. Trois étapes : asservissement vers l'attitude 1 puis 2 et finalement un avancement en boucle ouverte selon la direction apprise.

L'asservissement visuel 2D est lancé pour converger en s_1^* puis s_2^* . A la fin de chaque asservissement, les coordonnées articulaires du robot sont mémorisées et la transformation $(M_{be})_i$ entre le repère de base du robot et le repère de l'organe terminal est calculée. Quand le robot a convergé vers s_2^* , une translation pure est effectuée vers la tumeur le long de la direction définie par s_1^* et s_2^* qui a été apprise. Si on écrit la transformation $(M_{be})_i$ sous cette forme :

$$(M_{be})_i = \begin{bmatrix} (R_{be})_i & (t_{be})_i \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & 1 \end{bmatrix}_{i=1,2}$$

alors, dans cette configuration, on a les deux relations suivantes :

$$\begin{cases} (R_{be})_1 = (R_{be})_2 \\ \vec{n}_n = (t_e^b)_2 - (t_e^b)_1 \end{cases}$$

avec le vecteur \vec{n}_n représente la direction de l'aiguille exprimée dans le repère de base du robot \mathcal{F}_b . Ce vecteur est calculé à partir des coordonnées de l'organe terminal pour les deux poses 1 et 2. Disposant de cette information, le robot peut, alors, effectuer une translation en respectant la direction apprise d'une distance permettant d'atteindre la cible sélectionnée par le biologiste. Cette distance peut être directement déduite d'un apprentissage du *ratio* pixels/mètre entre les positions 1 et 2.

Finalement, la procédure complète retenue pour commander le robot vers la position désirée est la suivante :

1. estimation directe de la pseudo-inverse de la matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{L}}_s^{-1}$ à l'aide de N_r déplacements aléatoires autour de son point de fonctionnement ;
2. extraction de la pointe de l'aiguille et définition du vecteur des paramètres visuels \mathbf{s} pour l'attitude courante ;
3. calcul de $\mathbf{e} = \mathbf{s} - \mathbf{s}^*$ entre l'image courante et l'image désirée ;
4. calcul du déplacement du robot en fonction de \mathbf{e} et de $\widehat{\mathbf{L}}_s^{-1}$;
5. envoie au robot du déplacement relatif à effectuer ;
6. refaire les étapes 2 à 5 jusqu'à que $e_1 \rightarrow 0$ puis $e_2 \rightarrow 0$;
7. translation du robot en boucle ouverte vers la position désirée.

4.7 Résultats de simulation et expérimentaux

Pour la réalisation des expériences de validation de cette nouvelle méthode, nous disposons d'un système de vision stéréoscopique calibré composé de deux caméras FireWire AVT 201B de résolution 1600×1200 et avec une taille du pixel égale à $4,4 \times 4,4 \mu\text{m}$. Le robot utilisé est un bras articulé anthropomorphe disposant de 6 DDL. Il s'agit du robot Mitsubishi RV-1A.

4.7.1 Mitsubishi RV-1A

Le robot Mitsubishi RV-1A (Fig. 4.7) se caractérise par une répétabilité inférieure à $0,02 \text{ mm}$, un rayon d'action égal à 418 mm et une charge maximale de 1 kg . La communication avec le contrôleur du robot est effectuée par l'intermédiaire d'une connexion Ethernet. La modélisation du robot Mitsubishi RV-1A est basée sur la convention de Denavit-Hartenberg [Cra86]. Le tableau 4.6 résume les différents paramètres nécessaires pour la modélisation du robot RV-1A.

Corps	a_i	α_i	d_i	θ_i
1	0	$-\frac{\pi}{2}$	$d_1 = 300$	θ_1
2	$a_2 = 250$	0	0	$\theta_2 - \frac{\pi}{2}$
3	$a_3 = -90$	$\frac{\pi}{2}$	0	$\theta_3 + \frac{\pi}{2}$
4	0	$-\frac{\pi}{2}$	$d_4 = 160$	θ_4
5	0	$\frac{\pi}{2}$	0	θ_5
6	0	0	$d_6 = 72$	θ_6

FIG. 4.6 – Paramètres du Denavit-Hartenberg du Mitsubishi RV-1A.

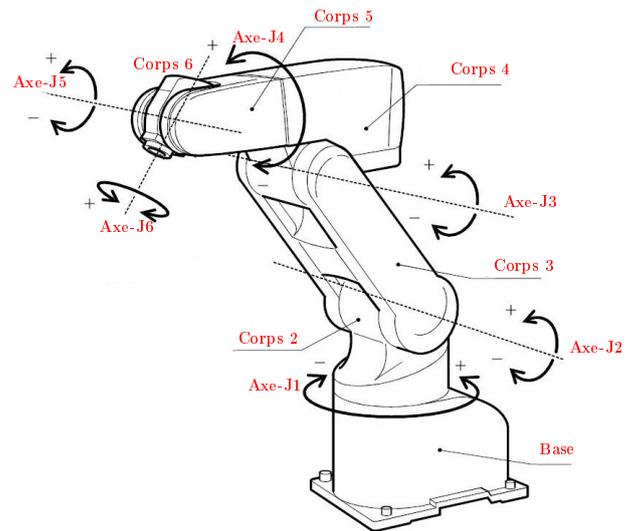


FIG. 4.7 – Définition des axes du Mitsubishi RV-1A.

FIG. 4.8 – Le robot Mitsubishi RV-1A.

4.7.2 Résultats de simulation

Pour l'étape de simulation, nous avons développé un environnement virtuel sous Matlab. Le modèle du robot utilisé est identique à celui du Mitsubishi RV-1A. Le dispositif stéréoscopique est inspiré du modèle réel en ce qui concerne les paramètres intrinsèques et la position relative des deux caméras. Enfin, la position du système stéréoscopique par rapport au robot est approximativement similaire au dispositif expérimental : identifiée par la résolution du système $\mathbf{AX} = \mathbf{XB}$.

Durant la simulation de l'asservissement visuel 2D, nous avons évalué l'impact du pas δq_i (variation des coordonnées articulaires) et de leurs nombres sur l'estimation de la pseudo-inverse de la matrice d'interaction et par la suite sur la rapidité de convergence de l'asservissement. Nous avons répété cette démarche avec $\delta q_i = 2, 5, 8$ degrés. Le nombre de lignes de la matrice d'interaction varient entre 25, 50, 75 et 100. Nous avons, également, testé l'effet de l'ajout d'un bruit normal centré ($\mu = 0$) avec une variance σ variable sur les coordonnées de la pointe de l'aiguille. La figure 4.9 représente l'aiguille dans son attitude initiale ainsi que l'attitude désirée. Cette dernière est définie par une variation Δq par rapport à la configuration initiale du robot. Les paramètres utilisés pour l'asservissement sont les suivants :

$$\begin{cases} \lambda = 0,5 \\ \Delta q = [10 \quad -20 \quad 25 \quad 15 \quad -30 \quad -20]^T \end{cases}$$

Les conditions d'arrêt de la boucle d'asservissement sont les suivantes :

$$\begin{cases} \|u_g^2 + v_g^2\| < 0,2 \text{ pix} \\ \rho_d < 0,2 \text{ pix} \\ \theta_g < 0,01 \text{ rad} \\ \theta_d < 0,01 \text{ rad} \end{cases}$$

Le tableau 4.1 résume les différents résultats de simulation. En absence du bruit sur la pointe de l'aiguille, on remarque que le nombre d'itérations nécessaire pour la convergence vers la référence est indépendant du pas δq_i et de la taille de la matrice. En moyenne 22 itérations sont nécessaires pour la convergence (Fig. 4.10). Un seul asservissement a échoué. Cet échec peut s'expliquer par une mauvaise estimation de la pseudo-inverse de la matrice jacobienne. En présence de bruit, le nombre d'itération est plus variable (Fig.4.11). Il n'y a aucune relation entre la taille de la matrice d'interaction et le nombre d'itérations nécessaire pour la convergence. Toutefois, on remarque que plus la variance du bruit augmente plus le nombre d'itération augmente. Une solution pourrait être envisagée : augmenter la valeur de λ pour accélérer la convergence et donc diminuer le nombre d'itérations. Malheureusement, cette solution peut provoquer l'échec de l'asservissement si l'aiguille sort du champ de vue de l'une des deux caméras.

4.7.3 Résultats expérimentaux

La validation de la précision de notre approche de calibrage de l'aiguille par rapport au robot est effectuée indépendamment de l'étape de recalage. En effet, afin d'éviter l'accumulation des erreurs du recalage, la référence est définie directement dans l'image. En d'autres termes, on amène le robot dans une attitude considérée comme celle de référence, puis, on extrait les paramètres de l'aiguille qui définissent les paramètres de référence de notre asservissement. Ensuite, on déplace le robot vers une deuxième attitude considérée comme sa configuration initiale. La validation se déroule en deux étapes. Premièrement, on présente les résultats obtenus

Matrice d'interaction		Bruit normal centré			
Pas (deg)	Nombre	Itérations			
		$\sigma = 0$	$\sigma = 0,15$	$\sigma = 0,3$	$\sigma = 0,45$
2	25	23	22	117	19
2	50	22	79	75	83
2	75	22	66	111	181
2	100	22	50	43	25
5	25	-1	54	65	241
5	50	22	52	55	113
5	75	24	27	124	129
5	100	22	41	74	161
8	25	23	60	82	181
8	50	23	24	22	100
8	75	23	28	20	46
8	100	22	37	39	45

TAB. 4.1 – Nombre d'itérations nécessaire pour la convergence de la boucle d'asservissement en fonction du bruit ajouté aux coordonnées de la pointe de l'aiguille et des paramètres de l'estimation de la pseudo-inverse : δq_i et nombre de pas.

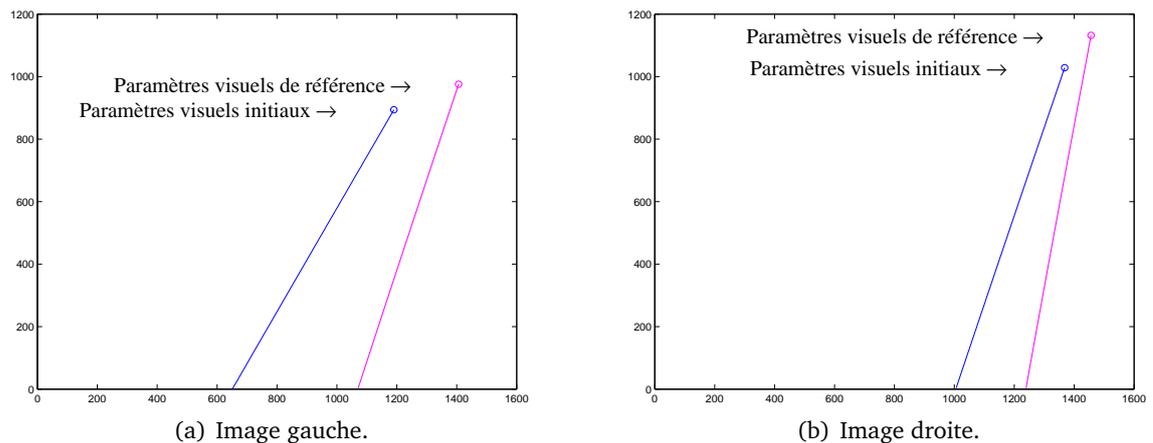


FIG. 4.9 – Les paramètres visuels initiaux de l'aiguille ainsi que les paramètres de référence dans les deux images.

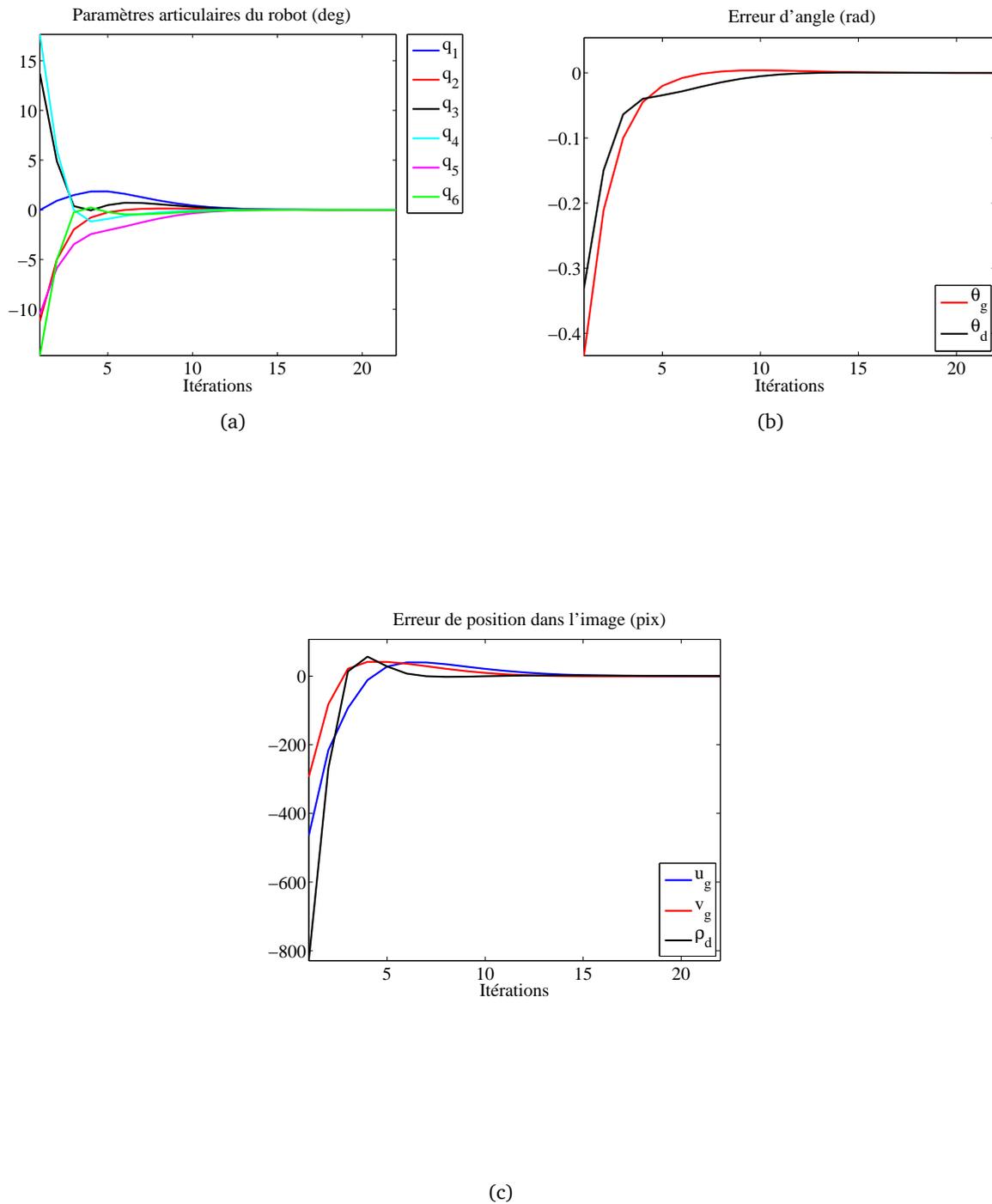
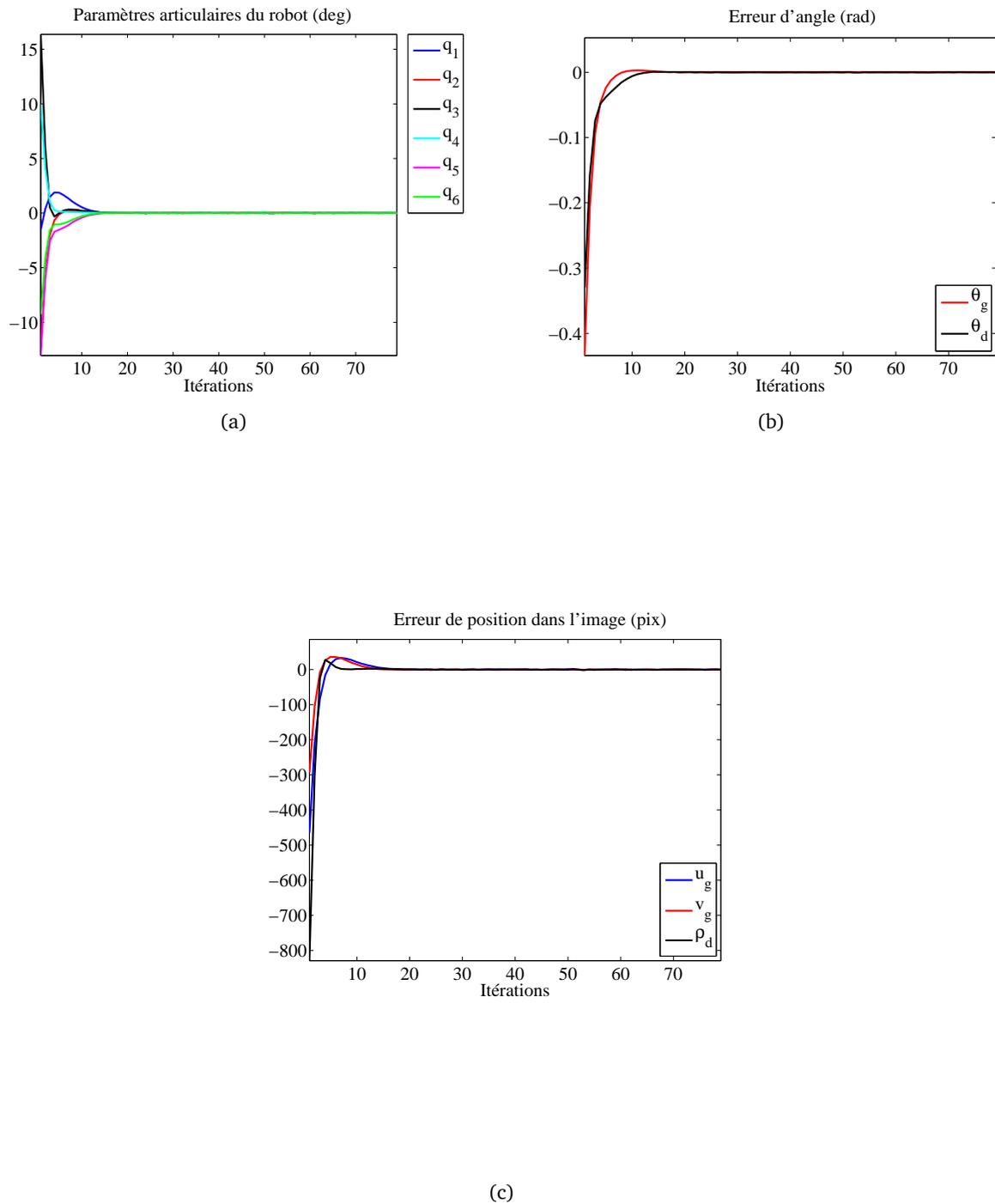


FIG. 4.10 – Paramètres obtenus pour l'asservissement visuel sans bruit.



pour une attitude donnée. Deuxièmement, on présente les données obtenues pour la procédure complète d'asservissement visuel qui rappelons-le se décompose en deux asservissements vers les attitudes définies par s_1^* et s_2^* et une translation pure en boucle ouverte. Pour l'ensemble de ces validations expérimentales, les contraintes d'arrêt de la boucle d'asservissement sont :

$$\left\{ \begin{array}{l} \|u_g^2 + v_g^2\| < 0,7 \text{ pix} \\ \rho_d < 0,5 \text{ pix} \\ \theta_g < 0,01 \text{ rad} \\ \theta_d < 0,01 \text{ rad} \end{array} \right.$$

Le choix de ces valeurs correspond à un compromis entre la précision souhaitée et le temps nécessaire pour la convergence de l'asservissement. En effet, en raison de présence de bruit sur l'extraction de la pointe de l'aiguille, des contraintes plus strictes peuvent augmenter le temps de convergence (dans certains cas la référence ne peut pas être atteinte même avec 100 itérations) et par la suite augmenter le temps du protocole médical. Dans l'objectif de respecter la contrainte de temps imposée pour le calibrage de l'aiguille, nous avons souhaité rendre notre démarche la plus rapidement possible en effectuant uniquement $N_r = 10$ itérations pour calculer la pseudo-inverse de la matrice d'interaction.

Asservissement vers s^*

La figure 4.12 représente l'aiguille dans son attitude initiale ainsi que celle désirée. Cette dernière est définie par une variation Δq par rapport à l'attitude initiale du robot. Les paramètres utilisés pour l'asservissement sont les suivants :

$$\left\{ \begin{array}{l} \lambda = 0,4 \\ \Delta q = [11,9 \quad 12,1 \quad -1,65 \quad 35,04 \quad -32,65 \quad -2,71]^T \end{array} \right.$$

La figure 4.13 représente l'aiguille dans son attitude finale. Les courbes de la figure 4.14 présentent l'évolution des paramètres de l'aiguille dans l'image et des articulations du robot durant l'asservissement visuel.

Procédure complète

Dans l'objectif de rendre l'asservissement plus robuste durant l'étape de convergence vers s_2^* , et afin de forcer une translation pure, nous avons essayé de réaliser ce dernier asservissement visuel directement dans l'organe terminal du robot. Nous imposons donc au robot d'effectuer uniquement des translations selon les trois axes du repère de l'organe terminal tout en gardant la même direction. La méthode pour estimer la pseudo-inverse de la matrice d'interaction ainsi que la loi de commande restent définies de la même manière que ci-dessus.

La figure 4.15 représente l'aiguille dans son attitude initiale et désirée. Cette dernière est définie par une variation Δq par rapport à l'attitude initiale du robot. Les paramètres utilisés pour l'asservissement sont les suivants :

$$\left\{ \begin{array}{l} \lambda = 0,4 \\ \Delta q = [-14,36 \quad -5,23 \quad 11,19 \quad -7,62 \quad 14,10 \quad 2,87]^T \end{array} \right.$$

Les figures 4.16, 4.17 et 4.18 représentent respectivement l'aiguille dans sa position après le premier asservissement, après le deuxième asservissement et après l'application de la translation pure. Les courbes de la figure 4.19 présentent l'évolution des paramètres de l'aiguille dans

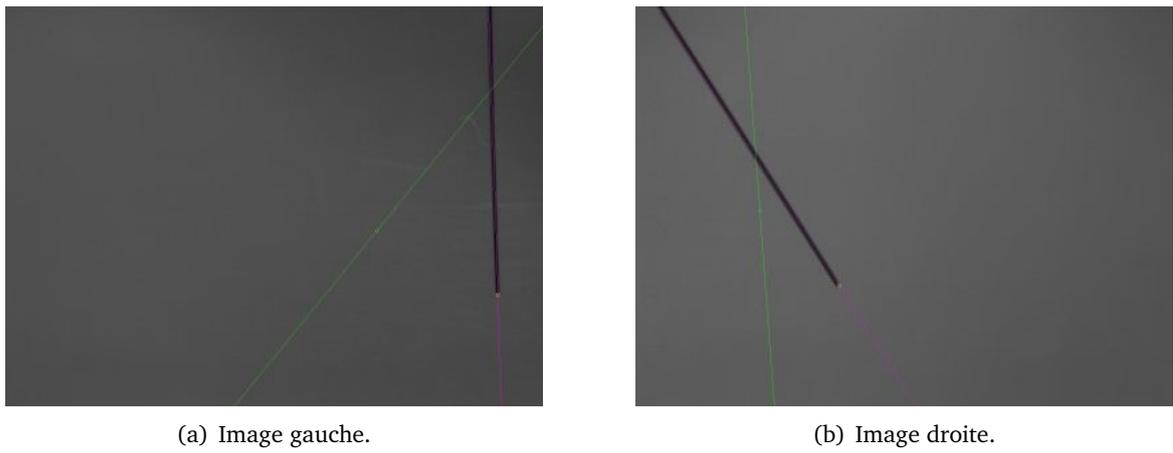


FIG. 4.12 – Attitude initiale : paramètres visuels initiaux (violet) et de référence (vert).

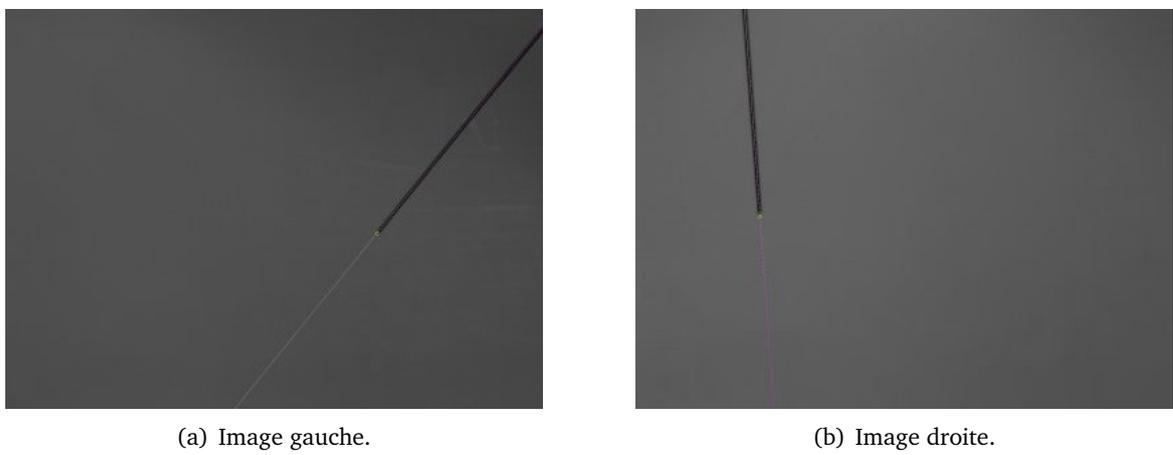


FIG. 4.13 – Attitude finale après asservissement.

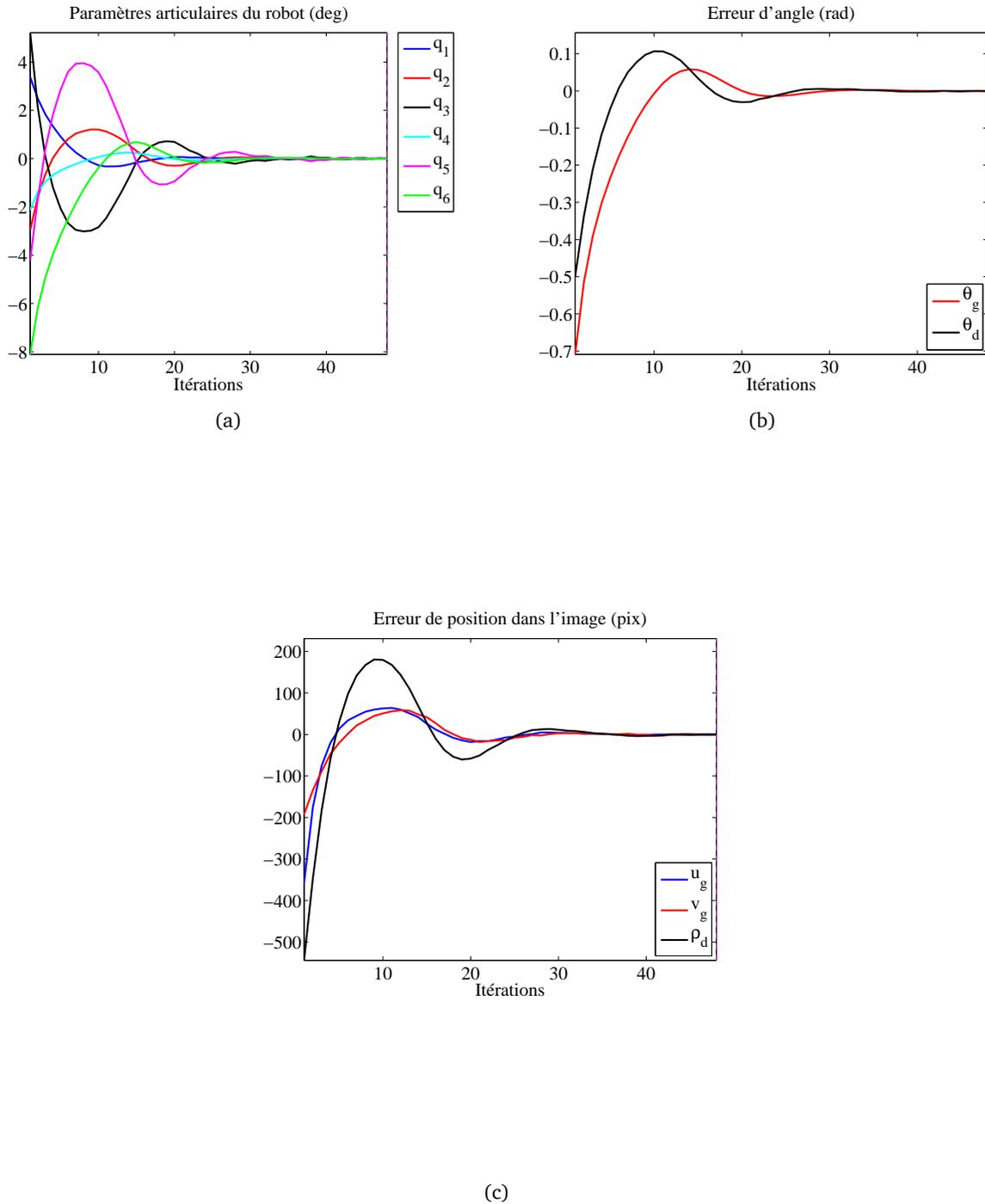


FIG. 4.14 – Paramètres obtenus pour l'asservissement visuel.

l'image et des articulations du robot durant l'asservissement visuel. On remarque que les deux asservissements convergent parfaitement à la position de référence. La translation pure obtenue correspond au déplacement relatif exprimé dans le repère de l'organe terminal du robot suivant :

$$\vec{n}_n = [15,85 \quad 0,8 \quad -0,16 \quad 0 \quad 0 \quad 0]^T$$

Enfin, l'aiguille atteint la référence avec cette précision tout en ayant les bonnes valeurs de l'orientation (θ_g et θ_d) dans les deux images :

$$\begin{cases} \|u_g^2 + v_g^2\| &= 0,93 \text{ pix} \\ \rho_d &= 0,5 \text{ pix} \end{cases}$$

Le temps nécessaire pour réaliser l'estimation de la pseudo-inverse de la matrice d'interaction, les deux asservissements et la translation pure en boucle ouverte est estimé à 10 min en moyenne.

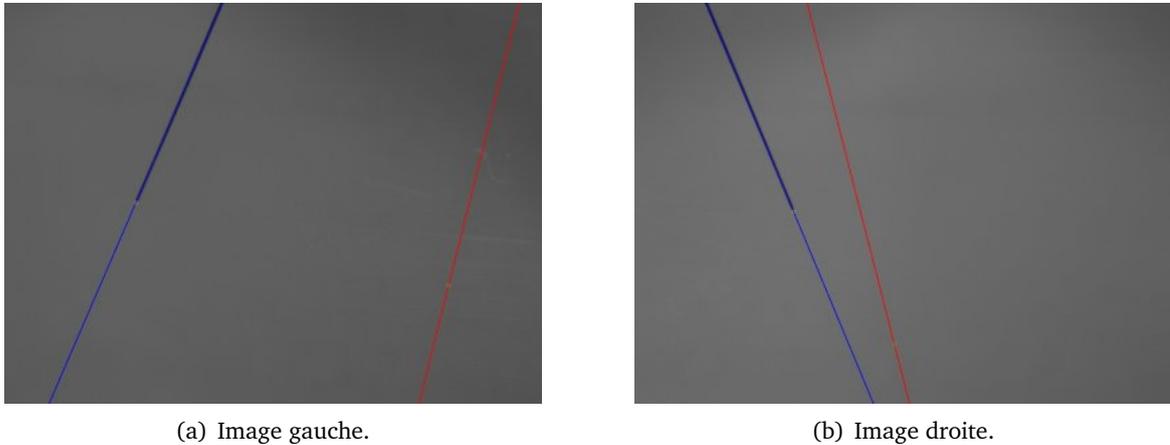


FIG. 4.15 – Attitude initiale du robot (bleu) et attitude désirée (rouge).

4.8 Conclusion

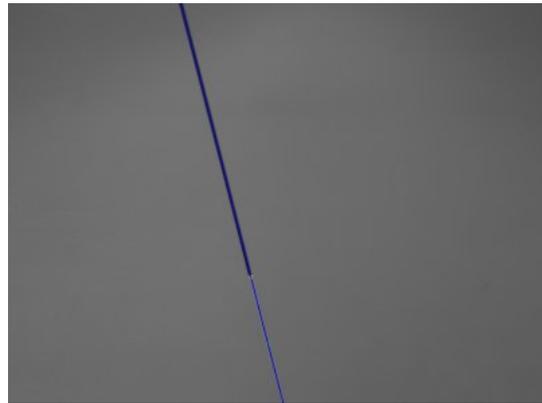
Dans ce chapitre, nous avons proposé une nouvelle méthode de calibrage de l'aiguille basée sur un asservissement visuel stéréoscopique 2D. L'objectif de cette étape est d'amener l'aiguille vers la cible sélectionnée par le biologiste dans les images scanner. Cette cible est sous la forme de deux points : point d'entrée au niveau de la peau et la tumeur (sous la peau). Après la phase de recalage entre le modèle 3D issu du scanner et de la reconstruction par lumière structurée, ces deux points sont projetés dans les deux images des caméras. Ils définissent la cible de référence à atteindre. Devant l'impossibilité de réaliser un asservissement avec l'aiguille sous la peau, nous proposons d'amener l'aiguille vers la position désirée en boucle ouverte. Pour cela, nous réalisons deux asservissements vers deux références définies à partir de la direction souhaitée pour l'aiguille. La différence d'attitude du robot entre ces deux asservissements permet de définir la translation pure à effectuer par le robot en boucle ouverte pour atteindre la cible.

L'avantage de cet approche réside dans :

- une méthode indépendante de l'aiguille ;



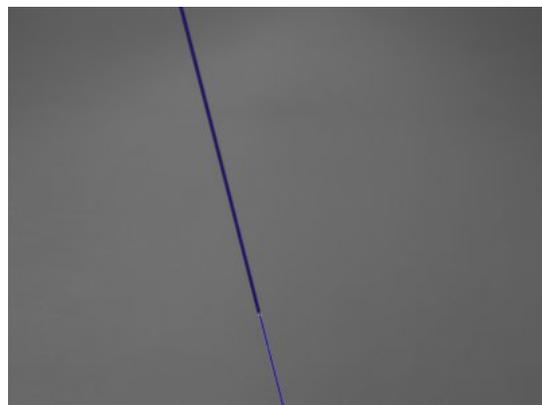
(a) Image gauche.



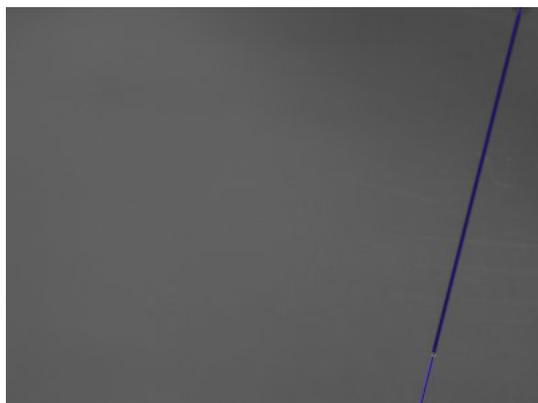
(b) Image droite.

FIG. 4.16 – Résultat obtenu après le premier asservissement vers s_1^* .

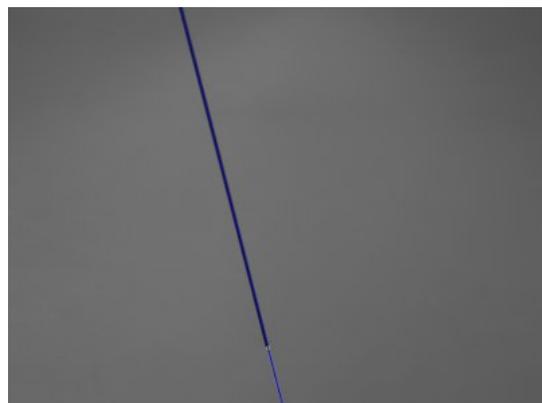
(a) Image gauche.



(b) Image droite.

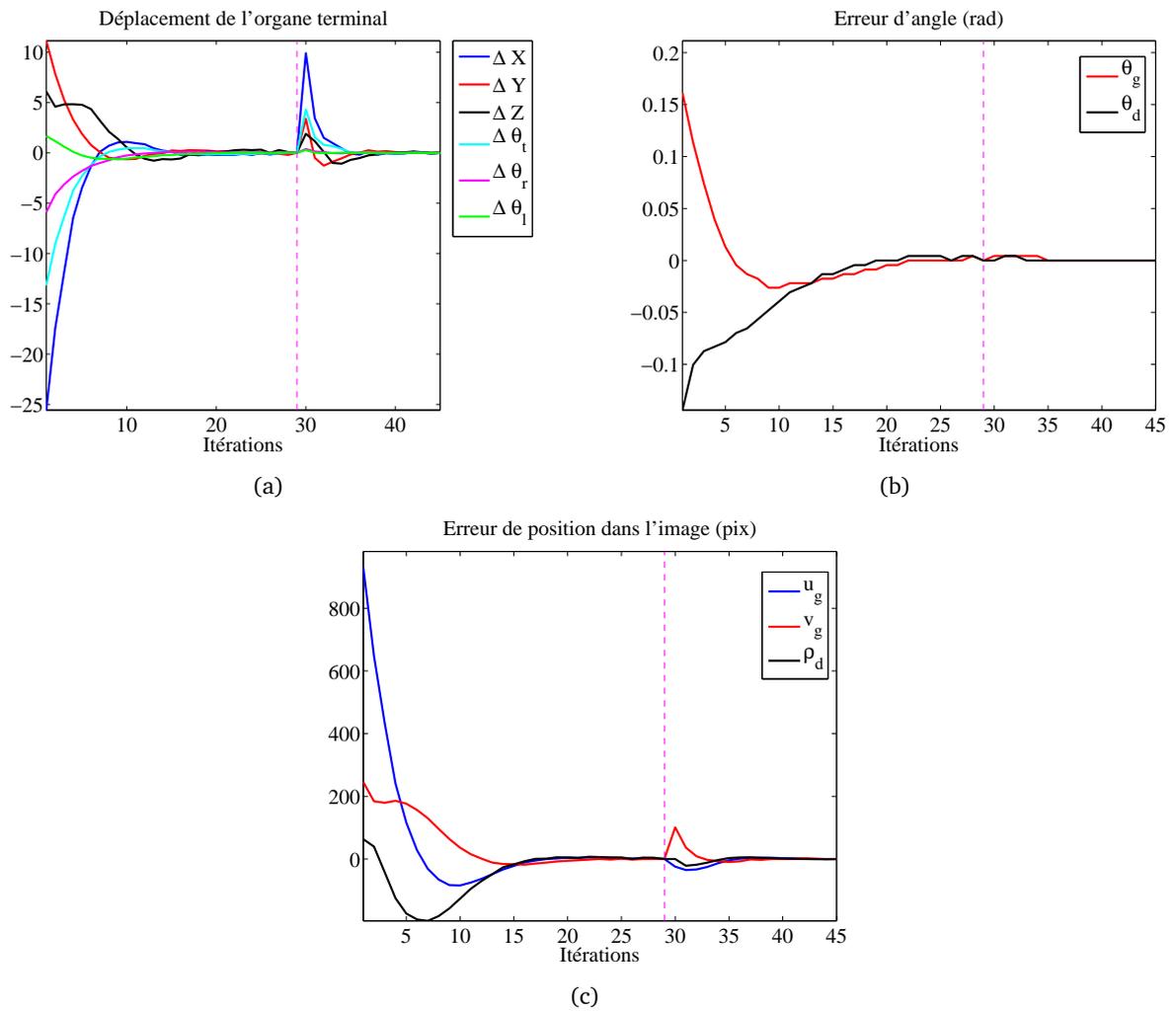
FIG. 4.17 – Résultat obtenu après le deuxième asservissement vers s_2^* .

(a) Image gauche.



(b) Image droite.

FIG. 4.18 – Translation pure en boucle ouverte vers l'attitude désirée.



- un temps de calibrage relativement faible et estimé à 10 min en moyenne et qui ne nécessite pas l'utilisation de plusieurs mires virtuelles ;
- un asservissement 2D à partir des paramètres visuels extraits directement de l'aiguille dans les deux images ;
- une estimation directe de la pseudo-inverse de la matrice d'interaction autour d'un point de fonctionnement. L'avantage de cette approche est de s'affranchir d'une phase de calibrage du système complet (robot/caméra) et surtout éviter de calculer la jacobienne du robot à chaque itération et par la suite un gain de temps ;
- une loi de commande simple de type décroissance exponentielle qui permet une convergence rapide de l'asservissement ;
- une précision de l'asservissement visuel satisfaisante pour le positionnement de l'aiguille (inférieure à 0,5 pixel et 0,01 rad pour la direction) ;
- une précision finale pour atteindre une cible de référence en boucle ouverte de l'ordre de 1 pixel et 0,01 rad.

Chapitre 5

Résultats expérimentaux

Sommaire

5.1	Introduction	95
5.2	Déroulement de l'expérience	95
5.3	Validation avec une pièce de référence	97
5.4	Conclusion	104

5.1 Introduction

Dans les chapitres 2 et 4, nous avons proposé respectivement une méthode de recalage du lit par rapport au dispositif de vision et une méthode pour guider l'aiguille montée sur le robot vers une cible désirée. Le dispositif de vision est basé sur la projection de lumière structurée sur le couvercle du lit afin d'obtenir son modèle 3D. Nous avons développé également dans le chapitre 2 une méthode de recalage entre deux modèles 3D basée sur l'algorithme ICP. Conformément à la conclusion du chapitre 4, la méthode retenue pour le recalage de l'aiguille est basée sur un asservissement visuel stéréoscopique 2D. Dans chaque chapitre, nous avons proposé une évaluation de la précision de l'approche. L'étape finale consiste à évaluer la précision globale de toute la procédure d'insertion d'aiguille robotisée quand le protocole complet est exécuté. Dans ce chapitre, nous proposons une série d'expériences pour estimer la précision de notre dispositif. Ce chapitre est décomposé de la manière suivante. Dans la section 5.2, nous rappelons la procédure pour l'insertion robotisée d'aiguille. Dans la section 5.3, nous introduisons une pièce de référence utilisée pour une première estimation de la précision globale ainsi que les expériences réalisées.

5.2 Déroulement de l'expérience

Les expériences réalisées comportent les étapes suivantes :

1. passage de l'animal avec son lit et son couvercle au scanner afin d'obtenir son premier modèle 3D issu des images CT ;
2. choix de deux points dans les images scanner : point d'entrée au niveau de la peau et la cible à atteindre ;
3. déplacement de l'ensemble solidaire animal/lit vers la plate-forme robotique ;

4. projection de lumière structurée et reconstruction 3D du couvercle du lit ;
5. application de l'algorithme de recalage ICP et estimation de la transformation de passage du repère du scanner vers le repère du dispositif de vision ;
6. projection des deux points, après recalage, dans les repères des deux caméras. Ils définissent les paramètres de référence pour l'asservissement visuel stéréoscopique 2D ;
7. estimation de la jacobienne du robot par la réalisation d'une série de déplacements aléatoires ;
8. démarrage de l'asservissement en deux étapes vers s_1^* et s_2^* et apprentissage de la direction de l'aiguille dans le repère de l'organe terminal ;
9. translation en boucle ouverte du robot selon la direction de l'aiguille vers la cible souhaitée.

Le dispositif expérimental utilisé est représenté dans la figure 5.1 et il se décompose de :

- un robot Mitsubishi RV-1A de 6 DDL équipé d'une pince pneumatique pour le maintien de la seringue et de l'aiguille ;
- un projecteur de lumière structurée ;
- un dispositif de vision stéréoscopique calibré et composé de deux caméras AVT F201B de haute résolution 1600×1200 ;
- une plate-forme mobile intégrant le projecteur, le robot et un emplacement pour déposer l'animal.

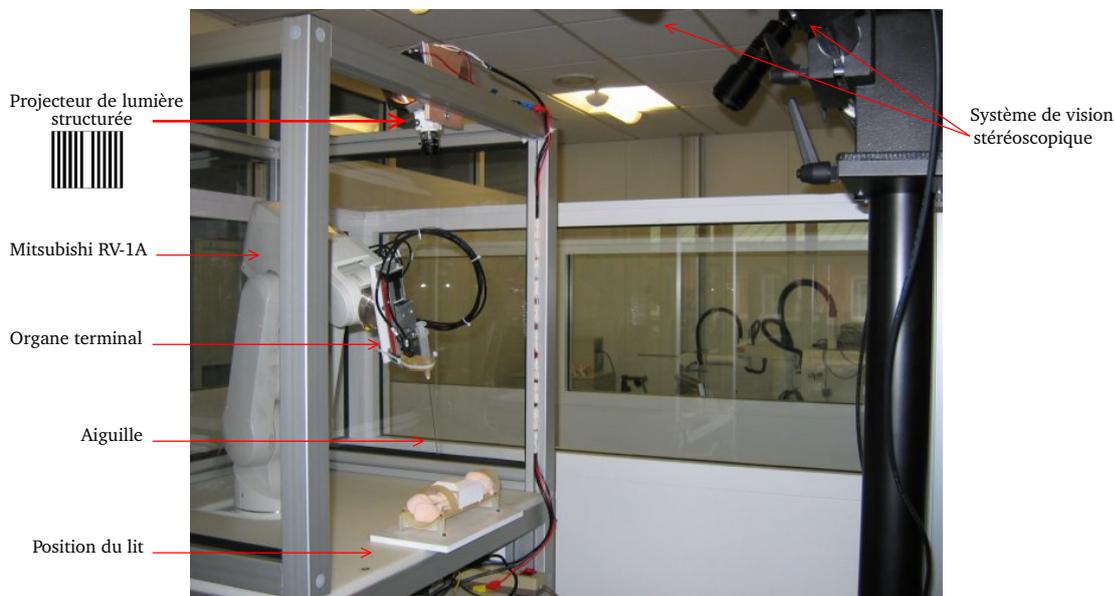


FIG. 5.1 – Dispositif expérimental utilisé pour la validation du protocole d'insertion d'aiguille robotisée pour le petit animal.

L'objectif de ce chapitre est d'estimer la précision globale de notre approche. L'erreur finale peut être considérée comme l'accumulation de ces différentes erreurs :

1. erreur due au déplacement de l'animal ;
2. erreur de recalage entre les deux modèles 3D ;

3. erreur de reprojection des deux points de référence dans les deux caméras ;
4. erreur de convergence de l'asservissement visuel stéréoscopique 2D ;
5. erreur due au déplacement des organes sur lors de l'insertion.

5.3 Validation avec une pièce de référence

Nous proposons la validation du protocole complet à l'aide d'une pièce de référence qui contient un ensemble de cinq trous externes et cinq trous internes dont chaque paire externe/interne définit une direction différente pour l'aiguille (Fig. 5.2). Le diamètre de chaque trou est de 2 mm. Les trois premiers trous sont dans le même plan avec des orientations respectives de 0, 10 et 20 degrés. Les deux derniers trous ont des directions respectives de 10 et 20 degrés décalés selon l'axe Y. La forme externe de ce couvercle a pris en compte les contraintes liées au recalage rigide à savoir disposer d'un certain nombre de surfaces d'inclinaison différentes pour minimiser l'erreur de recalage. Ce couvercle dispose, en effet, de trois surfaces d'inclinaison différentes similaires à celles du couvercle du lit de la souris. Pour la réalisation de la procédure complète, la première étape consiste à passer ce couvercle au scanner pour disposer de son modèle 3D. La résolution spatiale des images scanner est $0,199 \times 0,199 \times 0,247$ mm. Le modèle 3D issu de cette acquisitions scanner est composé de $N_m = 104128$ points. Enfin, la figure 5.2(b) montre une coupe scanner des trois premiers trous.

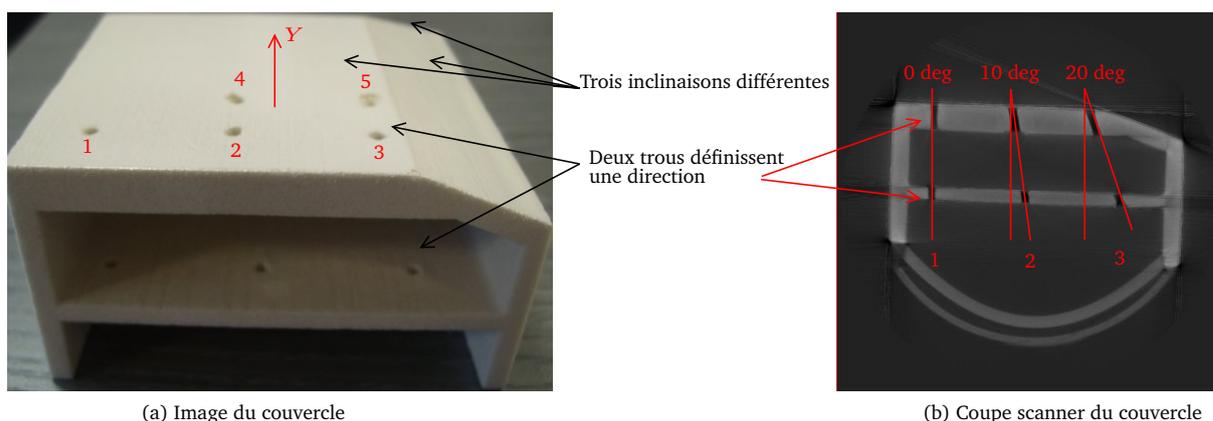


FIG. 5.2 – Couvercle de validation composé de cinq trous et directions différents.

Le modèle 3D du couvercle obtenu après projection de lumière structurée est présenté dans la Fig. 5.3. Il est composée d'environ $N_p = 19000$ points. La validation basé sur ce couvercle permet de ne pas tenir compte des erreurs liées aux déplacements de l'animal entre le scanner et la plate-forme du robot d'une part et les erreurs liées à l'impact de l'insertion sur la position des organes d'autre part. Les aiguille utilisées pour la validation sont de 23 Gauge, de diamètre 0,6 mm.

Pour évaluer la précision de notre approche, nous proposons deux types d'expériences. La première consiste à amener la pointe de l'aiguille au niveau d'un trou du couvercle et de mesurer l'erreur par rapport au centre du trou. Cette expérience permet d'évaluer la précision du positionnement de la pointe de l'aiguille dans le protocole (paragraphe 5.3.2). La deuxième expérience consiste à faire passer l'aiguille par deux trous pour valider la précision de la trajectoire (paragraphe 5.3.3). Nous commençons cette section par une validation similaire à celle présentée dans le chapitre 4.

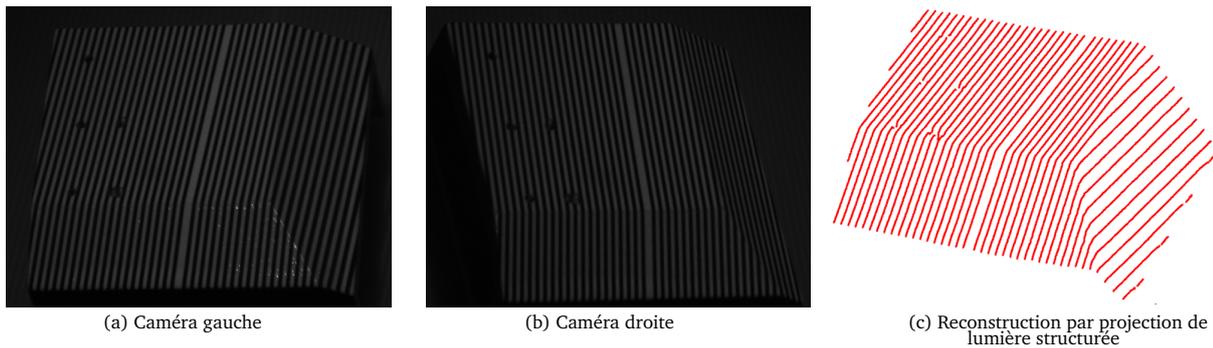


FIG. 5.3 – Le couvercle vu par les deux caméras ainsi que la reconstruction 3D par projection de lumière structurée.

5.3.1 Asservissement sans recalage

Le premier test de validation est le suivant. Nous introduisons une aiguille dans deux trous du couvercle pour modéliser une cible de référence à atteindre par le robot durant la phase d'asservissement (Fig. 5.4). Ensuite, on effectue notre procédure d'asservissement visuel stéréoscopique en deux phases vers cette attitude. Enfin, le robot réalise un certain nombre de translations en boucle ouverte selon la direction de l'aiguille jusqu'à l'observation de la sortie de la pointe par le second trou. L'intérêt de cette procédure est de confirmer la précision de notre asservissement visuel pour traverser les deux trous.

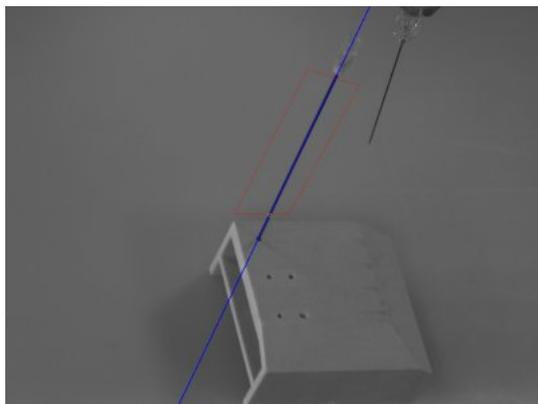
Les paramètres articulaires du robot durant ces deux phases d'asservissement sont représentés par les courbes de la figure 5.5. Enfin, la photo 5.5(d) montre l'aiguille à l'issue des translations en boucle ouverte. Sur cette figure, on observe la pointe de l'aiguille qui traverse le deuxième étage du couvercle. A ce stade d'expérience, nous pouvons confirmer que notre asservissement est capable d'amener une aiguille de diamètre 0,6 mm dans un trou de 2 mm de diamètre.

5.3.2 Validation de positionnement

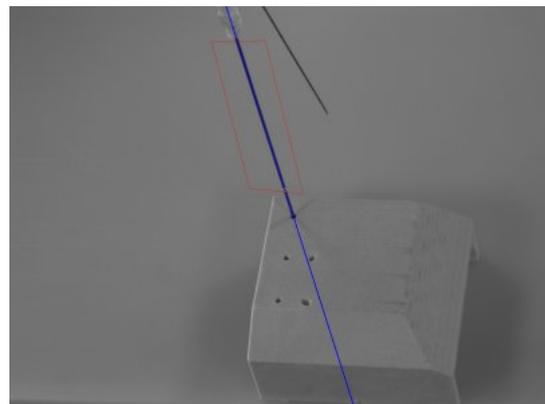
Durant cette expérience, nous allons choisir comme cible le centre d'un trou au niveau de la surface du couvercle. Ensuite, on applique la procédure complète pour amener la pointe de l'aiguille vers cette cible. Enfin, nous mesurons l'erreur de positionnement à l'aide d'une règle positionnée sur la surface du couvercle. Nous réalisons pour chaque position deux acquisitions (perpendiculaire l'une par rapport à l'autre) pour estimer l'erreur de positionnement de notre procédure. D'après les photos 5.7 et 5.7, on peut estimer que la précision de notre protocole en terme de positionnement est inférieure à 1 mm. Cette erreur est due principalement à l'erreur de recalage estimée en moyenne à 0,3 mm (en raison de discontinuités des trous sur la surface du lit).

5.3.3 Validation de la direction

Durant cette expérience, nous allons choisir deux points sur les images scanner afin de définir une direction pour l'aiguille qui lui permette de traverser les deux trous. Les figures 5.10 et 5.12 représentent les résultats obtenus à la suite de l'application de la procédure complète sur ces trous. L'attitude initiale du robot est la même pour les deux expériences. La pseudo-inverse de la matrice jacobienne image est estimée à partir de la réalisation 10 déplacements aléatoires. La différence entre les paramètres de référence s_1^* et s_2^* est définie comme suit $v_g^2 = v_g^1 + 50$

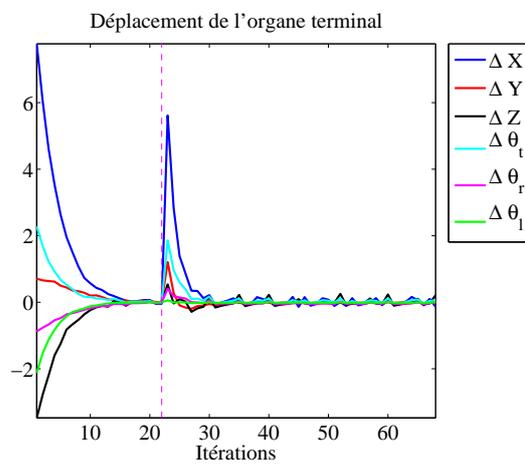


(a) Image gauche.

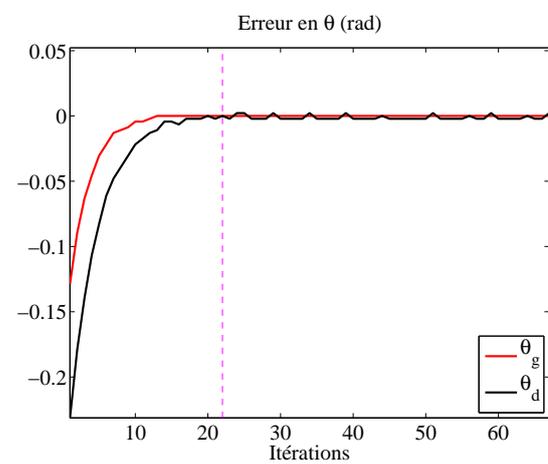


(b) Image droite.

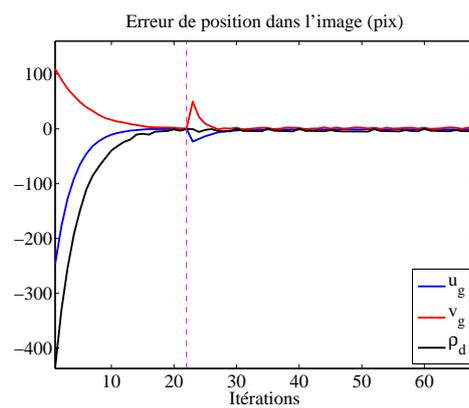
FIG. 5.4 – Attitude de référence (bleu) et attitude initiale du robot.



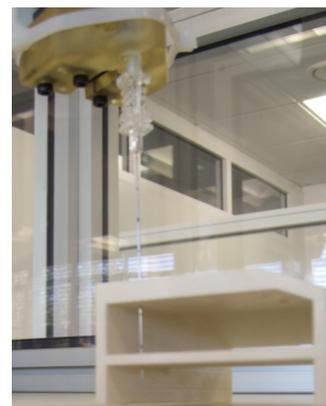
(a)



(b)

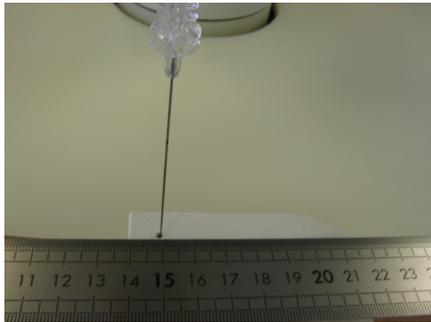


(c)

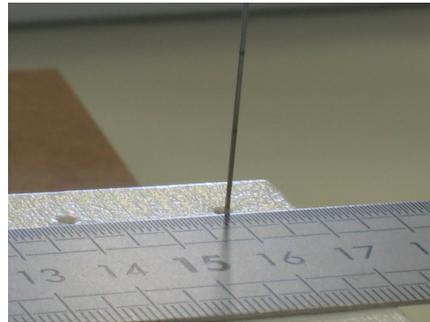


(d) Image obtenue après la réalisation de quatre translations en boucle ouverte.

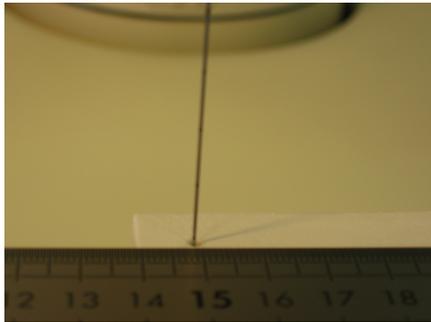
FIG. 5.5 – Asservissement visuel vers le premier trou à partir d'une référence définie directement dans l'image.



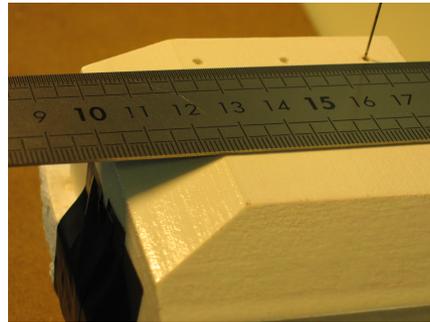
(a) Vue de face.



(b) Vue latérale.

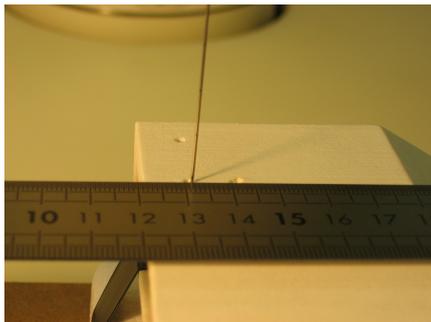


(c) Vue de face.

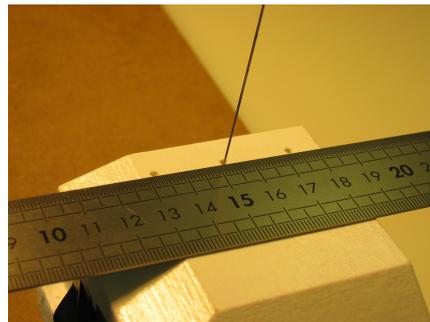


(d) Vue latérale.

FIG. 5.6 – Premier trou.



(a) Vue de face.



(b) Vue latérale.

FIG. 5.7 – Deuxième trou.

pixels. Enfin, les figures 5.12(d) et 5.10(d) montrent l'attitude de l'aiguille après la réalisation d'un certain nombre de translations le long de la direction de l'aiguille. A l'aide de cette série d'expériences, nous pouvons confirmer la bonne précision pour la direction de l'aiguille. Nous pouvons estimer la précision de positionnement à 0,7 mm. En effet, l'aiguille de diamètre 0,6 mm a passé par un trou de 2 mm. La précision d'orientation peut être estimée en se basant sur le jeu entre l'aiguille et le trou et sur la distance inter-trou à 3,2 degrés (Fig. 5.8). Une estimation globale et précise ne peut être effectuée qu'à l'aide du micro-scanner. En effet, il faut insérer l'aiguille dans une cible définie dans un objet de référence et passer à nouveau l'objet dans le scanner. Ensuite, il faut comparer la position de la cible directement dans les images scanner. Ces essais feront l'objet d'une campagne de mesures *in vivo* ultérieure.

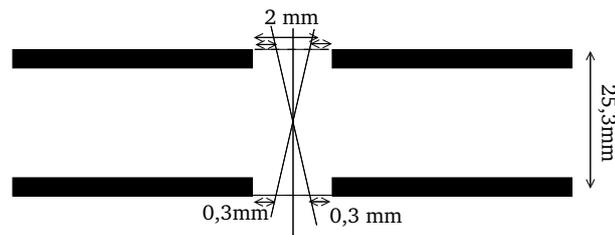
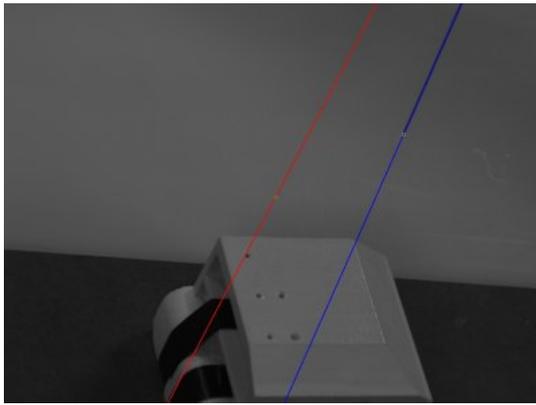
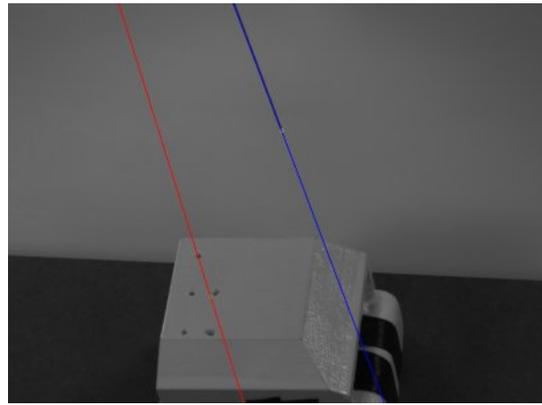


FIG. 5.8 – Estimation de l'orientation.

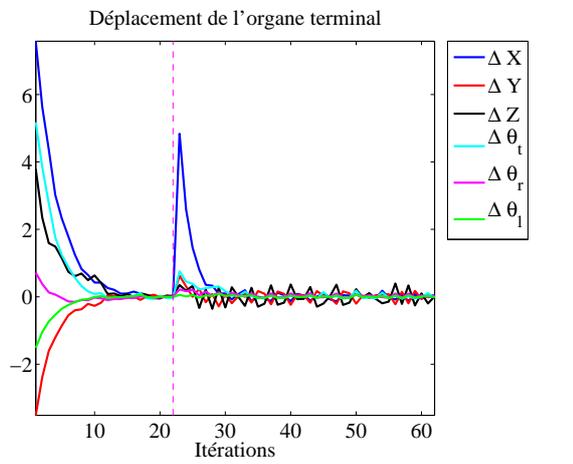


(a) Image gauche.

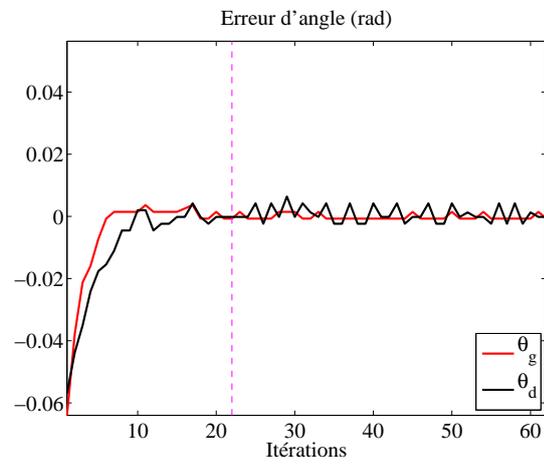


(b) Image droite.

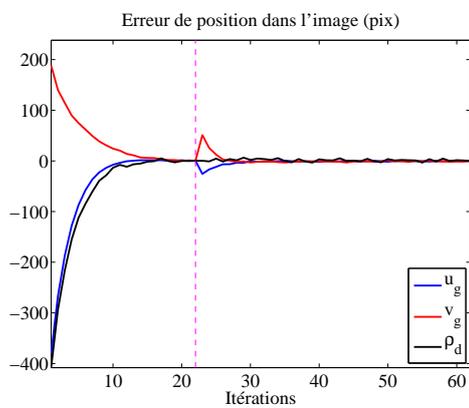
FIG. 5.9 – Attitude de référence (bleu) et attitude initiale du robot.



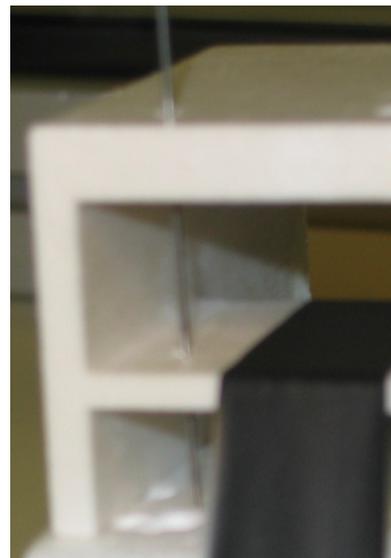
(a)



(b)

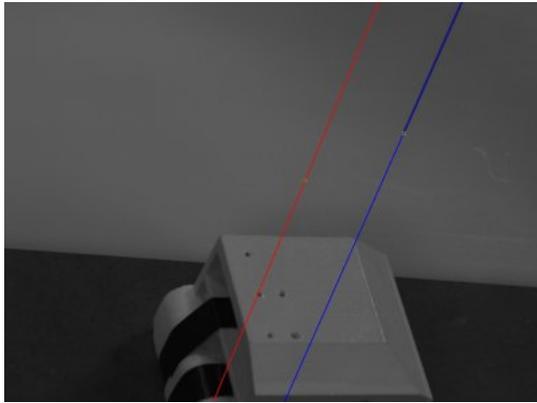


(c)

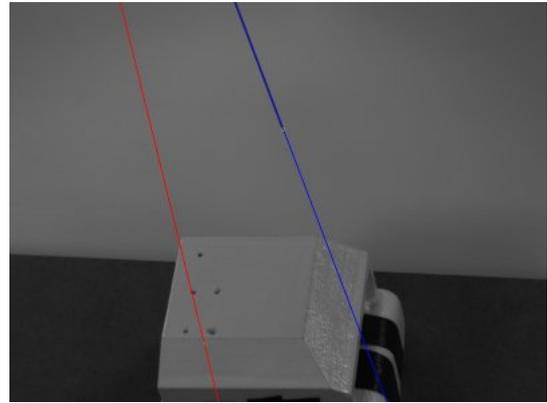


(d) Image obtenue après la réalisation de six translations en boucle ouverte.

FIG. 5.10 – Application de la procédure complète et asservissement visuel vers le premier trou.

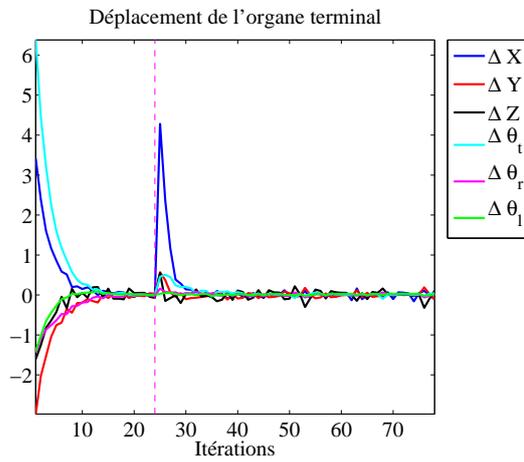


(a) Image gauche.

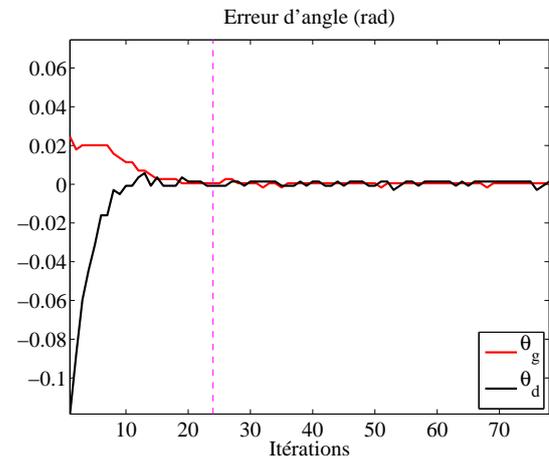


(b) Image droite.

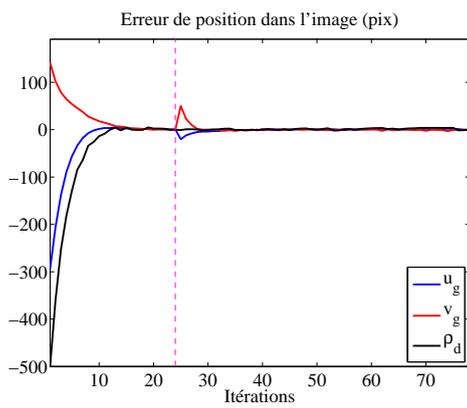
FIG. 5.11 – Attitude de référence (bleu) et attitude initiale du robot.



(a)



(b)



(c)



(d) Image obtenue après la réalisation de cinq translations en boucle ouverte.

FIG. 5.12 – Application de la procédure complète et asservissement visuel vers le deuxième trou.

5.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé une première évaluation de notre procédure d'insertion robotisée d'aiguille. En effet, nous avons développé deux types d'expériences. La première permet d'avoir une évaluation de la précision de positionnement de la pointe de l'aiguille par rapport au centre du trou. La deuxième expérience permet d'observer le passage de l'aiguille dans les deux trous et par la suite confirmer la précision de la direction. Il faut noter également que ces expériences ne permettent pas d'intégrer d'autres types d'erreurs et qui peuvent affecter la précision de notre procédure. Ces deux erreurs sont dûes d'une part au déplacement de la souris lors de son transport du scanner à la plate-forme du robot et d'autre part à l'impact de l'insertion sur la position des organes. Enfin, une quantification plus précise de la précision du protocole nécessite une vérification à l'aide du scanner. En effet, il est nécessaire, après la phase d'insertion, de repasser la cible dans le scanner et d'évaluer la précision directement dans le scanner.

Conclusion

Dans la recherche biologique, plusieurs dispositifs d'imagerie médicale ont fait leur apparition dans les laboratoires de recherche. Ces imageurs ont été adaptés à la taille des animaux de laboratoire de type souris ou rat. Ils permettent également aux biologistes d'associer à leur étude histologique, généralement réalisée au microscope sur des échantillons prélevés sur l'animal, un suivi de l'évolution temporelle de la pathologie étudiée. En cancérologie, ces dispositifs offrent aux biologistes une localisation précise des tumeurs développées par l'animal. Malheureusement, cette information n'est pas exploitée pleinement puisque le prélèvement des tumeurs ou l'injection des agents thérapeutiques continue à se faire manuellement après laparotomie. Cette pratique, répétée le long de l'étude, s'avère traumatisante pour l'animal et peut provoquer sa mort en cours d'étude. De plus, l'efficacité du traitement est d'autant meilleure que l'agent est injecté directement au centre de la tumeur. Actuellement, des dispositifs robotiques sont en cours de développement afin d'assister le biologiste. Ces dispositifs sont guidés par imagerie scanner et offrent des bonnes précisions.

Dans cette thèse, nous proposons la conception et la réalisation d'un dispositif d'insertion d'aiguille robotisée guidé par imagerie à rayons X. Ce dispositif permet de se positionner par rapport à une cible définie par le biologiste et d'effectuer une insertion selon la direction choisie.

A partir du protocole médical actuellement utilisé par les biologistes, nous avons proposé une solution complète qui respecte les contraintes imposées par le milieu médical. Premièrement, il ne fallait pas augmenter le temps du protocole : la durée du passage de l'animal au scanner, la durée de son exposition à l'anesthésie et le temps nécessaire pour sa préparation par le biologiste. Deuxièmement, il ne fallait pas imposer des contraintes sur la forme ou la taille de l'aiguille, ni sur sa fixation par rapport au bras robotique et surtout respecter les contraintes de stérilité. Devant l'impossibilité de réaliser l'insertion d'aiguille robotisée directement dans le scanner, nous avons été amenés à déplacer l'animal à la fin de son passage au scanner et à le déposer devant le robot. Afin de s'assurer que durant ce transfert aucun déplacement d'organe ne se produise, nous avons conçu et réalisé un lit dédié à la souris avec des attaches spécifiques définies par les biologistes qui s'adaptent également aux différentes tailles de souris. La cible de l'aiguille est choisie par le biologiste directement sur les images scanner. Il définit deux points : le point d'entrée au niveau de la peau et la cible (tumeur). Ces deux points définissent également la direction à suivre par l'aiguille durant son avancement vers la cible.

Dans cette configuration, l'animal est amené devant le robot et l'aiguille est attachée au robot. Deux recalages sont alors nécessaires. Le premier permet de définir la cible dans un repère connu par le robot. Le deuxième consiste à identifier l'attitude de l'aiguille par rapport au robot. Dans ce manuscrit, nous avons apporté des solutions pour ces recalages. Pour résoudre le premier recalage, nous avons proposé une solution basée sur la projection de lumière structurée afin d'obtenir un modèle 3D de la scène. Disposant d'un deuxième modèle 3D de l'animal issu des images scanner, nous pouvons alors effectuer un recalage rigide entre ces deux modèles.

Cette étape nous fournit une transformation entre les deux modèles permettant par la suite de redéfinir la cible dans un référentiel du robot. Dans le but d'accélérer cette phase et de la rendre plus robuste, nous avons proposé d'attacher au lit un couvercle de forme spécifique. D'une part le modèle 3D de ce couvercle est facile à extraire dans les images scanner et d'autre part sa forme permet minimiser l'erreur de recalage.

Pour résoudre le deuxième recalage, à savoir identifier l'attitude de l'aiguille, nous avons développé deux méthodes. Dans la première, nous avons cherché à identifier l'attitude exacte de l'aiguille par rapport au repère de l'organe terminal du robot. L'approche proposée est inspirée des méthodes classiques de calibrage poignet/outil. Nous avons réalisé à l'aide du robot des déplacements relatifs avec un pas fixe dans les trois directions. A chaque mouvement, une image est acquise et la direction et la pointe de l'aiguille sont extraites. En réitérant ce traitement pour les différents déplacements, nous sommes capables de créer une mire virtuelle. Cette mire est créée pour plusieurs configurations du robot. Finalement, nous sommes capables d'estimer l'attitude de l'aiguille par rapport au robot. Cette méthode présente plusieurs avantages : aucun dispositif est attaché à l'aiguille et elle est indépendante par rapport à la forme de l'aiguille. Malgré ces avantages, cette méthode ne répond pas au critère de précision souhaité. Pour répondre à ce problème, nous avons proposé une deuxième méthode basée sur un asservissement visuel 2D stéréoscopique. Les paramètres visuels utilisés sont extraits directement de l'aiguille (sa direction et les coordonnées de sa pointe) vue dans les deux images. La matrice d'interaction entre le robot et les caméras est estimée autour d'un point de fonctionnement par la réalisation par le robot d'une série de déplacements aléatoires. Dans le but d'apprendre au robot la direction de l'insertion, nous réalisons deux asservissements visuels le long de cette direction. A la fin de cette phase d'asservissement, le robot effectue des translations en boucle ouverte selon la direction apprise afin d'atteindre la cible. Cette méthode offre un meilleur résultat que la première et ne nécessite aucune phase de calibrage. De plus l'asservissement visuel offre la possibilité de s'assurer de la convergence de l'aiguille par rapport à la cible.

Enfin, nous avons proposé une première évaluation de la précision de la procédure globale de l'insertion robotisée d'aiguille. L'ensemble des expériences réalisées a montré la bonne précision de notre protocole. En effet, le protocole complet a permis de faire passer une aiguille de diamètre 0,6 mm dans un trou de 2 mm. Néanmoins, ces tests ne tiennent pas compte des conditions *in vivo* : déplacement des organes lors du passage de la souris du scanner vers le robot, impact de l'insertion et de la respiration.

Perspectives

Actuellement, le développement logiciel est dans sa phase finale. Une série de tests est prévue *in vivo* pour évaluer l'impact de la respiration et de la déformation des organes sur la précision de l'insertion. En parallèle, une recherche sur la conception d'outils performants pour la réalisation automatisée de biopsie est en cours. Finalement, les biologistes vont étudier l'impact de l'utilisation d'un robot sur l'efficacité de leurs traitements : efficacité du protocole, comportement de l'animal, traumatisme, durée de vie, propagation des tumeurs

Annexe A

Conception du lit de la souris

Pour que notre dispositif d'insertion d'aiguille robotisée fonctionne, il faut qu'une fois les images scanner acquises, la souris soit déplacée du scanner vers le robot pour y subir une biopsie ou une injection. Ce déplacement est une étape critique du processus car il doit se faire sans que les organes de la souris ne bougent. Cette question est primordiale car le déplacement des organes va intervenir dans la précision finale de notre système. En effet, si les organes bougent, alors la cible définie par le biologiste bougera également et nous ne disposons d'aucun moyen, ni pour quantifier, ni pour compenser ce changement de position des organes. Outre des déplacements, les organes peuvent également subir des déformations.

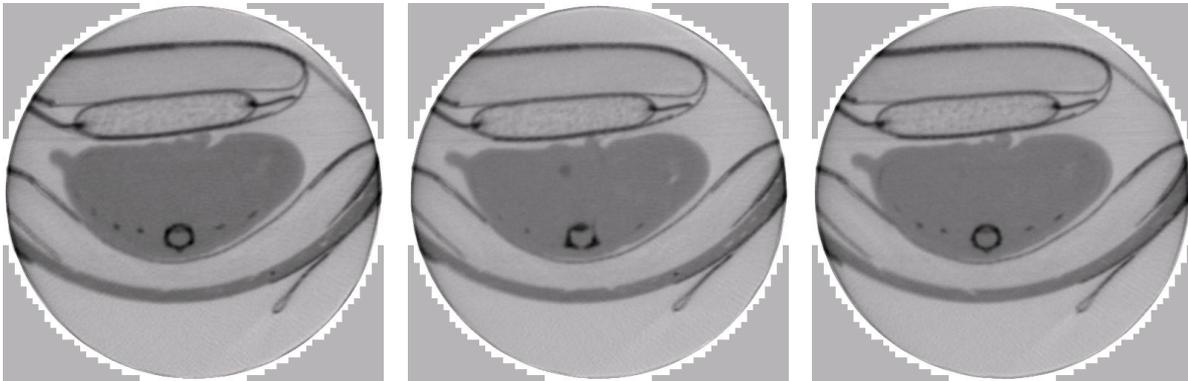
Deux lits, dédiés respectivement au rat et à la souris, sont fournis avec le scanner. Ces lits sont interchangeables et disposent d'un système de fixation spécifique. Dans l'objectif d'évaluer le déplacement des organes, nous avons défini le protocole suivant :

1. réaliser une première acquisition scanner de l'animal ;
2. sortir l'animal attaché à son lit avec précaution et le déposer sur une plate-forme à proximité du scanner ;
3. remettre l'ensemble dans le scanner et réaliser une deuxième acquisition ;
4. comparer les deux images obtenues pour évaluer les déplacements.

La comparaison entre ces images se déroule de la façon suivante : sélection d'une zone d'intérêt dans une image de la première acquisition puis parcours de toutes les images obtenues lors de la deuxième acquisition selon les deux directions afin d'identifier la zone de ressemblance. Comme nous l'avons déjà mentionné, avant le passage au scanner, un agent de contraste est injecté dans l'animal pour mieux fixer un organe. L'absorption de ce produit diminue en fonction du temps et donc les valeurs observées peuvent varier entre deux passages consécutifs au scanner. La comparaison entre les deux images se base alors non plus sur les niveaux de gris mais sur une image filtrée. Cette dernière est obtenue après avoir traité les images avec un détecteur de contours. Pour évaluer les déplacements des organes, on se repère par rapport aux os. En effet, ces derniers sont indéformables et facilement détectables dans l'image car leur image n'est affectée par le produit de contraste.

Les figures A.1, montrent des images scanner de la souris obtenues avec une résolution spatiale de $0,077 \times 0,077 \times 0,079$ mm. Les images A.1(a) et A.1(b) correspondent à la même coupe obtenue respectivement durant le premier et le deuxième passage au scanner. L'image A.1(c) est la coupe qui correspond le mieux à partir des images du second passage au scanner à

la coupe recherchée.



(a) Première acquisition, coupe 150. (b) Deuxième acquisition, coupe 150. (c) Deuxième acquisition, coupe 166.

FIG. A.1 – Estimation du déplacement du lit sur une souris.

Pour quantifier et estimer ces déplacements, nous avons mesuré le déplacement des os dans la souris sur trois animaux en déplaçant le lit précautionneusement. Les résultats du tableau A.1 montrent un déplacement moyen au minimum de 0,45 mm entre les deux passages consécutifs au scanner. Ce décalage dépend prioritairement des précautions prises durant le déplacement. Ce décalage, ramené à la taille des organes de la souris et plus particulièrement à la taille d'une tumeur et des vaisseaux sanguins, est largement supérieur à la précision souhaitée de 0,1 mm. Ces déplacements s'expliquent essentiellement par la forme cylindrique du lit actuel inadaptée à cette tâche. En effet, l'animal n'est pas maintenu fixé sur le lit, et le retrait du lit hors du scanner nécessite son basculement vers le bas, entraînant un glissement de l'animal. En outre, ce phénomène est accentué par le déplacement dispositif d'anesthésie.

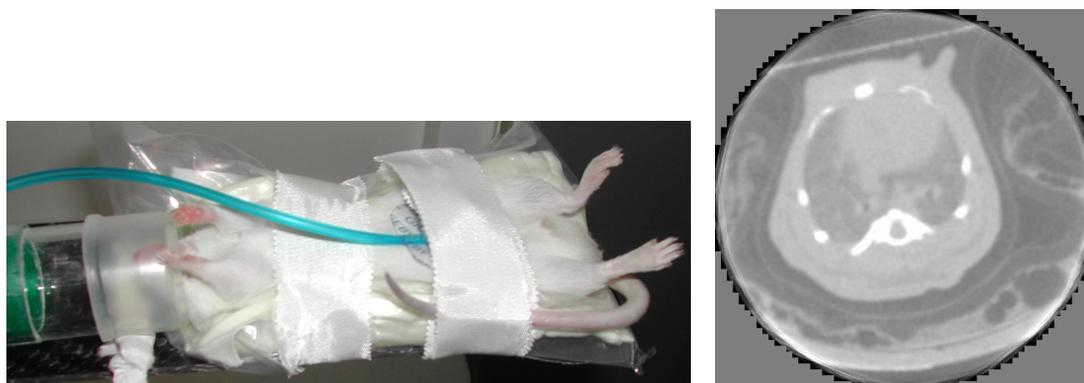
	Résolution de l'image	Erreur moyenne (mm)			Norme (mm)
	$V_x \times V_y \times V_z$	selon X	selon Y	selon Z	
Souris01	0,108 × 0,108 × 0,208	0,55	0,087	0,28	0,62
Souris02	0,077 × 0,077 × 0,079	0,23	0,009	1,58	1,6
Souris03	0,062 × 0,062 × 0,062	0,45	0,052	0,037	0,45

TAB. A.1 – Résultats expérimentaux pour estimer le déplacement des organes de la souris entre deux passages au scanner.

Une solution à ce problème pourrait être l'utilisation d'une mousse de polyuréthane qui viendrait combler les espaces vides entre la souris et le lit, comme utilisé dans l'article de [LKT⁺04]. Néanmoins, la profondeur du lit ne permet pas une immobilisation totale de l'animale, et le temps nécessaire à la préparation, et au séchage de la mousse (30 minutes), est une contrainte supplémentaire, difficilement acceptable, en raison des risques vitaux engagés quand l'animal est sous anesthésie. Finalement, les tests que nous avons réalisés n'ont pas été concluants en raison de la trop forte absorption des rayons X par la mousse de polyuréthane, empêchant une bonne lecture des images scanner par les biologistes.

Nous avons alors décidé de concevoir en collaboration avec les biologistes un nouveau lit pour souris tenant compte des contraintes suivantes :

- le lit doit être stable dans le scanner et diffracter au minimum les rayons X pour ne pas générer d'artefacts sur les images ;
- le lit doit permettre un bon maintien de l'animal, dans une position compatible avec la biopsie, rendant les organes cibles accessibles au robot ;
- le lit doit permettre l'acheminement de l'anesthésie directement sur l'animal par un système solidaire du lit ;
- le lit doit permettre la mise en place d'un capteur de pression sous le dos de la souris pour suivre sa respiration.



(a) Préparation de l'animal avec la mousse.

(b) Image obtenue, coupe 184.

FIG. A.2 – Fixation de la souris avec la mousse polyuréthane.

La nouvelle solution proposée consiste à concevoir et réaliser un nouveau lit, dont la forme s'adapte parfaitement au format du lit actuel. En effet, une acquisition scanner du support de lit est effectuée et la détection de sa surface dans les images a permis de déterminer l'équation exacte de sa courbure. Le nouveau lit dispose également de nouveaux points d'attache pour mieux fixer l'animal. Le choix de ces points a été identifié par les biologistes en se basant sur l'anatomie de la souris et sur leur expérience pour sa manipulation. Plusieurs points ont été positionnés afin de s'adapter aux différentes tailles de souris (Fig. A.3). Afin de limiter l'encombrement des tuyaux d'anesthésie, une entrée pour raccorder le dispositif est attachée au lit. Son avantage est de ne pas à avoir à déplacer les tuyaux, puisque la plate-forme du robot sera équipée d'une nouvelle entrée. Enfin, un emplacement, au niveau de la surface est réservé pour placer le capteur de pression. Ce dernier est habituellement attaché à l'abdomen de l'animal. Nous disposons actuellement d'un premier prototype du lit (Fig. A.4). Afin d'évaluer le déplacement des organes selon le protocole défini ci-dessus, la méthode précédente n'est plus valable. En effet, le nouveau lit ne dispose pas d'attaches fixes sur le lit qui équipe le scanner. Par la suite, entre deux acquisitions, la position du lit a forcément changé. Pour remédier à ce problème, lors du passage du lit au scanner, nous l'avons équipé d'un couvercle facilement détectable dans les images scanner. A chaque passage au scanner, une reconstruction 3D de la souris, du lit et du couvercle est effectuée. Le nouveau protocole de comparaison est le suivant. D'abord, on commence par évaluer le déplacement du couvercle du lit entre le premier et le deuxième passage au scanner. Ensuite, on applique la transformation estimée sur les données du premier passage scanner et on effectue une nouvelle recherche en se basant sur les modèles 3D des os. L'erreur

de déplacement des organes entre deux acquisitions scanner consécutives est de l'ordre de 0,2 mm.

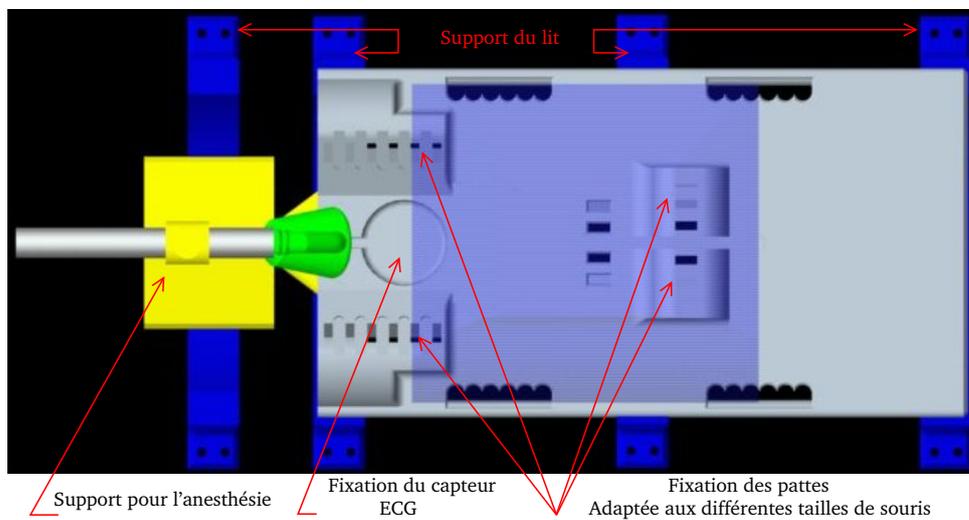


FIG. A.3 – Conception du prototype.



FIG. A.4 – Réalisation d'un lit dédié à la souris.

Annexe B

Étalonnage de la caméra

Étalonnage de la caméra

L'objectif de cet annexe est de décrire le modèle géométrique utilisé pour la caméra afin de définir ses paramètres intrinsèques et extrinsèques. Le modèle choisi pour décrire la perception d'une scène par une caméra est le modèle sténopé. Il représente une projection centrale de la scène sur le plan image. Le centre de la projection est le centre optique de la caméra. La figure B.1 introduit l'ensemble des repères nécessaires pour la modélisation de la caméra :

- le repère de référence, \mathcal{F}_w , attaché à la scène ;
- le repère de la caméra, \mathcal{F}_c , qui admet comme origine le centre optique C . Son axe Z_c , appelé axe principal, est perpendiculaire au plan image placé à une distance $Z_c = f$ avec f est la focale de la caméra ;
- le repère image, \mathcal{F}_i , attaché au plan image appelé aussi plan focal. L'origine de ce repère est généralement placée en haut à gauche de l'image. On désigne par le point O l'intersection de l'axe principal et le plan image, ce qui représente également la projection du centre optique dans ce plan.

Soit un point M de coordonnées (X_M, Y_M, Z_M) exprimé dans le repère \mathcal{F}_w . Ce même point admet (x_M, y_M, z_M) comme coordonnées dans le repère \mathcal{F}_c . L'intersection de la droite CM avec le plan image définit la projection du point M dans le repère image. Elle est notée par m de coordonnées (x_m, y_m, z_m) dans le repère \mathcal{F}_c . Dans le repère image les coordonnées du point m sont notées (u_m, v_m) .

Transformation caméra/scène

Cette transformation représente la matrice homogène de passage entre le repère de référence \mathcal{F}_w et le repère de la caméra \mathcal{F}_c . Elle vérifie la relation suivante :

$$\begin{bmatrix} x_M \\ y_M \\ z_M \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{wc} & \mathbf{t}_{wc} \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_M \\ Y_M \\ Z_M \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{T}_{wc} \begin{bmatrix} X_M \\ Y_M \\ Z_M \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.1})$$

avec \mathbf{R}_{wc} et \mathbf{t}_{wc} qui sont respectivement la matrice rotation et le vecteur translation entre le repère \mathcal{F}_w et le repère \mathcal{F}_c . La matrice \mathbf{T}_{wc} représente les paramètres extrinsèques de la caméra. Son identification nécessite le calcul d'un ensemble de 12 paramètres qui constituent la matrice de rotation et le vecteur de translation. Plusieurs méthodes existent pour trouver ces paramètres

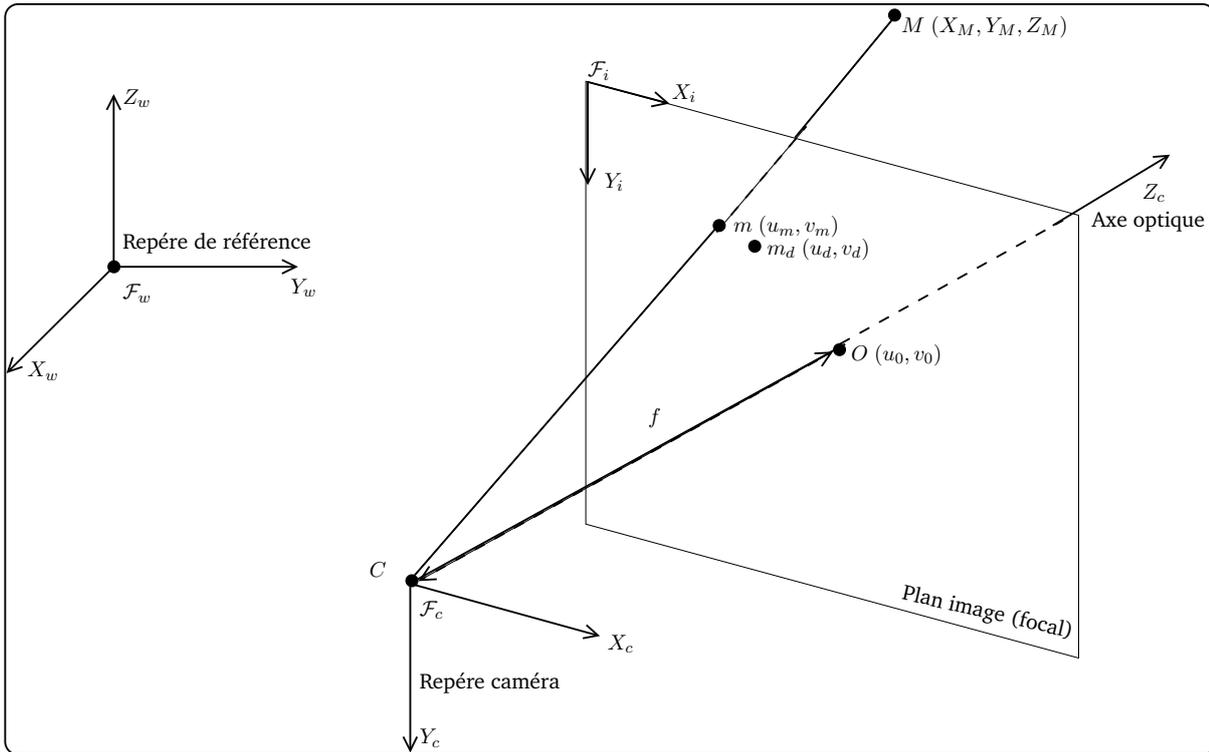


FIG. B.1 – Définition des repères pour le modèle géométrique de la caméra.

et elles dépendent de la définition de la matrice. Ces méthodes nécessitent généralement une mise en correspondance entre 4 points au minimum connus dans le repère de référence et le repère de la caméra.

Projection perspective dans le repère image

Cette transformation définit une projection 3D/2D. Elle représente la projection du point M en un point m exprimé dans le repère \mathcal{F}_c . En optant pour les coordonnées caméra sans dimension [HM95], ceci nous amène au plan focal normalisé défini comme le plan parallèle au plan focal à une distance $Z_c = 1$ m, on a la relation suivante :

$$\begin{bmatrix} x_m \\ y_m \\ 1 \end{bmatrix} \simeq \begin{bmatrix} f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_M \\ y_M \\ z_M \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.2})$$

Transformation caméra/image

Cette transformation permet d'exprimer les coordonnées métriques du plan image en coordonnées pixeliques. En plaçant l'origine du repère image en haut à gauche, une translation entre cette origine et le point principal de coordonnées (u_0, v_0) est nécessaire. En plus comme les pixels ne sont pas forcément carrés alors il faut prendre compte de leurs dimensions notées par d_u et d_v respectivement selon l'axe X_i et Y_i . La relation entre les coordonnées image et celles

de la caméra s'écrit alors sous cette forme matricielle :

$$\begin{bmatrix} u_m \\ v_m \\ 1 \end{bmatrix} \simeq \begin{bmatrix} 1/d_u & 0 & u_0 \\ 0 & 1/d_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_m \\ y_m \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.3})$$

Transformation scène/image

La relation entre le repère de référence et celui de l'image s'obtient directement de la multiplication des trois équations (B.1), (B.2) et (B.3). On obtient alors :

$$\begin{bmatrix} u_m \\ v_m \\ 1 \end{bmatrix} \simeq \begin{bmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \mathbf{T}_{wc} \begin{bmatrix} X_M \\ Y_M \\ Z_M \\ 1 \end{bmatrix} \simeq [\mathbf{K} \quad \mathbf{0}_{3 \times 1}] \mathbf{T}_{wc} \begin{bmatrix} X_M \\ Y_M \\ Z_M \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.4})$$

avec $\alpha_u = f/d_u$ et $\alpha_v = f/d_v$ représentent la longueur focale en pixel respectivement selon la direction X_i et Y_i . \mathbf{K} représente la matrice des paramètres intrinsèques de la caméra. L'identification des paramètres intrinsèques est nécessaire si les paramètres de la caméra changent (focale, ouverture, ...). Elle nécessite en général une dizaine de prises de vues différentes d'une mire d'étalonnage. Différentes mires existent (damier, ellipse, cercle, tridimensionnel ...), leurs types dépendent de la méthode d'étalonnage envisagée.

Prise en compte de la distorsion

La modélisation géométrique de la caméra ainsi définie suppose une optique parfaite. Cependant, lorsqu'une précision élevée est requise, un modèle plus complexe doit être défini. Il nécessite de tenir compte des aberrations géométriques décrivant l'écart entre les positions observées et idéales de l'image du point M . Pour un modèle plus complet, il faut tenir compte de deux types de distorsion : radiale (k_u, k_v) et tangentielle (p_u, p_v). La première exprime le déplacement des points de l'image d'une façon radiale par rapport au modèle linéaire. La deuxième exprime le décentrage de la courbure des surfaces de la lentille de la caméra.

En prenant en compte de ces distorsions, le point M se projette alors en point m_d de coordonnées (u_d, v_d) définies sous cette forme :

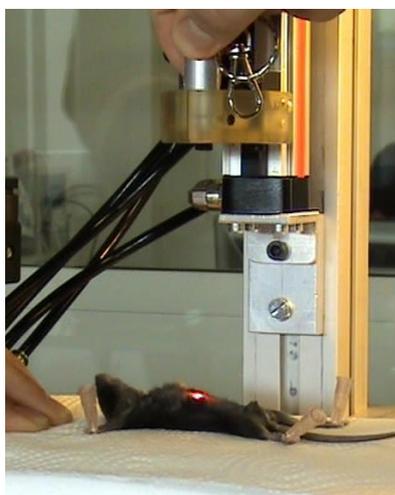
$$\begin{cases} u_d = u_m + u_m r^2 (k_u + k_v r^2) + 2p_u u_m v_m + p_v (r^2 + 2u_m^2) \\ v_d = v_m + v_m r^2 (k_u + k_v r^2) + p_u (r^2 + 2v_m^2) + 2p_v u_m v_m \end{cases} \quad (\text{B.5})$$

avec $r^2 = u_m^2 + v_m^2$.

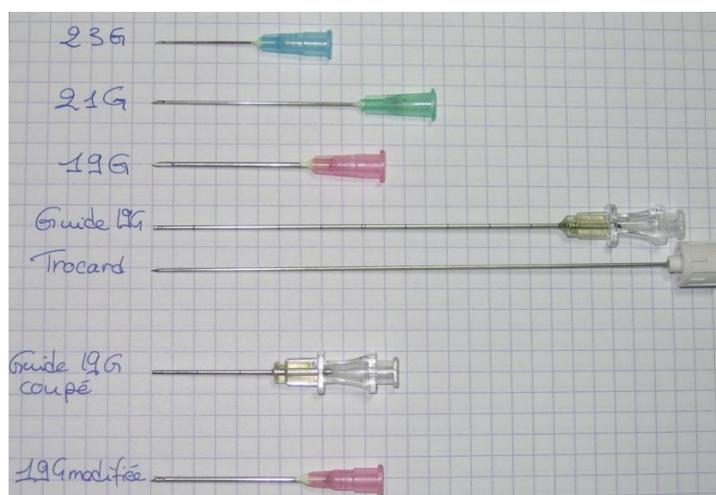
Annexe C

Aiguille de biopsies

En parallèle du développement de notre dispositif d'insertion d'aiguille robotisée, nous avons mené en partenariat avec les biologistes une série de tests pour identifier une technique ou un outil pour réaliser une biopsie de manière automatique, précise et répétitive. Plusieurs études sur l'insertion d'aiguille montrent qu'une vitesse de pénétration plus élevée permet de diminuer l'impact de l'aiguille sur le déplacement des organes [HDT05, MBB⁺04]. En se basant sur ces résultats, nous avons réalisé des tests d'insertion avec un vérin pneumatique dont sa vitesse peut atteindre $2,14 \text{ ms}^{-1}$ pour une pression de 8 bars pour une course maximale de 30 mm. Nous avons attaché sur ce vérin une pince pneumatique conçue spécialement pour une bonne fixation de la seringue. La figure C.1 montre le dispositif d'insertion ainsi que les aiguilles utilisées pour effectuer une biopsie. Le vérin est monté sur une tige verticale qui permet de régler sa hauteur selon la longueur de l'aiguille et la position de la cible à atteindre.



(a) Dispositif d'insertion utilisé.



(b) Différentes aiguilles utilisées.

FIG. C.1 – Dispositif expérimental pour réaliser automatiquement une biopsie.

Durant les expériences, nous avons testé différentes aiguilles à différentes vitesses d'insertion pour la réalisation de biopsie hépatique chez une souris euthanasiée et fixée sur un support. La localisation du foie est effectuée par la connaissance anatomique de la souris. L'objectif de cette étude est de déterminer d'une part la vitesse de pénétration optimale de l'aiguille dans l'animal sans lui provoquer un traumatisme. D'autre part, cette étude vise aussi à évaluer l'im-

fact des caractéristiques de l'aiguille (diamètre, longueur, biseau) sur la quantité et la qualité de tissu prélevé. Après la phase d'insertion, le prélèvement de tissu se déroule en effectuant une aspiration avec la seringue. D'après ces expériences, nous avons remarqué :

- l'animal bouge lors de l'insertion (Fig. C.2) et que ce déplacement est moindre si on a accès direct au foie (Fig. C.3). En effet, avec des aiguilles biseautées et courtes, on a plus de facilité pour traverser la peau. Par contre, la quantité de prélèvement n'est pas toujours garantie ;
- certaines aiguilles vibrent quand la vitesse d'insertion est trop rapide ou quand l'aiguille est trop longue. Par conséquent, la précision de l'insertion n'est plus garantie (Fig. C.4) ;
- une grande vitesse ne garantit généralement pas une insertion de l'aiguille. La peau de la souris a tendance à se plier. De plus, le caractère élastique de la peau fait qu'elle n'est pénétrable qu'avec des aiguilles fines et avec un petit biseau ;
- les aiguilles disposant d'un biseau trop important risquent de ne pas pénétrer complètement l'animal ;
- le prélèvement de quantités appréciables de matériel (1 à 2 mm³ selon les biologistes) est rare et souvent non reproductible avec les aiguilles testées ;



(a) Définition de la cible.



(b) Insertion et aspiration.

FIG. C.2 – Aiguille biseautée (21G).



(a) Positionnement de l'aiguille.



(b) Insertion et aspiration.

FIG. C.3 – Aiguille biseautée (23G) après laparotomie.

En conclusion, l'ensemble des aiguilles testées ne permettait pas d'obtenir un prélèvement de qualité et surtout reproductible des tissus. En utilisant une aiguille de type Franseen (Fig. C.5), et en effectuant une rotation de l'aiguille, un prélèvement est alors possible. Par contre, la pénétration de l'aiguille est difficile en percutané car l'aiguille n'est pas biseautée et risque donc d'accrocher la peau. D'où la nécessité d'effectuer une laparotomie ou de disposer d'un nouveau moyen pour passer facilement la peau. Deux solutions sont possibles. La première

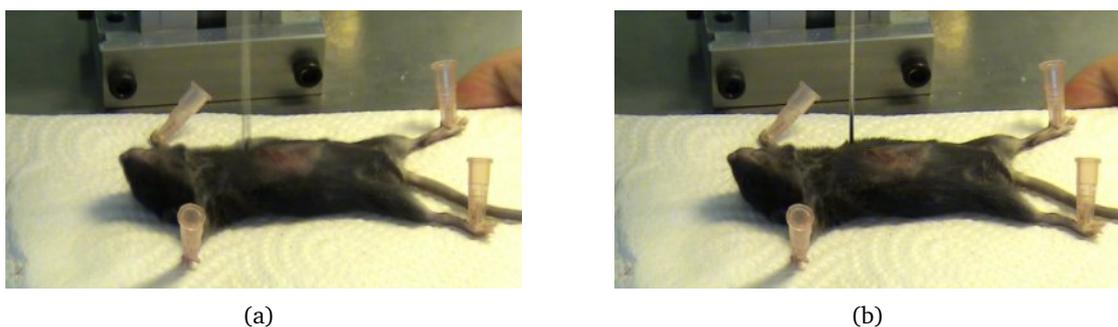
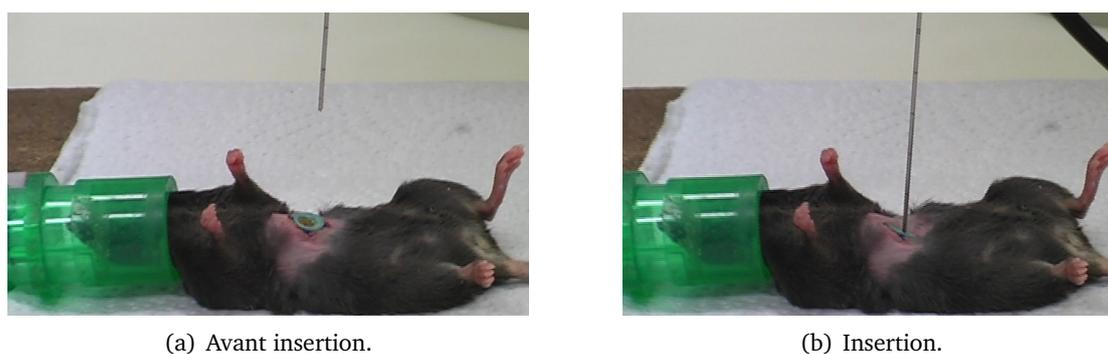


FIG. C.4 – Aiguille ronde et longue (10 cm) avec une pression de 8 bar.

consiste à effectuer une incision préalable avant le passage de l'animal au scanner et de détecter cette incision dans les image scanner. Cette incision définit le point d'entrée de l'aiguille mais représente un risque d'infection. La deuxième solution testée consiste à fixer à la souris une pastille en plastique avec une membrane fine au niveau de la peau (Fig. C.6). L'avantage de ce dispositif est de disposer d'une ouverture permanente et protégée au niveau de la peau. Néanmoins, un tel dispositif limiterait la position du point d'entrée de notre d'aiguille d'une part, et d'autre part, présenterait un risque d'infection non négligeable pour l'animal même si ce risque est moindre que la première solution. Finalement d'après les biologistes, un tel dispositif est difficile à accrocher à la souris qui par nature souhaiterait l'enlever.



FIG. C.5 – Aiguille de type Franseen.



(a) Avant insertion.

(b) Insertion.

FIG. C.6 – Pastille placée au niveau de la peau.

En résumé, en l'état actuel, il est possible d'insérer une aiguille dans la souris et de la ressortir à l'aide du dispositif pneumatique. Néanmoins, la *bonne* aiguille de biopsie n'a pas encore été trouvée. Cette aiguille doit permettre d'avoir un prélèvement reproductible, de bonne qualité, une facilité de pénétration de la peau, ne provoque pas de traumatisme à l'animal. En effet, des tests *in vivo* sur des souris doivent être effectués afin d'estimer le traumatisme des biopsies (saignements, propagation de la tumeur ...).

Listes de publication

Les travaux effectués durant la thèse ont fait l'objet de plusieurs articles dans des conférences internationales et nationales avec comités de lecture :

[1] **Fully Automated Image-Guided Needle Insertion : Application to small animal biopsies.**
A. Ayadi, G. Bour, P. M. Aprahamian, B. Bayle, P. Graebbling, J. Gangloff, L. Soler, J. M. Egly, J. Marescaux.

Dans *29th IEEE EMBS Annual International Conference, IEEE EMBC'07*, Lyon, France, août 2007.

[2] **Fully Automatic Needle Calibration for Robotic-Assisted : Puncture on Small Animals.**
A. Ayadi, S. Nicolau, B. Bayle, P. Graebbling, J. Gangloff.

Dans *The third IEEE-NIH Life Science Systems and Applications Workshop, LISSA'07*, pages 55-58, Bethesda, Maryland, USA, 8-9 novembre 2007.

[3] **Développement d'un système d'insertion d'aiguille robotisée : Application au petit animal.**

A. Ayadi, B. Bayle, P. Graebbling, J. Gangloff.

Dans *Surgetica'07 : Computer-Aided Medical Interventions*, Chambéry, France, september 2007.

[4] **Nouvelle méthode de calibrage poignet-outil pour l'insertion d'aiguille robotisée.**

A. Ayadi, S. Nicolau, B. Bayle, P. Graebbling, J. Gangloff.

Dans *Onzième congrès francophone des jeunes chercheurs en vision par ordinateur, Orasis'07*, Obernai, France, juin 2007.

[5] **Nouvelle méthode de calibrage robot-aiguille : Application aux injections sur le petit animal.**

A. Ayadi, B. Bayle, J. Gangloff et P. Graebbling.

Dans *Journées Nationales de la Recherche en Robotique, JNRR'07, (session poster)*, Obernai, France, octobre 2007.

[6] **An image-guided robot for needle insertion in small animal. Accurate needle positioning using visual servoing.**

A. Ayadi, B. Bayle, P. Graebbling et J. Gangloff.

Dans *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS'08*, Nice, France, september 2008.

Bibliographie

- [AGD07] C. Albitar, P. Graebing et C. Doignon. Robust structured light coding for 3d reconstruction. In *IEEE International Conference on Computer Vision, ICCV'07*, Rio de Janeiro, Brasil, october 2007.
- [And99] N. Andreff. *Asservissement Visuel à partir de Droites et Auto-Étalonnage pince-caméra*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, novembre 1999.
- [ANP⁺07] M. Almajdub, M. Nejjari, G. Poncet, L. Magnier, E. Chereul, C. Roche et M. Janier. In-vivo high-resolution x-ray microtomography for liver and spleen tumor assessment in mice. *Contrast Media & Molecular Imaging*, 2(2) : 88–93, 2007.
- [Ben79] J.L. Bentley. Multidimensional binary search trees in database applications. *IEEE Transactions on Software Engineering*, 5(4) : 333–340, 1979.
- [BM92] P. J. Besl et H. D. McKay. A method for registration of 3-d shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14 : 239–256, février 1992.
- [BMS98] J. Batlle, E. Mouaddib et J. Salvi. Recent progress in coded structured light as a technique to solve the correspondence problem : A survey. *Pattern Recognition Letters*, 31(7) : 963–982, 1998.
- [BNL⁺00] B. Bascle, N. Navab, M. Loser, B. Geiger et R. Taylor. Needle placement under x-ray fluoroscopy using perspective invariants. In *IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis, MMBIA'00*, pages 46–53, South Carolina, USA, juin 2000.
- [Can86] J Canny. A computational approach to edge detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 8(6) : 679–698, 1986.
- [CBM03] E. Cervera, F. Berry et P. Martinet. Stereo visual servoing with oriented blobs. In *International Conference on Advanced Robotics, ICAR'03*, pages 977–982, Portugal, juin 2003.
- [CH06] F. Chaumette et S. Hutchinson. Visual servo control, part i : Basic approaches. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 13(4) : 82–90, décembre 2006.
- [CH07] F. Chaumette et S. Hutchinson. Visual servo control, part ii : Advanced approaches. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 14(1) : 109–118, mars 2007.
- [Cha02] F. Chaumette. Asservissement visuel. In W. Khalil, editeur, *La commande des robots manipulateurs*, Traité IC2, chapitre 3, pages 105–150. Hermès, 2002.
- [CK87] C. Chen et A. Kak. Modelling and Calibration of a Structured Light Scanner for 3d Robot Vision. In *IEE conference on robotics and automation*, pages 807–815, 1987.

- [CLZQ03] M. Chan, W. Lin, C. Zhou et J. Y. Qu. Miniaturized three-dimensional endoscopic imaging system based on active stereovision. *Applied Optics*, 42(10) : 1888–1898, 2003.
- [Cor94] P. I. Corke. Visual control of robot manipulators - a review, 1994.
- [Cra86] J. J. Craig. *Introduction to Robotics*. Addison-Wesley, 1986.
- [Dan99] K. Daniilidis. Hand-eye calibration using dual quaternions. *International Journal of Robotics Research*, 18(3) : 286–298, mars 1999.
- [DKY89] S.M. Dunn, R.L. Keizer et J. Yu. Measuring the area and volume of the human body with structured light. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 19(6) : 1350–1364, Décembre 1989.
- [Dor95] F. Dornaika. *Contributions à l'Intégration Vision/Robotique : Calibrage, Localisation et Asservissement*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, 1995.
- [Dou06] L. Douadi. *Contribution à l'étude du recalage de données 3D/couleur*. Thèse de doctorat, Université Montpellier II, octobre 2006.
- [FAM⁺06] JB. Fasquel, V. Agnus, J. Moreau, L. Soler et J. Marescaux. An interactive medical image segmentation system based on the optimal management of regions of interest using topological medical knowledge. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 82(3) : 216–230, 2006.
- [Fof01] D. Fofi. *Navigation d'un véhicule intelligent à l'aide d'un capteur de vision en lumière structurée et codée*. Thèse de doctorat, Université Picardie-Jules-Verne, septembre 2001.
- [Gan99] J. Gangloff. *Asservissements visuels rapides d'un robot manipulateur à 6 degrés de liberté*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur, janvier 1999.
- [GBDH95] P. Graebing, C. Boucher, C. Daul et E. Hirsch. 3d sculptured surface analysis using a structured-light approach. In *Proceedings of SPIE*, volume 2598, pages 128–139, septembre 1995.
- [GLPW⁺96] W. E. L. Grimson, T. Lozano-Pérez, W. M. Wells, G. J. Ettinger, S. J. White et R. Kininis. An automatic registration method for frameless stereotaxy, image guided surgery, and enhanced reality visualization. In *IEEE Transactions on Medical Imaging*, volume 15, pages 430–436, Avril 1996.
- [GLZH02] P. Graebing, A. Lallement, D. Y. Zhou et E. Hirsch. Optical high precision 3d dimensional vision based quality control of manufactured parts using synthetic images and knowledge for image data evaluation and interpretation. *Applied Optics : Information Processing*, 41(14) : 2627–2643, 2002.
- [Gra03] S. Granger. *Une Approche Statistique Multi-Échelle au Recalage Rigide de Surfaces : Application à l'Implantologie Dentaire*. Thèse de doctorat, Ecole des Mines de Paris, avril 2003.
- [GY03] M. Greenspan et M. Yurick. Approximate k-d tree search for efficient icp. In *3-D Digital Imaging and Modeling*, pages 442–448, 2003.
- [HA94] K. Hosoda et M. Asada. Versatile visual servoing without knowledge of true jacobian. In *Intelligent Robots and Systems, IROS'94*, volume 1, pages 186–193, septembre 1994.

-
- [Hag97] G. Hager. A modular system for robust positioning using feedback from stereovision. *Robotics and Automation*, 13(4) : 582–595, août 1997.
- [HCM95] G. Hager, W. Chang et A. Morse. Robot hand-eye coordination based on stereo vision. *IEEE Control Systems Magazine*, 15(1) : 30–39, 1995.
- [HDT05] M. Heverly, P. Dupont et J. Triedman. Trajectory optimization for dynamic needle insertion. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Avril 2005.
- [HHC96] S. Hutchinson, G. D. Hager et P. I. Corke. A tutorial on visual servo control. *Robotics and Automation*, 12(5) : 651–670, octobre 1996.
- [HM95] R. Horaud et O. Monga. *Vision par ordinateur : outils fondamentaux*. Hermès, 1995.
- [HOH99] D. Q. Huynh, R. A. Owens et P. E. Hartmann. Calibrating a structured light stripe system : A novel approach. *International Journal of Computer Vision*, 33(1) : 73–86, mars 1999.
- [Hou62] P. Hough. Method and means for recognizing complex patterns. US Patent 3069654, décembre 1962.
- [HS88] C. Harris et M. Stephens. A combined corner and edge detector. In *ALVEY Vision Conference*, pages 147–151, 1988.
- [HSN06] M. Hayashibe, N. Suzuki et Y. Nakamura. Laser-scan endoscope system for intraoperative geometry acquisition and surgical robot safety management. *Medical Image Analysis*, 10(4) : 509–519, août 2006.
- [HWL⁺06a] Y.H. Huang, T.H. Wu, M.H. Lin, C.C. Yang, W.Y. Guo, Z.J. Wang, C.L. Chen et J.S. Lee. An automated robot arm system for small animal tissue biopsy under dual-image modality. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A : Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 569(2) : 230–234, 2006.
- [HWL⁺06b] Y.H. Huang, T.H. Wu, M.H. Lin, C.C. Yang, T.C. Wang, C.L. Chen, W.Y. Guo et J.J.S. Lee. An automated image-guided robot arm system for small animal tissue biopsy studies. In *24th IASTED International Conference on Biomedical Engineering*, pages 13–18, Innsbruck, Austria, février 2006.
- [Jou05] E. Jouannot. *Développements et applications de l'imagerie ultrasonore haute fréquence et fonctionnelle chez la souris*. Thèse de doctorat, Université de Paris 6, décembre 2005.
- [KCI⁺06] P. Kazanzides, J. Chang, I. Iordachita, J. Li, C. C. Ling et G. Fichtinger. Design and validation of an image-guided robot for small animal research. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI'06*, volume 4190, pages 50–57, Copenhagen, Danemark, octobre 2006.
- [LEAH00] B. Lamiroy, B. Espiau, N. Andreff et R. Horaud. Controlling robots with two cameras : How to do it properly. In *International Conference on Robotics and Automation, ICRA'00*, pages 2100–2105, San Francisco, CA, USA, avril 2000.
- [LGG01] C. Langis, M. Greenspan et G. Godin. The parallel iterative closest point algorithm. In *Proceedings of the Third International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling*, Québec, Canada, Juin 2001.
- [LIB⁺05] J. Li, I. Iordachita, E. Balogh, G. Fichtinger et P. Kazanzides. Validation of an image-guided robot system for measurement, biopsy and injection in rodents. In *IEEE 31st Annual Northeast Bioengineering Conference*, volume 31, pages 131–133, Hoboken, New Jersey, avril 2005.

- [LJDC04] J.T. Lapreste, F. Jurie, M. Dhome et F. Chaumette. An efficient method to compute the inverse jacobian matrix in visual servoing. In *International Conference on Robotics and Automation, ICRA'04*, volume 1, pages 727–732, New Orleans, USA, avril 2004.
- [LKT⁺04] J. Li, P. Kazanzides, R. Taylor, C. C. Ling et G. Fichtinger. Design of an image-guided robot system for measurement, biopsy and injection in rodents. In *IEEE 30th Annual Northeast Bioengineering Conference*, volume 30, pages 39–40, Springfield, Massachusetts, avril 2004.
- [LZ04] Y.F. Li et B. Zhang. A method for 3d measurement and reconstruction for active vision. *Measurement Science and Technology*, 15 : 2224–2232, Septembre 2004.
- [MBB⁺04] B. Maurin, L. Barbe, B. Bayle, P.Zanne, J.Gangloff, M. DeMathelin, L. Soler et A. Forgione. In vivo study of forces during needle insertions. In *International Workshop on Medical Robotics, Navigation and Visualisation, MRNV'07*, Remagen, Allemagne, mars 2004.
- [MBS99] R Cibrian M Laguia M Buendia, R Salvador et J M Sotoca. Determination of the object surface function by structured light : application to the study of spinal deformities. *Physics in Medicine and Biology*, 44(1) : 75–86, 1999.
- [MC00] E. Malis et F. Chaumette. 2d1/2 visual servoing with respect to unknown objects through a new estimation scheme of camera displacement. *International Journal of Computer Vision*, 37(1) : 79–97, juin 2000.
- [MY95] T. Masuda et N. Yokoya. A robust method for registration and segmentation of multiple range images. *Computer Vision Image Understanding*, 61(3) : 295–307, 1995.
- [NBL⁺00] N. Navab, B. Bascle, M. Loser, B. Geiger et R. Taylor. Visual servoing for automatic and uncalibrated needle placement for percutaneous procedures. In *EEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, volume 1, pages 327–334, South Carolina, USA, juin 2000.
- [NBS⁺08] S. Nicolau, L.M Burgos, L. Soler, D. Mutter et J. Marescaux. In vivo evaluation of a guidance system for computer assisted robotized needle insertion devoted to small animals. In *Medical Imaging and Augmented Reality, MIAR'08*. Springer-Verlag LNCS, 2008.
- [Nic04] S. Nicolau. *Un système de réalité augmentée pour guider les opérations du foie en radiologie interventionnelle*. Thèse de doctorat, Université De Nice-Sophia Antipolis, 2004.
- [NNPL97] T. Nwodoh, B. Nnaji, R. Popplestone et E. Lach. Three-dimensional model acquisition for medical robotics-assisted burn debridement system. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 13(4) : 309–318, mars 1997.
- [NPSA05] S.A. Nicolau, X. Pennec, L. Soler et N. Ayache. A complete augmented reality guidance system for liver punctures : First clinical evaluation. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'05*, volume 3749, pages 539–547, California, USA, octobre 2005.
- [NSKL04] A. Niel, P. Sommer, S. H. Kolpl et Y. Lypetsky. High precision measurement of free formed parts using industrial robots. In *Robot Sensing, 2004. ROSE 2004. International Workshop on*, pages 79–84, mars 2004.

- [OD96] T. Okatani et K. Deguchi. Reconstructing shape from shading with a point light source at the projection center : shape reconstruction from an endoscope image. *International Conference on Pattern Recognition*, 1 : 830–834, août 1996.
- [PJ92] P. Plassmann et B.F. Jones. Measuring area and volume of human leg ulcers by coloured coded structured light. *IEE Colloquium on Medical Imaging : Transduction and Parallel Processing*, 4 : 1–6, 1992.
- [PPM⁺07] V. Paquit, J. R. Price, F. Mériaudeau, K. W. Tobin et T. L. Ferrell. Combining near-infrared illuminants to optimize venous imaging. In *Medical Imaging 2007 : Visualization and Image-Guided Procedures*, volume 6509, mars 2007.
- [PPS⁺06] V. Paquit, J. R. Price, R. Seulin, F. Mériaudeau, R. H. Farahi, K. W. Tobin et T. L. Ferrell. Near-infrared imaging and structured light ranging for automatic catheter insertion. In *Medical Imaging 2006 : Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, volume 6141, pages 545–553, mars 2006.
- [PSKS01] A. Patriciu, S. Solomon, L. R. Kavoussi et D. Stoianovici. Robotic kidney and spine percutaneous procedures using a new laser-based ct registration method. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'01*, pages 249–257, Utrecht, Pays-Bas, octobre 2001.
- [PSW⁺00] A. Patriciu, D. Stoianovici, L. L. Whitcomb, T. Jarrett, D. Mazilu, A. Stanimir, I. Iordachita, J. Anderson, R. H. Taylor et L. R. Kavoussi. Motion-based robotic instrument targeting under c-arm fluoroscopy. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'00*, pages 988–998, Pennsylvania, USA, octobre 2000.
- [RL01] S. Runsinkiewicz et M. Levoy. Efficient variants of the icp algorithm. In *3-D Digital Imaging and Modeling*, 2001.
- [SA89] Y. Shiu et S. Ahmad. Calibration of wrist-mounted robotic sensor by solving homogeneous transform equations of the form $ax = xb$. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 1989.
- [SGH00] Ch. Schoenenberger, P. Graebbling et E. Hirsch. Recalage de séquences spatiales d'images en vue d'une évaluation dimensionnelle de surfaces libres. *Traitement du Signal*, 17(4), 2000.
- [SMFF06] J. Salvi, C. Matabosch, D. Fofi et J. Forest. A review of recent range image registration methods with accuracy evaluation. *Image and Vision Computing*, 2006.
- [Sol07] L. Soler. Virtual reality and robotics applied to surgery, lirmm, 2007.
- [SPB04] J. Salvi, J. Pagès et J. Batlle. Pattern codification strategies in structured light systems. *Pattern Recognition Society*, 37(4) : 827–849, Avril 2004.
- [SWA⁺98] D. Stoianovici, L. L. Whitcomb, J. H. Anderson, R. H. Taylor et L. R. Kavoussi. A modular surgical robotic system for image guided percutaneous procedures. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'98*, volume 1496, pages 404–410, Cambridge MA, USA, octobre 1998.
- [Tab05] M. Tabish. An image-guided robotic assistant for microsurgery of the inner ear. Master's thesis, Johns Hopkins University, septembre 2005.
- [TL89] R. Y. Tsai et R. K. Lenz. A new technique for fully autonomous and efficient 3d robotics hand-eye calibration. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 5(3) : 345–358, juin 1989.

- [WCLF06] A.C. Waspe, H.J. Cakiroglu, J.C. Lacefield et A. Fenster. Design and validation of a robotic needle positioning system for small animal imaging applications. In *28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS'06*, volume 3, pages 412–415, New York, USA, août 2006.
- [WCLF07] A. C. Waspe, H. J. Cakiroglu, J. C. Lacefield et A. Fenster. Design, calibration and evaluation of a robotic needle-positioning system for small animal imaging applications. *Physics in Medicine and Biology*, 52(7) : 1863–1878, 2007.
- [WDDF05] Z. Wei, M. Ding, D. Downey et A. Fenster. Dynamic intraoperative prostate brachytherapy using 3d trus guidance with robot assistance. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS'05*, pages 7429–7432, septembre 2005.
- [WGDF04] Z. Wei, L. Gardi, D. B. Downey et A. Fenster. Oblique needle segmentation for 3d trus-guided robot-aided transperineal prostate brachytherapy. *International Symposium on Biomedical Imaging : Nano to Macro*, 1 : 960–963, avril 2004.
- [WLF07] A. C. Waspe, J. C. Lacefield et A. Fenster. Registration of three-dimensional high-frequency ultrasound images to a robotic needle-positioning system for pre-clinical research. In *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging : From Nano to Macro, ISBI'07*, pages 1132–1135, Washington, DC, USA, avril 2007.
- [WPD⁺04] S. Weber, K. Peterson, B. Durkee, C. Qi, M. Longino, T. Warner, F. Lee et J. Weichert. Imaging of murine liver tumor using microct with a hepatocyte-selective contrast agent : accuracy is dependent on adequate contrast enhancement. *Journal of Surgical Research*, 119(1) : 41–45, 2004.
- [WSN87] L. Weiss, A. C. Sanderson et C. P. Neuman. Dynamic sensor-based control of robots with visual feedback. *IEEE Journal of Robotics and Automation*, 3(5), octobre 1987.
- [WZX03] Z. Wei, G. Zhang et Y. Xu. Calibration approach for structured light stripe vision sensor based on the invariance of double cross-ratio. *Optical Engineering*, 42(10) : 2956–2966, 2003.
- [XZZ04] Z. Xie, C. Zhang et Q. Zhang. A simplified method for the extrinsic calibration of structured-light sensors using a single-ball target. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 44 : 1197–1203, 2004.
- [YKD97] H. H. Yakali, B. J. A. Kröse et L. Dorst. Vision-based 6-dof robot end-effector positioning using neural networks. In *Proceedings 1997 RWC Symposium, RWC Technical Report TR - 96001*, pages 191–198, 1997.
- [You94] G. Youmei. Noncontact 3d biological shape measurement from multiple view. Master's thesis, University of Western Australia, 1994.
- [Zha94] Z. Zhang. Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces. *International Journal of Computer Vision*, 13(2) : 119–152, 1994.
- [Zha98] Z. Zhang. A flexible new technique for camera calibration. Rapport de recherche MSR-TR-98-71, Microsoft Research, One Microsoft Way, Redmond, WA 98052, 1998.
- [ZL04] B. Zhang et Y.F. Li. An efficient method for dynamic calibration and 3d reconstruction using homographic transformation. *Sensors and Actuators A : Physical*, 119(2) : 349–357, Avril 2004.
- [ZRS94] H. Zhuang, Z. S. Roth et R. Sudhakar. Simultaneous robot/world and tool/flange calibration by solving homogeneous transformation equations of the form $ax = yb$. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 10(4), août 1994.

- [ZZ05] F. Zhou et G. Zhang. Complete calibration of a structured light stripe vision sensor through planar target of unknown orientations. *Image Vision Computing*, 23 : 59–67, 2005.

Résumé

L'objectif de ce travail de thèse est la conception et le développement d'un système d'insertion robotisée d'aiguille pour le petit animal. Le dispositif proposé se compose d'un scanner à rayons X, d'un robot et d'un système de vision. Dans le protocole proposé, l'animal attaché à son lit, est passé au scanner afin d'acquérir son modèle CT. Le biologiste définit alors l'étape d'insertion en choisissant deux points dans les données CT : le point d'entrée au niveau de la peau et la cible à atteindre. Ensuite, l'animal et son lit sont déplacés hors du scanner et placés devant le robot. Ce protocole nécessite deux recalages. Le premier permet d'identifier la position de l'animal par rapport au robot suite à son déplacement. Ainsi, les deux points choisis par le biologiste dans les images scanner peuvent être définis dans le repère du robot. La solution proposée est basée sur la projection de lumière structurée sur une cible de recalage. Cette dernière est identifiée également dans les images scanner. Le deuxième recalage consiste à positionner et orienter d'une manière automatique et précise l'aiguille par rapport à la cible. Les deux méthodes proposées sont indépendantes du modèle d'aiguille et de sa fixation au robot. La première méthode proposée est basée sur la création d'une mire virtuelle obtenue suite au déplacement du robot avec un pas fixe et suite à l'extraction de l'aiguille dans l'image caméra. Cette solution conduit à une procédure longue, dont la précision n'a pas été jugée suffisante. La seconde approche proposée est basée sur l'asservissement visuel 2D stéréoscopique. Les paramètres visuels sont extraits directement des images de l'aiguille et tiennent compte de leur redondance. Les premiers tests effectués montrent une précision inférieure à 1 mm et 0,05 rad pour le positionnement de l'aiguille.

Mots-clés: Insertion robotisée d'aiguille, lumière structurée, mire virtuelle, asservissement visuel.

Abstract

The aim of this work is the design and development of a robotic needle insertion system for the small animal. The system is composed of an X-ray scanner, a robot and a vision system. In the proposed protocol, the animal attached to its bed is scanned in order to acquire its CT-model. From these data, the biologist specifies the input and target points. Then, the bed with the animal is removed from the CT-scan to the robotic cell. This protocol requires two registrations. The first registration identifies the position of the animal with respect to the robot after its displacement. So, the two points selected by the biologist in the CT-images can be defined in the robot frame. The proposed solution is based on the projection of structured light on a specific lid which is also identified in the CT-images. The second registration consists in orienting automatically and precisely the needle with respect to the target. The two proposed methods are independent from the needle model and its attachment to the robot. The first method is based on a virtual calibration grid created by pre-defined needle tip motions performed by the robot and followed by the extraction of the needle in the camera image. This approach leads to a long procedure, whose accuracy not satisfactory. The second approach is based on 2D stereo visual servoing. The visual parameters are extracted directly from the needle in the images and take into account their redundancy. The first experimental results show a precision less than 1 mm and 0.05 rad for positioning the needle.

Keywords: Robotic needle insertion, structured light, virtual grid, visual servoing.

