

N° d'ordre : 5677

École Doctorale Mathématiques, Sciences de l'Information et de
l'Ingénieur

THÈSE

présentée pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université Louis Pasteur - Strasbourg I
Discipline : Sciences pour l'ingénieur
(Spécialité : Robotique)

par

Cyrille Lebossé

**Stimulation magnétique transcrânienne robotisée guidée par
imagerie médicale**

Soutenue publiquement le jeudi 15 mai 2008

Membres du jury

<i>Directeur de Thèse</i>	:	Michel de Mathelin, Professeur à l'ENSPS, Strasbourg
<i>Co-encadrant</i>	:	Pierre Renaud, Maître de Conférences à l'INSA, Strasbourg
<i>Rapporteur Externe</i>	:	M. Philippe Wenger, Directeur de Recherche au CNRS, IRCCyN
<i>Rapporteur Externe</i>	:	M. Etienne Dombre, Directeur de Recherche au CNRS, LIRMM
<i>Rapporteur Interne</i>	:	M. Emmanuel Caillaud, Professeur à l'ULP, Strasbourg
<i>Examineur</i>	:	M. Yann Delmas, Chef de projet robotique, GE Healthcare, Buc
<i>Invité</i>	:	M. Bernard Bayle, Maître de Conférences à l'ULP, Strasbourg
<i>Invité</i>	:	M. Jack Foucher, Maître de Conférences à l'ULP et praticien hospitalier au CHU, Strasbourg

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier l'ensemble des membres du jury pour le temps qu'ils ont consacré à l'évaluation de ce travail, à commencer par Monsieur Emmanuel Caillaud pour avoir accepté de présider le jury. Je remercie Messieurs Philippe Wenger et Etienne Dombre pour l'intérêt qu'ils ont porté à mes travaux, la pertinence des remarques soulevées au cours de ma soutenance et lors de la démonstration. Je remercie également Monsieur Yann Delmas, d'avoir accepté de faire partie de ce jury et d'avoir pris le temps de porter un oeil critique sur ce travail, dans un domaine qu'il connaît fort bien.

Je tiens à remercier Michel de Mathelin de m'avoir offert l'opportunité d'effectuer cette thèse, mais aussi pour sa passion pour la recherche qui m'a poussé à tirer le meilleur de moi-même.

Je tiens à remercier tout particulièrement mes encadrants Pierre Renaud et Bernard Bayle pour la qualité de leur encadrement, leur soutien tout au long de la thèse, leurs conseils avisés, les relectures très constructives du manuscrit, mais aussi tout simplement pour le travail qu'ils ont effectué sur ce projet. Pierre Renaud a notamment réalisé un travail très conséquent sur la conception CAO du mécanisme qui force mon admiration. Sa méthodologie, sa rigueur et son souci de la perfection m'auront appris énormément au cours de ces années. Bernard Bayle a également largement participé à la conception du poignet et a su me guider dans les méandres de la planification et de la commande des mouvements d'un robot. C'est aussi un véritable spécialiste du montage de cabestan.

Je remercie aussi toutes les personnes qui ont contribué à ce projet, notamment le Docteur Jack Foucher qui en est à l'origine, a su se rendre disponible malgré son emploi du temps chargé, et a toujours fait preuve d'une bonne humeur et d'un intérêt très motivants. Je remercie également Jean-Paul Armspach pour les fonctionnalités développées sous Medimax qui m'ont été très utiles. Je remercie également Olivier Piccin pour le temps qu'il a consacré sur la CAO du poignet.

Merci à tous les membres de l'équipe AVR, permanents comme doctorants, d'avoir rendu ces nombreuses heures passées au laboratoire très agréables, et de m'avoir apporté leur aide et leur soutien à chaque fois que j'en avais besoin. Je remercie Laurent B. d'avoir patiemment répondu à mes nombreuses questions. Je remercie également Loïc pour les divers dépannages informatiques. Un petit clin d'œil à Wael : c'est toujours un plaisir quand tu viens m'embêter. Enfin, une dédicace particulière à Ahmed et Chadi pour leur amitié qui m'a réchauffé le cœur dans les moments difficiles, et tous les fous rires que l'on a pu avoir ensemble. Remerciement particulier à Thierry pour son amitié fidèle, son soutien, son regard critique et constructif sur mon travail et enfin pour avoir fait le déplacement depuis Le Mans pour assister à ma soutenance.

Cette thèse n'aurait pu enfin voir le jour sans le soutien et l'encouragement de mes parents qui ont partagé les bons moments comme les inquiétudes, et m'ont permis de m'épanouir pleinement tout au long de ces années.

J'espère n'avoir oublié personne, et si c'était le cas, je vous fait mes plus plates excuses.

Table des matières

Introduction	1
Chapitre 1 Stimulation magnétique transcrânienne	5
1.1 Principe et histoire de la SMT	5
1.1.1 Principe de la SMT	5
1.1.2 Découverte et histoire de la SMT	7
1.2 Les applications de la SMT	8
1.2.1 Les applications cliniques	8
1.2.2 Les applications thérapeutiques	9
1.2.3 Les applications dans la recherche sur le cerveau	11
1.3 L'intérêt de la SMT face aux autres méthodes de stimulation du cerveau	13
1.3.1 L'électroconvulsivothérapie	13
1.3.2 La thérapie par convulsion magnétique	15
1.3.3 La stimulation électrique transcrânienne à courant continu	15
1.3.4 La stimulation du nerf vague	16
1.3.5 La stimulation profonde du cerveau	17
1.3.6 Les effets secondaires, risques et contre-indications de la SMT	17
1.4 Systèmes de stimulation et modélisation	18
1.4.1 Le système de stimulation	18
1.4.2 Les bobines de stimulation électromagnétique	22
1.4.3 Modélisation du champ électrique induit et effets de la SMT	26
1.5 Scénario actuel d'une thérapie par SMT	27
1.5.1 Avant la première séance	28
1.5.2 Le déroulement d'une séance	29
1.5.3 Après la ou les séances	29
1.6 Vers un système robotique dédié à la SMT	30
1.6.1 Besoin d'une robotisation	30
1.6.2 État de l'art des systèmes robotiques utilisés pour la SMT	31
1.7 Conclusion	32

Chapitre 2 Conception d'un système robotique dédié pour la SMT	35
2.1 Cahier des charges du système et découpage du projet	35
2.1.1 Éléments du cahier des charges fonctionnel du système complet	35
2.1.2 Architecture du système	38
2.2 Proposition d'une décomposition du geste	40
2.2.1 Les architectures robotiques utilisées pour des applications médicales	40
2.2.2 Proposition d'une décomposition du système robotique	47
2.2.3 Espace de travail des sous-systèmes	48
2.2.4 Les architectures mécaniques de type sphérique	49
2.3 Cinématique du système de positionnement de la sonde	54
2.3.1 Critères d'évaluation	54
2.3.2 Démarche d'évaluation des différentes cinématiques possibles	54
2.3.3 Cinématique retenue pour le porteur principal	66
2.4 Cinématique du poignet	68
2.5 Conception du système robotique	70
2.5.1 Description générale	70
2.5.2 Actionnement et perception	78
2.5.3 Gestion des câbles	85
2.5.4 Comportement cinématique	89
2.5.5 Influence du champ magnétique	89
2.5.6 Contrôleur temps-réel et supervision	90
2.6 Conclusion	91
Chapitre 3 Planification et commande	93
3.1 De la tâche médicale à la commande du robot de SMT	93
3.1.1 Calcul du mouvement de référence de la sonde sur la tête	93
3.1.2 Approche retenue pour la commande du robot	94
3.2 Position de l'approche retenue	95
3.3 Description de la méthode de planification proposée	98
3.3.1 Principe général	98
3.3.2 Construction du graphe	98
3.3.3 Méthode locale	100
3.3.4 Recherche du chemin optimal	101
3.3.5 Pseudo-code de l'algorithme	101
3.4 Exemples de planification	104
3.4.1 Exemple 1 : manipulateur plan	104
3.4.2 Exemple 2 : manipulateur mobile	109

3.5	Planification des mouvements du robot pour une procédure de SMT	110
3.6	Procédure de stimulation avec suivi des mouvements de tête du patient	114
3.7	Conclusion	115
Chapitre 4 Modélisation dynamique de capteurs d'effort bas coût pour la commande en effort		117
4.1	Introduction	117
4.2	Banc de tests et protocole	118
4.3	Étalonnage et réponse statique	119
4.3.1	Étalonnage	120
4.3.2	Répétabilité	121
4.3.3	Dérive temporelle	121
4.3.4	Propriétés statiques	121
4.4	Identification du comportement sous sollicitation harmonique simple	122
4.4.1	Réponse dynamique	122
4.4.2	Identification des non-linéarités	123
4.4.3	Evolution de la caractéristique statique	129
4.4.4	Bilan	130
4.5	Capteur Flexiforce - cas d'une sollicitation complexe	132
4.5.1	Somme de signaux sinusoïdaux	132
4.5.2	Variation temporelle du spectre fréquentiel	135
4.5.3	Signal pseudo-aléatoire	137
4.5.4	Domaine de validité du modèle établi	137
4.6	Validation expérimentale dans le cadre d'une commande en effort	138
4.6.1	Commande en effort avec le capteur Flexiforce	138
4.6.2	Commande en effort avec le capteur FSR - dans le cadre de SMT robotisée	142
4.7	Conclusion	147
Conclusion		149
Liste des publications		153
Bibliographie		155

Introduction

Depuis toujours, la médecine relève de nombreux défis ayant pour objectif de soulager, d'aider et de guérir les patients. Ceci est d'autant plus vrai depuis l'avènement des nouvelles technologies de l'information, qui ont permis d'offrir au patient de nouvelles méthodes de diagnostic ainsi que de nouvelles voies de traitement.

La recherche sur le cerveau, un enjeu majeur de santé publique et de société

De tous les organes, le cerveau reste à l'heure actuelle le moins exploré et le seul à ne pouvoir être « réparé ». La compréhension de son fonctionnement fait donc actuellement partie de ces enjeux majeurs auxquels la médecine doit répondre. Pour faire face à ce défi, certains pays, comme les États-Unis ou le Japon, ont considérablement intensifié leurs efforts dans les neurosciences. En France, depuis deux ou trois ans, un élan nouveau en faveur de la recherche pour le cerveau mobilise l'ensemble de la communauté des chercheurs en neurosciences. Celui-ci s'est traduit en 2007 par la publication d'un rapport visant à élaborer un plan national d'action sur le cerveau et les maladies du système nerveux. Le développement des connaissances dans ce domaine devrait renforcer l'arsenal des outils thérapeutiques pour les patients atteints de maladies neurologiques ou de maladies mentales d'origine inconnue. Dans certains cas, il devrait être possible de ralentir le développement de ces maladies ou même de les prévenir. Ceci est d'autant plus important puisque les maladies du cerveau sont en constante augmentation. Ainsi, la maladie d'Alzheimer touche une proportion très élevée de la population à partir d'un certain âge ; entre 450.000 à 800.000 patients en sont aujourd'hui atteints. Selon l'OMS, les maladies mentales se classent au troisième rang des maladies en termes de prévalence et sont responsables du quart des invalidités. L'allongement de l'espérance de vie risque d'augmenter rapidement le nombre de personnes souffrant de ces maladies, mais aussi de divers handicaps. Décélée dans tous les pays développés, cette évolution a déjà des conséquences sociales et économiques majeures.

Apports de la Stimulation Magnétique Transcrânienne et de l'imagerie médicale

Parmi les maladies mentales, la dépression nerveuse est une de celles qui bénéficient le plus des efforts de recherche. Selon l'Organisation Mondiale de la Santé, la dépression est la première cause de handicap. Elle se situe au quatrième rang des maladies en termes de coût par maladie. Selon les prévisions, en 2020 ce trouble se situera à la seconde place, quels que soient l'âge et le sexe. Aujourd'hui, il se situe déjà au deuxième rang pour la catégorie d'âge de 15 à 44 ans pour les deux sexes. La dépression peut survenir dans n'importe quelle catégorie socio-professionnelle, à tous les âges. Ainsi, chaque année, plus de 120 millions de personnes souffrent de dépression dans le monde et seuls 25% d'entre elles peuvent avoir accès à des traitements efficaces. En France, la dépression est devenue un enjeu majeur de santé publique. Jusqu'à présent, on obtenait des résultats plus ou moins probants selon les patients avec les traitements

médicamenteux (antidépresseurs), les psychothérapies et les sismothérapies (électrochocs). Récemment, de nouvelles pistes sont apparues dans la thérapeutique de cette pathologie, notamment avec la Stimulation Magnétique Transcrânienne (SMT). Ce traitement est une technique non-invasive et indolore qui consiste à déplacer à la surface du crâne une sonde de stimulation afin de modifier l'activité électrique du cortex. Le développement de cette voie de traitement complémentaire aux traitements médicamenteux représente un intérêt sur le plan sociétal et également sur le plan économique. Il existe par ailleurs d'autres troubles pour lesquels l'effet de la SMT a été démontré, parmi lesquels les troubles anxieux post-traumatiques, les troubles obsessionnels compulsifs ou la schizophrénie.

Grâce aux avancées de la recherche dans le domaine des nouvelles technologies de l'information, la médecine dispose de nouveaux instruments permettant d'offrir aux patients de nouvelles méthodes de diagnostic et de nouvelles voies de traitement. La SMT en fait partie, tout comme l'imagerie médicale à laquelle elle est à l'heure actuelle souvent couplée. L'imagerie médicale est en effet le parfait exemple de cette évolution des techniques médicales. Depuis une vingtaine d'années les techniques d'imagerie du cerveau se sont développées et ont permis de mieux comprendre les dysfonctionnements cérébraux. Ces progrès en imagerie ont rendu par exemple possible l'observation *in vivo* de l'activité électrique et des flux sanguins dans le cerveau, dont les variations permettent de déterminer les zones cérébrales sollicitées par différents processus cognitifs. Dans le cadre de la recherche en neurosciences cognitives, l'imagerie structurelle, qui cherche à localiser différentes parties de l'anatomie du système nerveux central, apporte des éléments pour interpréter les observations comportementales, en déterminant par exemple à quelles lésions correspond un déficit cognitif donné. L'imagerie fonctionnelle cherche quant à elle à caractériser le cerveau en action, en mesurant l'activité cérébrale d'un individu, tout en lui faisant effectuer une tâche. L'objectif est de déterminer quelle région du cerveau était particulièrement active et à quel moment de la tâche. Ces techniques d'imagerie ont permis de doter les médecins de stratégies thérapeutiques efficaces grâce à une amélioration du diagnostic. En permettant une modification de l'activité d'une région cible du cerveau, les techniques de stimulation du cerveau comme la SMT viennent ainsi compléter les apports de l'imagerie dans la compréhension du cerveau et la découverte de nouveaux traitements pour ses différentes pathologies.

Vers une SMT robotisée et guidée par imagerie médicale

Malgré un potentiel très intéressant, la SMT n'est pas encore répandue à l'heure actuelle. Ceci provient en grande partie de la réalisation manuelle du geste qui a pour effet de limiter la précision et la répétabilité, et donc d'empêcher une évaluation clinique rigoureuse. De plus, il est de ce fait impossible d'envisager la SMT comme un traitement clinique routinier à grande échelle. Une robotisation de la SMT couplée à l'utilisation de l'imagerie devrait ainsi permettre une meilleure évaluation et un meilleur développement de cette technique.

La robotique peut en effet faciliter la manipulation de ces instruments d'exploration ou de stimulation du cerveau. Historiquement, depuis les années 1980, de nombreux systèmes expérimentaux d'aide aux gestes médicaux ont été proposés, inspirés bien souvent de la robotique industrielle. Les travaux actuels de la communauté scientifique robotique concernent pour une grande partie les soins mini-invasifs téléopérés à distance [Cleary01, Taylor02, Delgorge05]. Cependant, dans le cadre du diagnostic ou de la thérapie, des systèmes robotiques plus autonomes ont également été développés afin de déplacer un instrument en contact ou non avec le patient. Ils permettent notamment de gagner en précision, de compenser le poids des instruments, de réduire la fatigue du praticien ou encore de supprimer ses tremblements. On peut citer par

exemple le robot HippocrateTM utilisé pour le diagnostic par échographie [Pierrot99], le robot DermarobTM utilisé pour le prélèvement cutané [Dombre03], ou encore le système robotique CyberKnifeTM de la société Accuray qui a été développé pour des applications de radiothérapie stéréotaxique [Chang03].

C'est dans ce contexte qu'en 2004, un projet de robotisation de la SMT a été initié par M. Michel de Mathelin, professeur à l'université Louis Pasteur de Strasbourg, et le Docteur Jack Foucher de l'unité psychopathologie clinique et expérimentale de la schizophrénie du CHU de Strasbourg. Ce projet s'effectue sous forme d'une collaboration entre plusieurs laboratoires : l'équipe AVR (Automatique, Vision et Robotique) du laboratoire LSIIT (Laboratoire des Sciences, de l'Informatique, de l'Image et de la Télédétection), le laboratoire de Génie de la Conception (LGECO - EA3938) de l'INSA de Strasbourg, et l'équipe Traitement d'Images Médicales du laboratoire d'Imagerie et de Neurosciences Cognitives (LINC - UMR CNRS/ULP 7191) de l'université Louis Pasteur. Ce partenariat s'effectue dans le cadre de l'Équipe-Projet Multi-Laboratoires « Imagerie, et Robotique Médicale et Chirurgicale » du CNRS-STIC. Grâce aux compétences des différents laboratoires impliqués, l'objectif de ce projet est de proposer un système complet dédié à la SMT, permettant à la fois le traitement des images médicales nécessaire à la définition d'un traitement approprié, et un positionnement automatisé de la sonde respectant le scénario de stimulation prédéfini. Dans le cadre de ce projet, cette thèse a pour but la conception et la commande du dispositif robotique.

Déroulement de la thèse

Cette thèse s'est effectuée au sein de l'équipe AVR (Automatique, Vision et Robotique) du laboratoire LSIIT (Laboratoire des Sciences, de l'Informatique, de l'Image et de la Télédétection), sous la direction de M. Michel de Mathelin, professeur à l'université Louis Pasteur de Strasbourg. Elle a été co-encadrée par P. Renaud, du laboratoire de Génie de la Conception (LGECO - EA3938), maître de conférences à l'INSA de Strasbourg et s'est effectuée en partenariat avec le Docteur Jack Foucher de l'unité psychopathologie clinique et expérimentale de la schizophrénie (INSERM U666).

Contributions et plan du mémoire

L'objectif de ce travail est de concevoir et commander un système robotique ayant pour but de déplacer de manière automatique et sûre la sonde de stimulation à la surface du crâne en respectant le scénario défini par le médecin. Ceci implique la conception d'un mécanisme permettant un positionnement sécurisé de la sonde, le développement d'une méthode de suivi de trajectoires imposées pour la sonde, et la gestion de l'effort de contact exercé par la sonde sur la tête du patient.

Dans le premier chapitre, une description de la technique de stimulation magnétique trans-crânienne est faite, présentant notamment les diverses applications, ainsi que les contraintes de sécurité liées à ce type de geste médical. La SMT est ensuite comparée aux autres techniques de stimulation du cerveau, permettant de mettre en évidence les atouts majeurs de cette méthode. Enfin, un état de l'art des dispositifs robotisés de SMT existants est effectué, montrant la nécessité de concevoir un dispositif spécifique et dédié à la SMT.

Dans le second chapitre, nous proposons une architecture cinématique originale adaptée à la tâche à réaliser. Pour cela, une analyse des contraintes liées au geste de stimulation est présentée, aboutissant à la proposition d'une décomposition de ce geste. La démarche d'élaboration d'une cinématique adaptée à la tâche et assurant la sécurité du patient en cas de coupure

de la puissance est ensuite explicitée. Enfin, les différents choix technologiques permettant la réalisation d'un prototype complet sont présentés.

Dans le troisième chapitre, une méthode de planification des mouvements pour les robots redondants est proposée, qui permet au dispositif développé d'exécuter des mouvements prédéfinis et continus de la sonde de stimulation à la surface du crâne. Elle est complétée par une méthode de commande permettant la prise en compte des mouvements du patient.

Dans le quatrième chapitre, nous proposons enfin une méthode permettant de contrôler l'effort de contact exercé par la sonde sur la tête du patient. Le comportement dynamique de deux capteurs d'effort commerciaux à bas coût et insensibles au champ magnétique est modélisé afin de permettre leur utilisation dans le cadre d'une commande en effort. La présence de non-linéarités est mise en évidence. Un modèle de compensation est alors proposé, dont l'efficacité est illustrée à travers des expérimentations de commande en effort. Le capteur retenu est finalement intégré aux éléments du dispositif prototypé et son utilisation est validée par une commande en effort réalisée dans les conditions de notre application.

Nous concluons sur les contributions scientifiques de cette thèse, en précisant les perspectives de ce projet.

Chapitre 1

Stimulation magnétique transcrânienne

La SMT (ou TMS, abréviation de l'anglais Transcranial Magnetic Stimulation) est une technique médicale utilisée à la fois dans le diagnostic des maladies neurologiques, comme outil d'investigation scientifique en neurosciences, et comme traitement clinique dans certaines affections neurologiques et psychiatriques. Dans ce dernier cas, les procédures d'évaluation clinique de ses bienfaits se sont multipliées ces dernières années, du fait du potentiel de la technique.

Dans ce chapitre, après une brève introduction du principe et de l'histoire de la technique, nous présentons les différents contextes d'utilisation de la SMT, en soulignant notamment ses avantages par rapport à d'autres techniques de stimulation. Les dispositifs de SMT sont ensuite présentés, ainsi que les connaissances actuelles de leurs mécanismes d'action, avant de présenter le déroulement d'un traitement tel qu'il est réalisé à l'heure actuelle. L'intérêt d'une robotisation du geste est alors mis en avant en conclusion de ce chapitre.

1.1 Principe et histoire de la SMT

1.1.1 Principe de la SMT

Les techniques de stimulation magnétique reposent sur un principe physique découvert par Faraday en 1831 : l'application d'un champ magnétique très bref est capable d'induire un courant électrique dans un milieu conducteur. Le principe de la SMT consiste à produire une impulsion de courant électrique à la fois puissante et brève, libérée de façon intermittente par la décharge de condensateurs à travers une bobine électromagnétique dirigée vers le scalp, comme cela est représenté sur la figure 1.1. Pour les systèmes de stimulation actuellement utilisés, ce courant génère par induction un champ magnétique d'une intensité généralement comprise entre 1 et 2 Teslas. Les variations du flux magnétique induisent alors un courant électrique dans les tissus biologiques sous-jacents, dont le tissu cérébral, créant un potentiel d'action au sein des neurones situés à 1.5-2 cm de la bobine. La figure 1.2 illustre le mécanisme d'activation neuronale engendré par la SMT : le schéma de gauche illustre une vue latérale du cortex dans l'hémisphère droit avec la présence de deux axones pyramidaux, le schéma de droite représente le mécanisme d'activation d'un axone vu de côté. Le courant de la bobine génère un champ magnétique qui induit un champ électrique E . Les lignes du champ magnétique entourent le bobinage de cuivre de la sonde ; les lignes du champ E forment des cercles parallèles aux bobines. Deux axones pyramidaux sont représentés, de même que l'orientation du champ électrique intracrânien E . Le champ

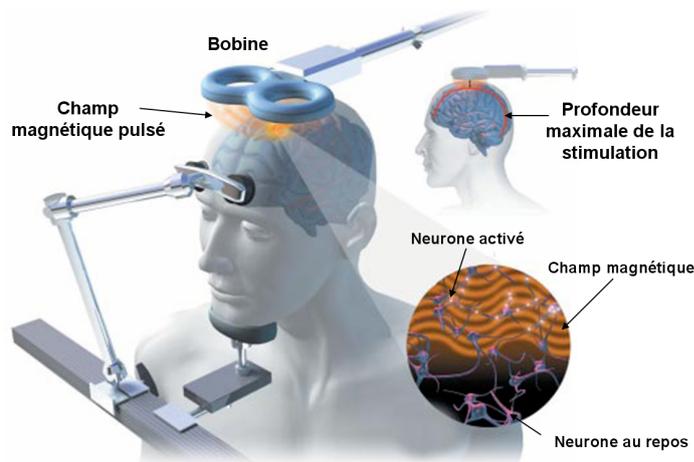


FIG. 1.1 – Principe de la SMT. Illustration © Bryan Christie Design.

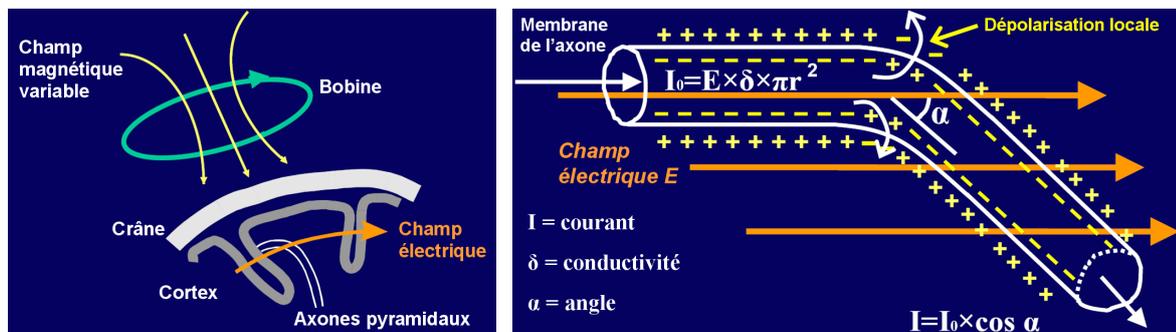


FIG. 1.2 – Mécanisme d'activation neuronale engendrée par la SMT.

électrique modifie le potentiel de la membrane de l'axone, ce qui peut entraîner une dépolarisation locale de la membrane et donc une activation du neurone via l'émission d'un potentiel d'action. Les axones pyramidaux sont le plus souvent stimulés à proximité de leurs courbures, mais selon le type de neurones, la propagation peut avoir des effets directement observables ou bien des effets indirects par la propagation de ce potentiel d'action à d'autres centres nerveux situés à distance de la stimulation. Cette activation de neurones secondaires rend possible la réalisation d'une cartographie du cerveau, de même que l'observation des possibles interférences provoquées par une impulsion avec les processus en cours de traitement dans le cerveau. Enfin, à plus long terme, la SMT peut également induire une modification des connexions au sein du circuit neuronal. Ce phénomène, appelé plasticité synaptique est utilisé pour les applications thérapeutiques.

Les stimulations peuvent être uniques (SMT), c'est-à-dire séparées de quelques secondes ou alors répétées (SMTr). Dans ce dernier cas, les trains d'impulsions sont réalisés à une fréquence de 0,1 à 100 Hz sur une durée variant entre quelques secondes et quelques minutes, avec alternance de périodes de repos. A l'heure actuelle, il est généralement admis que les stimulations à des fréquences proches de 1 Hz ont un effet rémanent inhibiteur sur les neurones visés [Chen97], tandis que celles ayant une fréquence supérieure à 5 Hz ont un effet excitateur

[Pascual-Leone94b]. Chacun de ces deux effets présente un intérêt sur un plan clinique, car en fonction de la pathologie et du site visé, c'est une excitation ou une inhibition qui est recherchée. Dans le traitement de la dépression par exemple, c'est l'effet stimulant qui sera recherché lors de la stimulation du cortex dorso-latéral préfrontal gauche, mais on souhaite un effet inhibiteur lors de la stimulation du même cortex à droite.

1.1.2 Découverte et histoire de la SMT

La stimulation magnétique du cortex cérébral est décrite pour la première fois par Arsène d'Arsonval en 1896 [d'Arsonval96]. En 1914, Magnuson et Stevens font apparaître des phosphènes (perception de flashes lumineux causés par la stimulation de la rétine par un champ magnétique variable) chez un sujet dont la tête est entièrement entourée d'une bobine dans laquelle se décharge un condensateur (cf. figure 1.3). La première stimulation magnétique de nerfs

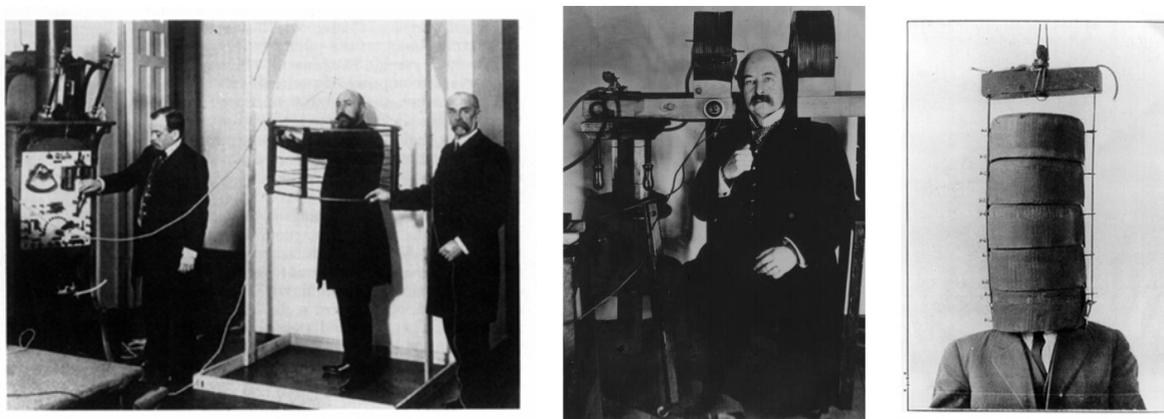


FIG. 1.3 – Première stimulation magnétique du cortex par Arsène d'Arsonval en 1896 et induction de phosphènes chez un patient par Thompson en 1910, puis Magnuson et Stevens en 1914.

se traduisant par une contraction musculaire est réalisée seulement quelques dizaines d'années plus tard par Bickford et Fremming [Bickford65], d'abord sur la grenouille en 1959 et puis sur l'être humain en 1965. Malheureusement, leur choix de la forme d'onde du champ magnétique, dont la durée d'émission dépassait 40 ms, exclut tout enregistrement du potentiel d'action des nerfs et des muscles, et les travaux ne sont pas poursuivis.

En 1982, Polson, Barker et Freeston [Polson82] ont proposé un prototype de stimulateur magnétique pour la stimulation de nerfs périphériques. Ils utilisent alors des impulsions d'une durée de 2 ms et enregistrent, pour la première fois, le potentiel évoqué moteur obtenu par stimulation magnétique du nerf médian.

En 1985, Barker *et al.* réalisent avec succès la première SMT du cortex moteur [Barker85] et effectuent les premiers examens cliniques (cf. figure 1.4). La SMT montre alors son intérêt dans l'étude de la conduction des voies motrices cortico-spinales : chez un sujet sain, une stimulation du cortex moteur provoque des crispations des muscles de la main après un temps de conduction de 25 ms environ. Dans certaines pathologies neurologiques, il existe un ralentissement de ces vitesses de conduction que la SMT permet alors d'objectiver. Une autre propriété importante de la SMT alors évoquée est son caractère indolore, le sujet ne ressentant en général qu'une légère sensation de pincement au niveau du scalp. Ces résultats encourageants conduisent à

la commercialisation par la société Novamatrix Medical Systems Ltd. du premier stimulateur à usage clinique. Cette société est rachetée en 1990 par la société Magstim Ltd.

Dans les années 1990, ont été développés des appareils de SMT. Ces machines permettent alors non seulement d'explorer mais aussi d'agir sur la plasticité cérébrale, ouvrant la voie à des perspectives thérapeutiques, dont la première et la mieux codifiée reste le traitement de dépressions résistantes [George96].

Ainsi, depuis son introduction en 1985, la stimulation magnétique transcrânienne s'est rapidement développée comme nouvelle méthode d'exploration non invasive, sûre et indolore du système nerveux central. Dans la section suivante, nous montrons à quel point l'indication des techniques de stimulation magnétique s'est diversifiée, depuis l'étude des conductions motrices pyramidales, jusqu'aux méthodes d'évaluation de l'excitabilité corticale, à la cartographie des fonctions cérébrales et aux différents essais thérapeutiques de neuro-stimulation.



FIG. 1.4 – Introduction de la SMT par Barker *et al.* en 1985.

1.2 Les applications de la SMT

1.2.1 Les applications cliniques

La SMT a très tôt été utilisée dans le diagnostic des maladies neurologiques. En effet, depuis les premières études utilisant la SMT, l'intérêt clinique s'est porté sur la mesure du seuil d'excitabilité et des vitesses de la conduction motrice chez les patients souffrant de déficits moteurs. La SMT peut ainsi être utilisée pour le monitoring de l'intégrité de la moelle épinière pendant des opérations chirurgicales de la colonne vertébrale [Herdmann93], pour une meilleure prédiction du pronostic de réhabilitation après un accident vasculaire cérébral [Berardelli90] ou pendant un coma [Zentner88], pour examiner la croissance des faisceaux spinaux [Muller91], mais également pour mesurer le temps de conduction au sein du système nerveux central en présence de différentes pathologies telles que les scléroses en plaques [Hess87] et la dégénérescence spinocérébelleuse [Claus90b]. L'utilisation de la SMT peut également fournir un moyen rapide et

peu coûteux de localiser des régions corticales fonctionnellement importantes chez des patients devant subir des interventions chirurgicales sur le cerveau [Krings98].

La cartographie du cortex moteur via la SMT a été utilisée afin de caractériser la représentation corticale des muscles des membres supérieurs, inférieurs et du visage chez des sujets normaux ainsi que chez des patients ayant subi une amputation ou atteint d'une tumeur cérébrale [Cohen91, Wassermann92]. La réorganisation du système moteur a aussi été démontrée chez des sujets normaux à la suite de l'apprentissage de tâches motrices [Pascual-Leone95b] et chez des patients présentant des lésions cérébrales centrales ou périphériques [Topka91].

La SMT a par ailleurs un avenir prometteur dans le domaine de la recherche pharmaceutique car certaines variables physiologiques mesurées à l'aide de la SMT peuvent aider à donner des preuves de l'efficacité fonctionnelle de certains médicaments. Ces variables peuvent être, par exemple, des modifications spatio-temporelles de la réactivité corticale et des réponses faisant suite à des excitations ou des inhibitions. Ainsi, au cours de leurs études novatrices, Ziemann et al. [Ziemann96] ont observé des modifications conséquentes de réponses spécifiques à la SMT lors d'un changement de type de médicament contre l'épilepsie. De la même manière, Puri et al. [Puri96] ont relevé une accélération des réponses à la SMT pour les cas de schizophrénie non-traités, mettant en évidence la valeur ajoutée potentielle de l'utilisation de la SMT pour les troubles psychiatriques.

1.2.2 Les applications thérapeutiques

Traitement de la dépression

La SMT est une technique d'investigation du système nerveux qui possède, en applications répétées, un potentiel thérapeutique de par son effet modulateur de la plasticité et/ou de l'excitabilité neuronale. Ces propriétés ont fait proposer la SMT répétée (SMTr) comme un traitement potentiel de la dépression.

Plusieurs éléments ont souligné initialement l'influence possible de la SMTr sur cette pathologie : une amélioration notable de l'état de certains patients neurologiques a notamment été observée après utilisation de la SMT à des fins diagnostiques, ainsi qu'un effet latéralisé sur l'humeur des lésions du lobe frontal. Ces éléments ont été confortés par les résultats de l'imagerie fonctionnelle lors de l'observation de personnes dépressives, révélant que celles-ci présentent une activité du lobe préfrontal gauche du cortex qui est réduite [Cummings93].

Sur un plan physiologique, on constate que la SMT peut affecter des zones intervenant dans l'humeur : le cortex dorsolatéral préfrontal (cf. figure 1.5) a été la cible principale des stimulations car son atteinte fonctionnelle ou lésionnelle entraîne des modifications de l'humeur. Or, il est accessible à la stimulation tout en étant hautement connecté à d'autres structures impliquées dans la physiopathologie de la dépression. Des études chez des volontaires sains ont mis en évidence une augmentation de la perception subjective de tristesse après stimulation du lobe préfrontal gauche, et un effet inverse après stimulation du lobe préfrontal droit [Bickford87].

Les explications de l'influence de la SMT sont multiples. La SMT modifie d'une part l'excitabilité du cortex et par conséquent le débit sanguin cérébral régional. D'autre part, sur un plan biologique, la SMT provoque différents phénomènes, notamment au niveau du système neuroendocrinien : elle entraîne une augmentation de libération de la dopamine [Strafella01, Keck02, Khedr07] et de la sérotonine [Lisanby00], la diminution de la libération de vasopressine et modifie la production de facteurs de neuroprotection ainsi que la sensibilité des récepteurs aux neurotransmetteurs.

Depuis le premier rapport établissant en 1996 l'efficacité de la SMTr contre la dépression

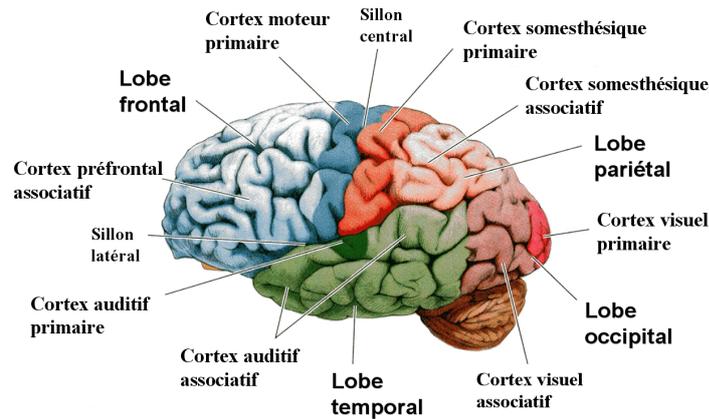


FIG. 1.5 – Les régions fonctionnelles du cortex cérébral. Illustration © <http://www.neuropsychopathologie.fr/>

[Pascual-Leone96], différentes études contrôlées chez les patients dépressifs résistants ont montré des résultats encourageants mais non constants, que ce soit pour la stimulation rapide du cortex dorsolatéral préfrontal gauche [George97], ou la stimulation lente du cortex dosolatéral préfrontal droit [Klein99]. Ceci est probablement lié aux difficultés à préciser les paramètres de stimulation, les profils des patients répondeurs et les schémas thérapeutiques. Des essais prometteurs menés à l'Université de Montréal et à l'Université de Stanford ont porté sur la stimulation du cortex préfrontal gauche, région peu active chez les personnes dépressives. Résultat : plus de 40% des patients soumis à l'essai disaient se sentir mieux. Son efficacité a également été démontrée dans le cas de la dépression dans d'autres études qui cherchaient à identifier comment la physiologie du cerveau ou la durée du traitement influencent l'importance et la durée des effets observés [Gershon03] [Padberg03].

Des méta-analyses conduites sur l'ensemble de la littérature se sont accordées à établir qu'une stimulation lente (1 impulsion/s) du lobe préfrontal droit ou rapide (5 à 20 impulsions/s) du lobe préfrontal gauche a un effet antidépresseur plus important qu'une stimulation de type placebo [Kozel02, Couturier05]. Au final, il y a donc maintenant des preuves tangibles sur le plan statistique de la supériorité de la SMTr du lobe préfrontal gauche en comparaison des thérapies de type placebo. Cependant, les effets cliniques demeurent souvent limités. Il y a également encore une grande incertitude concernant les paramètres optimaux de stimulation. C'est pour cette raison que la plupart des pays reconnaissent la nécessité d'effectuer davantage de recherches, notamment sur des échantillons plus larges, avant d'autoriser l'utilisation de la SMTr comme traitement clinique à grande échelle. Jusqu'à présent, seuls le Canada et Israël ont approuvé une telle utilisation de la SMT. Des études sur de plus grand groupes de patients sont actuellement en cours, notamment aux États-Unis. Ainsi, une étude récente en double-aveugle menée par John P. O'Reardon [O'Reardon07] pendant six semaines sur un groupe de 301 patients souffrant de dépression majeure a mis en évidence l'efficacité du traitement par SMTr face au placebo avec une rémission deux fois plus importante chez le groupe ayant subi un traitement actif par SMTr. Ce résultat est comparable à ceux obtenus en pharmacothérapie classique. De plus, aucun effet secondaire n'a été relevé pendant cette étude.

Les autres thérapies

Des études sont en cours pour le traitement d'autres pathologies telles que, par exemple, les troubles anxieux post-traumatiques, les troubles obsessionnels compulsifs ou les hallucinations de la schizophrénie [Hoffman03]. Dans la schizophrénie, la SMT à 1 Hz du cortex temporo-pariétal gauche a permis d'améliorer la symptomatologie, en réduisant voire en supprimant la perception des hallucinations auditives qui s'étaient montrées résistantes aux traitements par neuroleptiques. Les résultats encore préliminaires de ces essais montrent une rémission - ou au moins une atténuation significative en fréquence et en intensité - des hallucinations auditives, se prolongeant pendant au moins 15 semaines chez la moitié des patients traités. Aucun effet neuropsychologique secondaire défavorable n'a été signalé. Ces recherches se poursuivent et représentent un débouché additionnel pour la SMTr dans le futur.

La SMT a également fait l'objet d'essais prometteurs mais préliminaires dans le traitement de la douleur [Rollnika02], des migraines [Clarke06], de l'épilepsie [Theodore01] et de la maladie de Parkinson [Pascual-Leone95a, Khedr07].

Des études sont également en cours pour traiter les acouphènes via la SMTr [Londeroa06]. En effet, l'existence d'acouphènes chroniques pourrait témoigner d'une hyperexcitabilité du cortex auditif sur laquelle serait susceptible d'agir la SMTr des aires auditives. Même si la SMTr apparaît comme une technique très prometteuse dans l'évaluation diagnostique et le traitement des patients souffrant d'acouphènes, la poursuite des efforts de recherche tant clinique que fondamentale semble indispensable pour optimiser les paramètres de stimulation (fréquence de stimulation, définition de la cible corticale) et pour valider l'application de la SMTr dans la prise en charge des patients souffrant d'acouphènes invalidants.

Enfin, l'utilisation de la SMT est une approche également envisagée par les chercheurs pour stimuler la régénérescence des neurones, notamment chez les patients qui ont subi un accident cardiovasculaire. Lorsque les impulsions sont envoyées à haute fréquence, il semblerait que la formation de connexions entre les neurones soit favorisée, parallèlement à la réduction de l'inhibition du cortex contro-latéral [Takeuchi05, Kim06].

1.2.3 Les applications dans la recherche sur le cerveau

La SMT est utilisée comme outil d'investigation scientifique en neurosciences. Une utilisation courante de la SMTr consiste ainsi à modifier l'activité d'une région cible, à l'identique de ce qui est effectué lors de son utilisation thérapeutique. Dans ce cas, il est considéré que la SMT engendre une lésion artificielle réversible de la zone visée par la stimulation. En observant les modifications que cela entraîne dans les performances cognitives, on peut en déduire des informations sur le rôle fonctionnel de la région soumise au champ magnétique. Le rôle des régions préfrontales et pariétales dans les processus émotionnels a été étudié de cette manière grâce à la SMT.

Dans le cadre de ces études, la SMT est le plus souvent couplée à des outils d'imagerie cérébrale tels que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) afin de déterminer avant la séance les régions cibles devant être stimulées, puis d'observer les effets excitateurs ou inhibiteurs de la stimulation sur l'activité du cortex. Les réponses de type macroscopique peuvent être détectées pendant la séance grâce à différents outils comme l'électro-encéphalogramme (EEG) qui permet un enregistrement de l'activité électrique des neurones à la surface du crâne, mais également l'électromyogramme (EMG) qui permet de mesurer le potentiel d'action musculaire (cf. figure 1.6).

Parmi les études réalisées grâce à la SMT, on peut citer :

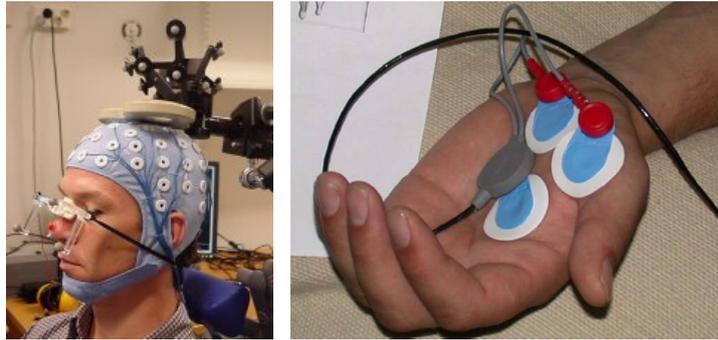


FIG. 1.6 – Enregistrement des réponses à la SMT via un électro-encéphalogramme (EEG) et un électromyographe (EMG). L'EEG (à gauche) permet la mesure de l'activité électrique du cerveau grâce à des électrodes placées sur le cuir chevelu. L'EMG (à droite) permet un enregistrement des courants électriques qui accompagnent l'activité musculaire grâce à des électrodes constituées de fines aiguilles que l'on enfonce dans le muscle que l'on désire étudier.

- des travaux sur la réactivité corticale en mesurant les réponses EEG directes du cerveau à la SMT ;
- des études de connectivité fonctionnelle analysant la propagation de l'activation neuronale d'un site stimulé par SMT vers différentes régions du cerveau afin de mieux connaître les connexions entre régions fonctionnelles lors d'une tâche particulière ;
- des études d'interruptions de fonctions provoquées de manière locale et temporaire par la SMT. Si la zone stimulée jouait un rôle important dans la tâche au moment de la stimulation, on observe une dégradation de la performance. On peut ainsi tester, avec une grande précision temporelle, le déclin de l'implication de différentes régions dans la réalisation de la tâche ;
- des études de la dynamique des oscillations corticales. En analysant les rythmes oscillatoires précédant et suivant la stimulation, on peut comprendre comment la SMT a perturbé l'état dynamique du cerveau, et regarder comment il le restaure selon les tâches dans lesquelles il est engagé.

Une équipe du service hospitalier Frédéric Joliot (Orsay) est ainsi parvenue à moduler les performances linguistiques par une SMT ciblée. La stimulation spécifique des aires cérébrales impliquées dans les fonctions de perception linguistique diminue de façon significative les temps de réponse à une sollicitation langagière. Ces résultats ouvrent des perspectives intéressantes pour le traitement thérapeutique de certains troubles de ces fonctions, en particulier les hallucinations schizophréniques résistantes.

Toujours dans le but de mieux comprendre le fonctionnement du cerveau, des recherches ont eu recours à la SMT afin d'étudier, par exemple, le codage des objets et de l'espace dans la mémoire [Muri95], mais également du langage [Cracco95]. La plasticité corticale a également été étudiée via l'utilisation de la SMT chez des patients souffrant d'accidents vasculaires cérébraux [Caramia96] ou d'amputations [Kew94]. Grâce à l'utilisation de la SMTr, il a été montré que le cortex visuel des personnes aveugles depuis leur plus jeune âge peut jouer un rôle dans l'accomplissement des tâches tactiles comme la lecture du braille, expliquant ainsi la supériorité de leur perception tactile [Cohen97]. La SMTr est également employée pour caractériser la plasticité de la zone de représentation du doigt pendant l'apprentissage de tâches de tapotement avec le doigt [Pascual-Leone94a]. Elle est aussi utilisée pour l'étude de maladies neurodégénératives

comme celles de type Alzheimer. La SMTr a ainsi permis de mettre en évidence une altération de la plasticité des circuits neuronaux au sein du cortex moteur chez les patients souffrant de ce type de pathologie [Inghilleri06].

1.3 L'intérêt de la SMT face aux autres méthodes de stimulation du cerveau

La SMT n'est pas historiquement la première méthode de stimulation du cerveau, et d'autres techniques sont actuellement disponibles, notamment pour des applications en psychiatrie [Moore06]. Elles sont ici brièvement décrites en précisant leur champ d'application et les risques associés, afin en conclusion de positionner la SMT.

1.3.1 L'électroconvulsivothérapie

Principe

Depuis son introduction en psychiatrie en 1938, l'utilisation des électrochocs a fait l'objet d'une vive controverse. Les techniques employées initialement produisaient en effet des convulsions motrices impressionnantes, à l'origine d'accidents traumatiques parfois graves. L'électroconvulsivothérapie (ECT) ou sismothérapie garde ainsi une image très négative dans le grand public. Il s'agit pourtant à l'heure actuelle d'un traitement sûr, efficace et irremplaçable dans un certain nombre de troubles dépressifs graves et d'états schizophréniques aigus que les médicaments seuls n'arrivent pas à apaiser. La procédure d'ECT consiste à administrer un choc électrique à la surface du cerveau, par l'intermédiaire d'électrodes placées sur le cuir chevelu. Ce stimulus produit une convulsion de type épileptique, qui dure généralement de 15 secondes à deux minutes. Les appareils de convulsivothérapie délivrent des stimulations électriques par impulsions, de durée variant de 0,5 à 2 ms, de fréquence 70 Hz, avec une durée totale de l'ordre de 4 s et une énergie de l'ordre de 70 joules. Le patient reçoit une injection d'anesthésique qui l'endort brièvement pour la durée du traitement. On lui administre également un relaxant musculaire par voie intraveineuse (curarisation) pour réduire l'intensité des spasmes musculaires qui accompagnent les convulsions et l'empêcher ainsi de se blesser. Bien que l'anesthésie ne dure que quelques minutes, le patient éprouve en général de la somnolence après le traitement. L'ECT peut être administrée de façon bilatérale, le courant électrique étant appliqué des deux côtés du cerveau, ou unilatérale, du côté droit du cerveau. Bien que l'ECT bilatérale provoque une perturbation plus grave de la mémoire à court terme que l'ECT unilatérale, elle est relativement plus efficace, et est donc habituellement privilégiée. Généralement, le traitement est effectué trois fois par semaine pendant trois ou quatre semaines.

Indications

Lors d'une conférence de consensus réalisée en 1985 aux États-Unis sous l'égide du *National Institute of Health*, un certain nombre de résultats ont été reconnus concernant les indications de l'ECT. Ainsi, la dépression majeure de type mélancolique est l'indication de l'ECT pour laquelle il existe une excellente preuve d'efficacité. Les résultats des études indiquent son efficacité à soulager les symptômes dépressifs pour une durée de quelques semaines. Cette efficacité à court terme a été démontrée chez 85 à 90% des patients, par des études prospectives comparant les résultats d'ECT réelles à des ECT simulées où le patient était anesthésié mais ne recevait pas

de stimulus électrique. Selon l'opinion d'experts, l'ECT semble agir plus rapidement et être plus efficace que la pharmacothérapie. Cependant, le risque de rechute est élevé (entre 35 et 80% de rechutes dépressives dans l'année suivant la fin des séances d'ECT) si l'ECT n'est pas suivie d'une autre forme de traitement, le plus souvent la pharmacothérapie. Dans le traitement de la dépression, l'ECT doit donc être considérée comme une technologie acceptée pour les indications suivantes :

- pour les cas de dépression majeure grave présentant une résistance ou une intolérance à la pharmacothérapie et pour lesquels la psychothérapie cognitive n'est pas indiquée ou n'a pas eu d'effet thérapeutique ;
- pour les patients présentant un risque suicidaire élevé ;
- pour les patients présentant une souffrance psychique ou une détérioration physique marquée, et nécessitant un début d'action thérapeutique très rapide.

Effets secondaires et contre-indications

Les effets secondaires se limitent le plus souvent à un mal de tête ou une douleur au niveau des muscles de la mâchoire. Les risques associés aux électrochocs sont de trois ordres : les complications physiques, la possibilité d'une atteinte cérébrale et les conséquences négatives sur les fonctions cognitives.

Les principaux risques d'atteinte à l'intégrité physique associés à l'ECT sont liés aux effets de l'anesthésie, aux effets de la stimulation électrique sur le système cardiovasculaire et aux impacts musculo-squelettiques de la convulsion. L'évolution de la méthode d'utilisation des électrochocs a permis d'éliminer les problèmes musculo-squelettiques. Désormais, ce sont donc les complications cardiovasculaires qui constituent le plus important risque associé à l'administration des électrochocs, plus particulièrement chez les patients souffrant déjà de problèmes cardiaques. Une technique anesthésique appropriée contribue à prévenir ce type de complications.

Aucune étude chez l'humain n'a permis de démontrer une atteinte des structures cérébrales telle que des dommages neuropathologiques ou une perte neuronale à la suite de l'administration d'électrochocs.

Parmi les effets négatifs de l'ECT sur la cognition, il est nécessaire de distinguer les effets immédiats, les effets à moyen terme et les effets à long terme. Immédiatement après une séance d'ECT, le patient est dans un état de confusion, et ce pour une période pouvant aller de quelques minutes à quelques heures. Les effets à moyen et à long terme comprennent des conséquences sur la mémoire. Les électrochocs peuvent altérer la mémoire antérieure aux séances (amnésie rétrograde) et la mémorisation de nouveaux événements (amnésie antérograde). L'amnésie antérograde disparaît généralement en quelques heures, plus rapidement que l'amnésie rétrograde.

L'hypertension intracrânienne est une contre-indication absolue en raison du risque engendré par l'élévation de la pression intracrânienne lors de la crise convulsive provoquée par l'ECT. Les autres contre-indications relèvent de l'appréciation du rapport bénéfice/risque pour chaque patient. Elles tiennent compte notamment :

- des risques inhérents à l'anesthésie et à la curarisation, d'ordre cardio-vasculaire, respiratoire, allergique ;
- de la proximité d'un épisode d'hémorragie cérébrale ;
- d'un infarctus du myocarde récent ou d'une maladie emboligène ;
- de la présence d'anévrismes ou malformations vasculaires à risque hémorragique.

1.3.2 La thérapie par convulsion magnétique

Bien que la thérapie par ECT soit le traitement antidépresseur le plus efficace pour les dépressions sévères résistantes, elle présente des inconvénients en termes d'effets secondaires, le plus important étant la possibilité d'amnésie. La thérapie par convulsion magnétique y remédie en utilisant une stimulation magnétique transcrânienne répétitive à haute intensité et haute fréquence (50-100 Hz) afin d'induire des convulsions. Ceci est effectué de la même manière que l'ECT puisque les patients sont anesthésiés. En revanche, cette thérapie offre un meilleur contrôle de l'intensité du courant intracrânien et permet de maximiser l'efficacité du traitement en ciblant la convulsion au niveau du cortex pré-frontal. De plus, les effets secondaires comme la désorientation ou les pertes de mémoire sont moins importants, le cortex temporal étant plus épargné [Lisanby03]. Les convulsions sont également plus courtes et moins prononcées, nécessitant une utilisation moindre d'agents paralysants. Des études sont encore cependant nécessaires à l'heure actuelle afin de déterminer le meilleur site à stimuler ainsi que le meilleur dosage.

1.3.3 La stimulation électrique transcrânienne à courant continu

Ces dernières années, cette technique de stimulation simple et peu coûteuse qui semblait avoir été oubliée a connu un regain d'attention. La stimulation électrique transcrânienne à courant continu (Transcranial Direct Current Stimulation) consiste à appliquer un champ électrique constant sur le cerveau via deux électrodes (anode et cathode) qui sont alimentées par un faible courant électrique, compris en général entre 1 et 2 mA (cf. figure 1.7). Ceci entraîne une mo-

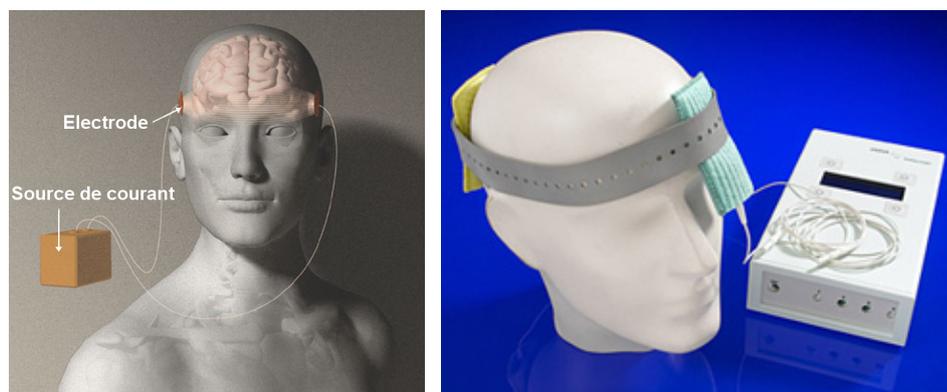


FIG. 1.7 – Principe de la stimulation électrique transcrânienne à courant continu et dispositif commercial proposé par la société Medcat. Illustrations © Bryan Christie Design et Medcat.

dulation de l'activité et de l'excitabilité des neurones dans le cerveau en fonction de la polarité de stimulation. Plusieurs expériences neurophysiologiques ont montré que l'excitabilité corticale augmente à proximité de l'anode et diminue près de la cathode [Nitsche03]. Ainsi lorsque l'anode est placée au niveau du cortex moteur, cela a pour effet d'augmenter la réponse motrice provoquée par une SMT de la même zone, et à l'inverse une réduction de cette réponse lorsque la cathode est utilisée. De plus, ces effets semblent se prolonger un certain temps après l'exposition. Des études sont en cours afin de tester ces effets sur d'autres zones du cerveau et aussi mettre en évidence d'autres propriétés. Il est important de noter que cette polarisation du cerveau via un courant constant direct diffère dans son principe d'une stimulation du cerveau effectuée par SMT ou ECT. En effet, elle ne provoque pas une dépolarisation des cellules

nerveuses engendrant l'activation de neurones, de même qu'elle ne provoque pas de spasmes musculaires ou de convulsion de type épileptique. Ce traitement présente l'avantage d'être peu coûteux, facile à administrer, non-invasif et sans douleur [Nitsche03]. Toutefois, des courants trop intenses ou appliqués de façon trop prolongée peuvent entraîner des brûlures au 3ème degré. Des premiers résultats encourageants ont été obtenus sur un échantillon de 18 patients souffrant de dépression sévère [Fregni06]. Cependant, la plupart des travaux sont encore préliminaires et nécessitent d'être approfondis via des essais cliniques sur un plus grand nombre de patients.

1.3.4 La stimulation du nerf vague

La stimulation du nerf vague (Vagus Nerve Stimulation) agit à la fois sur les nerfs et le cerveau par le biais d'une électrode entourée autour du nerf vague au niveau du cou et reliée à un générateur d'impulsions bipolaires implanté dans la cage thoracique du patient (cf. figure 1.8). L'appareil est programmé pour répéter des stimuli électriques dans le cerveau. Il

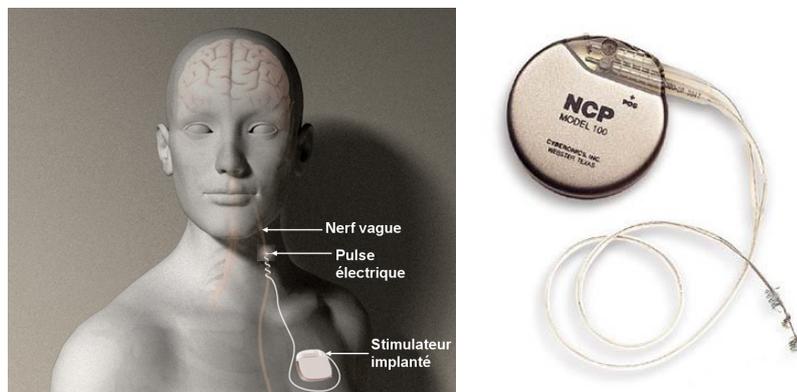


FIG. 1.8 – Principe de la stimulation du nerf vague et dispositif proposé par la société Cyberonics. Illustration © Bryan Christie Design.

permet le réglage de l'intensité, la fréquence, la largeur des impulsions et les temps d'arrêt et de fonctionnement au moyen d'une antenne connectée à un ordinateur portable capable de modifier le fonctionnement de manière non-invasive. Le dispositif fonctionne typiquement en mode de stimulation pendant 30 secondes puis reste en pause pendant 5 minutes. Le dispositif de stimulation du nerf vague a été approuvé par la FDA¹ en juillet 1997 pour le traitement de l'épilepsie. Un système commercial est proposé par la société Cyberonics Inc, avec une batterie d'une durée de vie de 6 à 11 ans. Ce dispositif permet une diminution de la fréquence des crises chez les adultes et adolescents souffrant d'épilepsie réfractaire au traitement pharmacologique. Les effets secondaires les plus fréquents sont une douleur au niveau du cou et une altération de la voix. La stimulation du nerf vague pourrait être efficace chez certains patients souffrant de dépression sévère réfractaire au traitement, comme le suggère une étude encourageante menée pendant 12 mois sur 205 personnes [Rush05] et mettant en évidence une réduction significative de 50% des symptômes chez 40% des patients. Des études sur des durées plus longues et comparant des patients non traités sont toutefois nécessaires pour démontrer l'efficacité du procédé dans cette indication et pour permettre une meilleure compréhension du mécanisme d'action.

¹Food and Drug Administration : administration américaine des denrées alimentaires et des médicaments.

Le dispositif de stimulation du nerf vague a tout de même été approuvé par la FDA en 2005 pour le traitement de la dépression sévère réfractaire.

1.3.5 La stimulation profonde du cerveau

La stimulation profonde du cerveau (Deep Brain Stimulation) se fait par l'intermédiaire d'électrodes introduites dans le cerveau à travers le crâne. Celles-ci sont reliées à une batterie implantée dans la poitrine et similaire à un pacemaker (cf. figure 1.9). Des impulsions électriques

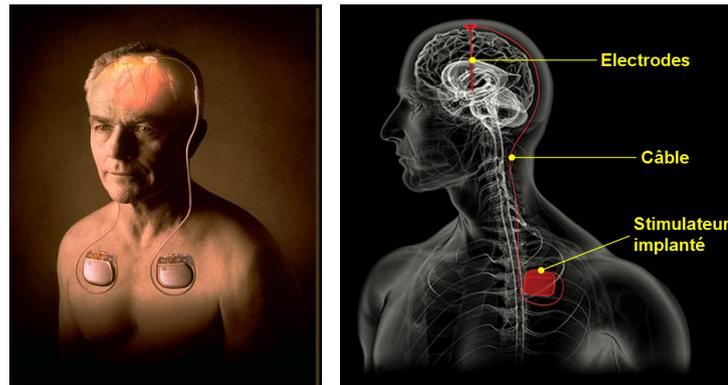


FIG. 1.9 – Principe de la stimulation profonde du cerveau. Illustration © Bryan Christie Design.

à haute fréquence sont alors envoyées directement à l'intérieur du tissu cérébral. L'appareil est programmé pour répéter des stimuli électriques dans le cerveau. Il permet le réglage de l'intensité, la fréquence, la largeur des impulsions et les temps d'arrêt et de fonctionnement au moyen d'une antenne connectée à un ordinateur portable. La FDA a approuvé cette procédure en 2002 pour les patients atteints de troubles du mouvement tels que la maladie de Parkinson et réfractaires aux traitements conventionnels. La stimulation profonde du noyau sous-thalamique démontre en effet une amélioration substantielle chez 85% des patients atteints de la maladie de Parkinson [Benabid03, Moro06]. Des études sont également en cours pour le traitement de l'épilepsie, de la douleur chronique, les troubles moteurs et les désordres neuro-psychiatriques comme la dépression résistante [Mayberg05]. Cette technique comporte évidemment tous les risques relatifs à une intervention chirurgicale et peut avoir dans quelques cas des effets non désirés sur la mémoire ou sur l'humeur et parfois même engendrer des troubles psychiatriques pendant la période d'ajustement de la stimulation.

1.3.6 Les effets secondaires, risques et contre-indications de la SMT

Le large champ d'application de la SMT a été décrit en section 1.2. Nous avons alors notamment souligné l'intérêt thérapeutique de la SMT pour la dépression. La technique est de plus facile d'utilisation et son innocuité remarquable : elle peut se pratiquer en ambulatoire, chez un patient conscient et actif dans sa prise en charge. Contrairement à l'électroconvulsivothérapie, elle ne nécessite ni anesthésie, ni curarisation, car, dans des conditions normales, le procédé n'entraîne pas de convulsions. Les seuls effets secondaires avérés jusqu'à présent sont des maux de tête, les effets de l'échauffement de la bobine de stimulation, un inconfort lié au bruit généré, et des effets sur les nerfs et les muscles situés à proximité de la bobine (cf [Trystram04]).

C'est ainsi que depuis 1985 des milliers de stimulateurs sont utilisés dans le cadre d'évaluations cliniques.

Le risque de convulsion n'est pas a priori nul, en particulier pour la SMTr. Des recommandations claires ont cependant été définies qui permettent d'assurer l'absence de convulsions. Wasserman [Wasserman96], sur la base des délibérations effectuées lors du symposium *International Workshop on the Safety of Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation* (juin, 1996), a en effet spécifié l'espace à trois dimensions (intensité, durée et fréquence) pour lequel l'observation de convulsions est improbable. Les systèmes de sécurité des stimulateurs commerciaux disponibles intègrent ces spécifications, et si la définition d'une stimulation doit bien sûr être faite par un médecin habilité et expérimenté dans les domaines de la neurologie et de la psychiatrie, une séance de SMTr peut être pratiquée sans sa présence.

Les contre-indications strictes de la SMT sont finalement très limitées : la présence de pace-makers, les clips métalliques et autres implants électroniques, les traumatismes crâniens, l'hypertension intracrânienne, ainsi que les antécédents personnels d'épilepsie sont les seuls cas d'exclusion formelle de la SMT. Elle doit être employée avec précautions en association avec des neuroleptiques, des antidépresseurs et toute substance abaissant le seuil épileptogène.

En conclusion, la SMT(r) dispose d'un avantage certain vis-à-vis des autres méthodes de stimulation puisqu'elle présente un excellent compromis entre efficacité et innocuité. Elle s'avère également plus polyvalente puisqu'elle peut être utilisée à la fois comme méthode de traitement et comme outil d'investigation. La SMT(r) pourra aisément venir compléter la stimulation électrique à courant continu grâce à la meilleure localisation et la plus grande profondeur de sa stimulation. Son efficacité est en revanche plus limitée que celle de l'ECT qui sera préférée dans les cas de pathologies très sévères. La raison principale est que les structures cérébrales profondes, au-delà de 2 à 3 cm du scalp, ne sont pas accessibles du fait de l'atténuation rapide du champ en fonction de la distance. Comme la plupart des fonctions cognitives se situent dans le cortex, c'est-à-dire à la surface du cerveau, ceci ne constitue pas une grosse limitation pour la plupart des pathologies. Les autres méthodes, à savoir la stimulation du nerf vague et la stimulation profonde du cerveau seront préconisées pour les pathologies nécessitant des traitements à long terme, comme la maladie de Parkinson par exemple.

1.4 Systèmes de stimulation et modélisation

1.4.1 Le système de stimulation

Une machine de stimulation magnétique comprend un générateur de courant alternatif à très haute intensité (5 000 A) et un système de décharge extrêmement rapide (5 MW en 100 μ s). Cette machine est couplée à une bobine de stimulation capable de délivrer un champ magnétique dont l'intensité maximale peut atteindre 3,6 T sur une durée de 0,1 à 1 ms. L'intensité du champ magnétique produit est comparable à celle des machines d'imagerie par résonance magnétique, alors même que la taille des stimulateurs magnétiques ne dépasse pas 40 cm de côté pour 15 cm de haut, et qu'aucune précaution n'est nécessaire pour la salle d'examen ou pour les personnes qui se tiennent à proximité, compte tenu de l'atténuation très rapide du champ magnétique avec la distance.

Un stimulateur classique contient un transformateur qui charge un condensateur sous le contrôle d'un microprocesseur en utilisant des informations comme la tension aux bornes du condensateur, la puissance choisie par l'utilisateur et divers dispositifs de sécurité. Le condensateur est ensuite connecté à la bobine via un interrupteur permettant à l'utilisateur de déclencher

l'émission des trains de stimulation. Les principaux fournisseurs de ce type d'équipement dédié pour la SMT sont : Nexstim Ltd. (Finlande), Medtronic Inc. (États-Unis), Neuronetics Inc. (États-Unis) et The Magstim Company Ltd (Royaume-Uni). La figure 1.10 illustre différents systèmes commerciaux de SMT.



FIG. 1.10 – Différents systèmes commerciaux de SMT (Neuronetics, Medtronic, Nexstim).

Puisque l'intensité du champ magnétique décroît avec le carré de la distance à la bobine, la stimulation est plus forte au plus près de la surface de la sonde. Les caractéristiques de stimulation telles que la profondeur de pénétration ou son intensité dépendent du temps de montée, de l'énergie du pic électrique transférée à la bobine et de la distribution spatiale du champ. Le temps de montée et le pic d'énergie sont gouvernés par les caractéristiques électriques du stimulateur magnétique et de la sonde de stimulation, alors que la distribution spatiale du champ électrique induit dépend de la géométrie de la bobine et de l'anatomie de la région où circule le courant induit.

Il est très important que la décharge de courant se produise le plus rapidement possible, car c'est la variation du champ magnétique qui génère le courant électrique dans le tissu : un temps de décharge très court est primordial pour rendre le stimulateur efficace. C'est la raison pour laquelle le champ électrique est une meilleure mesure de l'efficacité de la bobine que l'intensité du champ magnétique pouvant être délivré. En effet, comme le montre le champ électrique représenté sur la figure 1.11, la plus grande partie ($\sim 90\%$) du stimulus se produit pendant les premières $100 \mu\text{s}$, alors que le champ magnétique atteint son maximum à $100 \mu\text{s}$ et décroît doucement ensuite jusqu'à 1ms . C'est bien la variation du champ magnétique, et pas seulement son intensité, qui joue un rôle important dans la conception d'un système de stimulation efficace.

La décharge de courant qui parcourt la bobine de stimulation génère des lignes de champ magnétique dont les variations induisent un champ électrique comme celui créé dans l'air représenté sur la figure 1.12. Lorsque ces lignes traversent les différents types de tissu (peau, os, muscle, nerf), un courant y est généré. Si l'amplitude et la durée de ce courant induit sont suffisantes pour provoquer une dépolarisation des cellules nerveuses, le tissu neuro-musculaire sera stimulé de la même manière que par une stimulation électrique classique telle que l'ECT. Il est ainsi important de garder à l'esprit que le champ magnétique n'est que le moyen par lequel un courant électrique est généré dans le tissu nerveux.

Les stimulateurs peuvent être de type « impulsion unique » ou « répétitif », et l'impulsion peut être de type « monophasique », « biphasique » ou « polyphasique ». La figure 1.13 représente les schémas électriques et l'onde du champ magnétique en sortie des stimulateurs associés

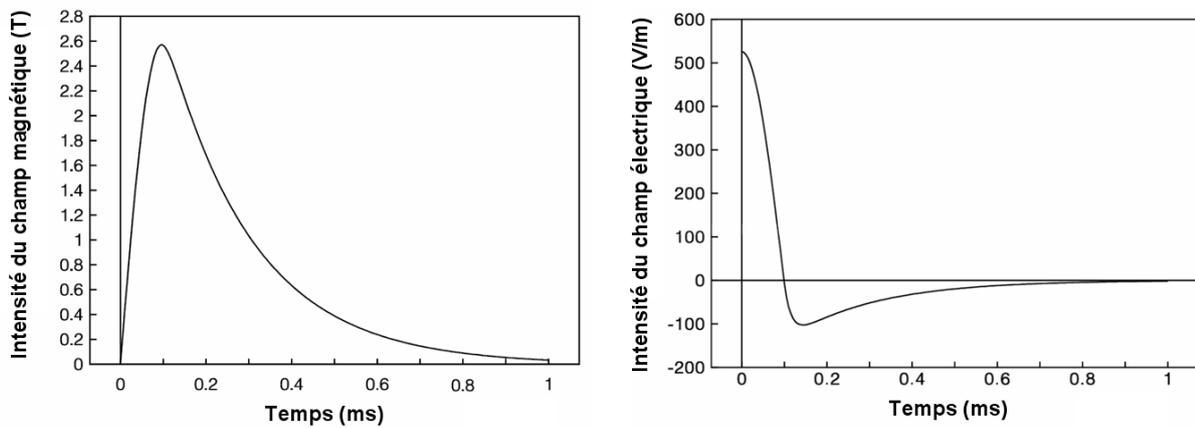


FIG. 1.11 – Evolution des champs magnétique et électrique en fonction du temps pour une bobine simple de 90mm. Illustration © Magstim Company Ltd.

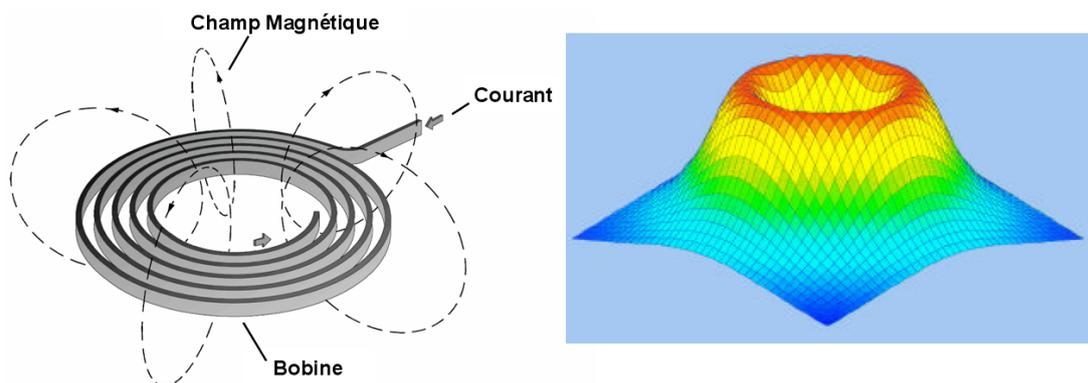


FIG. 1.12 – Champ magnétique généré par une bobine (à gauche) et champ électrique induit dans l'air (à droite). Illustrations © Magstim Company Ltd.

aux stimulateurs de type monophasique et biphasique. Les ondes de type biphasique (ou polyphasique) proviennent de l'impulsion de courant appliquée à la bobine qui est suivie d'une oscillation en raison de la propriété de self-inductance de la bobine [Cadwell91]. L'impulsion peut être achevée après un cycle complet d'oscillation (biphasique) ou après plusieurs cycles d'oscillation (polyphasique). Afin de générer une onde monophasique, la self-inductance de la bobine doit être amortie. Ceci est réalisé à l'aide d'une diode de roue libre et d'une résistance de puissance [Barker87]. Pour l'impulsion de type monophasique, il a été montré qu'un courant induit traversant le cortex moteur dans une direction postéro-antérieure perpendiculaire au sillon central (cf. figure 1.14) est plus efficace qu'un courant dans la direction opposée [Brasil-Neto92]. D'après Claus *et al.* [Claus90a] les impulsions polyphasiques sont en général

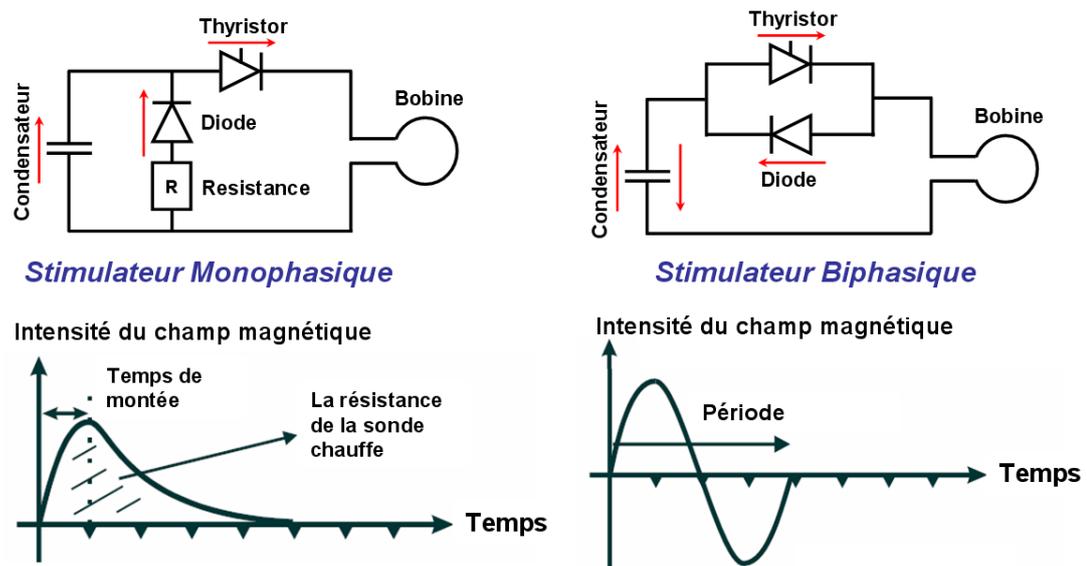


FIG. 1.13 – Schéma électrique et onde du champ magnétique en sortie des stimulateurs de type monophasique et biphasique. Illustrations © Magstim Company Ltd.

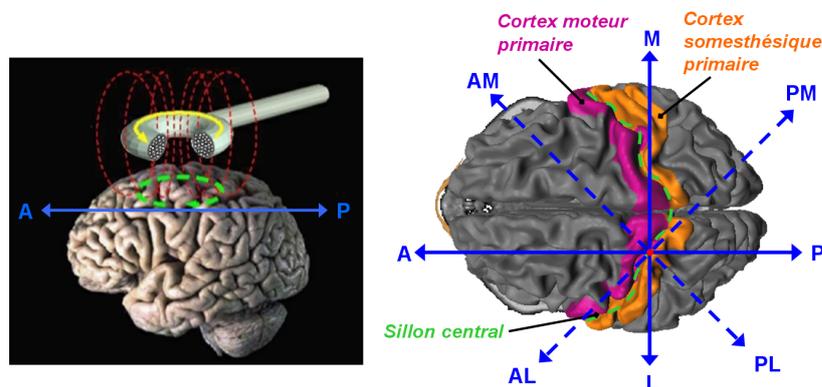


FIG. 1.14 – Convention pour la direction des courants induits dans le cortex cérébral moteur. A, antérieur ; AL, antéro-latéral ; L, latéral ; PL, postéro-latéral ; P, postérieur ; PM, postéro-medial ; M, medial ; AM, antéro-medial.

plus puissantes que les impulsions monophasiques. En outre, Brasil-Neto *et al.* [Brasil-Neto92] indiquent que contrairement à une impulsion monophasique, une impulsion polyphasique est plus puissante si la première phase (phase ascendante) traverse le cortex moteur dans une direction antéro-postérieure. Kammer *et al.* [Kammer01] ont confirmé qu'une impulsion biphasique est plus efficace qu'une impulsion monophasique en termes de seuil d'excitation. En effet, une impulsion biphasique induit une stimulation pour un niveau plus faible du pic du champ magnétique, nécessitant ainsi moins d'énergie. En revanche, les avantages du monophasique par rapport au biphasique lors de la décharge de courant sont la réduction de la dissipation thermique dans la bobine, du bruit émis lors de la décharge et la meilleure précision du stimulus grâce au sens unique du courant facilitant la compréhension du phénomène. Les stimulateurs répétitifs sont en général biphasiques car une grande partie de l'énergie émise (40%) est retournée au condensateur pendant une période d'oscillation, réduisant ainsi la quantité d'énergie à recharger entre chaque impulsion. Les stimulateurs magnétiques monophasique, biphasique et répétitif proposés par la société Magstim sont présentés sur la figure 1.15.



FIG. 1.15 – Stimulateurs magnétiques monophasique, biphasique et répétitif proposés par la société Magstim. Illustration © Magstim Company Ltd.

1.4.2 Les bobines de stimulation électromagnétique

Une sonde électromagnétique de stimulation (cf. figure 1.16), normalement entourée d'une coque en plastique moulé, est composée d'une ou plusieurs bobines de cuivre étroitement enroulées et bien isolées ainsi que de plusieurs circuits électroniques (capteur de température, interrupteurs de sécurité).

Les sondes circulaires d'un diamètre moyen de 90 mm sont les plus efficaces pour la stimulation du cortex cérébral moteur contrôlant les membres supérieurs, mais aussi pour la stimulation du nerf spinal. Jusqu'à présent, les sondes circulaires d'un diamètre moyen de 80 à 100 mm restent les plus utilisées en stimulation magnétique. Le champ magnétique 3D produit par un tel type de sonde est représenté sur la figure 1.17. Dans le cas d'une sonde circulaire, il est important de noter que le courant induit dans le tissu est quasi nul au centre de la sonde, et croît jusqu'à un maximum selon un anneau de diamètre approximativement égal à celui de la sonde. De ce fait, la stimulation est davantage susceptible de se produire sous le bobinage et non sous le centre de la sonde.



FIG. 1.16 – Sondes constituées d'une bobine de 90 mm, de deux bobines de 25 mm et de deux bobines de 70mm. Photos © Magstim Company Ltd.

Bien que la sonde circulaire de 90 mm de diamètre soit très utile en général, elle présente l'inconvénient de créer une zone de stimulation qui n'est pas bien localisée. C'est pour cette raison que la sonde en forme de huit a été développée. Elle est constituée de deux bobines placées côte à côte. Une représentation 3D du champ magnétique produit par une sonde, dont le diamètre de chaque bobine fait 70 mm, est montrée sur la figure 1.17. Il existe des sondes en forme de huit très petites et plates qui permettent un positionnement très précis de la zone de stimulation. Elles sont utilisées pour la cartographie des régions périphériques du cerveau ou pour la stimulation des nerfs faciaux. De plus grosses sondes en forme de huit sont également disponibles et sont employées pour la stimulation de zones neuronales plus profondes. Le principal avantage de ce type de sonde est que le champ électrique induit dans l'air atteint son maximum directement en dessous du centre de la sonde, entre les deux bobines (cf. figure 1.18). La sonde va donc stimuler de manière prédominante la zone neuronale située juste en dessous de son centre, ce qui permet de gagner en précision. Cependant, il existe tout de même

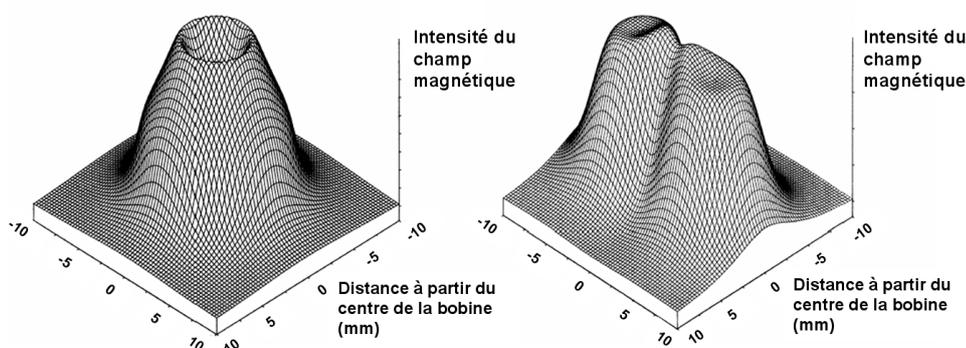


FIG. 1.17 – Champs magnétiques générés par deux types de sondes (simple 90 mm et double 70 mm). Illustration © Magstim Company Ltd.

deux pics situés à la périphérie et dont l'amplitude est approximativement la moitié de celle du pic central. Suivant l'inclinaison de la sonde, ceux-ci pourraient donc stimuler une autre zone neuronale. En général, grâce à la courbure de la tête, ce phénomène ne se produit pas.

Durant la phase de stimulation, lorsque le champ électromagnétique augmente de zéro à son maximum, le courant induit dans le tissu circule dans une direction opposée à celle du courant à l'intérieur de la sonde. Il est très important d'utiliser la sonde dans le bon sens pour des stimulations du cortex cérébral car sa sensibilité est plus grande lorsque le courant induit circule dans le sens postéro-antérieur (cf. figure 1.19).

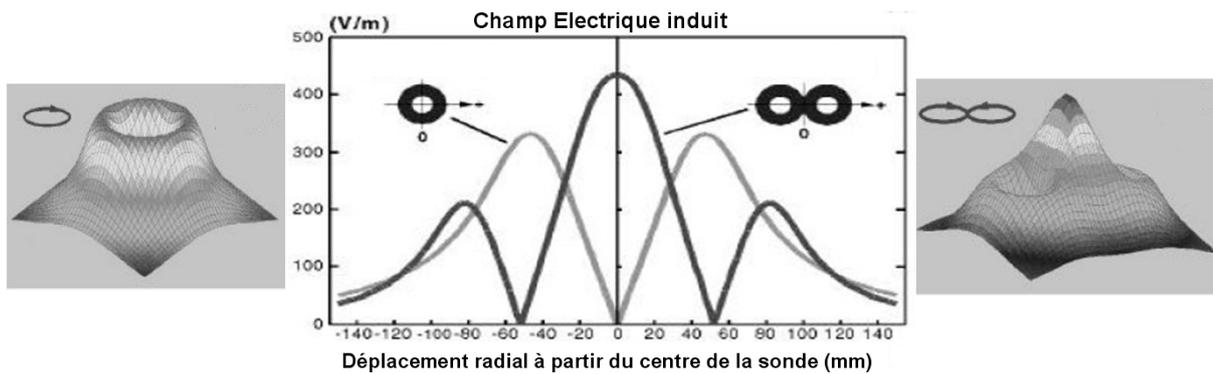


FIG. 1.18 – Comparaison des champs électriques induits dans l'air pour deux types de sonde (simple 90 mm et double 70 mm).

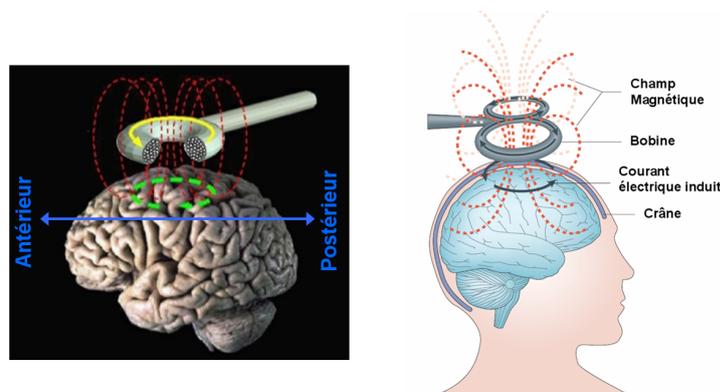


FIG. 1.19 – Circulation du courant induit dans le cortex cérébral pour les bobines simple et double. Illustration de droite © [Ridding07].

Une variante de la sonde en forme de huit plate est celle ayant une forme de cône (cf figure 1.20) qui permet un meilleur couplage du champ magnétique et donc la création d'un courant induit plus intense (70% plus intense qu'avec une bobine circulaire de 90 mm). Elle est très utile pour la stimulation des zones du cortex moteur qui commandent les muscles des membres inférieurs. En revanche, sa géométrie empêche son positionnement sur certaines parties de la surface du crâne.

Concernant le choix des bobines, comme cela a été mentionné précédemment, l'intensité du champ magnétique ne suffit pas à caractériser les performances du stimulateur magnétique, car la variation du champ magnétique joue également un rôle important dans l'efficacité. De plus, l'intensité du champ magnétique est définie comme la densité de flux magnétique et ne reflète pas le flux magnétique total émis par la sonde sur toute sa surface. Pour une petite bobine où le flux magnétique est concentré sur une petite surface, l'intensité sera plus élevée que pour une bobine plus grande, mais le champ va décroître plus rapidement avec la distance. Ainsi, une petite bobine est plus puissante pour la stimulation des tissus superficiels et une grande bobine est plus adaptée pour la stimulation des zones plus profondes.

En pratique, les sondes les plus utilisées sont celles en forme de huit qui comportent deux bobines de 70 mm de diamètre. Leur conception diffère selon le constructeur. Les deux variantes

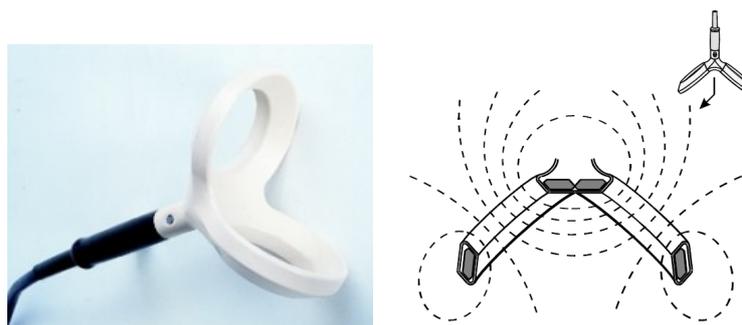


FIG. 1.20 – Double bobine en forme de cône et diagramme illustrant la concentration des lignes de champ magnétique. Illustration © Magstim Company Ltd.

les plus courantes sont la sonde plate proposée notamment par Magstim et celle élaborée par Medtronic, dont les bobines sont légèrement inclinées (cf. figure 1.21). Une étude comparative en termes d'efficacité de ces deux bobines a été réalisée par [Thielscher04]. Les deux sondes présentent des valeurs similaires concernant la focalisation ainsi que la profondeur de stimulation. Cependant, la sonde de Medtronic s'avère 1.2 fois plus efficace que celle de Magstim, d'après une mesure du seuil de déclenchement de phosphènes visuels et moteurs. Ceci est vraisemblablement dû à l'inclinaison des bobines de la sonde de Medtronic qui rapproche sa forme de celle d'un cône.

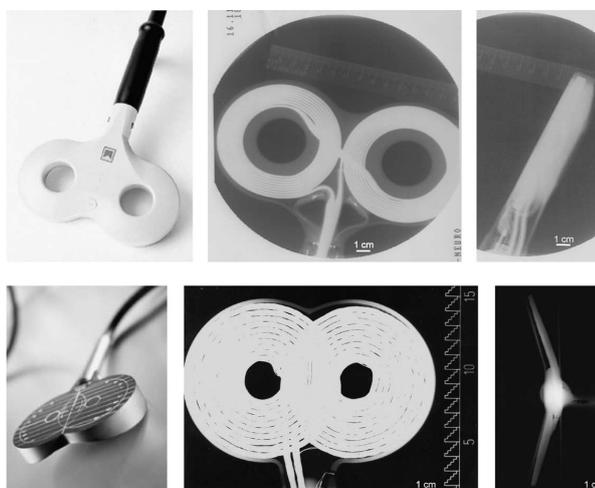


FIG. 1.21 – Photos et images par rayons X des sondes en forme de huit proposées par Magstim (haut) et Medtronic (bas). Illustration © [Thielscher04].

La sonde de stimulation est la seule partie du stimulateur en contact avec le patient. Pendant la décharge de l'impulsion magnétique, la bobine est soumise à des tensions et intensités élevées. Bien que l'impulsion dure généralement moins de 1 ms, les forces qui agissent sur la bobine ne sont pas négligeables et ce paramètre doit être pris en compte dans leur fabrication afin d'assurer la sécurité du patient. Les grandes bobines contiennent plus de cuivre que les petites et ont une résistance électrique plus faible. Moins de chaleur est dissipée dans leur bobinage et à cause de leur capacité thermique plus élevée, elles peuvent être utilisées plus longtemps sans chauffer.

Cependant, en mode répétitif, le problème de dissipation thermique devient critique car les bobines de stimulation ont tendance à chauffer rapidement. Ce phénomène a pour conséquence de gêner l'utilisation de hautes fréquences de stimulation au-delà de 20 Hz, d'où la présence d'un système de refroidissement sur certains modèles (cf. figure 1.22).



FIG. 1.22 – Sondes constituées de deux bobines de 70 mm et équipées d'un système de refroidissement qui aspire l'air à travers la surface de la bobine et emmène ainsi l'air chaud à l'extérieur du boîtier. A gauche, le système de refroidissement est déporté et l'air circule via le tube flexible, à droite un ventilateur est directement intégré au boîtier. Photos © Magstim Company Ltd.

1.4.3 Modélisation du champ électrique induit et effets de la SMT

La modélisation du champ électrique induit dans le cortex s'avère délicate en raison du manque de connaissances des propriétés électriques des différents types de tissus biologiques rencontrés par le champ magnétique et de la complexité de la géométrie des surfaces de transition qui ne peuvent être considérées comme simplement sphériques.

Les différents modèles du champ électrique induit dans le cerveau proposés [Mosimann02, Thielscher02, Wagner04] démontrent que l'excitation électrique du cortex cérébral est maximale le long de l'axe orthogonal au plan de contact et passant par le centre de la sonde, lorsque celle-ci est constituée d'une bobine double. L'intensité du champ électrique décroît lorsque la distance au centre de la sonde augmente. Le contact entre la sonde et le crâne doit être assuré, car une fine couche d'air entre la sonde et le crâne diminue de manière significative l'efficacité de la stimulation. Enfin, l'orientation de la sonde joue un rôle important puisque l'efficacité de la stimulation du cortex au niveau d'un sillon dépend de la direction du courant induit dans le cortex. Ainsi par exemple, la stimulation du cortex moteur est maximale lorsque le courant induit traverse le sillon central selon une direction orthogonale. De plus, comme cela a été mentionné précédemment, l'efficacité de la stimulation dépend aussi du sens du courant induit. Elle est en effet maximale dans le sens postéro-antérieur dans le cas d'une impulsion monophasique, et dans le sens antéro-postérieur dans le cas d'une impulsion biphasique.

Wagner *et al.* [Wagner04] présentent une méthode par éléments finis pour évaluer la densité du courant induit dans un modèle de tête humaine exposée à un champ magnétique variable. Les auteurs mettent en évidence le rôle important de la conductivité des tissus dans l'amplitude de la densité du courant induit lorsque les courants de déplacement sont négligeables. En outre, il a été montré que lorsque la permittivité du tissu atteint des valeurs autorisant l'existence de courants de déplacement, la densité de courant induit augmente alors d'un ordre de grandeur. Dans ce cas, c'est la permittivité qui joue un rôle dominant. Dans toutes les solutions

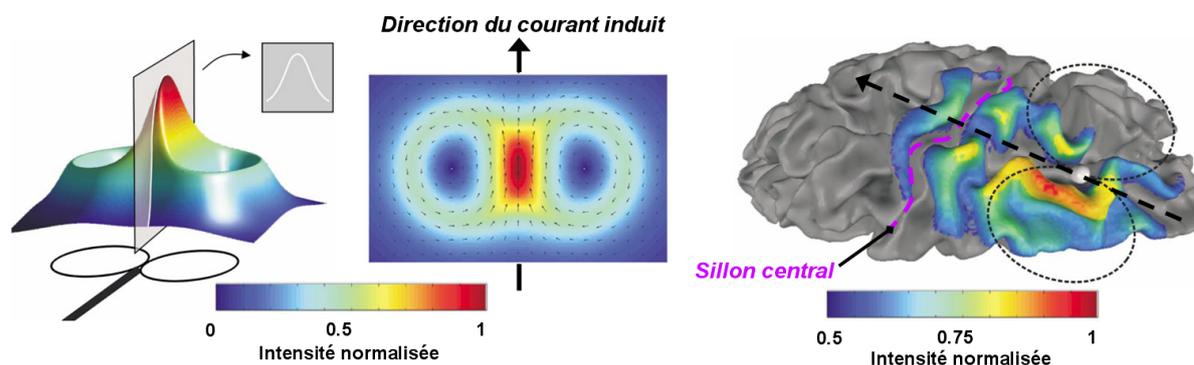


FIG. 1.23 – Modélisation de la distribution du champ électrique induit par la SMT dans l'air (à gauche) et à la surface du cortex pour une position de la sonde (à droite). On peut constater une décroissance rapide de l'intensité du champ électrique à l'intérieur du sillon situé sous le centre de la sonde. Illustration © [Thielscher02].

testées, l'existence de courants normaux à l'interface des tissu du cortex a été mise en évidence (cf. figure 1.24), remettant ainsi en cause l'hypothèse communément admise selon laquelle les neurones orientés de manière tangente sont préférentiellement stimulés, les champs normaux à l'interface des tissus du cortex étant négligés.

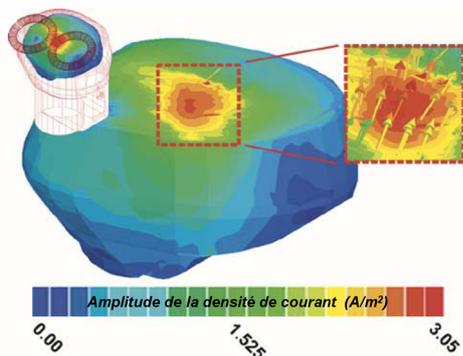


FIG. 1.24 – Modélisation de la distribution de la densité du courant induit par la SMT à la surface de la matière grise pour une position de la sonde. On constate que le courant induit présente des composantes qui sont à la fois tangentielle et normale à la surface de la matière grise. Illustration © [Wagner04].

1.5 Scénario actuel d'une thérapie par SMT

Il convient maintenant de présenter le protocole clinique utilisé actuellement pour l'exécution d'une thérapie par SMT. A l'heure actuelle, une séance de SMT est réalisée avec un système commercial comme ceux proposés par les sociétés Magstim et Nexstim. Ils sont constitués d'un stimulateur magnétique comme ceux présentés précédemment, mais également d'un système de neuronavigation permettant au médecin de définir avant une séance les zones cibles sur le

cerveau (cf. figure 1.25) puis au cours du traitement de suivre la zone traitée lorsque le praticien maintient manuellement la sonde sur la tête du patient. Différentes étapes interviennent au cours d'une thérapie par SMT, avant, pendant, et après les séances de stimulation.

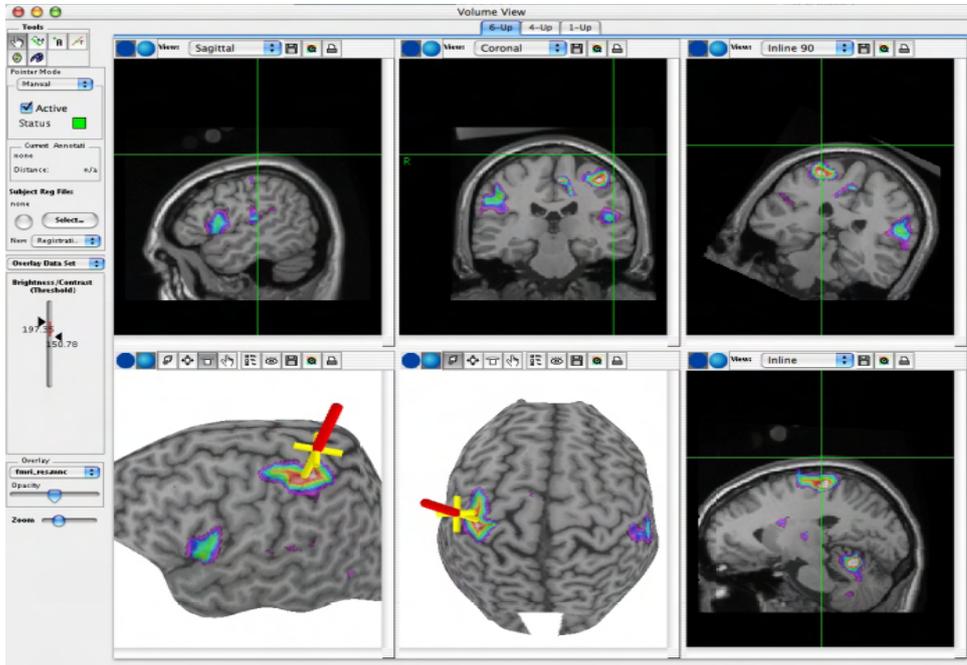


FIG. 1.25 – Système de neuro-navigation permettant la visualisation des régions cibles. Illustration © [Mag03].

1.5.1 Avant la première séance

Tout d'abord une série d'étapes est réalisée avant la séance de stimulations :

1. **Acquisition d'images IRM** : le patient commence par passer une IRM et/ou une IRM fonctionnelle.
2. **Reconstruction 3D du cerveau et de la tête du patient** : une reconstruction 3D du cerveau et de la tête du patient est ensuite réalisée à partir des différentes images IRM.
3. **Détermination des régions cibles du cortex** : le neurologue détermine les régions cibles du cortex qui doivent être stimulées. Il utilise la modélisation 3D du cerveau intégré au système de neuro-navigation pour désigner avec précision ces différentes régions d'intérêt.
4. **Détermination du scénario de stimulation** : le neurologue détermine la durée, l'intensité et la fréquence de stimulation de chaque région, ainsi que l'ordre dans lequel ces régions doivent être stimulées. Les principaux paramètres de la SMT sont bien évidemment la localisation de la région cible, la fréquence de stimulation, son intensité, mais aussi le nombre d'impulsions et la durée de la stimulation. Viennent ensuite le nombre et la fréquence des

séances qui jouent également un rôle important dans le succès du traitement.

1.5.2 Le déroulement d'une séance

Ensuite, c'est la séance de stimulation qui a lieu et qui est composée des étapes suivantes :

1. **Installation du patient** : le patient s'installe sur le fauteuil et positionne son menton sur la mentonnière prévue pour limiter les mouvements de sa tête et accroître son confort.
2. **Détermination du seuil moteur** : pour chaque patient le médecin détermine quelle intensité de l'impulsion électromagnétique provoque une excitation du cortex moteur en induisant un potentiel évoqué moteur². Chaque patient a son propre seuil et celui-ci fluctue dans une plus faible mesure chez un même patient. Cette intensité des impulsions est exprimée en pourcentage de la puissance du système de stimulation. L'intensité de stimulation renseignée par la suite pour chaque protocole de stimulation sera une valeur relative à ce seuil.
3. **Recalage initial de la tête du patient par rapport à la reconstruction 3D** : un appariement de points de repère caractéristiques de l'anatomie du patient est réalisé avec leurs correspondants sur la reconstruction 3D. Trois points de repère anatomiques sont désignés à l'aide d'un stylet comportant des marqueurs passifs repérés par un localisateur 3D de type Polaris (NDI Inc., Canada) (cf. figure 1.26).
4. **Recalage initial de la tête du patient par rapport à la sonde** : Des marqueurs placés sur la sonde permettent d'estimer sa position par rapport au localisateur et d'en déduire la position relative de la sonde par rapport au patient.
5. **Positionnement manuel de la sonde et exécution du scénario de stimulation** : un retour visuel aide le médecin à placer la sonde de manière à avoir le champ magnétique orthogonal à la surface du cortex au niveau de la région cible. La sonde doit rester en contact permanent avec la tête au cours de la stimulation. Le médecin doit en plus prendre en compte les mouvements éventuels de tête du patient. Grâce au localisateur 3D qui permet de suivre des marqueurs passifs positionnés sur la sonde et sur un bandeau que porte le patient, un recalage en temps réel de la tête du patient par rapport à la sonde et à la modélisation 3D aide le médecin dans cette tâche.

1.5.3 Après la ou les séances

Au cours de la séance, les informations concernant la stimulation telles que la position réelle de la sonde par rapport à la tête, son orientation, la durée des impulsions délivrées, sont enregistrées afin que le médecin puisse les analyser a posteriori.

²Réponse électrique évoquée dans un muscle ou dans un nerf moteur par une stimulation électrique ou magnétique.

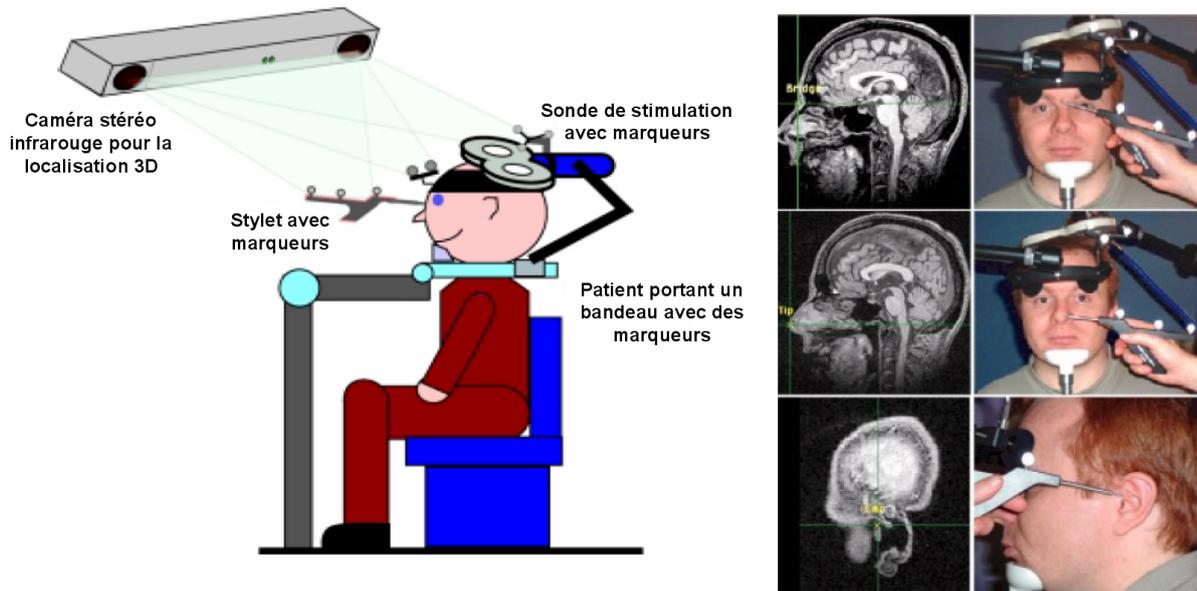


FIG. 1.26 – Points de repère caractéristiques de l'anatomie du patient relevés à l'aide d'un stylet et d'un localisateur 3D. Ces points sont utilisés pour le recalage entre la tête et la modélisation 3D. Illustration © [Mag03].

1.6 Vers un système robotique dédié à la SMT

1.6.1 Besoin d'une robotisation

Comme nous l'avons vu précédemment, la SMT présente un potentiel très intéressant puisqu'elle permet notamment une amélioration significative des dépressions caractérisées. Les avantages de la SMT résident également dans sa facilité d'utilisation, l'absence d'anesthésie générale et son innocuité. Elle ne provoque en effet pas de douleurs ni d'effets secondaires indésirables.

Cependant, à ce jour, cette méthode n'est pas encore largement répandue, du fait notamment de la variabilité des résultats publiés. Cette variabilité provient probablement du manque de connaissances dans la définition d'un protocole de stimulation spécifique à chaque patient. Lorsque le déplacement de la sonde est fait manuellement, la précision et la répétabilité sont de plus trop faibles pour permettre une évaluation clinique rigoureuse.

Un traitement clinique routinier par SMT nécessiterait la mise en oeuvre pour un patient d'un ensemble de séances de stimulation (de l'ordre d'une dizaine), d'une durée de 20 à 30 minutes. Un tel traitement n'est pas compatible avec un déplacement manuel de la sonde, même en présence d'un système de neuro-navigation. En effet, le geste de positionnement de la sonde est délicat, la position et l'orientation de la sonde doivent être simultanément contrôlées avec une précision de l'ordre de 2 à 3 mm, tout en tenant compte des mouvements de tête du patient. De plus, le geste est fatigant avec une sonde dont la masse est de l'ordre de 1,5 kg.

La robotisation de la SMT, en proposant un positionnement automatisé de la sonde d'après le scénario de stimulation défini par le médecin paraît donc nécessaire pour permettre le développement de la SMT, dans un contexte d'évaluation et d'usage clinique.

Il est à noter que dans le cadre clinique, la supervision du geste pourrait simplement être effectuée par un opérateur, le traitement ayant été planifié à l'avance par le médecin.

1.6.2 État de l'art des systèmes robotiques utilisés pour la SMT

A notre connaissance, très peu de travaux sur la robotisation de la SMT ont été réalisés.

Un système stéréotaxique de SMT assisté par ordinateur a été développé au laboratoire BioMag du Centre Hospitalier Universitaire de Helsinki [Ruohonen98]. Le mécanisme a une architecture adaptée à la sphéricité de l'espace de travail et se présente sous la forme d'un demi-arc pouvant pivoter d'avant en arrière autour de la tête du patient et sur lequel un porte-sonde se déplace via un système motorisé (cf. figure 1.27). Le prototype robotisé semble n'avoir jamais été complètement finalisé, puisque dans les travaux plus récents réalisés par Komssi *et al.* [Komssi04] sur la réponse électroencéphalographique à une procédure de SMT, ce porte-sonde était déplacé manuellement (donc sans ses moteurs). De plus, aucune prise en charge par le système des mouvements de la tête du patient n'était prévue. Il semble que ce laboratoire utilise à présent une plate-forme de stimulation commercialisée par la société Nexstim et équipée d'un localisateur optique 3D ainsi que d'un système de neuro-navigation.



FIG. 1.27 – SMT assistée par ordinateur au laboratoire BioMag. Prototype initialement développé puis abandonné à gauche, système commercial manuel actuellement utilisé à droite.

A l'université de San Antonio, Lancaster *et al.* [Lancaster04] ont initié un projet de recherche dans lequel le robot Neuromate développé par la société *Integrated Surgical Systems, Inc*, a été utilisé pour tenir et déplacer la sonde de stimulation (cf. figure 1.28). Le guidage est quant à lui assuré par le système de neuro-navigation VoXimTM développé par la société *IVS Software Engineering*. La précision obtenue avec ce système est proche de celle du robot Neuromate seul, à savoir $1,99 \pm 0,46$ mm pour la position et $1,22 \pm 0,64^\circ$ pour l'orientation. Cependant, ce robot a été à l'origine conçu pour les interventions chirurgicales minimalement invasives du cerveau telles que la biopsie, et le système développé par cette équipe n'est donc pas capable de gérer les mouvements de tête du patient au cours de la stimulation ou encore de contrôler l'effort exercé par la sonde sur la tête du patient.

Une équipe de l'Université de Lübeck en Allemagne s'est également intéressée à la robotisation de la SMT. Afin de résoudre le problème de précision lié au positionnement manuel de la sonde sur la surface du crâne, l'utilisation d'un robot anthropomorphe à 6 degrés de liberté de type Kuka R3 est proposée (cf. figure 1.28). Les mouvements de tête du patient sont compensés grâce à l'utilisation d'un localisateur optique 3D de type Polaris qui permet le suivi en temps réel de marqueurs placés sur un bandeau que porte le patient. Ce localisateur est également utilisé pour effectuer le recalage initial entre la tête du patient et la reconstruction 3D de sa tête, via la désignation de points caractéristiques avec un stylet équipé de marqueurs, mais aussi le

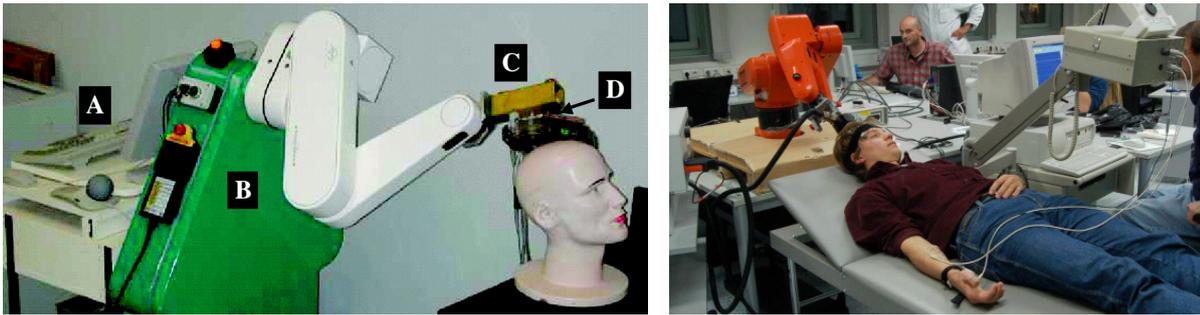


FIG. 1.28 – Systèmes robotiques pour la SMT proposés par Lancaster *et al.* [Lancaster04] à gauche et Matthäus *et al.* [Matthäus06] à droite.

recalage entre le robot et la sonde de stimulation, cette fois grâce à des marqueurs positionnés sur la sonde. Le système positionne ensuite la sonde en chacun des points cibles prédéfinis. La sonde est orientée de manière à être tangente à la surface du crâne, l'opérateur pouvant choisir la distance entre la sonde et la surface de la tête ainsi que l'angle de rotation par rapport à la normale à la surface. Pour passer d'un point à un autre, la sonde s'écarte de la tête et réalise un arc de cercle autour de la tête. Il est à noter qu'aucun contrôle de l'effort de contact entre la sonde et la tête n'est proposé, rendant impossible le suivi d'une trajectoire continue à la surface du crâne. Ce système a été testé sur un mannequin ainsi que sur un patient. En l'absence de mouvements de la tête, une erreur inférieure à 2 millimètres a été mesurée [Matthäus06].

Les projets existants ont démontré le haut niveau de précision atteignable avec un système robotique. Cependant, aucun de ces systèmes ne permet de suivre une trajectoire de stimulation définie par le médecin en assurant au mieux la sécurité du patient. En effet, d'une part, la tâche réalisée avec ces systèmes se limite à un simple positionnement point à point ; d'autre part, aucune mesure de l'effort de contact entre la sonde et la tête du patient n'est intégrée. Par ailleurs, les architectures robotiques utilisées ont un espace de travail très différent de la zone de stimulation, à savoir l'ensemble de la calotte crânienne. Pour pouvoir couvrir cette zone, les robots proposés à l'heure actuelle disposent d'un espace accessible bien plus grand. Un risque potentiel de collision entre le robot et le patient existe, qu'il est possible d'éviter uniquement en installant des butées logicielles.

Au vu de cet état de l'art, le besoin du développement d'un système robotique spécifique dédié à la SMT apparaît donc clairement.

1.7 Conclusion

La SMT s'avère indéniablement être à la fois une méthode de traitement prometteuse pour l'ensemble des troubles neurologiques ainsi qu'un outil très utile pour les chercheurs qui analysent les mécanismes complexes de fonctionnement du cerveau. Cette technique peut également intervenir comme un complément à d'autres méthodes de stimulation, d'autant plus qu'elle est en général bien moins lourde à mettre en oeuvre. Son utilisation est cependant limitée à l'heure actuelle qualitativement mais également quantitativement par son utilisation manuelle, même en cas d'utilisation d'un système de navigation.

Une procédure de SMT assistée par un système robotique devrait permettre une meilleure évaluation des différents types de traitements associés, conduisant à un plus large développe-

ment de cette technique. Des premiers projets de robotisation ont mis en évidence le gain en termes de performances. Cependant, ces systèmes ne satisfont pas les contraintes de la robotisation d'un tel geste médical. Dans le cadre de ce travail de thèse, nous proposons : un système robotique dédié à la SMT dont l'espace de travail est adapté à la tâche à réaliser et qui assure la sécurité du patient en cas de coupure de la puissance ; une méthode permettant le suivi de trajectoires imposées pour le centre de la sonde en tenant compte des mouvements du patient ; et enfin une méthode de gestion de l'effort de contact exercé par la sonde sur la tête du patient.

Chapitre 2

Conception d'un système robotique dédié pour la SMT

Dans le chapitre précédent, nous avons mis en évidence le besoin d'une robotisation de la SMT, ainsi que l'absence à l'heure actuelle d'une solution satisfaisante. Notre objectif est donc de proposer un système complet dédié à la SMT, qui doit permettre le traitement d'un patient depuis la prise d'images IRM jusqu'à l'analyse a posteriori de la stimulation effective. Une procédure cohérente intégrant l'utilisation de ce système est également proposée.

Dans ce chapitre, après une analyse des besoins liés au geste de stimulation, une procédure complète de SMT robotisée est proposée. Nous présentons ensuite une démarche de choix d'une architecture cinématique, et proposons une architecture originale dédiée à la SMT. Sa conception est alors détaillée au travers de la description des différents choix technologiques.

2.1 Cahier des charges du système et découpage du projet

2.1.1 Éléments du cahier des charges fonctionnel du système complet

Zone de travail

Le geste médical consiste à positionner et à déplacer la sonde de SMT à la surface de la tête du patient. La zone de travail est délimitée par l'ensemble de la surface du crâne sur laquelle il s'avère nécessaire de positionner la sonde afin de stimuler des points cibles du cerveau. A cela s'ajoute la contrainte sur l'orientation de la sonde : comme déjà évoqué, l'excitation électrique du cortex cérébral est maximale le long de la droite orthogonale au plan de contact et qui passe par le centre de la sonde, selon une fonction décroissante de la distance entre le cortex et centre de la sonde. Puisqu'une fine couche d'air entre la sonde et la tête induit une perte significative d'efficacité, le positionnement de la sonde peut finalement être contraint comme suit :

- le centre de la sonde doit pouvoir être déplacé sur toute la partie supérieure du crâne, comprenant la zone couverte par les cheveux, les tempes et le front ;
- le contact doit être assuré en permanence entre la sonde de stimulation et la tête du patient ;
- le plan de la sonde doit rester tangent à la surface de la tête ;
- l'orientation de la sonde doit être précisément contrôlée pour que le courant électrique induit traverse le sillon cortical selon une direction qui lui est orthogonale.

La figure 2.1 met en évidence les contours de la zone de travail sur une modélisation 3D de tête. La figure 2.2 présente les plans et axes de références utilisés par la suite pour décrire

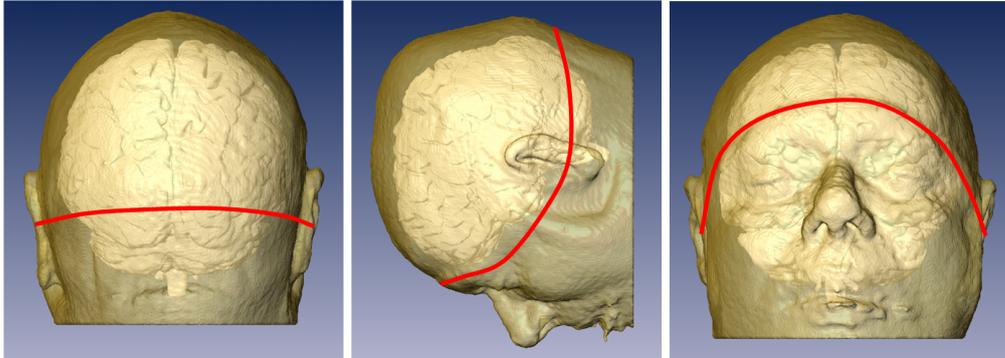


FIG. 2.1 – Délimitations de la zone de stimulation. Celle-ci comprend la zone couverte par les cheveux, les tempes et le front.

des positions ou des mouvements relatifs à la zone de stimulation. Les plans et les axes sont considérés concourants au niveau du centre géométrique de la tête du patient.

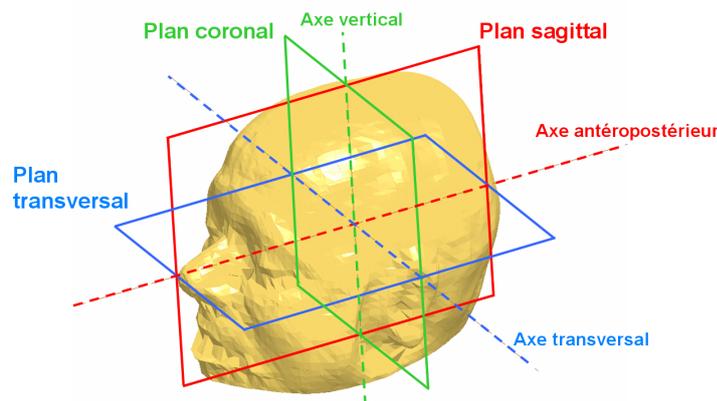


FIG. 2.2 – Définition des plans et axes de référence.

L'espace de travail doit être parcouru par la sonde à des vitesses faibles, de l'ordre de 0,33 mm/s. En effet, au vu des informations fournies par le médecin, celui-ci parcourt une trajectoire d'environ 10 cm pendant environ 5 minutes, cette stimulation étant répétée plusieurs fois pendant la séance.

Interface homme-machine (IHM)

Le système robotique a pour objectif de remplacer le bras et la main du médecin pendant une séance de stimulation afin que le geste médical puisse être réalisé de manière routinière. Le geste médical doit alors être planifié à l'avance par le médecin avant de pouvoir être exécuté automatiquement par le système robotique sous la supervision d'un opérateur.

Pour ce faire, le praticien doit pouvoir dans un premier temps désigner les points cibles du cerveau devant être stimulés et définir les paramètres de stimulation associés. Ensuite, le système doit être en mesure de déterminer le mouvement (trajectoire et vitesse) de la sonde à la surface du crâne qui permet une exécution optimale du scénario de stimulation établi par le médecin. Le jour de la séance, l'IHM doit permettre de contrôler aisément le système robotique. Les reconstructions 3D du crâne et du cerveau doivent y être accessibles pour pouvoir visualiser les points cibles et la trajectoire calculée de manière automatique. Le système robotique doit ensuite être capable d'effectuer le mouvement planifié de manière totalement automatique, en compensant les mouvements du patient, tout en offrant une visualisation 3D de la position de la sonde par rapport à la tête du patient et à la trajectoire calculée, afin de permettre à l'opérateur de contrôler l'exécution du traitement. Elle doit également permettre le post-traitement des données enregistrées au cours de la séance à savoir les caractéristiques du traitement réellement effectué (positions et paramètres de stimulation), rendant ainsi possible la comparaison avec ce qui a été initialement planifié.

Sécurité et confort du patient

De manière évidente, le système ne doit pas être dangereux pour le patient, y compris dans les situations d'urgence dans lesquelles il doit assurer l'absence de collisions entre le mécanisme et le patient. Par ailleurs, le confort du patient doit être assuré, avec l'application maîtrisée de la sonde sur sa tête. Des essais ont montré que l'effort de contact ne doit pas dépasser les 2,5 N pour que celui-ci reste confortable pour le patient.

Précision

Étant donné la focalisation du champ magnétique et la taille des sillons, une précision de 2 à 3 mm dans la localisation de la zone à stimuler est souhaitée.

Compensation des mouvements du patient

Pour des raisons de confort physique et psychologique, la tête du patient n'est pas fixée dans les systèmes actuels, mais repose en général simplement sur une mentonnière. La tête du patient est donc susceptible de bouger au cours d'une séance. En considérant un même système d'installation du patient, le dispositif robotique doit être capable de détecter ces mouvements de tête. L'objectif n'est pas de compenser des mouvements rapides du patient, car cela pourrait s'avérer dangereux pour lui, mais seulement les mouvements lents correspondant à des mouvements d'affaissement du patient qui en se relâchant peut avoir tendance à pencher la tête du côté opposé à l'appui de la sonde. Si des mouvements rapides du patient sont détectés grâce au localisateur 3D, la stimulation est immédiatement interrompue et la sonde s'écarte automatiquement de la tête, comme c'est le cas lors d'une coupure de courant, ce qui sera explicité à la fin du chapitre.

Intégration du dispositif dans son environnement

En termes d'encombrement et de mobilité, le dispositif ne doit pas imposer de contraintes particulières concernant l'aménagement de la salle où se déroule les séances de stimulation. Il doit pouvoir être déplacé d'une salle à l'autre de manière aisée. Ainsi, un dispositif monté sur

roulette et pouvant franchir des portes de taille standard est requis. Le dispositif doit également fonctionner en étant branché sur le secteur électrique classique monophasé 230V.

2.1.2 Architecture du système

Les étapes de la procédure robotisée de SMT

Le protocole que nous proposons pour une procédure robotisée de SMT est très proche de celui effectué pour un traitement manuel. Des étapes sont simplement intégrées pour permettre la génération et le suivi d'une trajectoire correspondant à un ensemble de points cibles désignés par le praticien.

Avant la séance, les étapes suivantes sont réalisées (cf. figure 2.3) :

1. **Récupération des données issues de l'IRM(f).**
2. **Reconstruction 3D** : une reconstruction 3D du cerveau et de la tête du patient est réalisée à partir des différentes images IRM.
3. **Désignation des régions cibles du cortex** : le médecin désigne ensuite les régions cibles du cortex qui doivent être stimulées. Il utilise la modélisation 3D du cerveau ainsi que les fonctionnalités du logiciel mis à disposition pour pointer avec précision ces différentes régions d'intérêt.
4. **Détermination du scénario de stimulation** : le médecin renseigne via le logiciel la durée, l'intensité (en pourcentage du seuil moteur) et la fréquence de stimulation de chaque région, ainsi que l'ordre dans lequel ces régions doivent être stimulées.
5. **Désignation des points caractéristiques utilisés pour le recalage** : le médecin désigne sur la reconstruction 3D les trois points de repère anatomiques (les tragus droit et gauche de l'oreille et le sommet du nez) utilisés par la suite pour le recalage de la tête du patient avec la reconstruction 3D.
6. **Calcul du mouvement de la sonde** : le système calcule la trajectoire de la sonde sur le crâne permettant de stimuler au mieux les points cibles sur le cerveau. La prise en compte des paramètres de stimulation impose une vitesse de parcours de la trajectoire conduisant à l'obtention d'un mouvement opérationnel imposé pour le système robotisé porte-sonde.

La séance de stimulation est composée des étapes suivantes :

1. **Installation du patient** : le patient s'installe sur le fauteuil et positionne éventuellement son menton sur une mentonnière pour limiter les mouvements de sa tête et accroître son confort. Un bandeau muni de marqueurs passifs est placé sur la tête du patient afin de permettre un suivi des mouvements de sa tête par l'intermédiaire d'un localisateur optique 3D.
2. **Détermination du seuil moteur** : le médecin détermine quelle intensité de l'impulsion électromagnétique provoque une excitation du cortex moteur pour le patient.
3. **Recalage initial de la tête du patient par rapport à la reconstruction 3D** : Un appariement est réalisé entre les points de repère caractéristiques de l'anatomie du patient et

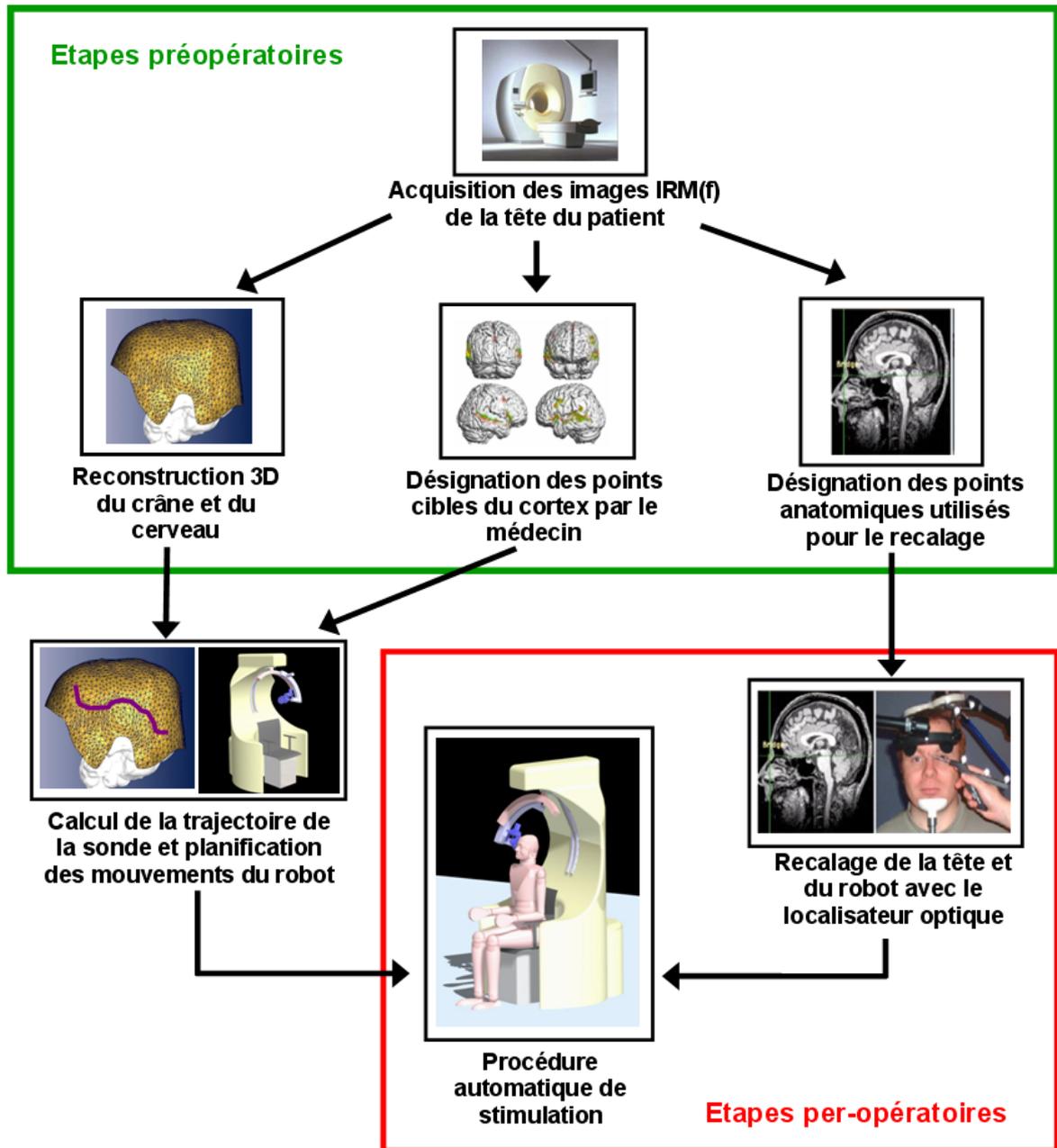


FIG. 2.3 – Schéma récapitulatif des étapes intervenant dans une procédure robotisée de SMT.

leurs correspondants sur la reconstruction 3D (cf. figure 2.4). Les trois points de repère anatomiques sont désignés à l'aide d'un stylet comportant des marqueurs passifs repérés par le localisateur optique 3D.

4. **Recalage initial de la position du robot** : le stylet est également utilisé pour désigner des points caractéristiques sur le manipulateur mécanique (cf. figure 2.4).
5. **Planification des mouvements du robot** : le système planifie les mouvements articulaires du robot permettant l'exécution du mouvement opérationnel imposé³.
6. **Exécution automatique du scénario de stimulation** : le système exécute le mouvement de la sonde planifié tout en tenant compte des mouvements de tête du patient et en garantissant un effort de contact entre la sonde et la tête confortable pour le patient. L'erreur de pose (position et orientation) est en permanence corrigée par un asservissement utilisant l'information sur la pose des marqueurs passifs placés sur l'organe terminal (OT) et repérés par le localisateur optique 3D.

Architecture générale du système proposé

La figure 2.5 résume à l'aide d'un schéma l'architecture globale retenue du dispositif de SMT robotisée. Le système robotique comprend :

- un manipulateur mécanique de positionnement et d'orientation de la sonde de stimulation ;
- un système de SMT ;
- un système de localisation 3D, de type Polaris, permettant de recalibrer le robot par rapport au patient, de suivre les mouvements de tête et d'asservir la position de l'OT ;
- un PC de supervision relié au contrôleur du robot et sur lequel sont installés les logiciels et l'IHM ;
- un logiciel de traitement des images IRM(f) permettant de réaliser la reconstruction 3D de la tête du patient, de désigner les points cibles et anatomiques, et de renseigner des paramètres de stimulation ;
- un logiciel de supervision permettant de planifier la procédure de stimulation à travers le calcul de la trajectoire de référence de la sonde stimulant au mieux les points cibles et la planification des mouvements du robot. Il se charge également d'envoyer les instructions de pilotage au PC de commande du robot. Une visualisation 3D permet de fournir les renseignements de planification adéquats, notamment la position et l'orientation de la sonde relative à la reconstruction 3D de la tête ;
- un PC sur lequel est installé le contrôleur du robot qui calcule les signaux de commande envoyés aux moteurs du manipulateur.

2.2 Proposition d'une décomposition du geste

2.2.1 Les architectures robotiques utilisées pour des applications médicales

Avant d'explicitier la conception du système de positionnement et d'orientation de la sonde, nous présentons dans ce paragraphe un état de l'art des systèmes robotiques développés pour

³La nécessité de cette étape de planification sera justifiée par la suite.

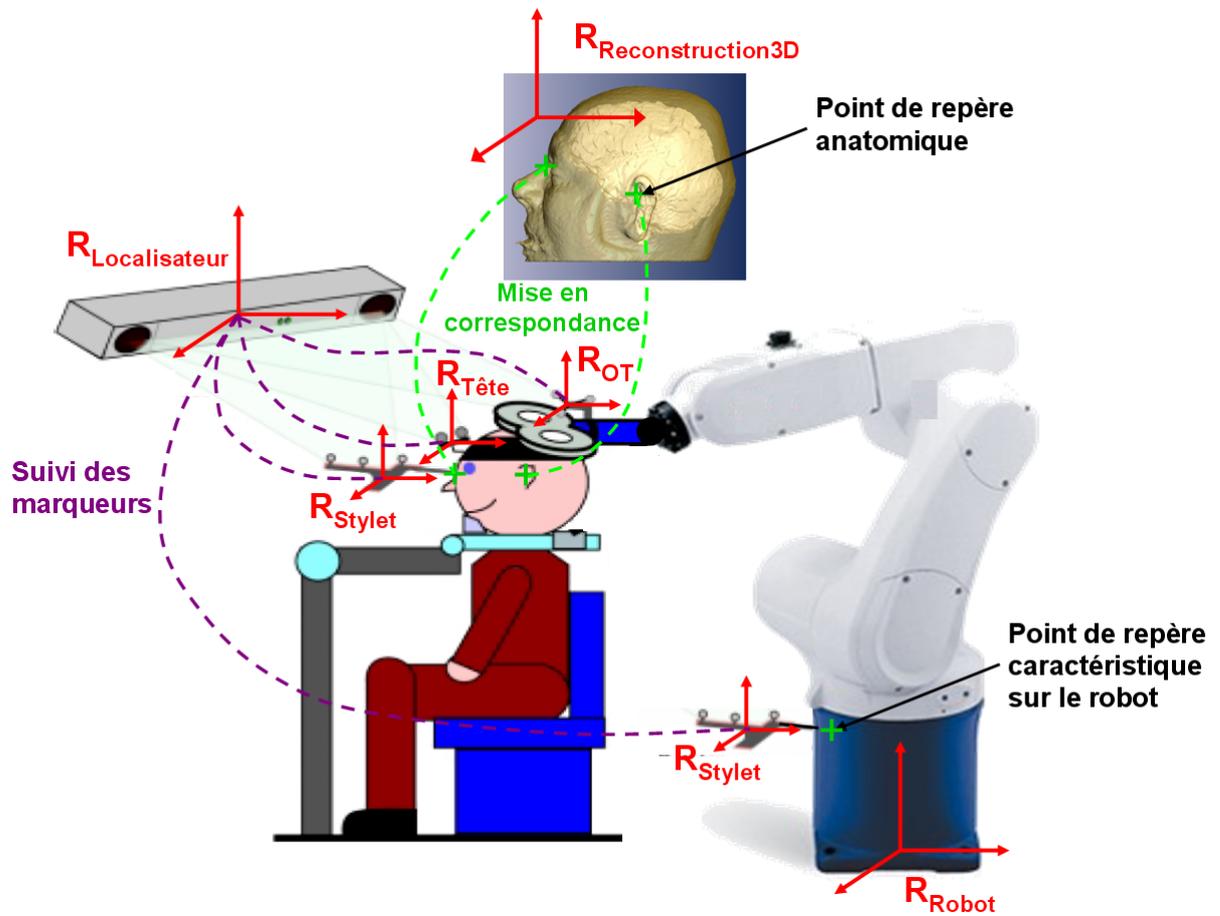


FIG. 2.4 – Schéma récapitulatif des différents repères intervenant dans la procédure robotisée de SMT.

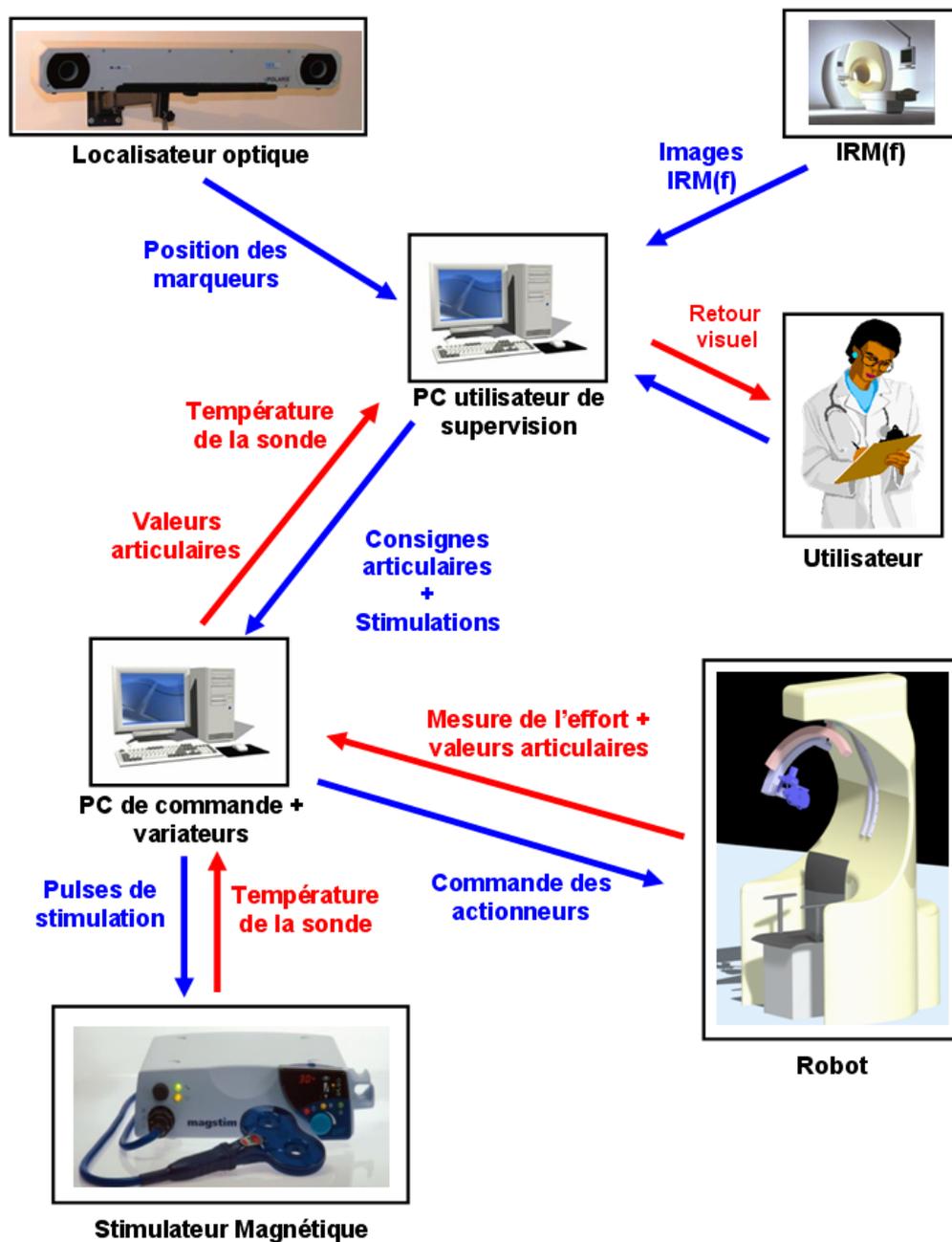


FIG. 2.5 – Schéma général de l'architecture du dispositif de SMT robotisée.

des applications médicales susceptibles d'être utilisés pour le déplacement d'un outil autour de la tête d'un patient.

Pour la partie porteuse du système, les architectures de type série conventionnelles ont, de loin, été les plus utilisées jusqu'à présent. Parmi ces architectures série, on distingue communément celles de type anthropomorphe et celles de type SCARA.

Les architectures de type anthropomorphe sont constituées d'un porteur à 3 degrés de liberté (DDL) et d'un poignet à 2 ou 3 DDL. Pour un encombrement donné du robot, cette configuration offre le plus grand espace de travail, dont la forme est en première approximation une sphère centrée sur le robot.

Dans un contexte médical, des bras robotisés de type anthropomorphe à 6 DDL ont été développés, par exemple en neurochirurgie. Ils permettent le positionnement d'instruments automatiquement en un point et le long d'une trajectoire prédéfinie. C'est le cas du robot Neuromate™ développé par la société IMMI et utilisé notamment par Lavallée *et al.* [Lavallée92] et du robot PathFinder™ développé par la société ProSurgics et utilisé notamment par Morgan *et al.* [Morgan03]. Toujours dans le cadre de la chirurgie, on peut citer également le système

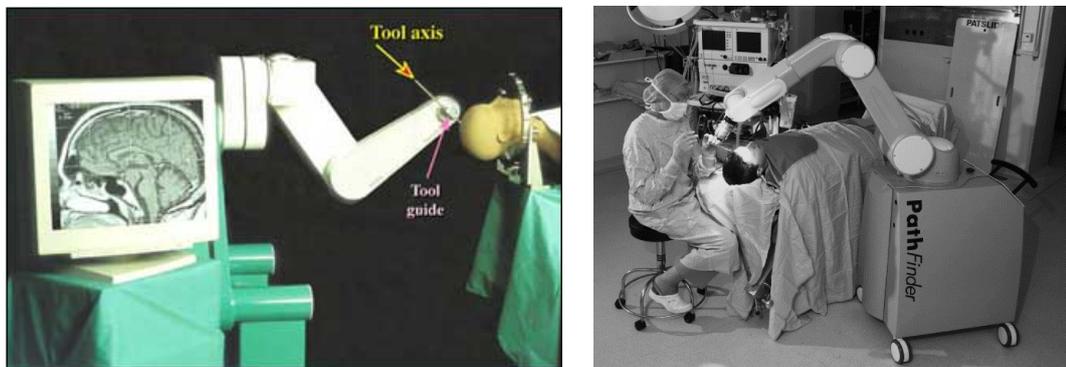


FIG. 2.6 – Les robots Neuromate™ et PathFinder™ utilisés en neuro-chirurgie. Photos © TIMC-IMAG et Armstrong Healthcare.

robotique KineMedic® développé par l'agence aérospatiale allemande. Ce bras robotique léger a été conçu spécialement pour des applications médicales et présente de ce fait un rapport charge/poids sensiblement meilleur que la plupart des robots actuels. Il est composé de sept articulations actionnées lui conférant un degré de redondance, comme le robot Mitsubishi PA-10, tout en minimisant les collisions grâce à leur disposition (cf. figure 2.7). Chaque articulation est équipée d'un capteur de couple et d'un capteur de position.

Des robots anthropomorphes ont également été utilisés dans le cadre d'applications nécessitant le déplacement d'un instrument en contact avec le patient. C'est le cas par exemple du robot Hippocrate™ développé par la société Sintors qui possède 6 DDL et est suspendu sur une potence facilement déplaçable qui intègre son système de contrôle (cf. figure 2.8). Utilisé pour le diagnostic par échographie de pathologies vasculaires, il dispose d'un capteur d'effort afin de garantir une force constante lors du déplacement de la sonde à la surface de la peau [Pierrot99]. Monté au-dessus du patient, un tel robot doit pouvoir permettre de réaliser une trajectoire quelconque à la surface du crâne, moyennant des longueurs de segments suffisantes et une bonne gestion des singularités de l'espace du travail. Cependant, l'espace du travail du robot n'étant pas une sphère centrée sur la tête du patient, il serait disproportionné par rapport à la tâche à effectuer.

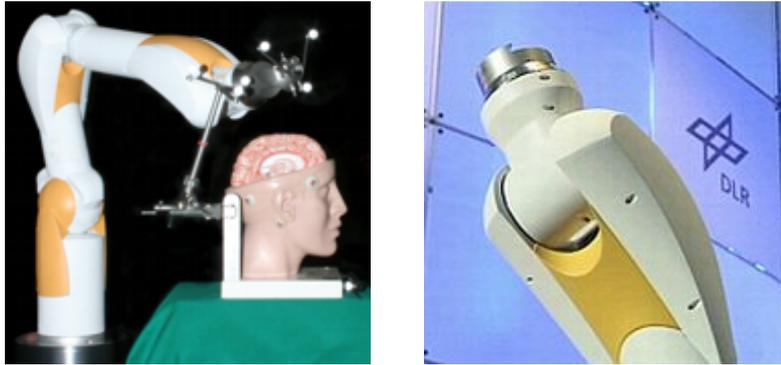


FIG. 2.7 – Robot médical KineMedic®. Photos © Institute of Robotics and Mechatronics (DLR).



FIG. 2.8 – Robot Hippocrate™ utilisé pour le diagnostic par échographie. Photos © Sinters.

Les architectures de type SCARA à 3 DDL sont souvent exploitées pour constituer le porteur de robots médicaux. Un poignet dédié, classiquement à trois articulations rotoïdes, vient compléter les mobilités du SCARA. L'espace de travail obtenu est en première approximation de forme cylindrique, ce qui convient bien aux interventions sur un corps humain allongé sur une table d'opération. Il est en effet plus facile de compenser les effets de la gravité qu'avec une solution de type anthropomorphe, puisqu'un simple contre-poids suffit si la liaison prismatique est la première liaison du robot. On peut citer pour ce type d'architecture le robot Dermarob du LIRMM (cf. figure 2.9) développé dans le cadre du projet Scalpp et utilisé pour le prélèvement cutané. Ce robot à 6 DDL est constitué d'un porteur de type SCARA et d'un poignet non-sphérique. Sa particularité est de posséder un Modèle Géométrique Inverse (MGI) analytique malgré un poignet à axes non concourants et sans singularité dans l'enveloppe de travail. Il est également équipé d'un capteur d'effort et d'un télémètre laser permettant de réaliser le contrôle de l'opération de prélèvement [Dombre03].

Un certain nombre de solutions à architecture parallèle ont également été utilisées en contexte médical. Dans ce contexte, leur mauvais rapport « encombrement/espace de travail » est cependant assez pénalisant. Pour certaines applications, une installation avec la base du robot suspendue au plafond peut alors s'avérer sur ce plan intéressante. C'est le cas du robot SurgiScope® développé par la société ISIS-Robotics (cf. figure 2.10). Le SurgiScope® est un système porte-outil



FIG. 2.9 – Robot DermarobTM utilisé pour le prélèvement cutané. Photos © Sinters.

spécialement dédié aux applications en neurochirurgie nécessitant l'utilisation d'un microscope. Son architecture est basée sur un mécanisme parallèle de type Delta suspendu au plafond disposant de 3 DDL en translation, auquel vient s'ajouter un poignet à 3 DDL pour l'orientation du microscope.



FIG. 2.10 – Robot SurgiScope[®] utilisé en neurochirurgie comme porte microscope. Photos © ISIS-Robotics.

Actuellement, les concepts de robots médicaux évoluent pour faire émerger des systèmes dédiés plus adaptés aux tâches qu'ils doivent réaliser et souvent plus compacts. Ainsi, au Japon, dans le laboratoire de mécatronique de l'université de Tokyo, l'équipe du Pr Masamune a développé un système robotique d'insertion d'aiguille pouvant être utilisé sous IRM dans le cadre d'interventions de neurochirurgie stéréotaxique [Masamune95]. Ce robot est suffisamment petit (491 mm de hauteur maximale) pour entrer à l'intérieur de l'appareil d'IRM. Comme présenté sur la figure 2.11, le système comprend une plate-forme en translation selon X-Y-Z. Un guidage circulaire est monté sur cette plate-forme via une liaison pivot, ainsi qu'un guidage linéaire assurant la translation de l'aiguille. Cette conception de type sphérique est adoptée en raison de sa sécurité et de sa simplicité. Au sein de cette même université, l'équipe du Pr. Mitsuishi a développé un système robotique permettant de réaliser des diagnostics échographiques à distance de manière téléopérée [Mitsuishi01]. Le porte sonde présente au total 7 DDL : 3 DDL en translation selon des directions orthogonales pour le positionnement de la sonde, 3 DDL de rotation réalisés à partir de guidages circulaires concentriques pour son orientation, et enfin un 1 DDL

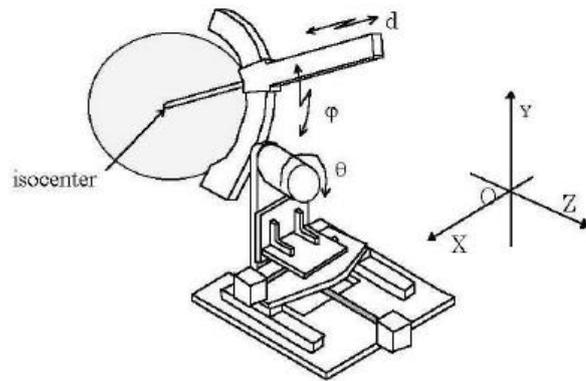


FIG. 2.11 – Robot de neurochirurgie stéréotaxique sous IRM. Photos © Masamune *et al.*, Université de Tokyo, Japon).

de translation suivant l'axe radial du système sphérique constitué par les guidages circulaires. L'intérêt de l'utilisation de guidages circulaires réside principalement dans la grande rigidité du mécanisme ainsi obtenu (cf. figure 2.12). De plus, les axes des trois mouvements de rotation s'intersectant au niveau de l'extrémité de l'effecteur, cela permet de découpler le positionnement et l'orientation de la sonde. Les efforts de contact entre la sonde et le patient sont également mesurés via un capteur d'effort trois axes et retournés au système de manipulation maître.

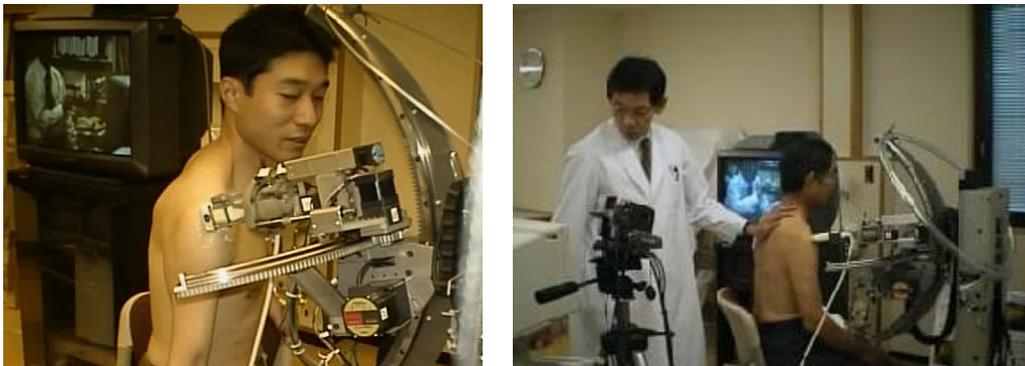


FIG. 2.12 – Robot de diagnostic échographique téléopéré à distance. Photos © Mitsubishi *et al.*, Université de Tokyo, Japon).

Le cahier des charges énoncé en section 2.1 limite fortement le nombre d'architectures utilisables pour le mécanisme de positionnement et d'orientation de la sonde.

Les architectures parallèles du type Delta comme celle utilisée pour le SurgiScope® pourraient répondre au besoin mais présentent l'inconvénient d'être très encombrantes pour avoir un espace de travail suffisamment grand. De plus, le mouvement étant purement cartésien, les contraintes sur le poignet seraient très fortes puisqu'il devrait permettre des débattements angulaires de 180°. Un manipulateur série de type SCARA est inadapté à la tâche à accomplir, son espace de travail étant en première approximation cylindrique et centré sur le robot. Il en est de même pour un manipulateur anthropomorphe, son espace de travail étant en première approxi-

mation une sphère centrée sur le robot. Il serait en effet tout à fait possible d'y inclure la sphère centrée sur la tête du patient que représente l'ensemble des positions nécessaires de la sonde, mais la taille du manipulateur serait alors disproportionnée par rapport à la tâche à accomplir. Cela poserait en particulier des problèmes de sécurité, puisqu'il faudrait assurer de manière logique le respect des butées permettant d'éviter tout risque de collision avec le patient. Il paraît préférable de privilégier une architecture dédiée à la tâche, qui minimise le ratio entre l'espace de travail accessible et utile, en tirant partie de la géométrie de la zone de travail, et qui au plus appel à des limitations matérielles de l'espace de travail. C'est l'approche retenue ici pour définir l'architecture du système robotique.

2.2.2 Proposition d'une décomposition du système robotique

Pour définir l'architecture d'un système robotique dédié à la SMT, nous proposons de décomposer le geste médical de positionnement de la sonde en trois tâches :

- le positionnement du centre de la sonde selon une sphère centrée sur la tête du patient ;
- l'orientation de la sonde afin d'assurer sa tangence au crâne et sa direction ;
- le contrôle de l'effort de contact entre la sonde et la tête par un déplacement radial.

Ces trois tâches sont illustrées sur la figure 2.13.

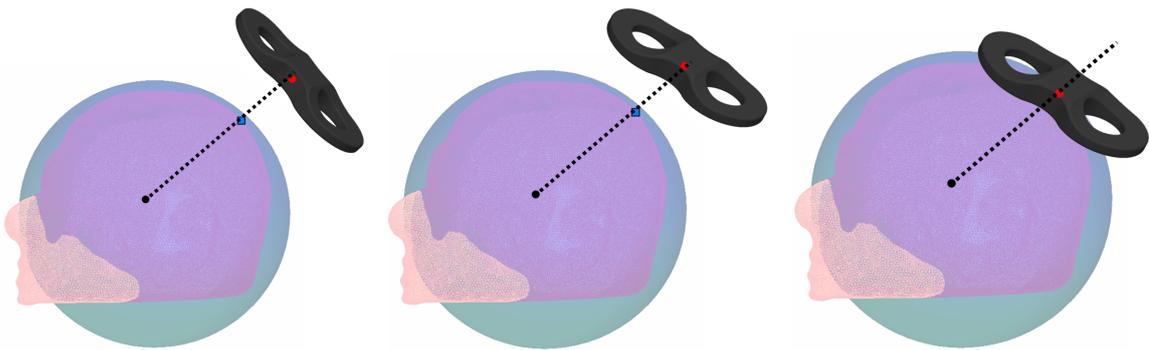


FIG. 2.13 – Décomposition de la tâche à effectuer : (a) positionnement du centre de la sonde selon une sphère centrée sur la tête du patient ; (b) orientation de la sonde afin d'assurer sa tangence au crâne et sa direction ; (c) contrôle de l'effort de contact entre la sonde et la tête.

Étant donnée cette décomposition du geste médical, il semble alors naturel de décomposer le système robotique en trois sous-systèmes, chacun correspondant à une tâche :

- un porteur sphérique afin de permettre le positionnement de la sonde de stimulation autour d'une sphère centrée sur la tête du patient ;
- un poignet sphérique permettant l'orientation de la sonde par trois rotations autour du point de contact entre la sonde et la tête du patient, sans modification de la position de celui-ci ;
- une liaison glissière permettant d'assurer le contact entre la sonde et la tête du patient.

Le choix d'un porteur sphérique semble évident compte-tenu de la sphéricité de la zone de traitement. Un tel choix permet d'accroître la sécurité du patient en limitant les risques de collisions avec le patient. En outre, une telle décomposition a l'avantage de simplifier la commande en effort puisqu'un seul axe devra être commandé pour appliquer directement l'effort désiré.

2.2.3 Espace de travail des sous-systèmes

Le dimensionnement du porteur sphérique doit évidemment permettre d'atteindre tout point situé sur la zone de traitement correspondant à la partie de la calotte crânienne délimitée précédemment (cf. figure 2.1).

Le dimensionnement du sous-système d'orientation est imposé par le choix d'un porteur sphérique centré sur la tête du patient et la contrainte de tangence entre la sonde et la surface du crâne. En effet, le poignet doit être en mesure de compenser l'écart angulaire entre la normale au crâne et la normale à la sphère centrée sur la tête du patient. Les débattements angulaires nécessaires du poignet qui en découlent ont été spécifiés d'après l'analyse de trois reconstructions 3D de crânes à partir d'images IRM. Celles-ci nous ont été fournies par la laboratoire d'imagerie et de neurosciences cognitives de Strasbourg (LINC - UMR 7191). Chaque reconstruction 3D se présente sous la forme d'un maillage polygonal. L'analyse consiste donc à calculer pour chaque facette l'angle entre la normale à cette facette et l'axe du mécanisme qui relie les centres du mécanisme et de la facette considérée. Seules les facettes correspondant à l'espace de travail de la tâche ont été retenues, à savoir l'ensemble de la calotte crânienne. La figure 2.14 montre les résultats obtenus pour une reconstruction 3D sous forme d'un histogramme. On constate qu'à peine plus de 5% des facettes conduisent à l'obtention d'un angle supérieur à 30°. Un lissage par réduction du nombre de facettes d'un facteur 100 ne modifie que très peu l'historgramme obtenu dans le cas initial, mais supprime tout de même les angles supérieurs à 40° qui sont vraisemblablement dus à la facettisation. Les statistiques sont similaires pour les autres reconstructions 3D utilisées. Afin de réduire l'influence de la facettisation de la surface du crâne, une deuxième

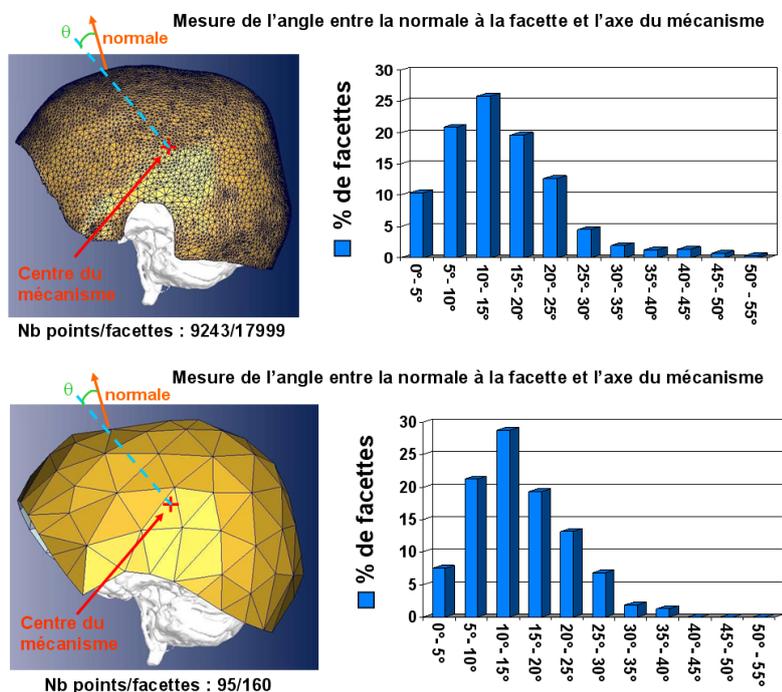


FIG. 2.14 – Analyse des débattements angulaires nécessaires pour le poignet en mesurant pour chaque facette de la reconstruction 3D l'angle entre la normale et l'axe du mécanisme. Évaluation de l'influence d'un lissage de la surface reconstruite via une réduction du nombre de facettes.

analyse a été effectuée. Celle-ci a consisté à construire une surface lissée du crâne en interpolant des surfaces NURBS⁴ à partir du maillage polygonal, et à évaluer ensuite les variations angulaires selon plusieurs trajets dans des plans de coupe sagittal et coronal (cf. figure 2.15). Les angles mesurés appartiennent de nouveau à l'intervalle $[-35^\circ, 35^\circ]$.

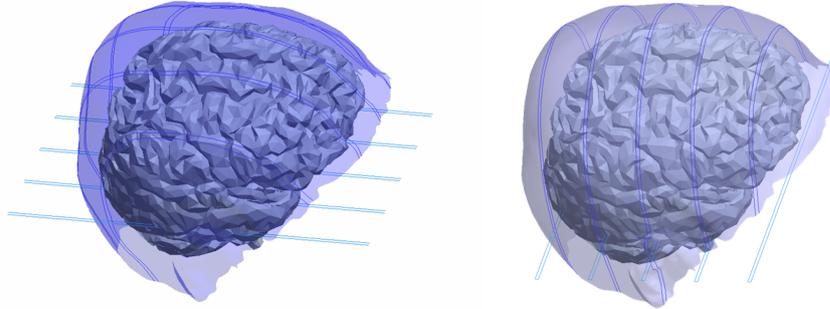


FIG. 2.15 – Reconstruction 3D lissée d'une calotte crânienne et trajectoires dans des plans de coupe sagittal et coronal.

Le dimensionnement de la liaison glissière consiste à choisir le débattement nécessaire pour que la distance entre le centre du mécanisme et le centre de la sonde permette de traiter tout patient. La caractérisation de ce débattement nécessite l'évaluation de la distance entre le centre géométrique de la tête et la surface de la calotte crânienne, tout en tenant compte de la variabilité de la morphologie du crâne. Une étude anthropométrique sur le volume du crâne d'un être humain a été réalisée par Manjunath [Manjunath02] grâce aux mesures réalisées sur 33 cadavres. Elle fournit les dimensions de la tête d'un individu moyen de sexe masculin. Cette étude, dont les résultats sont présentés dans le tableau 2.1, donne donc une indication de la variabilité de la morphologie de la tête. Des mesures effectuées sur les reconstructions 3D utilisées précédemment, dont les dimensions sont données dans le tableau 2.2, ont par ailleurs révélé qu'en parcourant la surface du crâne correspondant à la zone de traitement, la distance entre le centre géométrique de la tête et la surface du crâne variait en moyenne de 70 à 120 mm. Finalement, compte-tenu de la variabilité donnée par l'étude anthropométrique, un débattement de 80 mm, entre 50 et 130 mm par rapport au centre du mécanisme, est retenu pour permettre le parcours de la zone de traitement pour une très grande majorité des patients.

	Longueur	Largeur	Hauteur	Circonférence
Moyenne (mm)	177,61	135,94	125,76	514,09
Écart-type (mm)	8,59	7,88	6,47	17,65

TAB. 2.1 – Variabilité des dimensions du crâne.

2.2.4 Les architectures mécaniques de type sphérique

La décomposition envisagée du système robotique implique l'usage de deux structures sphériques, pour le porteur et le poignet du dispositif. Nous recensons ici les formes principales de mécanismes de ce type.

⁴Non Uniform Rational B-Spline.

	Tête n°1	Tête n°2	Tête n°3
Longueur (mm)	193	206	195
Largeur (mm)	152	154	154

TAB. 2.2 – Dimensions des reconstructions 3D de tête utilisées.

Les architectures sphériques de type série

On obtient un mouvement sphérique avec un mécanisme de type série lorsque celui-ci est composé de liaisons pivot s'intersectant en un point. Avec des segments de forme circulaire montés en série, il est ainsi possible d'obtenir un centre de rotation déporté (cf. figure 2.16), *i.e.* n'appartenant pas aux segments. Le choix de la longueur et du nombre de segments peut faire l'objet d'une optimisation en fonction du mouvement sphérique à réaliser, sachant que plus les segments sont longs, plus l'espace de travail atteignable est grand et, généralement, meilleures sont les performances cinématiques. En contre-partie, la rigidité du mécanisme tend à diminuer. Ces architectures cinématiques sont utilisées en robotique médicale pour les tâches

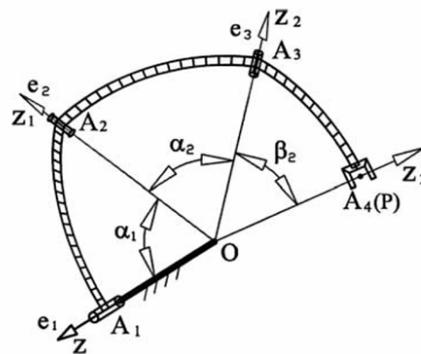


FIG. 2.16 – Exemple de mécanisme sphérique de type série.

chirurgicales caractérisées par des mobilités angulaires relativement larges autour d'un point unique ou à l'intérieur d'un volume de travail réduit. C'est le cas par exemple en chirurgie mini-invasive où les instruments pivotent autour du point par lequel ils pénètrent à l'intérieur du corps du patient. C'est également le cas dans les procédures percutanées où une aiguille est initialement placée avec sa pointe en contact avec la peau au niveau du point d'entrée, puis orientée autour de ce point afin de viser la cible. On peut également citer l'échographie au cours de laquelle une sonde est positionnée en regard de l'organe à explorer puis orientée autour du point de contact avec la peau (cf. figure 2.17). Concernant l'optimisation de la longueur des segments, on peut citer les travaux de Lum *et al.* concernant la conception d'un porte-outil sphérique pour la chirurgie mini-invasive (cf. figure 2.18). Une optimisation basée sur un critère mesurant le rapport entre l'indice d'isotropie⁵ sur l'espace de travail et la longueur des segments leur a permis de dimensionner un dispositif assurant un compromis entre dextérité et rigidité [Lum04].

⁵L'isotropie est une mesure des performances cinématiques d'un manipulateur qui évalue l'homogénéité de son comportement. Une définition plus détaillée sera donnée plus loin dans le chapitre.

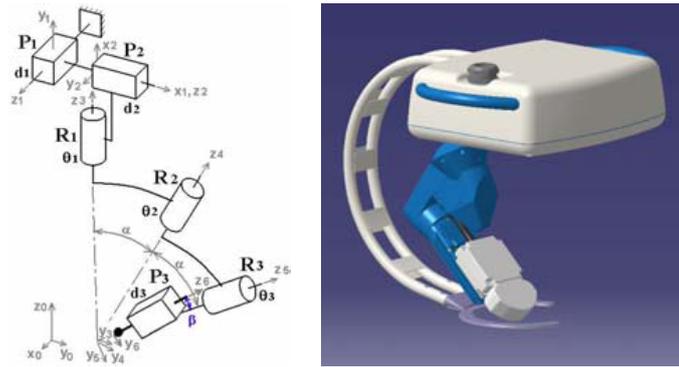


FIG. 2.17 – Robot sphérique Otelo 2 développé pour la télé-échographie [Delgorge05].



FIG. 2.18 – Porte outil sphérique pour la chirurgie mini-invasive dont la longueur des segments a été optimisée pour la tâche à réaliser [Lum04].

Les architectures sphériques de type parallèle

D'après [Carricato04], il existe trois grandes familles de architectures parallèles pour les mécanismes sphériques. La première famille regroupe les architectures comprenant des jambes décrivant des mouvements sphériques. Celles-ci nécessitent l'utilisation de liaisons pivot à axes concourants pour chaque jambe, condition géométrique nécessaire pour obtenir un mouvement sphérique. Les systèmes qui font partie de cette famille diffèrent simplement par le nombre de jambes et par leur agencement géométrique. Parmi les mécanismes sphériques appartenant à cette famille on trouve le 3-RRR proposé par Gosselin et Angeles [Gosselin89], dont une réalisation pratique est l'*œil agile* développé par le laboratoire de robotique de l'université de Laval pour l'orientation rapide d'une caméra.

La deuxième famille regroupe les architectures pour lesquelles le mouvement sphérique autour d'un point fixe est imposé par l'ensemble des jambes. De telles architectures ainsi que leur méthode de synthèse ont été développées par Kong et Gosselin [Kong04], Karouia et Hervé [Karouia02] (cf. figure 2.20), Fang et Tsai [Fang04] et Di Gregorio [Gregorio01, Gregorio04a, Gregorio04b] (cf. figure 2.21).

Enfin, la troisième famille regroupe les architectures pour lesquelles l'effecteur est physiquement connecté au centre de rotation via une liaison sphérique. Suivant ce principe, un poignet à 2 DDL (cf. figure 2.22) basé sur une disposition orthogonale originale permettant des mouve-

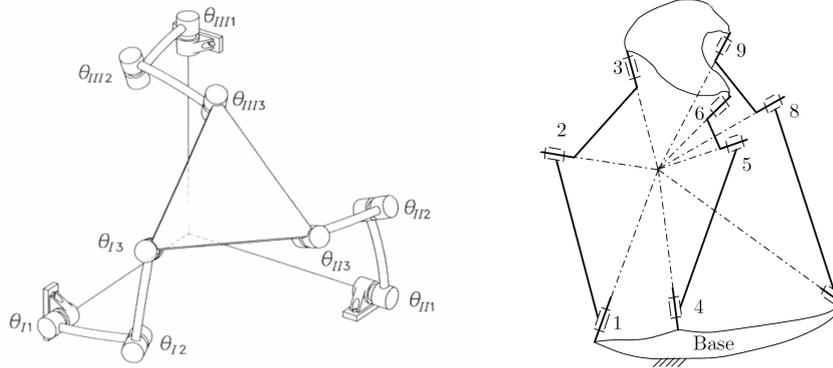


FIG. 2.19 – Mécanisme parallèle sphérique de type 3-RRR [Gosselin89].

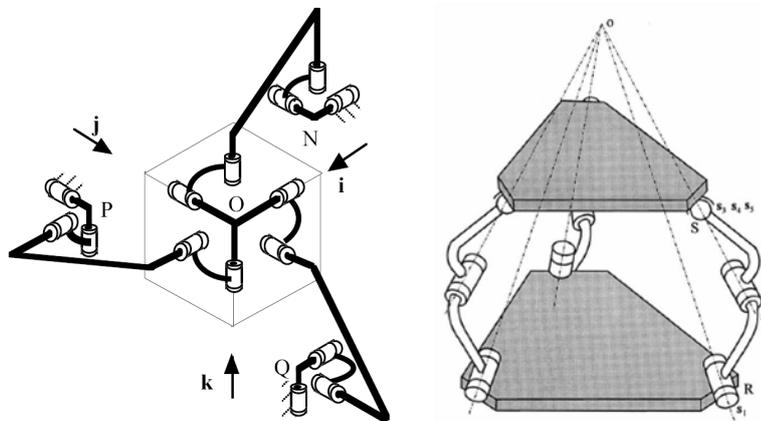


FIG. 2.20 – Mécanismes parallèles sphériques de type 3-RRU [Karouia02] et 3-RRS [Fang04]. Le mouvement sphérique autour d'un point fixe est imposé par l'ensemble des jambes.

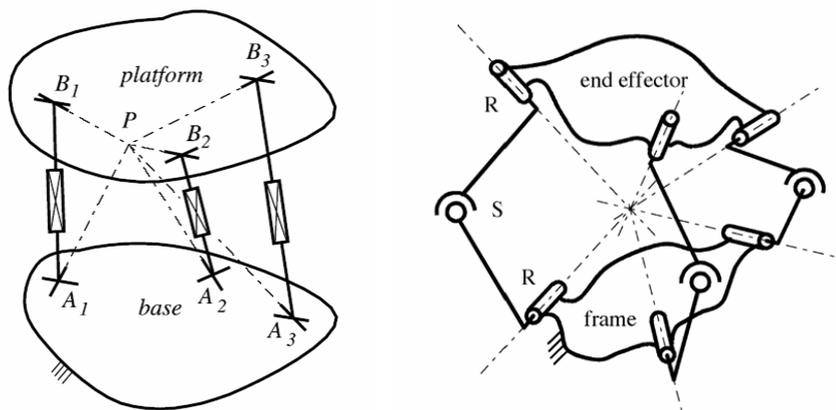


FIG. 2.21 – Mécanismes parallèles sphériques de type 3-UPU et 3-RSR proposés par Di Gregorio [Gregorio04b, Gregorio04a]. Le mouvement sphérique autour d'un point fixe est imposé par l'ensemble des jambes.

ments découplés a été proposé par Carricato et Parenti-Castelli [Carricato04].

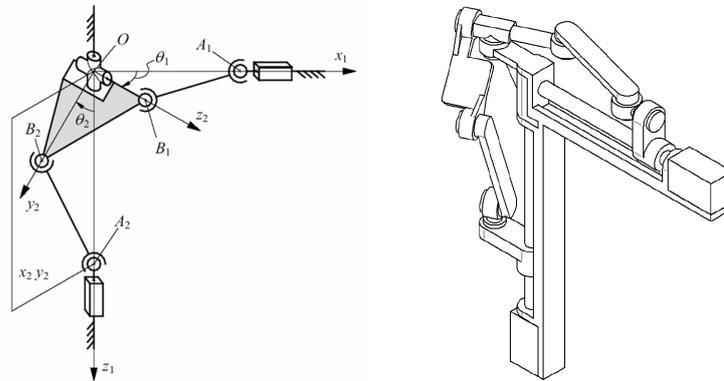


FIG. 2.22 – Mécanisme parallèle sphérique à 2 DDL pour lequel l'effecteur est relié au centre de rotation via une liaison cardan (schéma à gauche, prototype à droite). La disposition orthogonale permet d'obtenir des mouvements découplés [Carricato04].

Les architectures mixtes

Il existe également des architectures mixtes présentant des boucles cinématiques comme par exemple des parallélogrammes. C'est le cas du robot développé par Salcudean [Salcudean99] pour assister les diagnostics échographiques. L'architecture du robot, de type parallélogramme, est telle que l'essentiel de sa masse et de sa motorisation sont situées à sa base. Le bras est donc léger et équilibré, ce qui constitue des éléments de sécurisation du dispositif (cf. figure 2.23). De plus, le centre de rotation du poignet est déporté et se trouve au niveau de l'extrémité de l'effecteur, c'est-à-dire au niveau de l'échographe dans ce cas précis, ce qui permet donc de l'orienter autour du point de contact avec la peau.

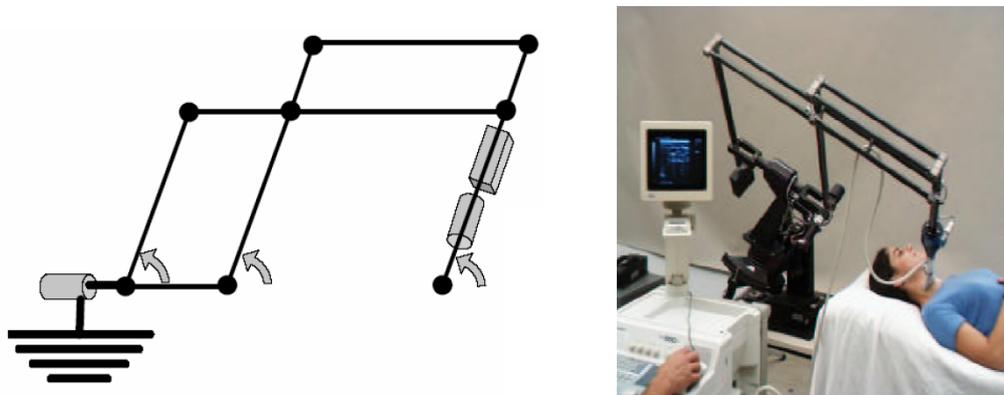


FIG. 2.23 – Mécanisme sphérique utilisé pour l'échographie [Salcudean99].

2.3 Cinématique du système de positionnement de la sonde

Nous abordons dans un premier temps la conception du système de positionnement de la sonde, qui va contrôler la position de son centre. Nous le désignons comme le porteur du système robotique. Du fait du faible ratio encombrement/espace de travail des mécanismes parallèles et de la taille relativement importante de la zone de stimulation, la conception d'une architecture de type série a été retenue pour le porteur. On s'intéresse dans cette section au choix de sa cinématique.

2.3.1 Critères d'évaluation

Le choix du porteur doit être fait en évaluant son comportement cinématique. Ceci a notamment son importance puisque l'on souhaite réaliser des tâches de suivi de trajectoires où la vitesse opérationnelle est imposée. Il faut évidemment supprimer toutes les singularités de l'espace de travail, celles-ci étant problématiques pour la commande.

Dans la suite, nous utiliserons l'indice d'isotropie pour évaluer le comportement cinématique. L'indice d'isotropie peut être défini par le rapport entre les valeurs singulières minimale σ_{min} et maximale σ_{max} de la matrice jacobienne J du mécanisme (inverse du conditionnement de J) :

$$ISO = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}}, \quad ISO \in [0, 1] \quad (2.1)$$

Une configuration singulière du mécanisme est mise en évidence lorsque l'isotropie devient nulle. A l'inverse, une configuration est optimale ou isotrope, lorsque l'indice d'isotropie vaut un. Pour une telle configuration, la résolution de déplacement est égale dans toutes les directions, de même que les vitesses maximales atteignables.

D'autres critères seront également pris en compte pour le choix de l'architecture, de manière qualitative. La rigidité du système est un critère important du fait du poids non négligeable de la sonde. Dans le cadre de la réalisation d'un système prototype destiné à une évaluation clinique, il s'agit également de minimiser les risques de défaillance, en recourant notamment à des technologies d'actionnement, de transmission, de mesures fiables et donc limitant les risques technologiques dans la réalisation.

2.3.2 Démarche d'évaluation des différentes cinématiques possibles

Architecture série à 2 DDL

Puisque 2 DDL sont suffisants pour réaliser un déplacement sur une sphère, la première architecture envisageable pour le choix du porteur série est celle constituée de deux segments de forme circulaire ayant chacun une longueur d'arc de 90° . Les configurations singulières d'un tel mécanisme sont obtenues lorsque celui-ci est complètement replié, ou complètement tendu. La figure 2.24 illustre ces configurations avec une modélisation CAO d'un tel mécanisme dont la première liaison pivot se trouve selon l'axe transversal sur le côté droit de la tête. Dans de telles configurations, la première articulation n'a plus aucune influence sur la position de l'effecteur. Une analyse de l'espace de travail utilisable, c'est-à-dire hors zones de singularités, montre que celui-ci est trop réduit. Ceci provient du fait que la partie de la calotte crânienne correspondant à la zone de stimulation est plus grande qu'une demi-sphère (cf. figure 2.1). Il est ainsi impossible de traiter l'ensemble de cette zone de stimulation sans franchissement des singularités du mécanisme.

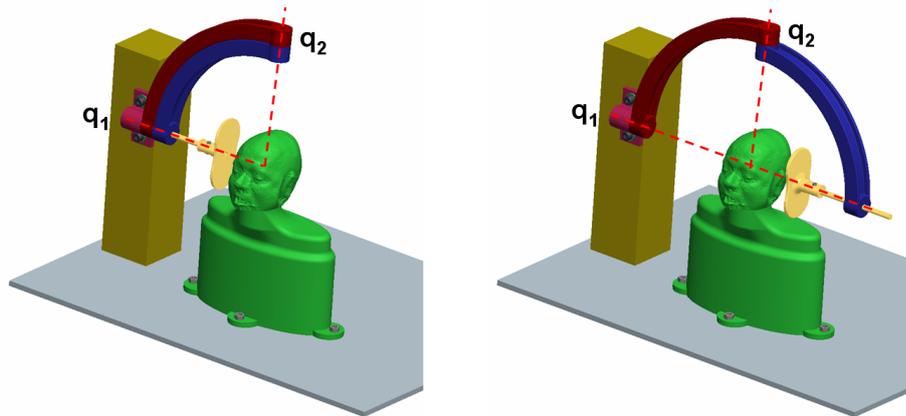


FIG. 2.24 – Configurations singulières pour un mécanisme sphérique à deux segments de 90° . Le bras est replié à gauche et tendu à droite.

Il est intéressant de constater que pour une architecture à 2 DDL, le placement du porteur par rapport au patient influe à la fois sur la zone de travail accessible, mais aussi sur la facilité de mise en oeuvre de butées articulaires pour éviter tout risque de collision avec le patient. Ainsi, il vient naturellement de placer la première liaison pivot selon l'un des axes antéropostérieur, vertical ou transversal, comme représentés sur la figure 2.25. Le choix d'un premier axe vertical est peu intéressant, car il conduit à la présence d'une singularité au milieu de la zone de traitement, lorsque le bras est replié. Il est également possible de choisir un axe incliné. Ceci est illustré par

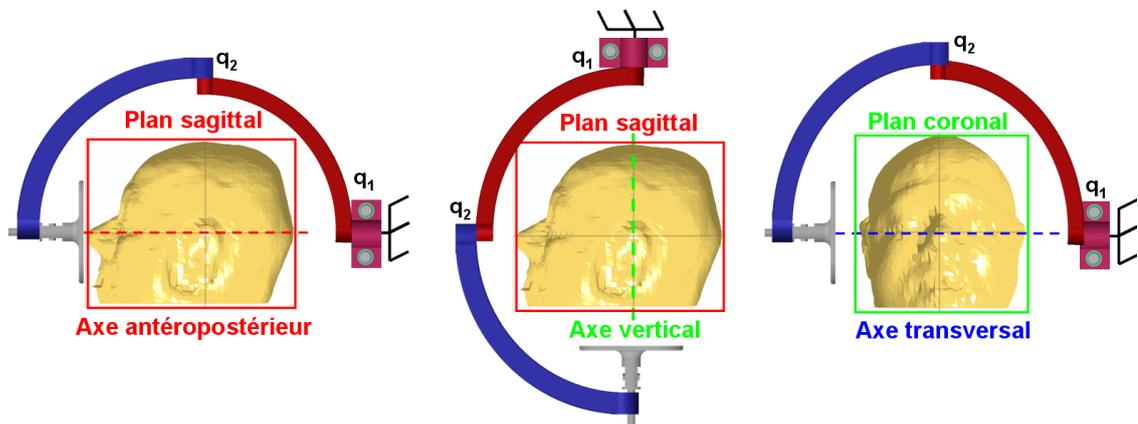


FIG. 2.25 – Positions possibles de l'axe de la première liaison pivot du mécanisme sphérique à deux segments de 90° .

la figure 2.26 qui montre les caractéristiques de l'espace de travail correspondant à la zone de traitement pour ce type de mécanisme quand l'axe de la première liaison pivot est placé dans le plan sagittal avec trois inclinaisons différentes par rapport à l'axe antéropostérieur de la tête. La position de référence des articulations correspond au manipulateur dans une configuration bras tendu dans le plan sagittal. Afin de tenir compte des collisions avec le patient, les butées sont volontairement limitées à $\pm 90^\circ$ pour la première articulation. Pour le calcul de l'indice d'isotropie sur l'ensemble de la zone, un débattement de $\pm 180^\circ$ a été autorisé pour la deuxième articula-

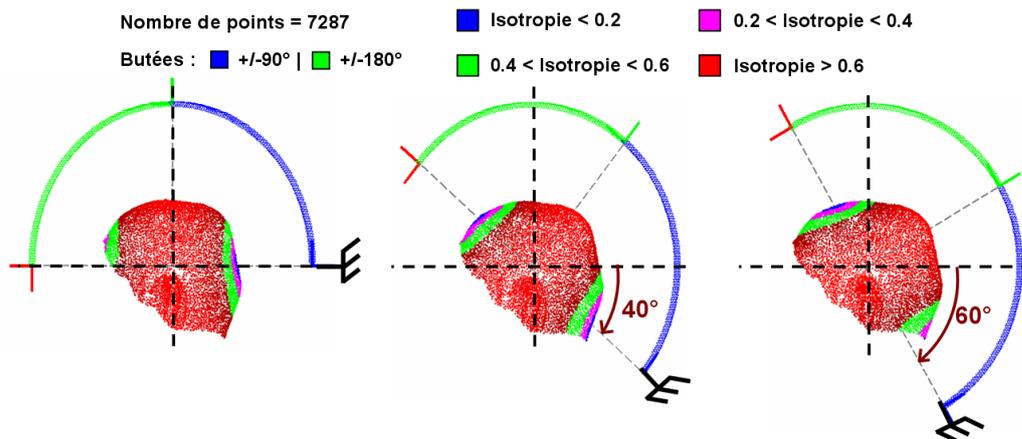


FIG. 2.26 – Analyse de l'espace de travail d'un manipulateur sphérique constitué de deux segments de 90° , avec mesure de l'indice d'isotropie en chaque point de la zone du crâne à traiter. La base du mécanisme est située à l'arrière du crâne dans le plan sagittal et orientée de 0° (gauche), de 40° (milieu) ou 60° (droite) par rapport à l'horizontale.

tion afin d'atteindre tous les points de la zone de travail. On constate que selon l'inclinaison du mécanisme par rapport à la tête, il est possible de plus ou moins tirer partie de la symétrie de la zone de traitement. Ainsi, une inclinaison de 40° respecte au mieux la symétrie de la zone de stimulation ce qui facilite la gestion des butées et donc le risque de collision avec le patient. En effet, la figure 2.27 montre qu'avec deux jeux de butées, il est possible de traiter presque tout l'ensemble de la calotte crânienne lorsque le mécanisme est incliné de 40° , sans avoir en plus de zones atteignables en dehors de la zone de traitement. On constate que cela n'est pas le cas lorsque le mécanisme est incliné de 0° ou 60° puisque certaines parties de la zone de stimulation sont inaccessibles, à savoir, l'arrière de la tête dans le premier cas et le front dans le deuxième cas. En revanche, par symétrie, on constate que certaines zones situées en dehors de la zone de traitement seront atteignables, comme la zone située proche de l'œil dans le premier cas ou celle située en dessous des oreilles dans le deuxième cas, ce qui est inutile. Dans le plan coronal, c'est une inclinaison de 0° qui respecte au mieux la symétrie de la zone de traitement (cf. figure 2.28).

Rejet des singularités de l'espace de travail

Pour éviter la présence de singularités dans l'espace de travail, plusieurs solutions peuvent être envisagées. La première consiste à décaler volontairement le centre du mécanisme pour « sortir » les singularités de la zone de traitement, les singularités correspondant aux pôles de la sphère décrivant l'espace de travail. Cette solution a immédiatement été rejetée en raison des contraintes angulaires trop importantes qu'un décalage du centre du mécanisme impose au poignet. En effet, les débattements angulaires nécessaires pour garantir la tangence de la sonde avec la surface du crâne augmentent sensiblement si l'on considère un décalage entre le centre géométrique de la tête du patient et celui du mécanisme. D'après les figures 2.29 et 2.30, pour un décalage de 5cm vers la droite, 40% des angles⁶ se trouvent compris entre 35° et 55° , alors qu'avec des décalages identiques suivant l'axe antéropostérieur, 20 à 25% des angles sont

⁶Angle entre la normale à une facette et l'axe qui relie les centres du mécanisme et de la facette considérée.

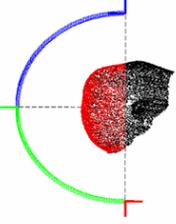
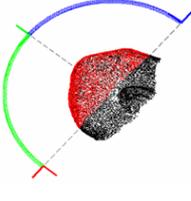
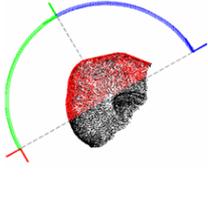
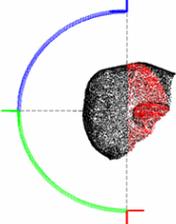
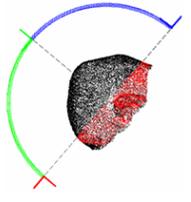
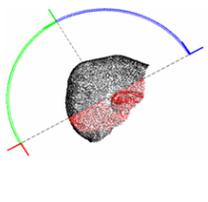
Butées	Zone atteinte 	Mécanisme incliné de 0°	Mécanisme incliné de 40°	Mécanisme incliné de 60°
$\begin{cases} 0 < \theta_1 < 90 \\ -180 < \theta_2 < 0 \end{cases}$ et $\begin{cases} -90 < \theta_1 < 0 \\ 0 < \theta_2 < 180 \end{cases}$	Partie de la calotte crânienne supérieure au plan médian passant par l'axe de la 1 ^{ère} liaison			
$\begin{cases} 0 < \theta_1 < 45 \\ 0 < \theta_2 < 180 \end{cases}$ et $\begin{cases} -45 < \theta_1 < 0 \\ -180 < \theta_2 < 0 \end{cases}$	Partie de la calotte crânienne inférieure au plan médian passant par l'axe de la 1 ^{ère} liaison			

FIG. 2.27 – Analyse de l'espace de travail atteignable d'un manipulateur sphérique constitué de deux segments de 90°, en fonction des butées et de l'angle d'inclinaison de la base du mécanisme dans le plan sagittal.

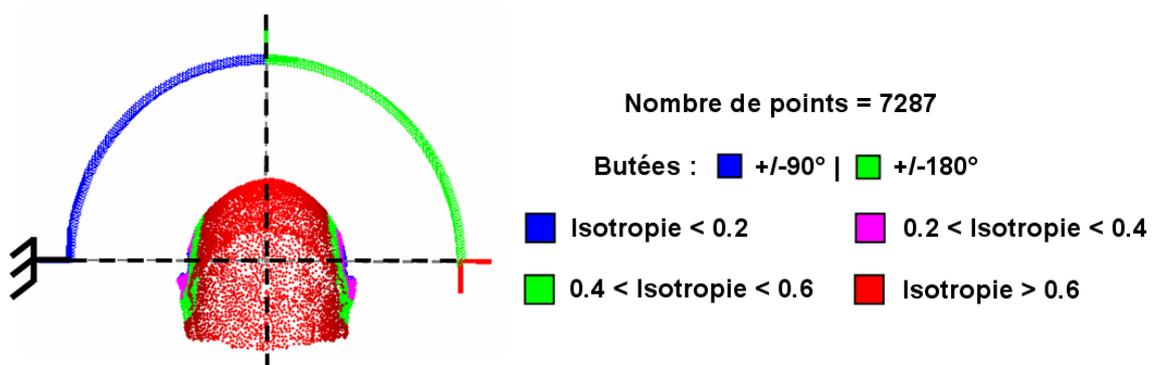


FIG. 2.28 – Position optimale dans le plan coronal de l'axe de la première liaison pivot du mécanisme sphérique à deux segments de 90°.

supérieurs à 35°. Lorsque le décalage est selon l'axe vertical, on constate que pour une amplitude de 7cm vers le bas, moins de 20% des angles dépassent 35°. En revanche, pour un décalage de 5cm vers le haut, plus de 72% des angles dépassent 35°. On constate donc qu'un décalage

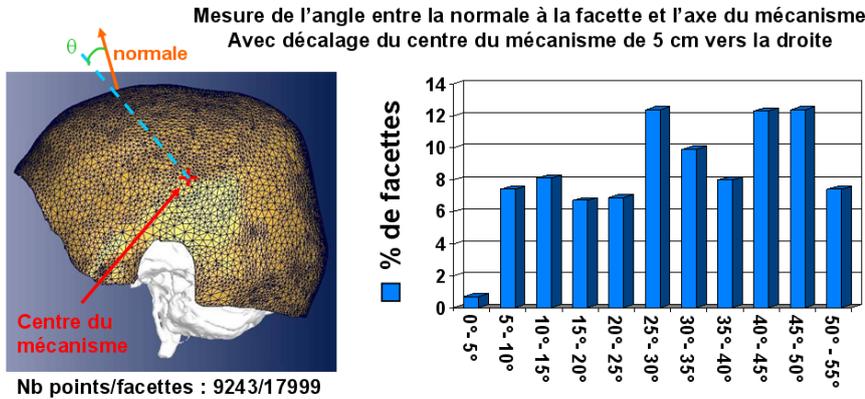


FIG. 2.29 – Analyse des débattements angulaires nécessaires pour le poignet en mesurant l'angle entre la normale aux facettes et l'axe du mécanisme. Evaluation de l'influence d'un décalage de type transversal vers la droite entre le centre du mécanisme et celui de la tête.

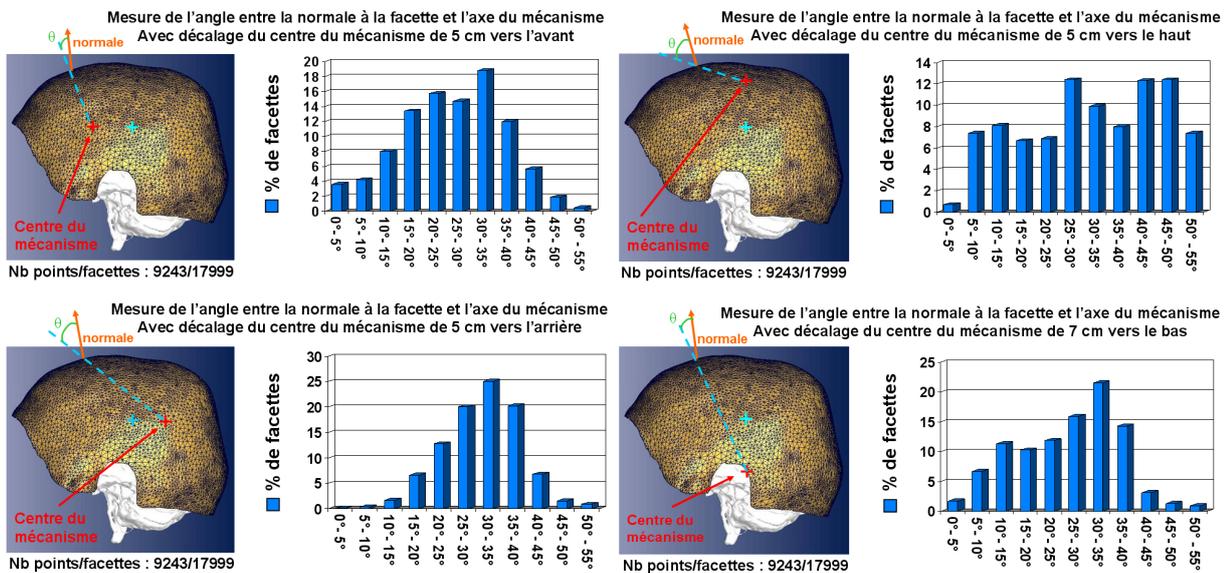


FIG. 2.30 – Analyse des débattements angulaires nécessaires pour le poignet en mesurant l'angle entre la normale aux facettes et l'axe du mécanisme. Evaluation de l'influence de décalages entre le centre du mécanisme et celui de la tête selon des axes antéro-postérieur et vertical.

du centre du mécanisme par rapport à celui de la tête a une influence non négligeable sur les débattements angulaires nécessaires du poignet. De plus, c'est un décalage vertical vers le haut qui s'avère être le plus préjudiciable, or c'est justement un tel décalage qui pourrait permettre de déplacer les singularités hors de la zone de travail.

La deuxième solution pour pouvoir rejeter les singularités de l'espace de travail consiste à

ajouter une mobilité en rotation supplémentaire permettant de déplacer la base de la structure à deux segments par rapport à la tête du patient de manière discrète et manuelle. Cette mobilité donnerait la possibilité de régler au mieux le positionnement de l'axe de la première liaison pivot avant de commencer à traiter le patient en exécutant une trajectoire. Comme précédemment, plusieurs choix de positionnement de l'axe de cette mobilité seraient envisageables. Cette solution présente évidemment l'inconvénient de nécessiter un réglage initial du mécanisme via la mobilité additionnelle en fonction de la zone à traiter, ce qui est peu pratique pour l'opérateur. Cette solution a donc également été rejetée.

Une troisième solution consiste à augmenter l'espace de travail atteignable et améliorer les performances cinématiques du mécanisme en introduisant une redondance d'actionnement par l'ajout d'un troisième segment piloté. On obtient alors une famille de mécanismes sphériques série constitués de trois liaisons pivot concourantes, chaque segment les liant étant défini par sa longueur d'arc et le positionnement de l'axe de la première liaison pivot. Étant donné les résultats précédents, trois cas sont considérés pour le positionnement de la première liaison pivot : l'axe incliné de 40° dans le plan sagittal, l'axe latéral sur le côté de la tête et l'axe vertical au-dessus de la tête. Pour chacune des positions de la première liaison pivot, une évaluation des performances cinématiques a été réalisée en faisant varier la longueur de chacun des trois segments. Pour ce faire, l'indice d'isotropie a été calculé en chaque point de la zone de traitement échantillonnée en 326 points. Afin d'atteindre les différents points de zone de traitement, une liaison glissière a été ajoutée aux trois articulations constituant le mécanisme sphérique, permettant ainsi la translation de l'organe terminal (OT) selon un axe radial. Ce manipulateur ayant un degré de redondance par rapport à la tâche à réaliser, il y a une infinité de configurations possibles en chaque point de l'espace de travail. Ainsi, en chaque point de la zone de traitement la configuration du manipulateur présentant le meilleur indice d'isotropie a été calculée au moyen d'un modèle géométrique inverse numérique incluant un terme d'optimisation permettant d'effectuer une descente de gradient. Cette technique s'inspire des méthodes classiques utilisées pour résoudre le problème de l'inversion cinématique pour les manipulateurs redondants [Nakamura91]. La figure 2.31 présente le schéma bloc de l'inversion numérique

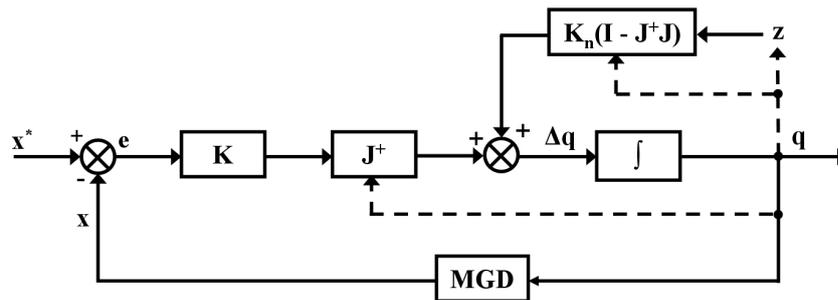


FIG. 2.31 – Schéma bloc de l'inversion numérique du modèle géométrique basée sur la pseudo-inverse de la jacobienne du robot et avec un terme d'optimisation projeté sur le noyau de la matrice jacobienne permettant ainsi d'effectuer une descente de gradient.

réalisée :

$$\Delta q = J^+ K(x^* - x) + K_n(I - J^+ J)z \quad (2.2)$$

Le bloc MGD correspond au calcul du modèle géométrique direct du manipulateur, J^+ à la pseudo-inverse de la matrice jacobienne J , q au vecteur des coordonnées articulaires, x et x^*

aux positions courante et désirée de l'OT, et K et K_n sont des constantes réelles positives. Le terme z projeté sur le noyau de la matrice jacobienne J indique la direction optimale pour maximiser un critère. Comme le terme $(I - J^+J)$ projette z sur le noyau de J , le mouvement généré par le second terme du deuxième membre de l'équation (2.2) n'affecte pas la position x de l'OT. On parle alors de mouvement interne de reconfiguration. Le terme d'optimisation z correspond à la descente de gradient d'une fonction de coût dépendant de l'indice d'isotropie (ISO) :

$$z = -\frac{\partial P}{\partial q} \Big|_q \quad \text{avec} \quad P = \sqrt{1 - ISO^2(q)} \quad (2.3)$$

Concernant le choix des longueurs de segments testées, certains critères de sélection ont été imposés afin de limiter le nombre d'architectures évaluées. Ainsi, nous avons considéré que la somme totale des longueurs de chaque segment doit être supérieure ou égale à 210° pour permettre de traiter toute la zone de stimulation, celle-ci étant plus grande qu'une demi-sphère. Pour des raisons de rigidité, la longueur d'un segment est limitée à 90° et doit être inférieure ou égale à celle du segment précédent dans la chaîne cinématique. Un pas de discrétisation de 10° est choisi pour la longueur des segments, donnant ainsi lieu à l'évaluation de 23 triplets de longueurs. Concernant le choix des butées, seul le débattement de la première articulation a été limité pour éviter les interférences avec le patient, celui-ci étant simple à déterminer. En effet, pour le mécanisme dont la première liaison pivot se trouve derrière la tête du patient, il semble évident de limiter le débattement de cette première articulation à $\pm 90^\circ$ pour éviter tout contact avec les épaules du patient. En revanche, pour les deux autres articulations aucune contrainte n'est imposée. L'objectif ici était de comparer les performances cinématiques des différentes architectures et un tel choix permet de s'assurer que tous les points sont atteignables. Il est à noter que pour le mécanisme dont la première liaison est située sur le côté de la tête, un débattement de -50° à $+130^\circ$ a été choisi pour la première articulation afin de tenir compte de la symétrie de la zone de stimulation évoquée précédemment. Enfin, pour le mécanisme dont la première liaison se trouve au-dessus de la tête, un débattement de $\pm 180^\circ$ n'engendre aucune interférence, mais il a été limité à $\pm 90^\circ$ pour permettre la comparaison avec les deux autres cas. Les figures 2.32, 2.33 et 2.34 présentent les performances cinématiques en termes d'isotropie minimale, moyenne et maximale pour les différentes longueurs de segments testées. Ces performances sont classées par ordre décroissant en fonction du minimum de l'indice d'isotropie.

Les résultats obtenus montrent que dans tous les cas, le comportement cinématique reste très satisfaisant puisque l'isotropie minimale est toujours supérieure à 0,39 et l'isotropie moyenne à 0,75. On constate par ailleurs que l'architecture composée de trois segments de 90° se retrouve en milieu de tableau avec une isotropie minimale de 0,67 et moyenne de 0,95 dans toutes les situations, ce qui représente un comportement cinématique satisfaisant. Ainsi, cette architecture cinématique peut très bien être retenue comme solution. La figure 2.35 présente une modélisation CAO d'une telle architecture lorsque l'axe de la première liaison pivot se trouve confondu avec l'axe transversal sur le côté de la tête du patient. Bien qu'attrayante sur le plan cinématique, cette solution peut tout de même poser des problèmes de rigidité au niveau des liaisons pivot, comme au niveau des segments, qui peut se traduire par une flexibilité de l'effecteur, du fait du poids de la sonde et du poignet. Il n'est par ailleurs pas aisé de définir des butées articulaires permettant d'éviter tout risque d'interférence avec le patient.

Utilisation de guidages circulaires

Sur le plan cinématique, le mouvement réalisé par l'extrémité d'un segment de 90° en liaison pivot est équivalent à celui d'un chariot monté sur un guidage circulaire placé dans un plan

Longueur segments	Isotropie minimale	Isotropie moyenne	Isotropie maximale
90°/90°/50°	0,769	0,942	1,0
90°/80°/60°	0,716	0,894	0,999
80°/80°/60°	0,712	0,914	1,0
90°/90°/60°	0,711	0,955	1,0
80°/80°/80°	0,710	0,923	0,998
90°/80°/50°	0,699	0,880	0,997
90°/90°/80°	0,684	0,954	1,0
90°/70°/70°	0,683	0,850	0,997
90°/90°/90°	0,666	0,959	1,0
90°/90°/70°	0,666	0,953	1,0
90°/90°/40°	0,646	0,922	1,0
90°/80°/70°	0,642	0,898	1,0
90°/70°/60°	0,639	0,835	0,997
80°/80°/70°	0,638	0,917	0,999
80°/70°/70°	0,632	0,867	0,997
80°/80°/50°	0,628	0,911	0,999
90°/80°/80°	0,606	0,924	1,0
90°/80°/40°	0,594	0,866	0,994
90°/70°/50°	0,580	0,827	0,992
70°/70°/70°	0,566	0,890	1,0
80°/70°/60°	0,564	0,862	0,991
90°/60°/60°	0,509	0,782	0,988
90°/90°/30°	0,504	0,890	1,0

Mécanisme à 3DDL dont l'axe de la 1^{ère} liaison pivot est incliné de 40° dans le plan sagittal

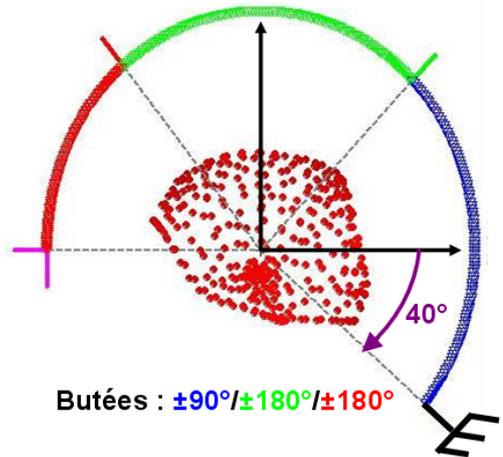


FIG. 2.32 – Comparaison des performances cinématiques des architectures à trois segments en fonction de la longueur des segments. L'axe de la première liaison pivot est dans le plan sagittal et est incliné de 40° par rapport à l'axe antéro-postérieur.

Longueur segments	Isotropie minimale	Isotropie moyenne	Isotropie maximale
90°/90°/60°	0,722	0,949	1,0
90°/90°/50°	0,720	0,924	1,0
80°/80°/60°	0,718	0,894	1,0
90°/80°/50°	0,714	0,866	0,998
90°/90°/70°	0,713	0,952	1,0
90°/80°/70°	0,710	0,894	0,997
80°/80°/70°	0,706	0,901	1,0
90°/80°/60°	0,700	0,883	0,998
80°/80°/80°	0,689	0,904	0,999
90°/80°/80°	0,678	0,911	0,999
90°/90°/80°	0,670	0,949	1,0
90°/90°/90°	0,667	0,952	1,0
90°/90°/40°	0,645	0,890	1,0
90°/70°/60°	0,640	0,812	0,991
80°/80°/50°	0,637	0,881	0,999
80°/70°/70°	0,635	0,838	0,997
90°/70°/70°	0,597	0,831	0,987
90°/80°/40°	0,594	0,834	0,998
90°/70°/50°	0,550	0,799	0,994
70°/70°/70°	0,516	0,856	0,999
90°/60°/60°	0,494	0,752	0,998
80°/70°/60°	0,475	0,834	0,999
90°/90°/30°	0,397	0,827	1,0

Mécanisme à 3DDL dont l'axe de la 1^{ère} liaison pivot est incliné de 0° dans le plan coronal

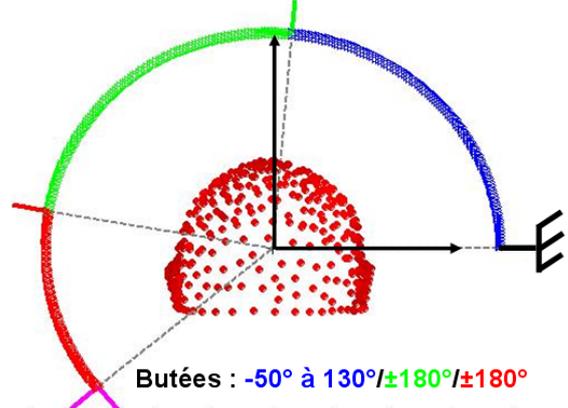


FIG. 2.33 – Comparaison des performances cinématiques des architectures à trois segments en fonction de la longueur des segments. L'axe de la première liaison pivot est dans le plan coronal et selon l'axe latéral.

Longueur segments	Isotropie minimale	Isotropie moyenne	Isotropie maximale
80°/80°/50°	0,768	0,928	0,999
80°/80°/60°	0,746	0,915	1,0
90°/80°/60°	0,738	0,888	0,998
90°/90°/50°	0,728	0,946	1,0
80°/70°/60°	0,713	0,874	0,999
90°/90°/60°	0,709	0,953	1,0
80°/80°/70°	0,698	0,911	1,0
90°/90°/80°	0,691	0,944	1,0
90°/80°/70°	0,683	0,891	0,998
90°/90°/90°	0,677	0,953	1,0
80°/70°/70°	0,677	0,867	0,998
90°/70°/70°	0,644	0,848	0,987
90°/90°/40°	0,643	0,949	1,0
80°/80°/80°	0,634	0,914	1,0
90°/80°/50°	0,630	0,885	0,996
90°/90°/70°	0,622	0,954	1,0
90°/80°/80°	0,605	0,913	0,997
90°/70°/60°	0,591	0,836	0,993
90°/80°/40°	0,588	0,893	0,996
70°/70°/70°	0,587	0,904	1,0
90°/70°/50°	0,573	0,839	0,998
90°/60°/60°	0,506	0,752	0,998
90°/90°/30°	0,501	0,938	1,0

Mécanisme à 3DDL dont l'axe de la 1^{ère} liaison pivot se trouve au-dessus de la tête

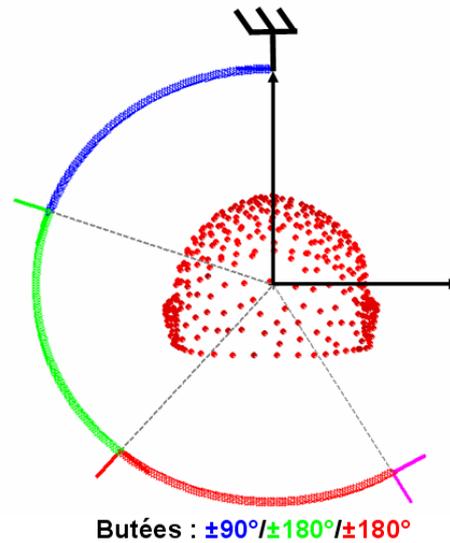


FIG. 2.34 – Comparaison des performances cinématiques des architectures à trois segments en fonction de la longueur des segments. L'axe de la première liaison pivot est vertical, au-dessus de la tête, dans le plan coronal.

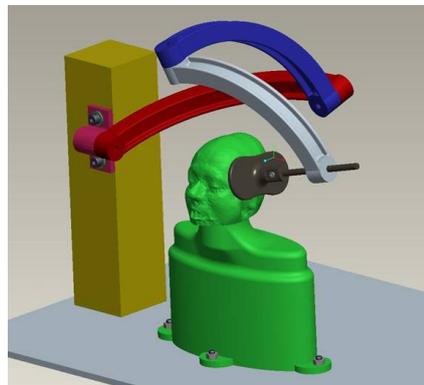


FIG. 2.35 – Architecture candidate constituée de trois segments de 90° montés en série et dont l'axe de la première liaison pivot se trouve confondu avec l'axe transversal sur le côté de la tête du patient.

orthogonal à l'axe de la pivot. L'utilisation de guidages circulaires en remplacement d'une ou plusieurs liaisons est donc possible et pourrait améliorer la rigidité de l'architecture. Le mécanisme composé de 3 segments à 90° peut donc être reconsidéré en intégrant des guidages circulaires. Il s'agit de sélectionner dans ce cas le lieu de la première liaison pivot, comme précédemment, et la nature des éléments, guidage circulaire ou segment en liaison pivot. En considérant le choix entre les trois positionnements de la première articulation et le choix entre liaison pivot ou guidage pour chacun des trois degrés de liberté, on obtient alors 24 solutions possibles. En faisant intervenir des contraintes liées à la conception du dispositif, il est possible d'éliminer de

nombreuses solutions.

Pour des raisons de rigidité, il semble naturel de choisir un guidage circulaire pour le premier degré de liberté. En effet, le premier segment devant supporter le poids de tout le reste de la chaîne et étant le plus éloigné radialement de la tête, il est le plus chargé. Il reste trois possibilités de positionnement de ce guidage. Celles-ci sont représentées sur la figure 2.36. Dans le cas où le guidage circulaire est placé horizontalement dans le plan transversal, un important porte-à-faux est créé par le mécanisme (cf. figure 2.37). On écarte donc cette configuration. La prise en

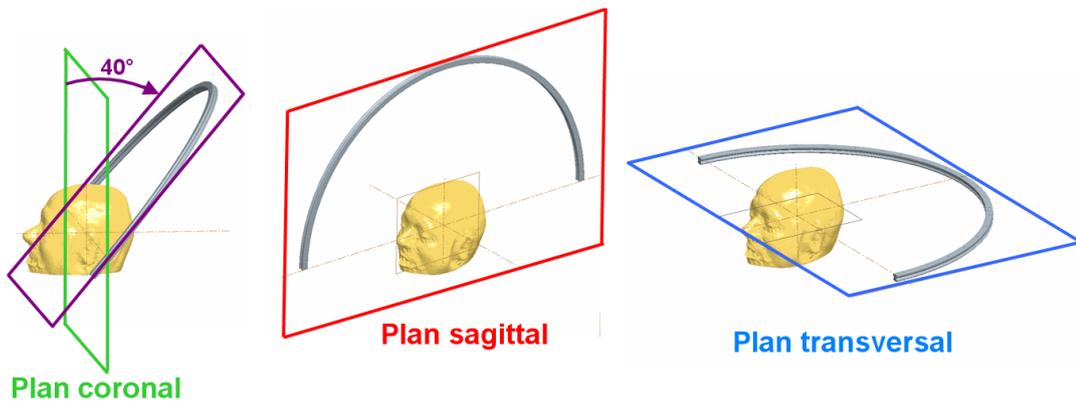


FIG. 2.36 – Trois positionnements possibles du guidage de la première articulation.

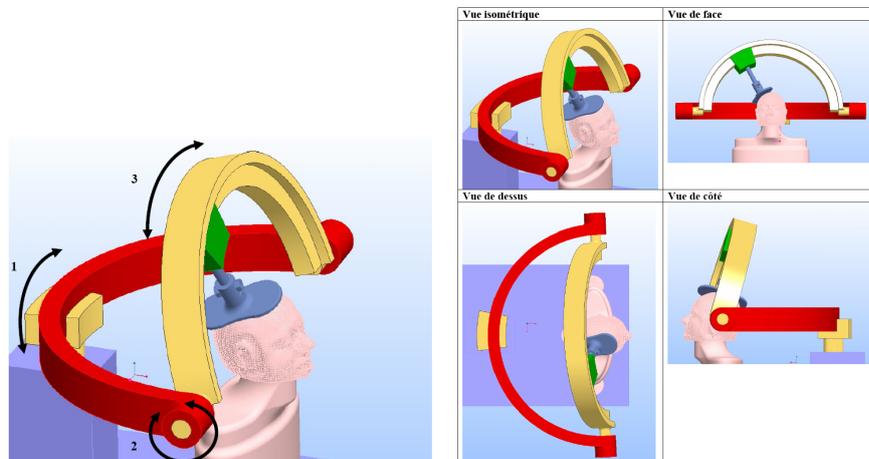


FIG. 2.37 – Architecture candidate constituée de deux guidages circulaires en liaison pivot l'un par rapport à l'autre.

compte de l'actionnement des liaisons permet également de discriminer les solutions. Pour une liaison par guidage circulaire, on peut réaliser l'actionnement de trois manières principales :

- par l'intermédiaire d'un système pignon-crémaillère ;
- par adhérence, au moyen de galets moteurs ;
- par transformation de mouvement via par exemple un système bielle-manivelle.

Nous avons choisi de rejeter la première solution faute de composants standard. La deuxième méthode ne peut être utilisée que si le couple subi par le système d'actionnement n'est pas im-

portant au point d'entraîner une perte d'adhérence. Enfin, la dernière solution est la plus fiable et simple à mettre en oeuvre sur un plan technologique. Elle peut cependant s'avérer difficile à réaliser selon la disposition du guidage en raison de l'encombrement nécessaire au déplacement de la bielle. Sachant que le premier guidage et son actionnement doivent entraîner l'ensemble du mécanisme, l'actionnement par l'intermédiaire d'un système bielle-manivelle semble le plus adapté. Or, parmi les deux positionnements restant possibles pour le guidage (cf. figure 2.36), celui se trouvant dans le plan incliné de 40° nécessiterait de déporter la transformation de mouvement via la bielle sur le côté du patient, ce qui n'est pas acceptable en termes d'encombrement du système. En revanche, positionner le guidage dans le plan sagittal ne pose aucun problème puisque dans ce cas le système d'actionnement peut très bien être placé derrière le siège.

Ainsi, en choisissant ce premier guidage circulaire dans le plan sagittal, il reste 4 solutions à évaluer sur les 24 solutions précédentes. Celles-ci sont les quatre combinaisons : *Guidage-Guidage-Guidage*, *Guidage-Pivot-Pivot*, *Guidage-Guidage-Pivot* et *Guidage-Pivot-Guidage*. La première combinaison peut immédiatement être rejetée en raison du risque d'interférences avec le patient qui est beaucoup trop élevé avec une telle architecture. Le débattement de chaque degré de liberté correspond en effet à la longueur du guidage correspondant. La deuxième combinaison, dont l'architecture est présentée sous forme d'une modélisation CAO sur la figure 2.38 est constituée de deux segments à 90° montés en série sur un chariot se déplaçant sur un guidage circulaire placé derrière le patient dans le plan sagittal. Avec un guidage circulaire assurant un débattement de 70° , il est possible d'obtenir une isotropie moyenne de 0.87 et minimale de 0.31 sur l'ensemble de la zone de traitement. Cependant, l'utilisation de deux segments de 90° en série risque encore de poser des problèmes de rigidité. Au final, les deux combinaisons restantes qui présentent deux guidages et une liaison pivot semblent être les meilleurs compromis entre rigidité et encombrement. Celles-ci sont très proches, cependant, l'architecture de type *Guidage-*

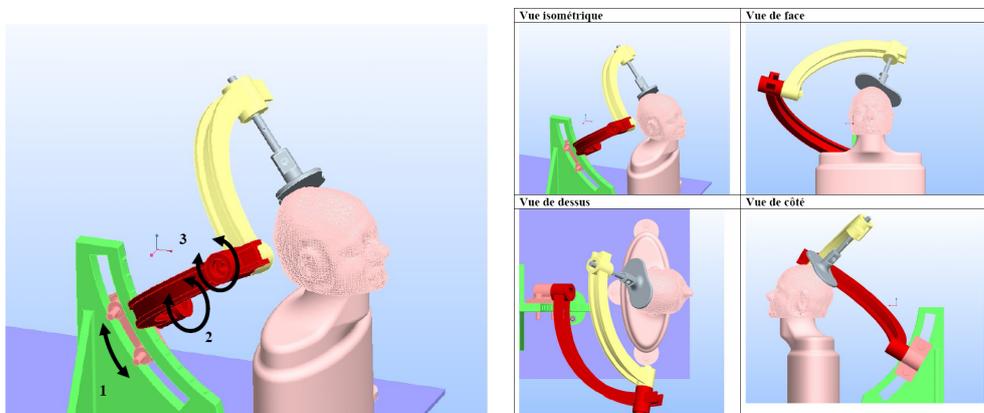


FIG. 2.38 – Architecture candidate constituée de deux segments de 90° montés en série sur un chariot se déplaçant sur un guidage circulaire placé dans le plan sagittal.

Guidage-Pivot, qui est représentée sur la figure 2.39 présente certains inconvénients qui nous ont conduits à choisir l'architecture de type *Guidage-Pivot-Guidage*. Tout d'abord, pour pouvoir atteindre l'ensemble de la zone de traitement, le deuxième guidage doit avoir une longueur de 180° . Pour des raisons de réalisation et d'encombrement, seul un actionnement par galets moteurs est envisageable sur une telle longueur. De plus, outre le poids de la sonde et du poignet, cet actionnement devra également supporter le couple exercé par le poids du segment de 90° et de la liaison pivot associée, ce qui est assez critique en termes de dimensionnement. Il risque en

effet d'y avoir inadéquation entre les capacités du système d'actionnement et les contraintes de couple auxquelles il sera soumis. Un deuxième inconvénient concerne la gestion des butées. En effet, on peut constater que les butées articulaires de la liaison pivot J_3 ⁷ nécessaires pour parcourir la zone de traitement tout en évitant les interférences dépendent à la fois des variables articulaires q_1 ⁸ et q_2 . La dépendance de q_3 par rapport à q_1 peut se montrer avec le cas suivant, par exemple : lorsque le deuxième guidage est dans une configuration horizontale et que la liaison pivot se trouve à l'une des extrémités de celui-ci, un déplacement de cette liaison de 0° à 180° permet de passer l'extrémité du segment de l'arrière à l'avant de la tête⁹. En revanche, lorsqu'il est dans une configuration verticale, c'est un débattement de $\pm 90^\circ$ qui permet ce même déplacement (cf. figure 2.39). On peut également mettre en évidence la dépendance du débat-

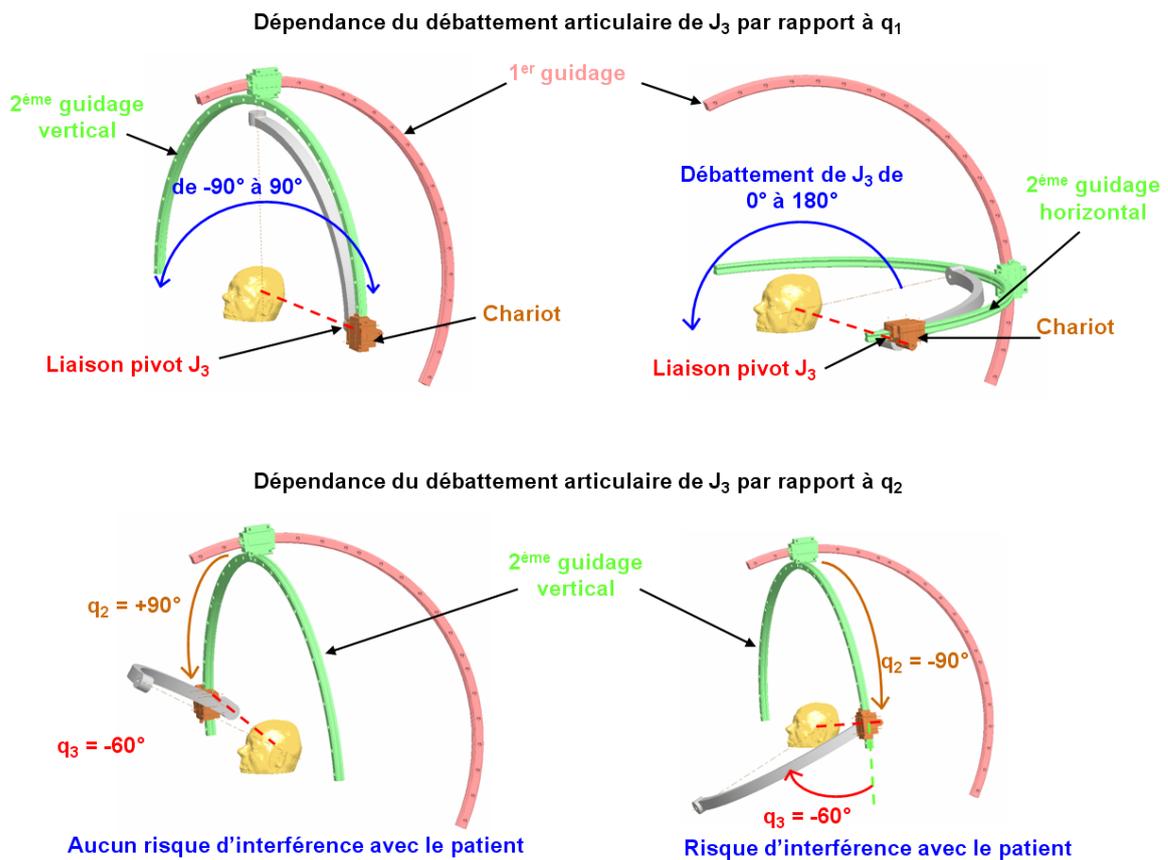


FIG. 2.39 – Dépendance des débattements de J_3 par rapport à q_1 (en haut) et q_2 (en bas) pour un mécanisme de type *Guidage-Guidage-Pivot* dont le premier guidage circulaire est placé dans le plan sagittal.

tement articulaire de J_3 par rapport à q_2 , en considérant une position verticale du deuxième guidage et une valeur fixe pour q_3 . La figure 2.39 montre alors que lorsque la liaison pivot passe d'une extrémité à l'autre du guidage (q_2 varie de -90° à 90°), on passe d'une configuration sans risque d'interférence avec le patient à une configuration potentiellement dangereuse. Enfin, le

⁷ J_i désigne l'articulation motorisée n°i dans la suite du document.

⁸ q_i désigne la variable de l'articulation motorisée n°i dans la suite du document.

⁹ Si on considère comme position de référence pour la liaison pivot le segment replié dans le plan du guidage.

troisième inconvénient concerne la sécurité intrinsèque du mécanisme en cas de coupure de courant. A priori, il paraît évident que chaque articulation doit être irréversible en l'absence de courant afin que l'architecture ne tombe pas sur le patient. Il faut toutefois être en mesure de dégager le patient même si la coupure survient lorsque la sonde est positionnée sur le devant de la tête. Il faut alors permettre un débrayage manuel de la liaison pivot. Or, un débrayage manuel est sans risque si l'axe de la liaison pivot se trouve dans une position verticale, car alors si l'opérateur lâche malencontreusement le segment celui-ci ne tombera pas sur le patient sous l'effet de la gravité. Et avec cette architecture, on constate que l'axe de la liaison pivot ne peut être vertical que si le deuxième guidage est lui-même vertical et que la liaison pivot est positionnée au milieu de celui-ci. Or, il n'y a aucun moyen de se ramener simplement et automatiquement à cette configuration à partir d'une configuration quelconque sans risque d'interférences avec le patient au cours du mouvement.

Ainsi, nous choisissons donc une architecture de type *Guidage-Pivot-Guidage* dont les caractéristiques cinématiques et les avantages sont détaillés dans la section suivante.

2.3.3 Cinématique retenue pour le porteur principal

Sur le plan cinématique, la solution retenue est équivalente à l'architecture de la figure 2.35, c'est-à-dire à une architecture constituée de trois segments de 90° liés par des liaisons pivots d'axes concourants et dont l'axe de la première liaison pivot se trouverait confondu avec l'axe transversal de la tête du patient. Dans cette solution, seule une liaison pivot est conservée, deux guidages circulaires étant utilisés pour réaliser la première et la troisième liaison. La figure 2.40 illustre deux versions de cette architecture qui diffèrent par le type d'actionnement utilisé pour les guidages circulaires. Sur l'image de gauche, un actionnement rotatif est utilisé, alors que sur l'image de droite, le premier actionnement est réalisé par un système bielle-manivelle et le deuxième au moyen d'une transmission par galets moteurs. La rigidité de l'effecteur dépend de la position angulaire du deuxième guidage. La rigidité de la pièce support du rail de guidage de la troisième liaison n'est en effet mis en jeu que lors du travail sur les bords de l'espace de travail, à savoir les oreilles du patient.

La risque de collision avec le patient impose des conditions sur les butées de la liaison pivot J_2 , sachant que ces conditions dépendent uniquement de la position de cette liaison sur le guidage, c'est-à-dire de la variable articulaire q_1 . En effet, lorsque celle-ci se trouve en position haute, au-dessus de la tête du patient, un débattement de $\pm 180^\circ$ est admissible. En revanche, lorsque cette liaison se trouve en position basse, seul un débattement de $\pm 90^\circ$ est possible afin d'éviter tout risque de collision au niveau des épaules du patient. Au final, la solution retenue présente les butées articulaires suivantes : de 0° (position verticale de la liaison pivot) à 110° vers l'arrière du patient pour le premier guidage, $\pm 180^\circ$ pour la liaison pivot, et de 60° à 140° par rapport à l'axe de la pivot pour le deuxième guidage. Le premier guidage a donc une longueur de 110° et le second de 80° . Il est à noter que l'on considère ici que la position 0 du mécanisme correspond aux deux guidages dans le plan sagittal avec l'axe de la liaison pivot vertical, à l'extrémité du premier guidage. Les conditions supplémentaires ajoutées afin d'empêcher tout risque de collision sont simples :

- si la première articulation est comprise entre 30° et 60° , le débattement de la liaison pivot est limité à $\pm 120^\circ$;
- si la première articulation est comprise entre 60° et 110° , le débattement de la liaison pivot est limité à $\pm 90^\circ$.

Enfin, comme cela a été mentionné dans la section 2.2.3, le débattement de la liaison glissière J_4 est de 80 mm, la sonde étant située entre 50 et 130 mm par rapport au centre du mécanisme.

Sur le plan cinématique, ces choix permettent de garantir une isotropie minimale de 0,54 et moyenne de 0,83 sur l'ensemble de la zone de traitement.

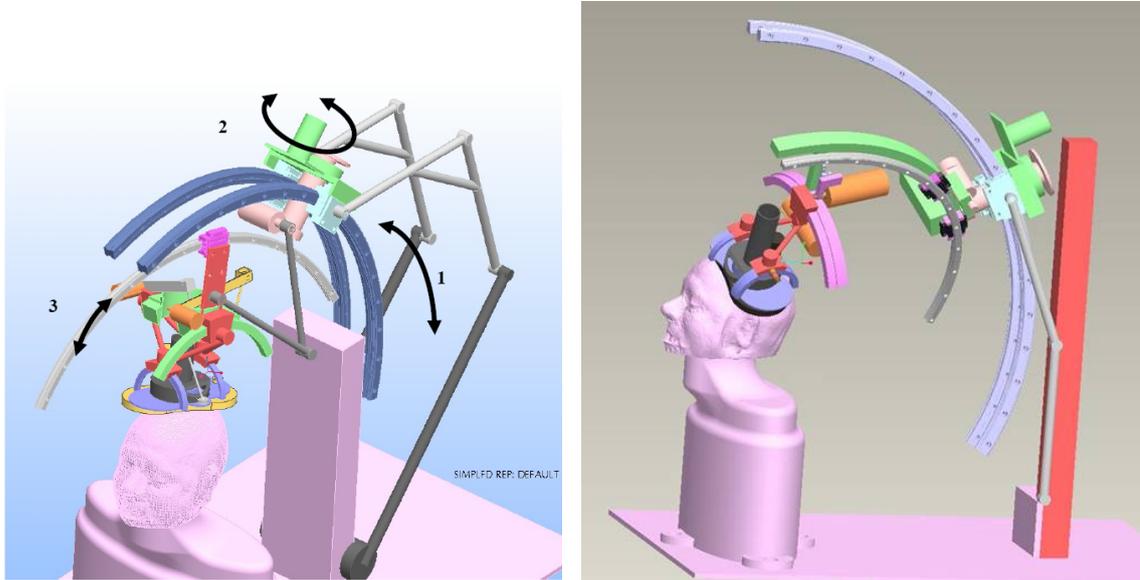


FIG. 2.40 – Architecture mécanique retenue constituée de deux guidages circulaires reliés par une liaison pivot et dont l'axe du premier guidage se trouve dans le plan sagittal.

En cas de coupure de la puissance dans le système, l'attitude la plus sûre paraît d'empêcher tout mouvement en réalisant des articulations irréversibles. Ainsi, il n'y a aucun risque que la structure ne tombe sur le patient. Le dégagement du patient doit cependant rester simple, et ce dernier ne doit pas être gêné par la position du mécanisme. Pour que cela soit le cas, l'axe de la liaison pivot J_2 est ramené automatiquement en position verticale par un système de rappel en cas de coupure de la puissance. La liaison J_2 peut alors être débrayée et déplacée manuellement pour permettre la sortie du patient. On peut constater que quelle que soit la configuration du mécanisme, remonter automatiquement l'axe de la pivot n'engendre aucune interférence avec le patient.

Comme expliqué en section 2.2.2, le porteur est couplé à une liaison glissière assurant le contact sonde/tête, et à un poignet sphérique permettant l'orientation de la sonde. Le schéma cinématique de l'architecture série résultante est ainsi présenté sur la figure 2.41. Sur cette figure est également représentée la numérotation des articulations ainsi que leurs axes. Les débattements de chacune des articulations sont résumés dans le tableau 2.3.

	q_1	q_2	q_3	q_4	q_5	q_6	q_7
Débattement	110°	$\pm 180^\circ$	80°	80mm	$\pm 45^\circ$	$\pm 45^\circ$	$\pm 180^\circ$
Conditions supplémentaires	Si $30^\circ < q_1 < 60^\circ$ alors $-120^\circ < q_2 < 120^\circ$ Si $60^\circ < q_1 < 110^\circ$ alors $-90^\circ < q_2 < 90^\circ$						

TAB. 2.3 – Débattements angulaires des différentes articulations du système robotique.

Dans la partie suivante, la conception du système d'orientation de la sonde, correspondant aux axes J_5 , J_6 et J_7 , est explicitée.

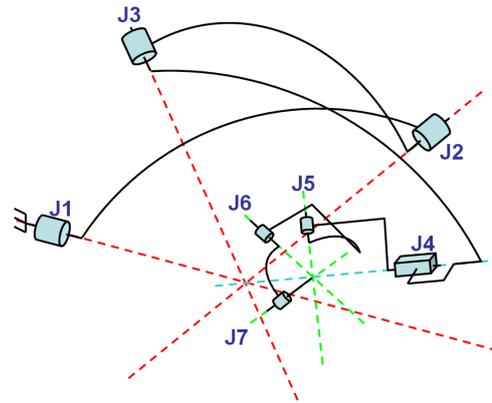


FIG. 2.41 – Schéma cinématique du mécanisme complet.

2.4 Cinématique du poignet

Comme décrit en section 2.2.2, le poignet doit permettre l'orientation de la sonde selon trois rotations autour du point de contact entre la sonde et la tête du patient, sans modification de la position de celui-ci. On a constaté par ailleurs qu'un débattement de $\pm 35^\circ$ pour les deux articulations du poignet est le minimum requis. A cela, il faut rajouter une marge prenant en compte un décalage possible entre le centre du mécanisme et celui considéré pour la tête. L'analyse faite en section 2.3 a montré que ce décalage influe de manière forte sur le débattement angulaire nécessaire du poignet. Il sera donc minimisé lors de l'installation du patient par un dispositif de réglage (cf. section 2.5). Durant le traitement, on considère des décalages possibles de l'ordre de 30mm, en faisant appel si besoin est à une mentonnière identique à celle utilisée dans certains systèmes commerciaux pour stabiliser la tête du patient. En se limitant à une telle amplitude de décalage, les résultats des mesures effectuées indiquent qu'un débattement de $\pm 45^\circ$ est nécessaire. Le poignet doit également rendre possible la rotation propre de la sonde afin de suivre la direction des sillons corticaux, ce qui nécessite un débattement de $\pm 180^\circ$.

A ces contraintes de débattement angulaire viennent s'ajouter des contraintes de réalisation liées à l'intégration de la sonde de stimulation dans le poignet. Cette sonde a une forme de huit, chaque bobine mesurant 70 mm de diamètre. Elle est alimentée par un câble en cuivre d'un diamètre d'environ 16 mm. Afin de faciliter la rotation propre de la sonde, une version spécifique a été produite par la fabricant Magstim, avec une sortie de câble coaxiale (cf. figure 2.42). La sortie du câble se trouve ainsi alignée avec l'axe de la rotation propre. Afin de pouvoir être utilisée à des fréquences d'impulsions électromagnétiques allant de 1 à 25 Hz, la sonde doit être refroidie via un système d'aspiration d'air. Le câble d'alimentation est donc entouré d'un flexible d'aspiration de 45mm de diamètre. L'architecture du poignet doit par conséquent permettre l'orientation de la sonde autour du point de contact avec les débattements imposés par le cahier des charges, tout en permettant le passage du câble d'alimentation et du flexible d'aspiration.

De ce fait, les architectures pour lesquelles le centre de rotation doit être matérialisé, comme les liaisons de type cardan par exemple, ont été écartées. Une architecture disposant d'un centre de rotation déporté semble en effet bien plus adaptée au problème.

L'usage d'une architecture comme celle développée par Salcudean [Salcudean99] peut permettre de répondre au besoin. En agencant deux parallélogrammes en série et orthogonalement l'un par rapport à l'autre (cf. figure 2.43), on obtient les 2 DDL nécessaires pour contrôler la



FIG. 2.42 – Sonde de stimulation customisée fournie par le fabricant Magstim.

tangence de la sonde par rapport à la surface du crâne. Le centre de rotation est alors situé au niveau de la surface de contact entre la sonde et la tête, donc le passage du câble d'alimentation de la sonde et du flexible d'aspiration est possible.

L'actionnement d'une telle architecture peut s'effectuer par allongement de jambes avec un actionnement linéaire, ou bien par un actionnement rotatif. Cette dernière méthode d'actionnement est la plus accessible sur le plan technologique et est celle choisie sur la représentation CAO de la figure 2.43.

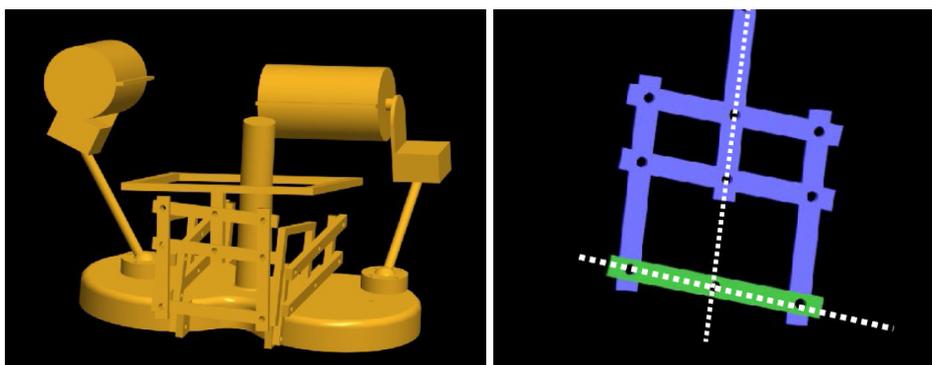


FIG. 2.43 – Poignet à 2 DDL réalisé à partir d'une architecture mixte. L'image de droite représente le premier parallélogramme qui autorise un mouvement de rotation autour d'un axe orthogonal au plan de l'image et passant par l'intersection des droites en pointillés. Les trous correspondent aux affaiblissements de matière.

Pour chacun des 2 DDL, 6 liaisons pivots sont nécessaires pour assurer le mouvement désiré du parallélogramme. Ceci pose indéniablement un problème d'encombrement si l'on réalise ces liaisons de manière classique via par exemple des roulements. Ceci a également pour conséquence de multiplier les problèmes de jeux associés à ce type de liaison. La seule solution envisageable pour remédier à ces deux problèmes est le recours à des liaisons compliantes. En effet, ces liaisons réalisées par affaiblissement de matière présentent une grande précision, une faible résistance, ainsi qu'une grande durée de vie grâce à la quasi absence d'usure et de frottements [Moon02]. Dans le cas présent, les amplitudes angulaires sont à la limite des débattements réalisables de manière simple avec ce type de liaisons, qui sont plutôt de l'ordre de 30° [Hesselbach04]. On écarte donc une telle architecture.

Une solution alternative consiste à adopter une architecture semblable à celle du porteur

principal, à savoir une architecture sphérique de type série réalisée à partir de guidages circulaires d'axes concourants en un point correspondant au centre de la surface de la sonde. Une fois encore la cinématique basée sur des segments circulaires de 90° de longueur d'arc montés en série via des liaisons pivots a été écartée en raison du risque d'interférences trop important. En effet, les contraintes imposées par le passage du câble et du flexible seraient extrêmement difficiles à gérer avec ce type de solution. L'utilisation de deux guidages circulaires d'axes concourants au niveau du point de contact sonde/tête rend possible une orientation de la sonde complètement indépendante de la position du point de contact, permet de respecter les contraintes de débattement et garantit en plus une grande rigidité. Une liaison pivot est ensuite ajoutée afin d'assurer la rotation propre de la sonde. La figure 2.44 illustre une vue CAO de ce type d'architecture avec à droite une version sur laquelle l'actionnement est réalisé par des actionneurs rotatifs.

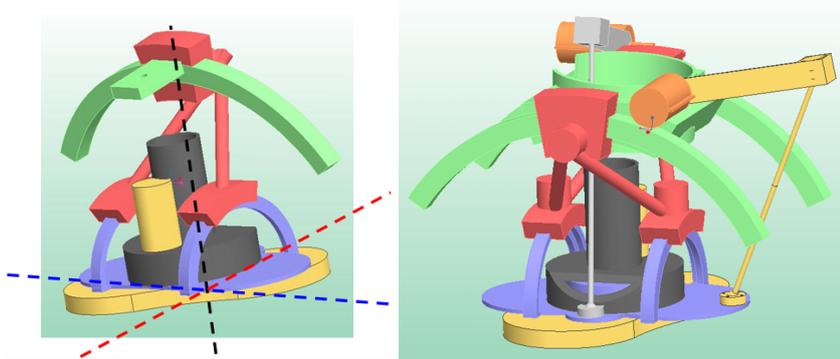


FIG. 2.44 – Poignet sphérique de type série réalisé à partir de deux guidages circulaires d'axes concourants au niveau du point de contact sonde/tête.

En l'état, cette architecture n'est pas envisageable, car elle ne laisse pas suffisamment de place pour le câble d'alimentation et le flexible de refroidissement de la sonde. C'est pour cette raison que l'architecture retenue, dont une représentation CAO est illustrée sur la figure 2.45, présente un décalage du premier guidage afin de laisser suffisamment de place au passage du câble et du flexible tout en garantissant une bonne rigidité. La figure 2.44 montre également que les contraintes d'encombrement rendent délicat le choix de l'actionnement. En effet, un actionnement rotatif pose des problèmes de collisions liés notamment au fait que les bielles doivent être suffisamment grandes pour autoriser des débattements de $\pm 45^\circ$. Pour résoudre ce problème un actionnement par cabestan a été retenu pour chacun des guidages. Celui-ci sera décrit dans la section suivante.

2.5 Conception du système robotique

2.5.1 Description générale

Le système robotique intègre l'architecture cinématique introduite précédemment ainsi que le siège destiné au patient (cf. figures 2.46 et 2.47). Ceci permet de rendre le système compact et surtout d'intégrer un système de réglage de la position du patient (cf. figure 2.48) afin que le centre du mécanisme sphérique soit le plus proche possible du centre géométrique de la tête du patient : l'analyse de la section 2.3 a en effet montré la nécessité de ce réglage. Seuls 2 mouvements de translation entre le patient et la base du robot sont autorisés, selon les directions

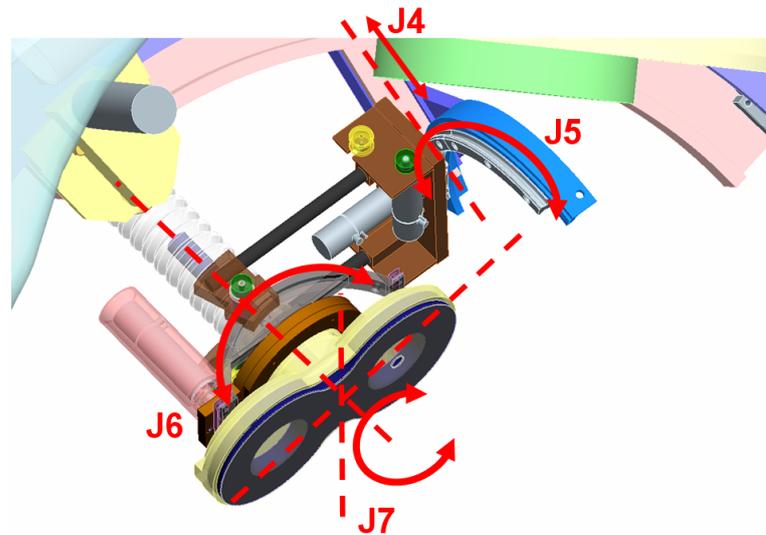


FIG. 2.45 – Poignet sphérique de type série réalisé à partir de deux guidages circulaires d'axes concourants au niveau du point de contact sonde/tête.

verticale et longitudinale. Dans la direction latérale, on considère que le positionnement du patient ne peut entraîner de décalage significatif. Les amplitudes de déplacement permettent de réaliser le réglage initial pour 95% de la population, selon les données anthropométriques issues de [Cavelaars00]. Le réglage est effectué par le biais d'un système hydraulique actionné manuellement, en utilisant le localisateur optique pour pointer successivement trois points du châssis dont la position par rapport au centre du mécanisme est connue *a priori*, et trois points sur le visage du patient, de manière analogue aux procédures actuelles (cf. section 2.1.1). Il est alors simple de comparer dans le repère lié au localisateur la position des 2 centres et d'indiquer sur l'interface graphique du système robotique la présence d'un décalage résiduel à compenser.

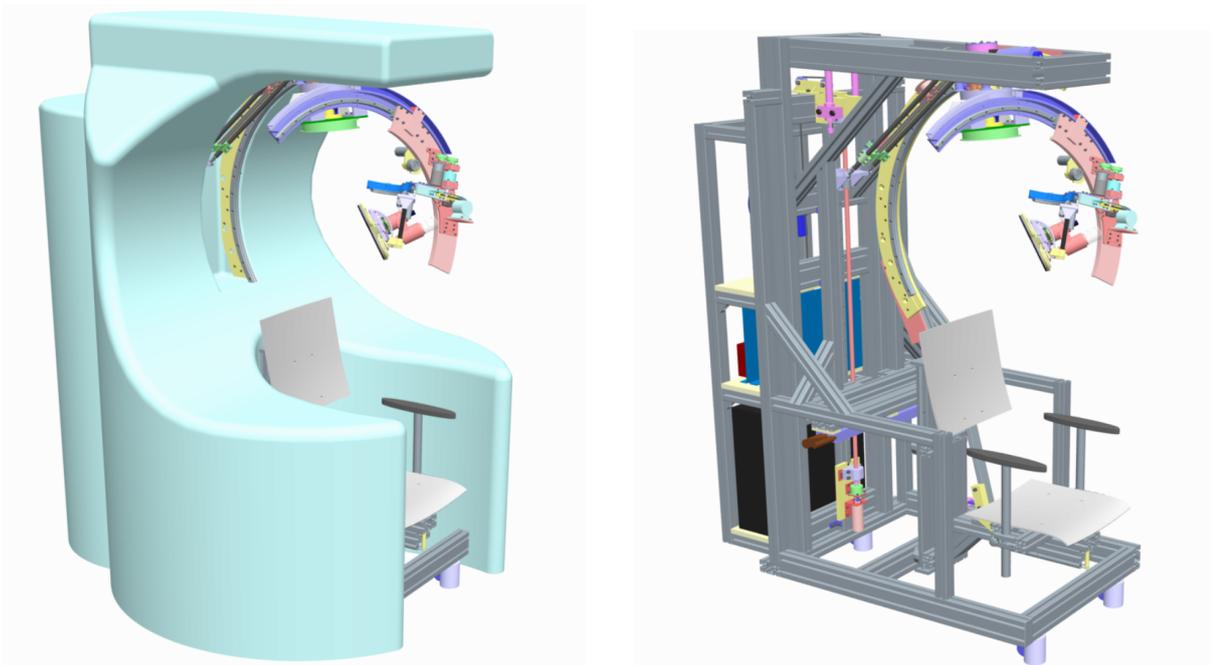


FIG. 2.46 – Vue générale du robot avec et sans carter.

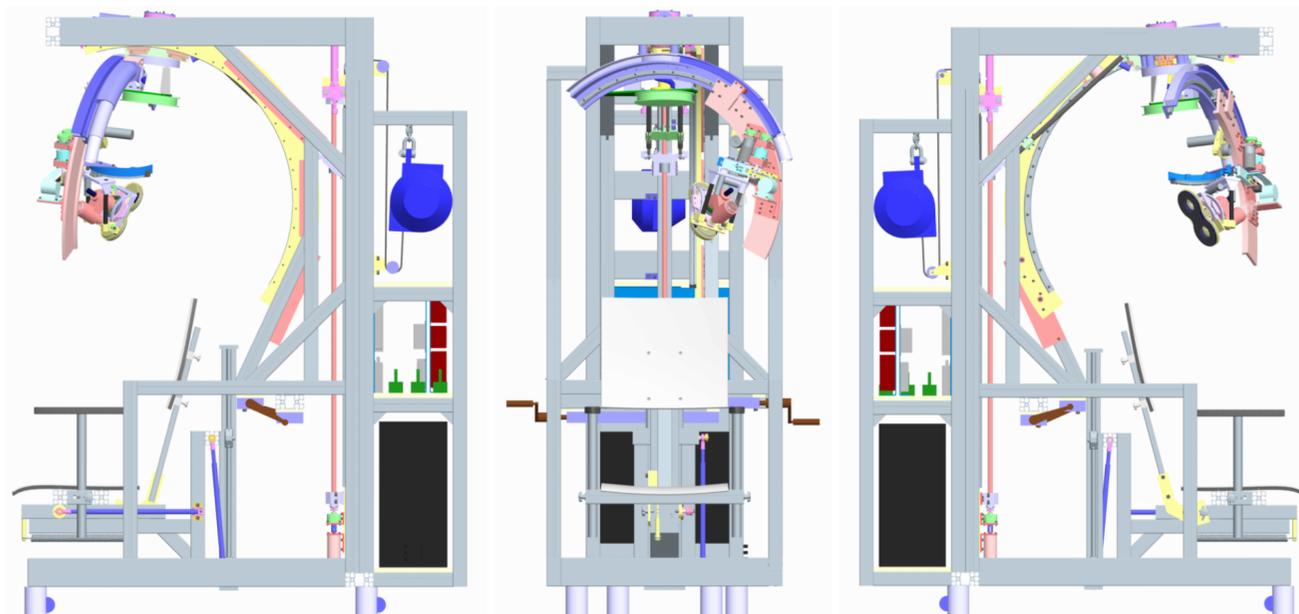


FIG. 2.47 – Vues latérales et de face du robot.

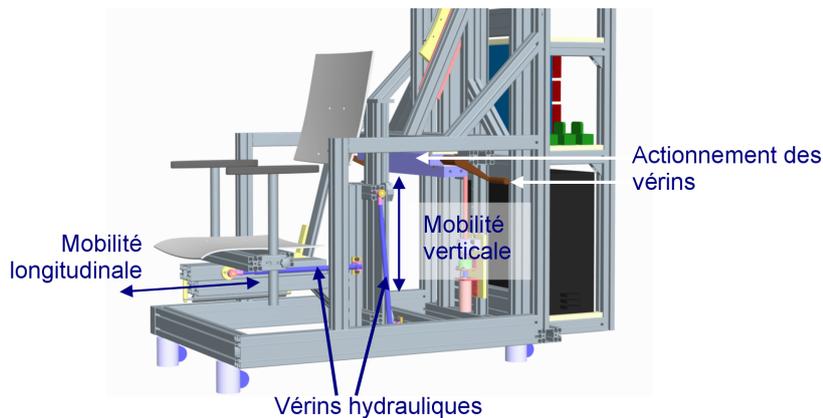


FIG. 2.48 – Gestion de la position initiale du patient par réglage selon deux directions du siège.

Le patient prend place par l'avant du mécanisme, et l'ensemble des éléments de commande est situé en partie arrière (cf. figure 2.49). Le système de ventilation de la sonde, nécessaire pour limiter son échauffement, est déporté pour réduire les nuisances sonores. Le système de stimulation n'est pas intégré dans le prototype, le dispositif utilisé pouvant également servir à des procédures manuelles sans le robot.

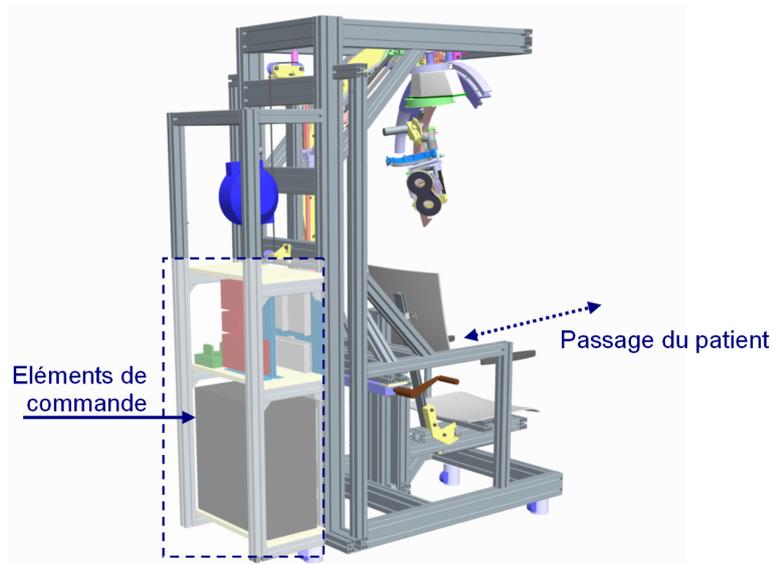


FIG. 2.49 – Accès du système.

Les dimensions globales du système hors carter extérieur (740 mm de largeur, 1380 mm de profondeur et 1890 mm de hauteur) permettent d'assurer son installation dans tout lieu respectant les normes techniques d'accessibilité en vigueur. Le poids estimé du prototype est approximativement égal à 140 kg. Son intégration électrique ne nécessite qu'une alimentation secteur 230 V. L'ensemble du châssis est réalisé par assemblage de profilés légers standard, afin d'obtenir un rapport poids/rigidité satisfaisant, tout en permettant des évolutions futures du dispositif. Il sera par exemple possible d'intégrer simplement un système de soutien de la tête

du patient, si le besoin en est exprimé, par ajout d'un support pour caler le menton du patient sur les éléments du siège.

Sur la figure 2.50, les éléments correspondant aux axes de déplacements schématisés en figure 2.41 sont indiqués. En partant de la base du mécanisme nous avons :

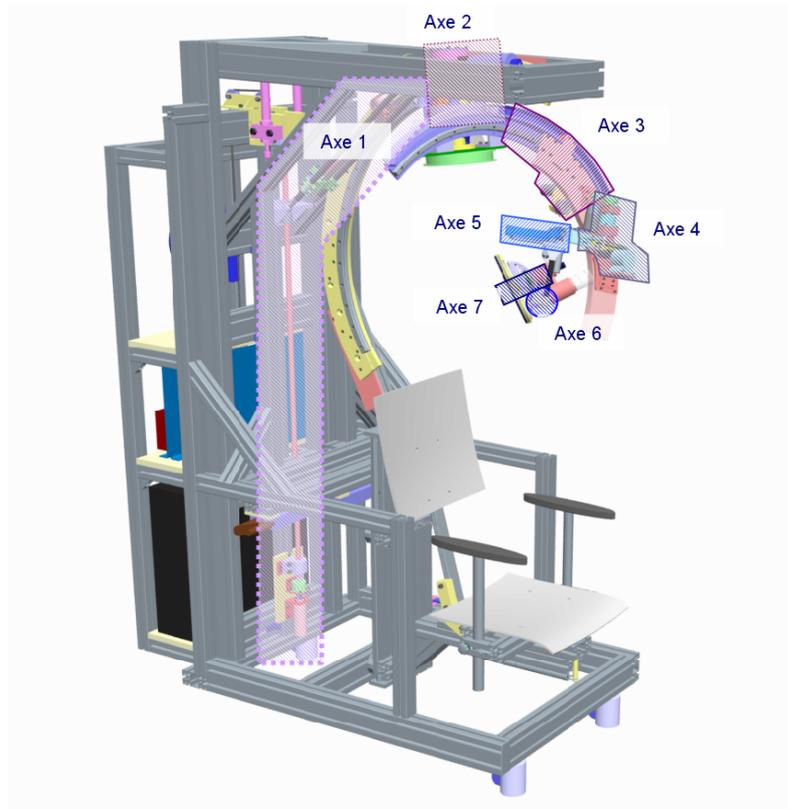


FIG. 2.50 – Les sept axes de déplacement du robot.

Axe 1

Le premier mouvement de rotation, d'amplitude 110° , est obtenu par l'utilisation d'un guidage de forme circulaire (cf. figure 2.51). L'actionnement est obtenu à l'aide d'un système bielle-manivelle, un moteur à courant continu assurant le déplacement du coulisseau par le biais d'un réducteur lié à une vis à billes, le coulisseau étant lié à l'écrou. Un système de rappel tend à ramener le coulisseau en position haute en cas de coupure de courant (cf. figure 2.52), un embrayage assurant dans cette situation le découplage de l'ensemble moteur-réducteur de la transmission.

Axe 2

Le deuxième mouvement de rotation est obtenu par utilisation d'un réducteur Harmonic Drive, actionné par un moteur à courant continu installé perpendiculairement à l'aide d'un renvoi conique (cf. figure 2.53). Comme précisé en section 2.3, l'amplitude de déplacement est au

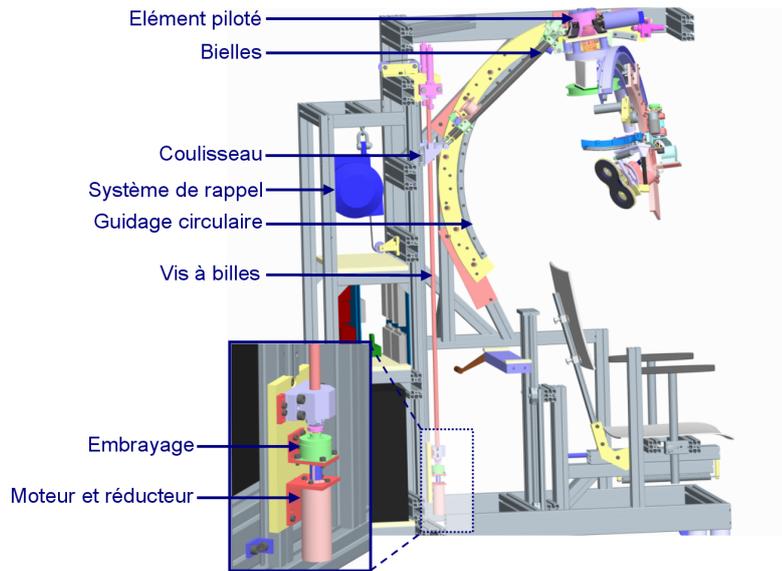


FIG. 2.51 – Éléments constituant l'axe 1 de déplacement.

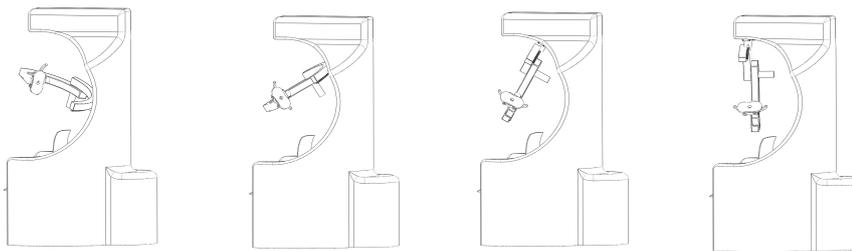


FIG. 2.52 – Décomposition du mouvement de l'axe 1 en cas de coupure de courant.

maximum de 360° , mais est limitée dans la commande en fonction de la position de l'axe 1.

Un frein à manque de courant lié à l'entrée du réducteur permet d'assurer l'absence de mouvement sur cet axe en cas de coupure de courant. Dans une telle situation, l'évacuation d'un patient est obtenue en déplaçant manuellement le bras du robot, ce qui ne peut être obtenu que par un relâchement volontaire et momentané du frein à manque de courant (cf. figure 2.54).

Axe 3

Le troisième mouvement de rotation, d'amplitude 80° , est obtenu par utilisation d'un guidage circulaire (cf. figure 2.55). L'actionnement est réalisé à l'aide d'un moteur à courant continu sans balais, d'un réducteur et d'un entraînement par galet. Le grand rapport de réduction du réducteur assure son irréversibilité et par conséquent l'irréversibilité de l'axe. Une règle optique permet la mesure angulaire entre les 2 sous-ensembles en déplacement relatif.

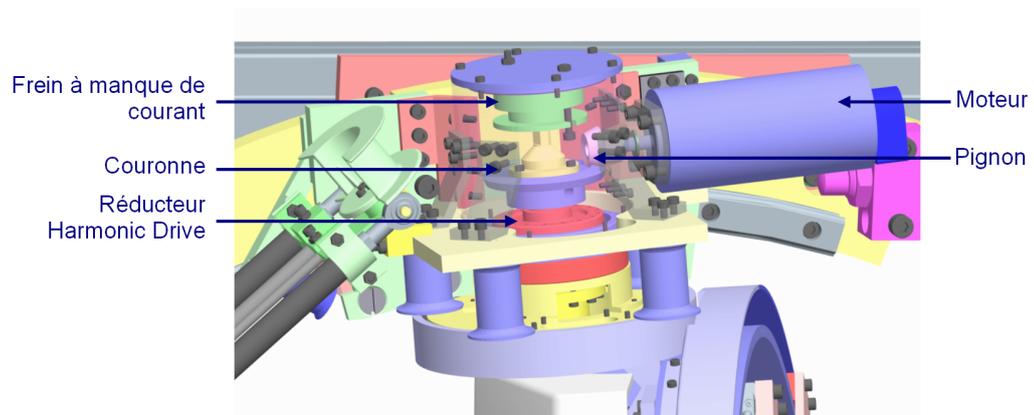


FIG. 2.53 – Eléments constituant l'axe 2 de déplacement.

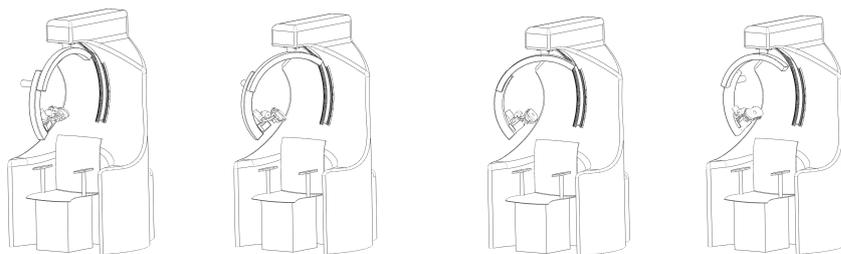


FIG. 2.54 – Décomposition du mouvement de l'axe 2 pour sortir un patient après une situation de coupure de courant.

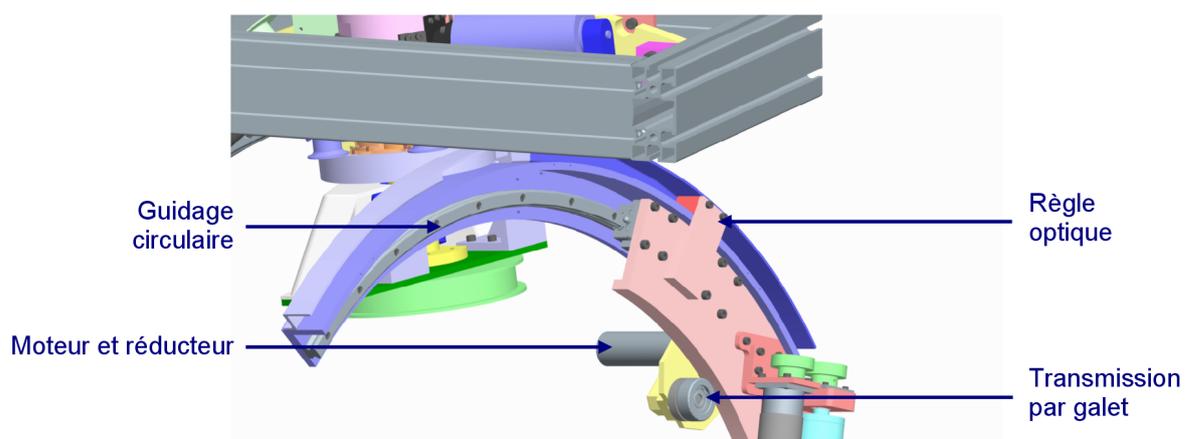


FIG. 2.55 – Eléments constituant l'axe 3 de déplacement.

Axe 4

Le mouvement de translation du poignet porte-sonde, d'amplitude 50mm, est obtenu à l'aide d'une glissière à éléments roulants (cf. figure 2.57). L'actionnement est assuré par un moteur à courant continu pilotant un système pignon-crémaillère. Un embrayage est interposé entre le moteur et le pignon. Associé à un système de rappel à effort constant, cet embrayage permet d'assurer un mouvement de translation du poignet vers l'extérieur de la tête du patient en cas de coupure de courant 2.56.

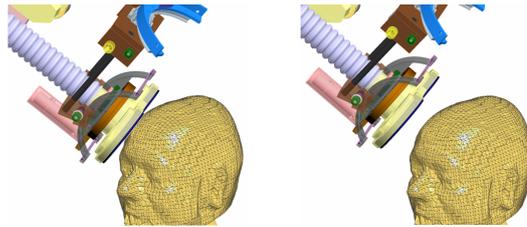


FIG. 2.56 – Mouvement de translation du poignet en cas de coupure de courant.

Axes 5 et 6

Pour ces 2 mouvements de rotation du poignet, d'amplitude 90°, des guidages circulaires sont utilisés (cf. figure 2.58). L'actionnement est réalisé par des ensembles motoréducteurs de technologie Harmonic Drive pilotant des transmissions par cabestan. Pour l'axe 5, un guidage à éléments roulants est utilisé. Dans le cas de l'axe 6, un guidage par contact direct est réalisé spécifiquement. Pour cet axe, un système poulie-courroie est utilisé pour déporter l'actionnement.

Axe 7

Le mouvement de rotation propre de la sonde, correspondant au septième axe du robot, est obtenu en utilisant un roulement à billes à section mince (cf. figure 2.58). L'actionnement est réalisé par un motoréducteur via un système poulie-courroie. L'irréversibilité des motoréducteurs assure l'absence de mouvement sur les axes 5, 6 et 7 du poignet en cas de coupure de courant.

2.5.2 Actionnement et perception

Dans cette section, les choix technologiques principaux pour les différents axes sont justifiés, en indiquant notamment les éléments principaux de dimensionnement. Les masses des éléments prises en compte dans les dimensionnements sont issues des modèles CAO des éléments et des données constructeurs pour les composants standard.

Axe 1

Comme précisé précédemment, le mouvement de rotation est piloté par la translation d'un coulisseau de système bielle-manivelle, représenté schématiquement en figure 2.59. La motorisation doit permettre le parcours d'un secteur angulaire de 110° en une dizaine de secondes,

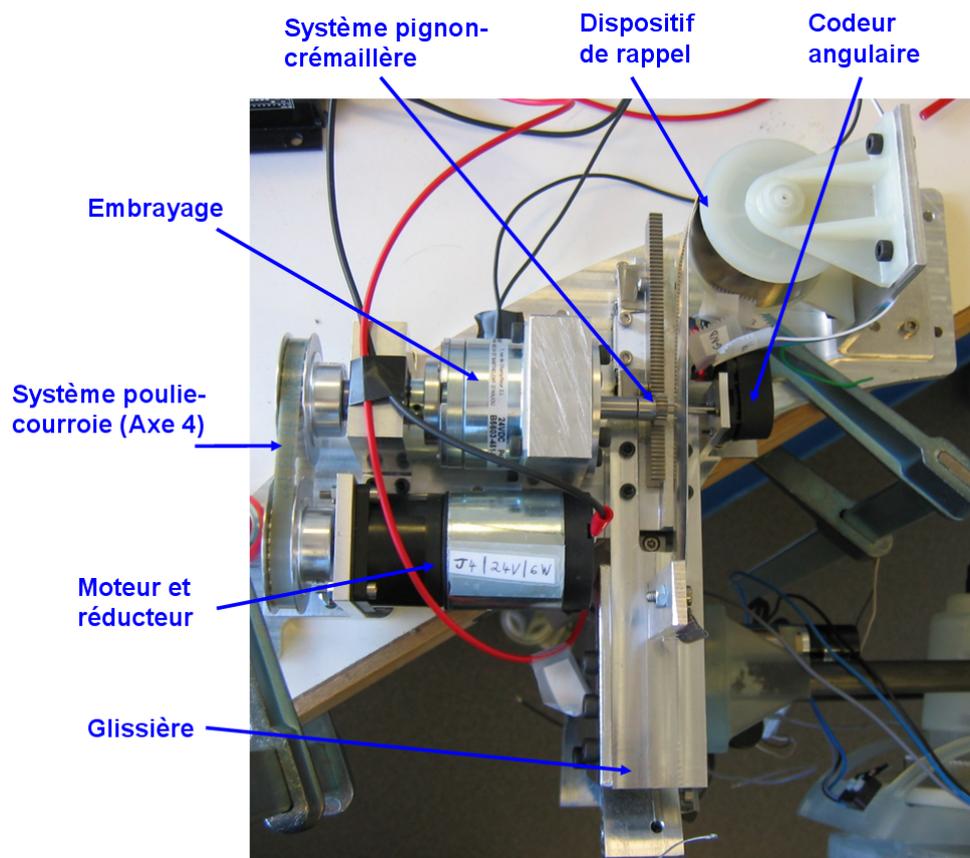
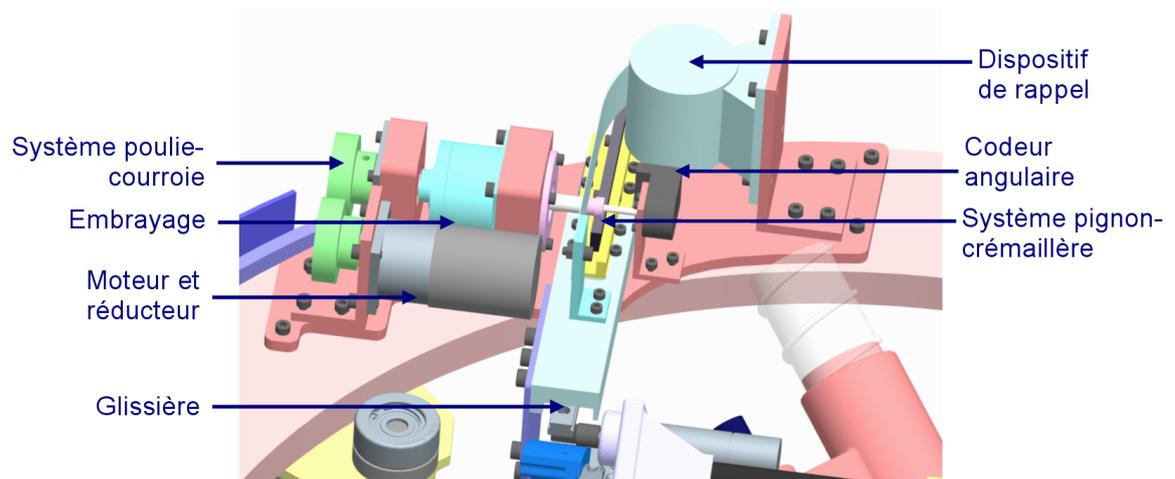


FIG. 2.57 – Éléments constituant l'axe 4 de déplacement.

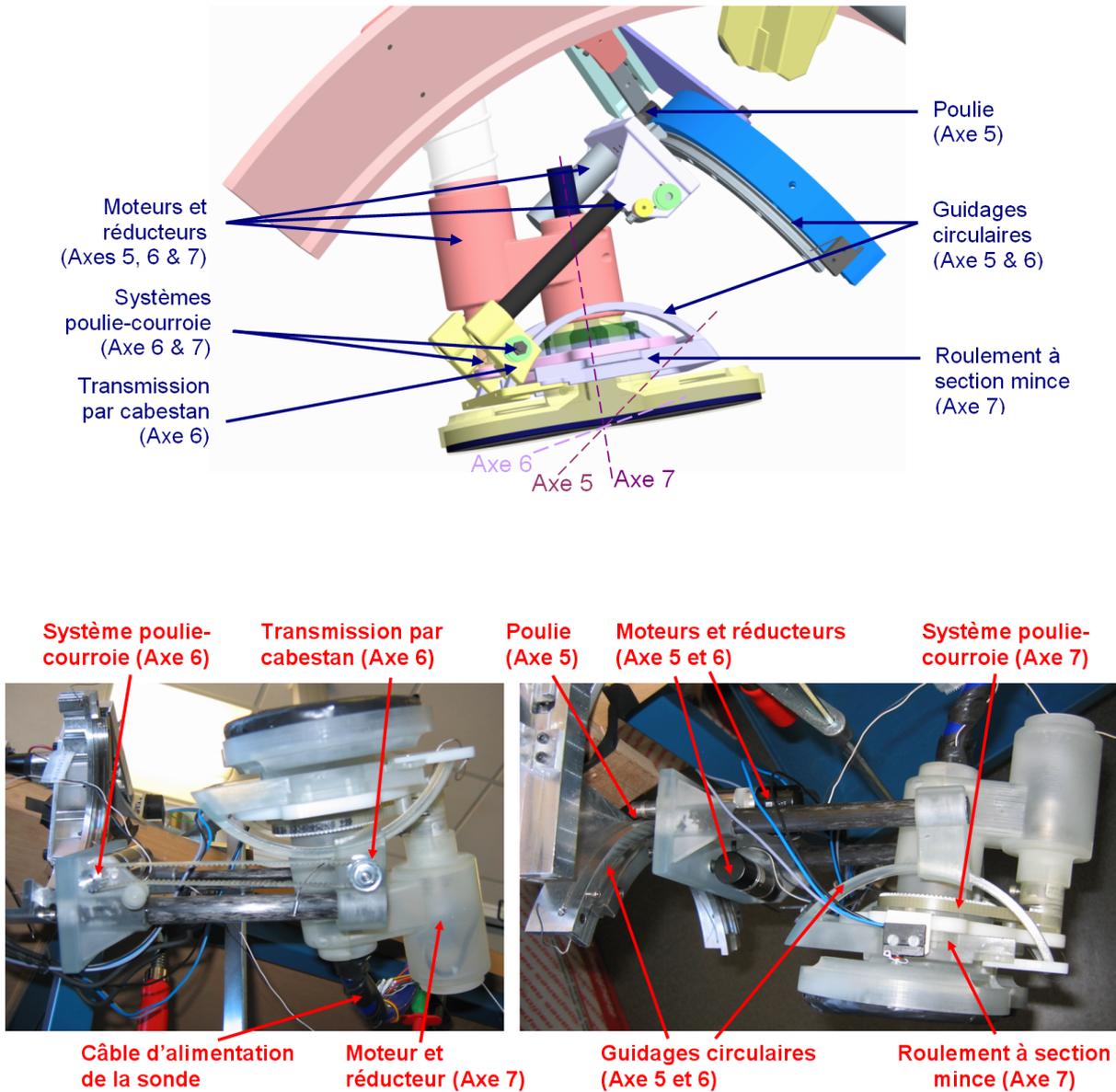


FIG. 2.58 – Éléments constituant les axes 5, 6 et 7 de déplacement.

dans le cas d'un déplacement « rapide » entre deux zones de travail. On souhaite donc pouvoir obtenir une vitesse angulaire moyenne de l'ordre de $10^\circ/\text{s}$ par le seul mouvement de l'axe 1. Les performances dynamiques doivent être par ailleurs suffisantes pour effectuer le suivi de trajectoire.

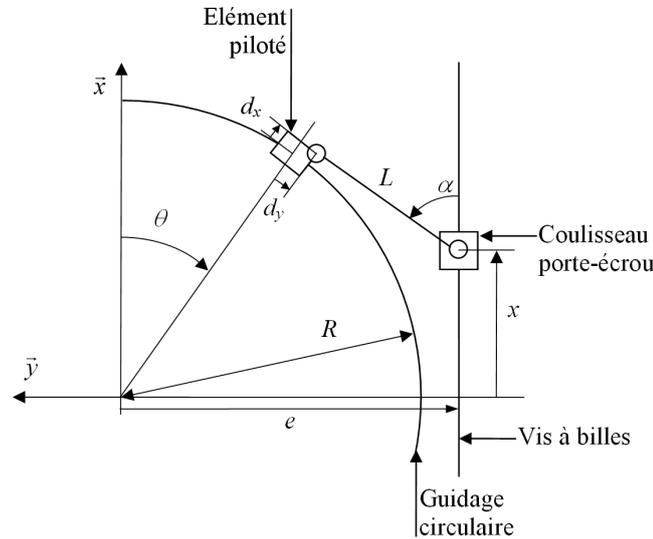


FIG. 2.59 – Schéma du système de transformation de mouvement de l'axe 1.

Les propriétés de masse et d'inertie du système permettent de le modéliser dans la situation la plus défavorable par une masse m_{mobile} de 15 kg dont la position est identique à celle du guidage circulaire. Cette masse est soumise à l'action de la pesanteur, du guidage circulaire et des bielles. Le mouvement des bielles est obtenu en exerçant un couple moteur converti par la vis à billes en un effort s'exerçant sur l'écrou selon l'axe de la vis. Cet écrou subit également l'action du système de rappel.

Par fermeture de chaîne vectorielle et dérivation, on peut exprimer la relation liant les paramètres θ et α avec les notations de la figure 2.59 :

$$\alpha = \arcsin \left(\frac{(R+d_x) \sin \theta + d_y \cos \theta + e}{L} \right) \quad (2.4)$$

et ensuite exprimer la relation liant la position x de l'écrou au paramètre θ :

$$x = (R + d_x) \cos \theta - d_y \sin \theta - L \cos \alpha \quad (2.5)$$

la variable x représentant, au pas de la vis près, la rotation en sortie de l'ensemble moteur + réducteur.

L'utilisation des théorèmes généraux de la dynamique permet par ailleurs d'obtenir la relation liant l'accélération angulaire $\ddot{\theta}$ de l'élément piloté en fonction de l'accélération \ddot{x} de l'écrou de la vis à billes et des efforts de rappel F_{rappel} et du moteur F_{moteur} :

$$\ddot{\theta} = \frac{g}{R} \sin \theta + \frac{\sin(\theta - \alpha)}{m_{mobile}(R + d_x) \cos \alpha} (m_{eq} \ddot{x} + F_{moteur} - F_{rappel}) \quad (2.6)$$

la variable \ddot{x} étant obtenue par dérivation de l'équation (2.5). La masse m_{eq} désigne la masse équivalente de la vis à billes.

Le moteur Maxon RE40 retenu, associé à un réducteur GP42 de rapport 4,3 :1 est lié à une vis à billes SKF de diamètre 16 mm et de pas 5 mm. Le guidage circulaire a pour rayon $R=500$ mm. Avec ces éléments, la vitesse nominale du moteur permet d'obtenir une vitesse angulaire de l'élément piloté satisfaisante. Celle-ci varie de manière non-linéaire entre 6 et 20°/s en fonction de la position angulaire, en restant en général autour de 16°/s (cf. figure 2.60).

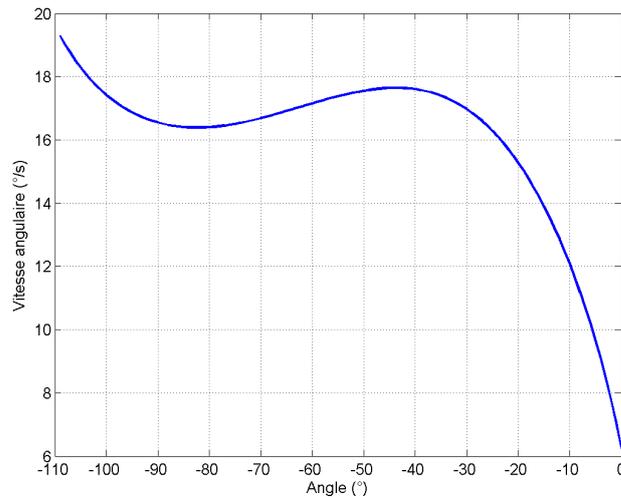


FIG. 2.60 – Vitesse angulaire de l'élément piloté avec l'axe 1 en fonction de son angle.

En chaque position angulaire, nous pouvons donc estimer les vitesses angulaires maximales pouvant être obtenues. Les équations dynamiques nous fournissent alors les accélérations possibles en appliquant le couple nominal maximum à l'aide du moteur. Par simulation, en intégrant les données constructeur concernant le rendement de la vis à billes et du réducteur, on obtient la plus forte accélération pouvant être imposée au cours du mouvement. Celle-ci est obtenue lorsque l'on arrive en position $\theta=0^\circ$ à vitesse maximale et que l'on applique le couple moteur pour partir en sens inverse. Exprimée au centre de la sonde, dans le cas le plus défavorable (sonde au plus près du centre de rotation), cette accélération est égale à $0,2 \text{ m/s}^2$. Il est alors possible de passer de la vitesse maximale dans une direction à l'autre en 0,1 s, ce qui semble suffisant pour l'application.

En cas de coupure de courant, le coulisseau portant l'écrou de la vis à billes est soumis à l'influence du système de rappel, ce qui provoque la remontée du système. Sur un plan dynamique, c'est alors la mise en mouvement de la vis à billes qui pilote essentiellement le temps de remontée du système, son inertie intervenant de manière significative dans le calcul de la masse équivalente m_{eq} . Dans le cas le plus défavorable, ce temps de remontée a été estimé en simulation de l'ordre de 3,5 s (cf. figure 2.61). L'énergie cinétique acquise par l'ensemble des éléments en mouvement est absorbée par 3 butées hydrauliques : deux sont situées en parallèle et sont en contact en fin de course avec le coulisseau, une autre est située en partie supérieure du robot et vient amortir le mouvement du carter portant les éléments de l'axe 2 (cf. figure 2.62).

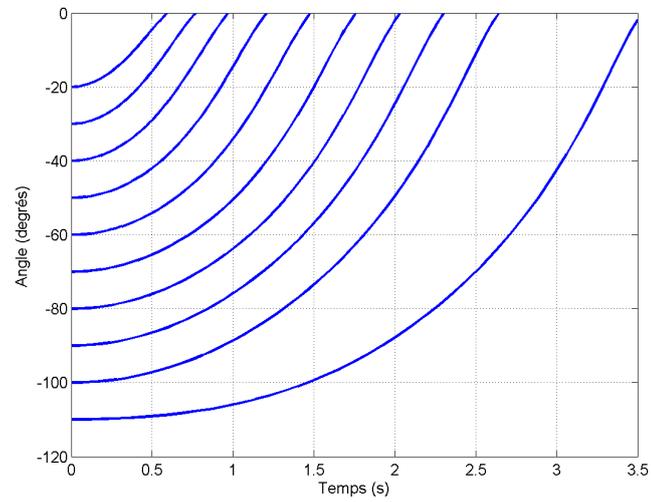


FIG. 2.61 – Evolution angulaire en fonction du temps pour différentes positions de départ. La position de départ correspond à la valeur à $t=0$.

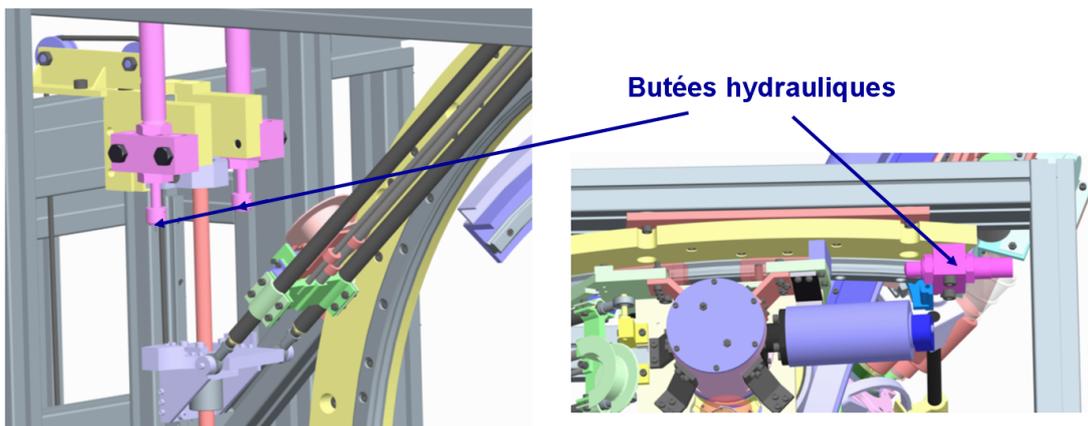


FIG. 2.62 – Systèmes d'amortissement.

Axe 2

La transmission est dans ce cas composée, dans l'ordre, d'un moteur Maxon F2260, d'un renvoi conique de rapport 1/3, d'un réducteur Harmonic Drive CPU-S-17-100 de rapport de réduction 100 :1. L'ensemble de cette transmission permet d'assurer :

- un déplacement « rapide » de l'ordre de $36^\circ/\text{s}$, lorsque la vitesse maximale permanente du moteur est atteinte ;
- une accélération du centre de la sonde de l'ordre de $0,5 \text{ m/s}^2$ dans le cas le plus défavorable, ce qui est du même ordre de grandeur que l'axe 1.

L'utilisation d'un réducteur Harmonic Drive permet de minimiser l'influence du couple appliqué sur la liaison, qui peut atteindre 25 Nm. D'après les données constructeur, l'hystérésis de déplacement reste alors inférieur à 0,07 mm au niveau du centre de la sonde dans la situation la plus défavorable et le déplacement sous charge est de l'ordre de 0,2 mm. La résolution en déplacement est de l'ordre de $5,4 \mu\text{m}$ au niveau du centre de la sonde.

Il est à noter que le dimensionnement du réducteur est réalisé notamment par rapport au couple s'exerçant sur son axe. Dans les conditions de chargement maximal, le rendement du composant est alors optimal, et se dégrade lorsque le couple résistant diminue. Les propriétés de précision et rigidité du composant nécessitent donc de surdimensionner par ailleurs le moteur du fait des faibles rendements pouvant être obtenus (de l'ordre de 0,3).

Bien que le rapport de réduction du réducteur soit très important, le réducteur reste réversible, avec un couple à appliquer en entrée de l'ordre de 8 Nm pour obtenir le mouvement de l'arbre de sortie. En cas de coupure de courant, l'axe de rotation du réducteur est immobilisé par le frein, qui entre en action en quelques millisecondes. Quelques secondes après la coupure de courant l'axe est ramené en position verticale suite au mouvement de l'axe 1. Dans cette situation, un opérateur pourra facilement appliquer le couple nécessaire à la rotation du bras après relâchement du frein, afin de dégager le patient : le couple représente l'application d'une force de 20 N sur le bras.

Axe 3

La transmission est obtenue à l'aide d'un galet moteur entraîné par un moteur à courant continu sans balais Maxon EC-max22 associé à un réducteur de rapport 531 :1. L'application de l'effort de contact du galet sur la piste de roulement est obtenue par utilisation de rondelles élastiques préchargées. Une transmission par galet pose le problème de la mesure de la position de l'élément déplacé. Toute erreur de calibrage du rapport entre les diamètres de roulement et du galet se traduit en effet par l'apparition d'un biais dans l'évaluation de la position. Pour palier ce problème, une mesure explicite de la position angulaire de l'élément déplacé est réalisée par le biais d'une règle optique apposée sur la périphérie de l'élément piloté. Le montage permet d'obtenir une mesure de position curviligne avec une précision de l'ordre de $40 \mu\text{m}$, soit une précision angulaire de l'ordre de $0,0053^\circ$ qui correspond à un déplacement maximal de $12 \mu\text{m}$ du centre de la sonde. Sur un plan cinématique, nous pouvons obtenir une vitesse maximale de rotation en régime permanent de l'ordre de $7^\circ/\text{s}$.

Axe 4

La translation du poignet est obtenue par un simple système pignon-crémaillère dont le pignon a un rayon de 5mm. Ce système est motorisé par un moteur Maxon F2140 associé à un réducteur de rapport 200 :1. Un système de rappel à tension constante Spiroflex est utilisé pour

écarter la sonde du patient en cas de coupure de courant. Dans cette situation, la transmission est interrompue par un embrayage. Pour des raisons de compacité, la transmission est faite sur 2 axes parallèles, avec interposition d'un système poulie-courroie de rapport unitaire. Pour ces mêmes raisons, la mesure de position angulaire de l'arbre moteur est réalisée en aval du réducteur, au niveau du pignon. L'amélioration de résolution obtenue usuellement en plaçant le codeur en amont du réducteur, près du moteur, n'est donc pas obtenue. La résolution angulaire du codeur choisi (100 pas/tour) permet tout de même une mesure de la position en translation du poignet porte-sonde avec une précision de l'ordre de 0,3 mm. De plus, la commande de l'axe 4 est effectuée par rapport à la mesure d'effort fournie par le capteur intégré à la sonde. La mesure de position sert donc essentiellement à la sécurité du système en permettant d'intégrer des butées logicielles. Sur un plan cinématique, nous pouvons obtenir une vitesse maximale de translation en régime permanent de l'ordre de 6 mm/s.

Axe 5, 6 et 7

Ces trois axes sont motorisés par des motoréducteurs de technologie Harmonic Drive. Le centre de gravité du poignet que ces trois axes motorisent étant très proche du centre de rotation du système, les couples nécessaires sont faibles. Pour les axes 5 et 6, les motorisations choisies permettent d'obtenir grâce à la transmission par cabestan un couple permanent au niveau de l'axe de rotation égal à respectivement 6 et 4,5 Nm, ce qui semble suffisant pour vaincre également les couples supplémentaires dûs au contact de la sonde avec la tête du patient. Pour l'axe 7, le couple obtenu grâce au système poulie-courroie est de l'ordre de 1,6 Nm au niveau de l'axe de rotation de la sonde. Pour cet axe, seuls les frottements de la sonde sur la tête peuvent engendrer des couples supplémentaires, la motorisation semble donc suffisante. Sur un plan cinématique, nous pouvons obtenir des vitesses maximales de rotation en régime permanent de l'ordre de 20°/s pour J_5 , 30°/s pour J_6 et 60°/s pour J_7 . En considérant une vitesse minimale de rotation des moteurs de l'ordre de 100 tr/min, cela conduit à des seuils inférieurs de vitesse de l'ordre de 0,5°/s selon les axes 5 et 6, et 1,4°/s selon l'axe 7.

2.5.3 Gestion des câbles

Le système de SMT nécessite de prendre en compte d'une part la flexibilité limitée du câble d'alimentation, et d'autre part la nécessité de prévoir un système de circulation d'air pour le refroidissement de la sonde de stimulation. L'utilisation de guidages circulaires nécessite par ailleurs de prévoir des systèmes permettant de gérer le cheminement des câbles de commande et de mesure associés aux sept axes de déplacement. Dans cette section, les solutions retenues sont brièvement décrites selon la nature de câbles.

Ventilation de la sonde

Bien que le système de ventilation consiste en une aspiration, on présente ici le flux d'air en partant de la centrale d'aspiration pour aller vers la sonde, ce qui revient à « remonter » le flux d'air.

Un flexible standard est utilisé depuis la centrale d'aspiration d'air jusqu'à l'axe 2 (cf. figure 2.63). Le diamètre du flexible, de l'ordre de 40 mm, ne permet pas ensuite une rotation de celui-ci autour de l'axe 2. Un joint tournant est donc intégré au boîtier supportant l'axe, avec une étanchéité par joints toriques entre 2 pièces formant une cavité annulaire à l'intérieur de laquelle passe l'air.

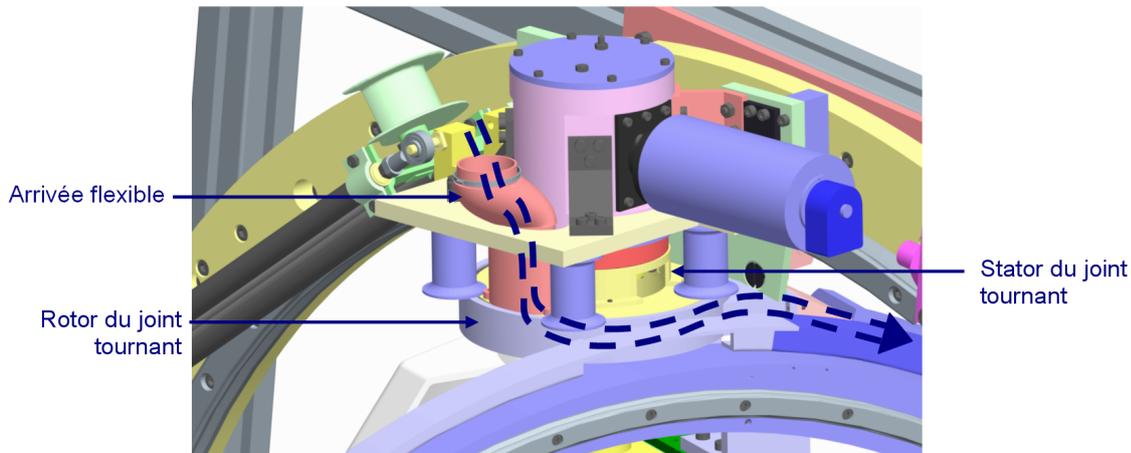


FIG. 2.63 – Dispositif de joint tournant pour la prise en compte du mouvement de l'axe 2 pour la fonction de refroidissement de la sonde. Les pointillés représentent le passage de l'air.

Le mouvement de l'axe 3 nécessite ensuite l'introduction d'un guidage de forme torique télescopique à l'extrémité duquel vient se raccorder un flexible lié au poignet porte-sonde. Le flux d'air passe alors de manière parallèle à l'axe de rotation propre à la sonde (cf. figure 2.64).

Alimentation électrique de la sonde

La section du câble d'alimentation de la sonde de stimulation (diamètre 16mm) rend difficile son cheminement. Au niveau de l'axe 2, le câble est fixé au plus près de l'axe de rotation (cf. figure 2.65) pour limiter le mou de câble nécessaire pour rendre possible la rotation sur 360 degrés. La longueur nécessaire à la rotation est stockée en dessous du réducteur. Le mouvement du câble lors du déplacement de l'axe 3 est permis par l'enroulement autour d'une poulie située en deça du système précédent. Cette poulie est rappelée en rotation par un ressort de rappel, ce qui permet d'éviter un relâchement du câble et un contact avec la tête du patient. Le câble d'alimentation rejoint alors la sonde sans autre dispositif particulier.

Câbles de commande et de mesure des axes

Les signaux de commande et de mesure sont répartis sur trois câbles. L'un est dédié à la commande des actionneurs (moteurs, embrayages, freins), un deuxième aux informations renvoyées par les codeurs. Un troisième câble est dédié à la mesure à l'aide de la règle optique. Le mouvement de ces câbles nécessaire à la réalisation du mouvement de l'axe 2 est obtenu en installant un système de stockage des câbles le long des bielles associées à l'axe 1 (cf. figure 2.66). Le cheminement des câbles associé au mouvement de la poulie mobile permet de dérouler la quantité nécessaire de câble au cours de la rotation de l'axe 2. La poulie mobile est rappelée en position extrême par 3 systèmes de rappel en parallèle (cf. figure 2.66) afin de rendre le système fonctionnel dans les deux sens de rotation de l'axe 2. Les câbles sont liés sur le bras du robot de telle manière qu'ils s'enroulent autour de l'axe de rotation en venant en contact avec les poulies situées en périphérie du réducteur (cf. figure 2.67).

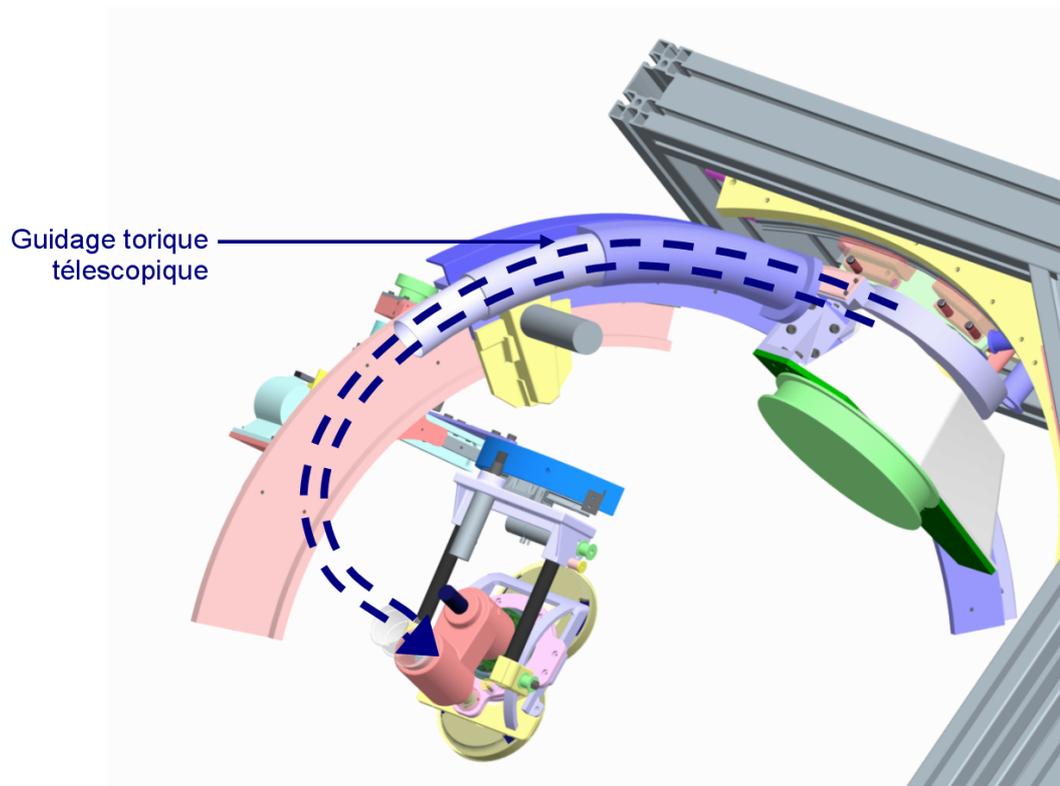


FIG. 2.64 – Dispositif pour la prise en compte du mouvement de l'axe 3 pour la fonction de refroidissement de la sonde. Les pointillés représentent le passage de l'air.

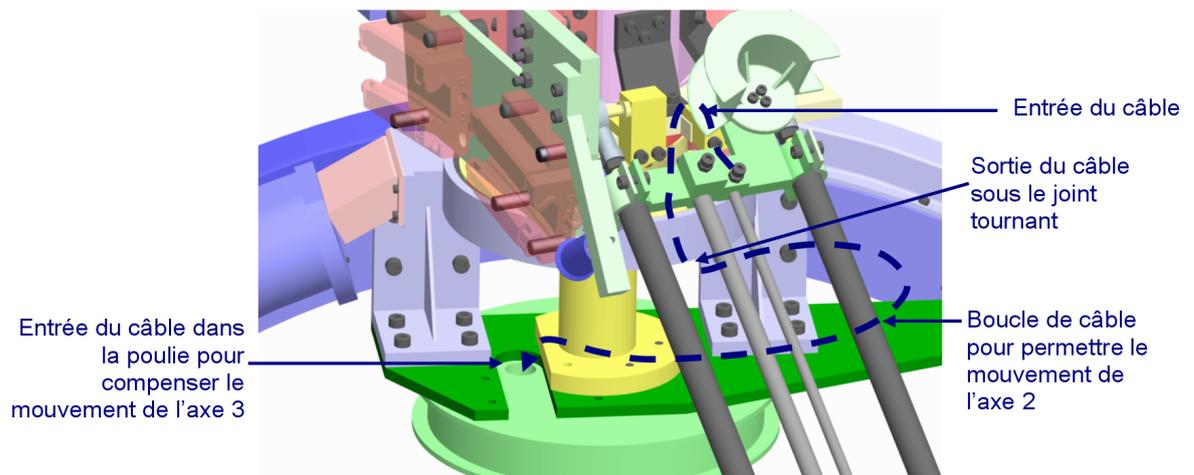


FIG. 2.65 – Dispositif pour la prise de l'axe 2 dans le mouvement du câble d'alimentation électrique de la sonde.

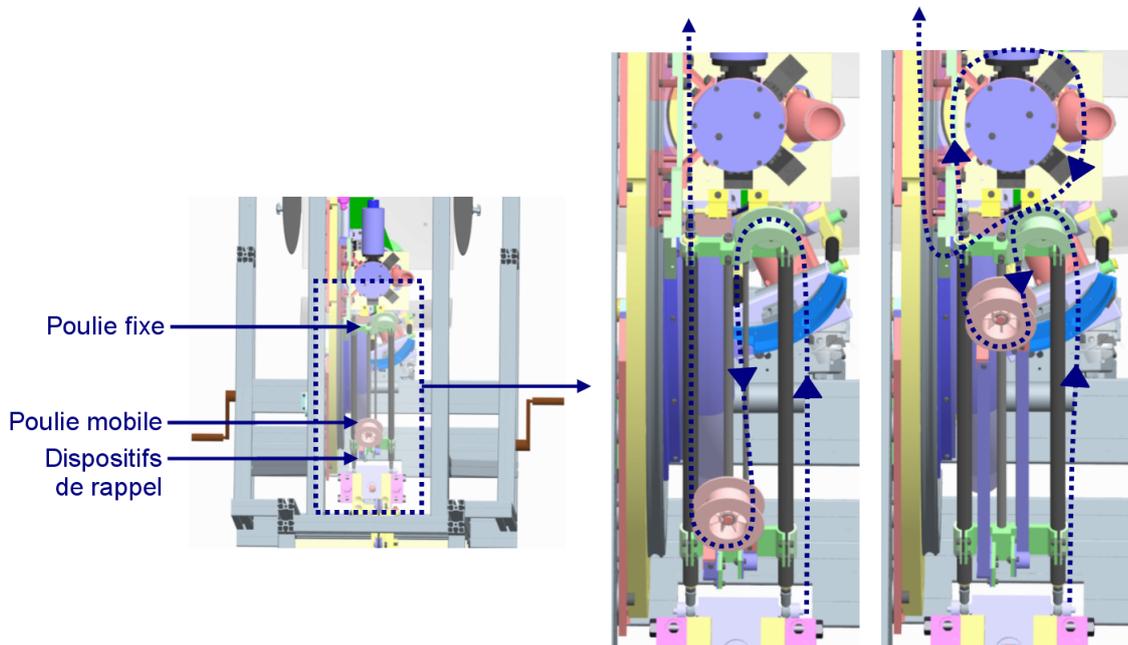


FIG. 2.66 – Dispositif pour la prise en compte du mouvement de l'axe 2 pour les câbles d'alimentation, de commande et de mesure. Au milieu, la position de stockage maximum de câble. A droite, la situation après rotation de 360 degrés. Les pointillés représentent le cheminement des câbles.

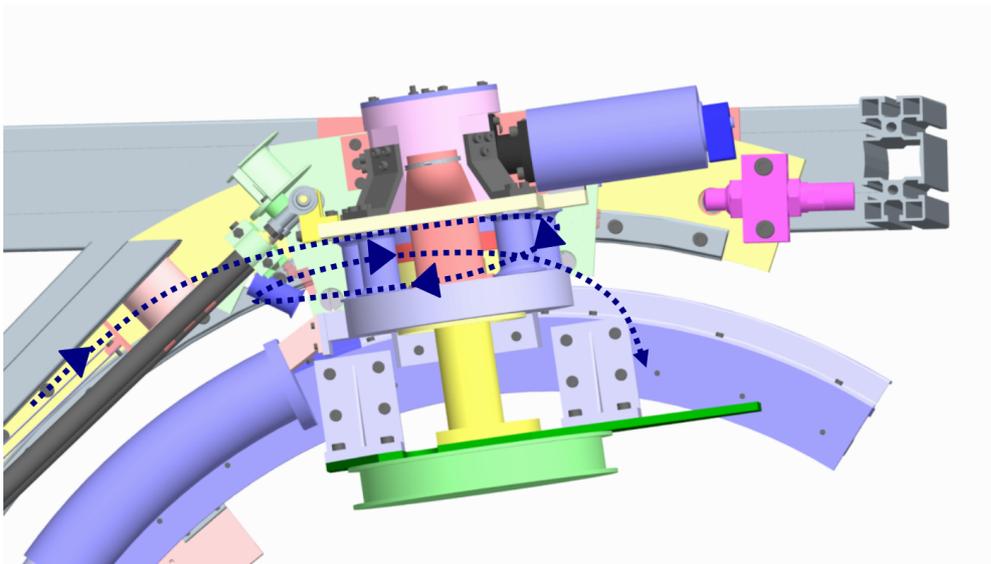


FIG. 2.67 – Vue latérale au niveau de l'axe 2. Les pointillés indiquent le cheminement des câbles autour de l'axe 2 dans le cas où la rotation de 360 degrés a été effectuée. Les câbles viennent en contact avec les poulies disposées autour de l'axe de rotation.

Le mouvement de l'axe 3 n'affecte pas le câble associé à la règle optique, ni une partie des actionneurs et capteurs. Une subdivision est donc effectuée, et les câbles devant suivre le mouvement de l'axe 3 sont distribués à l'aide d'un système identique à celui utilisé pour le câble d'alimentation.

2.5.4 Comportement cinématique

Le comportement cinématique évalué lors du choix de l'architecture correspond au cas d'un actionnement direct des 3 mobilités en rotation du porteur principal. Comme exposé précédemment, l'actionnement est obtenu à l'aide d'un système de transformation de mouvement pour l'axe 1. Le comportement cinématique a donc été finalement ré-évalué en estimant l'indice d'isotropie de la matrice reliant les vitesses opérationnelles au niveau de la sonde aux vitesses des actionneurs implantés. On considère donc l'ensemble des éléments de transmission. Afin de tenir compte du fait que les vitesses des différents actionneurs n'ont pas le même ordre de grandeur, la matrice jacobienne a été rééquilibrée en multipliant chaque colonne par la vitesse maximale du moteur correspondant [Stocco98]. Avec les choix réalisés pour les différents actionnements, on obtient au final en termes d'isotropie les résultats présentés dans le tableau 2.4.

	ISO min	ISO max	ISO moyenne
Sans prise en compte de l'actionnement	0,54	1,0	0,83
Avec prise en compte de l'actionnement	0,19	0,80	0,41

TAB. 2.4 – Comparaison des performances cinématiques en termes d'isotropie pour le dispositif avec et sans prise en compte du type d'actionnement des 3 premières mobilités.

2.5.5 Influence du champ magnétique

Comme précisé dans le chapitre 1, le système de stimulation produit un champ magnétique intense pendant des périodes très courtes, et dans un volume réduit. Le champ magnétique étant cependant produit de manière symétrique, il a même intensité que l'on soit au dessus ou en dessous de la sonde. Il est donc nécessaire de prendre des précautions lors de la conception du poignet.

Des expérimentations ont confirmé le caractère très local du champ magnétique créé. Pour évaluer l'intensité du champ, une mesure indirecte en analysant l'échauffement d'une pièce test a été réalisée. Un système de stimulation Magstim Rapid² de type répétitif est utilisé avec une sonde en 8 de diamètre 70 mm. La pièce test est en alliage d'aluminium et a pour dimensions 80 × 20 × 3 mm. Sa position évolue selon la normale passant par le centre de la surface de la sonde. A une distance supérieure à 70 mm du centre de la sonde, l'échauffement est en deçà d'un degré après une stimulation à 25 Hz à pleine puissance durant 10 secondes. Cette distance a donc été considérée comme la distance de sécurité au delà de laquelle tout matériau peut être utilisé.

A l'intérieur de cette enveloppe, les matériaux métalliques sont considérés sensibles au champ magnétique : l'apparition de courants induits provoque un échauffement et soumet tout élément à une force pouvant notamment entraîner sa mise en vibration. En positionnant une pièce de même taille que précédemment au centre de la sonde, les échauffements constatés varient entre 0 et 20 degrés après application d'une stimulation de pleine puissance à 25 Hz

Matériau	Echauffement (°)
Acier E24 épaisseur 5mm	22
Alliage d'aluminium AU4G (épaisseur 2,5mm)	12
Alliage d'aluminium AU4G (épaisseur 5mm)	20
Acier inoxydable amagnétique	8
Composite Fibres de carbone/Epoxy	0

TAB. 2.5 – Influence du matériau sur l'échauffement.

durant 10 secondes (tableau 2.5). On remarque également que le volume de la pièce influe sur son échauffement.

Pour limiter l'influence du champ magnétique, les éléments les plus proches sont donc choisis préférentiellement en matériau plastique ou composite. Le poignet, qui est à l'heure actuelle avec la liaison glissière la première partie du système prototypée, a été réalisé essentiellement avec des éléments obtenus en stéréolithographie (cf. figure 2.58). Les seuls éléments situés dans une zone où le champ magnétique est non négligeable sont le roulement assurant la rotation de l'axe 7 et la couronne qui lui est associée. Le fonctionnement du poignet ne devrait pas être remis en cause, ces deux éléments ayant des conditions de fonctionnement en température assez larges et n'étant pas en contact avec un utilisateur, ni avec le patient.

2.5.6 Contrôleur temps-réel et supervision

L'organisation logicielle générale suit la proposition exposée en section 2.1.1. Elle se résume en :

- un PC de commande avec cartes d'entrée-sortie SELIATEC, reliées aux variateurs des moteurs ainsi qu'à des modules de comptage. Cette machine utilise un système temps-réel Linux RTAI pourvu du logiciel de commande CESAR¹⁰ ;
- un PC distant destiné à la supervision de l'intervention. Cette machine sert d'interface homme-machine pour visualiser les données échangées avec le PC de commande par une liaison série rapide à 9 Mbits/s. Ce logiciel sert également de superviseur selon une structure maître-esclave avec le PC de commande, en envoyant les requêtes de déplacement et en obtenant périodiquement les informations de l'état du bras manipulateur.

Le choix de l'environnement temps-réel CESAR a permis de prototyper rapidement le système de commande du bras robotique en adaptant des algorithmes génériques d'asservissement. La commande des actionneurs étant simple, le système fonctionne à une fréquence de 1 kHz.

Une méthode de planification de mouvements a également été implantée au sein du logiciel de supervision pour permettre la réalisation de trajets continus de la sonde à la surface du crâne, tout en évitant les potentielles auto-collisions et en respectant les saturations en vitesse articulaire. Cette méthode fait l'objet du chapitre suivant.

¹⁰CESAR a été développé par Jacques Gangloff au sein de l'équipe robotique du Laboratoire des Sciences de l'Image, de l'Informatique et de la Télé-détection. Il est disponible gratuitement à l'adresse <http://eavr.u-strasbg.fr/fr/research/resources/cesar/cesar.html>.

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre, notre analyse de la robotisation de la SMT nous a conduit à proposer une procédure de SMT robotisée, et l'architecture du système dédié qui lui correspond, pour être capable d'aller de l'exploitation des images IRM à l'analyse a posteriori des stimulations effectuées.

Après avoir analysé les contraintes liées au geste médical, nous avons ensuite proposé une décomposition du geste en trois tâches : l'une est le positionnement du centre de la sonde selon une sphère centrée sur la tête du patient, l'autre est l'orientation de celle-ci et la dernière est le contrôle du contact entre la surface de la sonde et le crâne du patient.

Une cinématique originale, basée notamment sur l'emploi de guidages circulaires, a alors été développée, qui permet de disposer d'un espace de travail semblable à l'espace requis en limitant l'emploi de butées logicielles, et en assurant la sécurité du patient en cas de coupure générale de la puissance.

Les différents choix technologiques permettant la conception d'un prototype complet satisfaisant les contraintes du cahier des charges ont enfin été explicités.

Chapitre 3

Planification et commande

Le système introduit dans le chapitre précédent a été proposé à partir de l'analyse des contraintes de positionnement de la sonde de SMT. Il s'agit ici de proposer dans le même temps une méthode de commande de ce robot permettant la réalisation de manière autonome d'un traitement planifié par le praticien. Cette méthode doit bien évidemment garantir la réalisation des stimulations en tenant compte des contraintes géométriques et cinématiques du dispositif. Elle doit également s'intégrer de manière cohérente à la procédure présentée précédemment.

Nous proposons dans ce chapitre une méthode générique de planification permettant une réalisation exacte de la tâche de positionnement de la sonde à accomplir, tout en respectant l'ensemble des contraintes imposées par le dispositif. La méthode est illustrée sur plusieurs exemples et une loi de commande complémentaire est introduite pour prendre en compte les mouvements de tête du patient.

3.1 De la tâche médicale à la commande du robot de SMT

La procédure automatisée telle qu'elle a été définie dans le chapitre précédent doit permettre la génération d'une trajectoire continue du centre de la sonde pour stimuler au mieux les points cibles désignés sur le cerveau. Il est donc nécessaire dans un premier temps de proposer une méthode pour calculer cette trajectoire sur la reconstruction 3D du crâne.

3.1.1 Calcul du mouvement de référence de la sonde sur la tête

Lors de la préparation d'une séance de SMT, le praticien utilise le logiciel de traitement d'images IRM pour désigner les régions cibles du cortex devant être stimulées et réaliser une reconstruction 3D du crâne. Le logiciel de supervision doit ensuite calculer la trajectoire du centre de la sonde qui stimule au mieux ces régions. Les contraintes médicales indiquent que la meilleure stimulation d'un point du cortex est obtenue lorsque la droite orthogonale au plan de la sonde et passant par le centre de cette dernière passe aussi par le point du cortex, et lorsque la distance entre ces deux points est minimale. Ainsi, pour chaque point du cortex, nous pouvons rechercher la facette de la reconstruction 3D du crâne dont la normale et le centre sont les plus proches du point cible parmi toutes les facettes. Afin d'éviter des calculs inutiles, seule la partie du crâne correspondant à la zone de traitement est considérée. Ensuite, une interpolation par des splines cubiques entre les points du crâne obtenus permet de lisser la trajectoire (cf. figure 3.1).

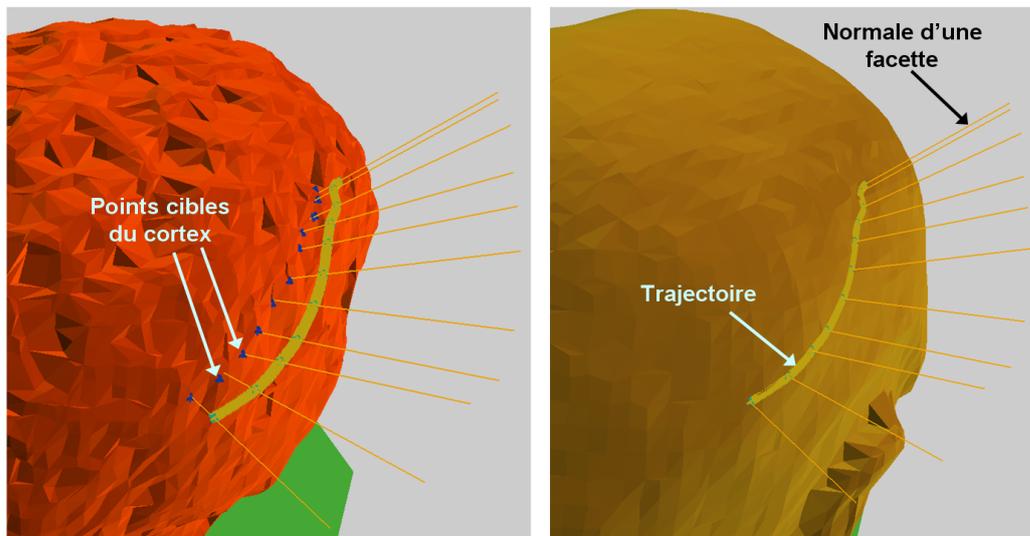


FIG. 3.1 – A gauche : cerveau et points cible du cortex ; à droite : reconstruction 3D du crâne avec les normales des facettes les plus proches et la trajectoire calculée.

Le mouvement de la sonde associé à cette trajectoire est calculé en spécifiant à chaque instant la position et l'orientation de la sonde en fonction de la stimulation désirée. Il est important de noter que l'orientation de la sonde est imposée par les normales interpolées et la tangente locale à la courbe calculée. En effet, les points cibles du cortex correspondent habituellement à un sillon cortical devant être stimulé, et ainsi la tangence à la courbe garantit que le champ électrique induit est bien parallèle au sillon. La vitesse de la sonde requise est déduite de la fréquence de stimulation et du nombre d'impulsions par point de stimulation définis par le médecin. Finalement, on obtient donc un mouvement opérationnel imposé pour l'OT du robot.

3.1.2 Approche retenue pour la commande du robot

Le système robotique doit être piloté de manière à pouvoir exécuter le mouvement opérationnel prédéfini pour son OT. Il doit dans le même temps assurer le contact de la sonde avec la tête du patient tout en garantissant un contact confortable. Or, comme cela a été énoncé dans le chapitre précédent, la conception du mécanisme autorise un découplage de ces deux tâches. En effet, puisque la surface de la sonde reste tangente à celle de la tête, l'effort de contact est normal à la surface du crâne. Cette surface étant en première approximation sphérique et le porteur étant lui-même sphérique, la direction principale de l'effort correspond à celle de la liaison glissière J_4 . En fonction de l'orientation du poignet, l'effort exercé dans l'axe de la glissière sera une projection sur cet axe de l'effort de contact. Les débattements du poignet étant limités à $\pm 45^\circ$, une simple commande en effort selon l'axe de la glissière doit permettre d'accomplir cette tâche. Ceci sera démontré dans le chapitre suivant qui a pour objet la commande en effort du système. Nous pouvons donc finalement, grâce à l'architecture du système, procéder à un découplage de la commande en 2 tâches (cf. figure 3.2).

La tâche de positionnement, après découplage, est définie par 5 DDL, 2 pour le positionnement sur la sphère et 3 pour l'orientation du poignet. Or, il s'avère que le mécanisme possède un degré de redondance ajouté pour accroître ses performances cinématiques. La méthode choisie pour réaliser le mouvement opérationnel imposé doit donc gérer la redondance, tout en

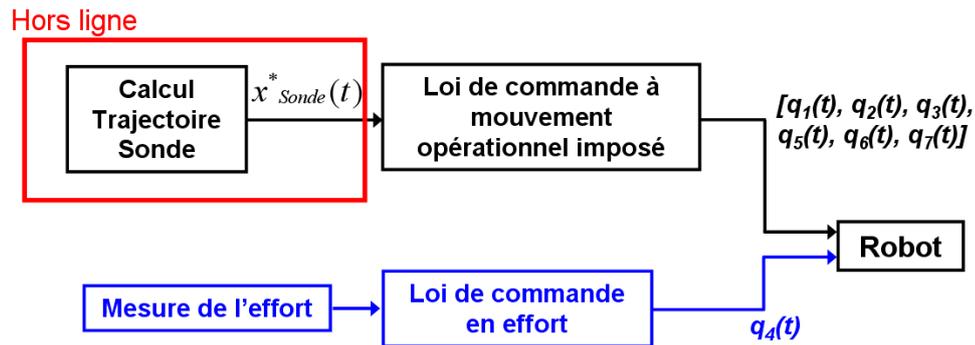


FIG. 3.2 – Découplage de la commande du robot de SMT.

respectant les butées articulaires, les saturations en vitesse articulaire et garantir l'absence de collisions.

Nous introduisons dans la suite une méthode permettant de traiter de manière générique ce type de problème. Nous avons en effet choisi d'élargir cette problématique aux cas de manipulateurs redondants quelconques devant réaliser un mouvement opérationnel de vitesse imposée dans un environnement encombré d'obstacles et en respectant les saturations en vitesse articulaire. De plus, afin de garantir les contraintes de sécurité imposées par le contexte médical de notre application, nous avons choisi d'utiliser une planification hors ligne, permettant ainsi d'assurer la faisabilité du mouvement réalisé par le robot de SMT le jour de la séance.

3.2 Position de l'approche retenue

Au-delà du contexte de la SMT, un manipulateur doit souvent réaliser un mouvement prédéfini avec son OT, afin d'accomplir une tâche donnée. Le problème de planification de mouvements en présence de contraintes imposées par la tâche à réaliser est un problème classique pour lequel il peut être bienvenu de recourir à l'utilisation de robots redondants. En effet, ces manipulateurs permettent d'accomplir une tâche désirée avec une infinité de trajectoires articulaires possibles. Notamment, une tâche primaire pourra être effectuée par l'OT du manipulateur tout en optimisant une tâche secondaire et/ou en satisfaisant des contraintes additionnelles [Nakamura91]. Cette tâche secondaire concerne habituellement l'optimisation des performances cinématiques [Yoshikawa84] ou l'évitement d'obstacles [Maciejewski85].

Il y a différentes définitions du problème de planification, selon que la tâche de l'OT est définie par une trajectoire purement géométrique, ou bien par un mouvement devant être exécuté avec une vitesse prédéfinie, ce qui impose de fournir dans le même temps les vitesses admissibles et donc le mouvement complet à exécuter au cours du temps. On considère ici que la tâche est définie par un mouvement imposé $x^*(t)$ de l'OT et que l'on recherche le mouvement articulaire $q(t)$, s'il existe, qui résout simultanément les contraintes géométriques (butées articulaires, obstacles) et les contraintes cinématiques (saturations en vitesse articulaire).

Les approches présentées jusqu'à maintenant pour résoudre les problèmes de planification de mouvement peuvent être classées selon deux catégories.

La première regroupe les commandes en ligne le long des trajectoires de l'OT, qui sont le plus souvent locales et utilisées pour un pilotage en temps réel. Ces techniques utilisées pour résoudre le problème classique dit de l'inversion cinématique pour les manipulateurs redon-

dants sont le plus souvent basées sur des variations de la loi de commande faisant appel à la pseudo-inverse de la Jacobienne du robot [Nakamura91]. Habituellement, celles-ci sont utilisées en ligne car elles sont idéales en termes de réactivité, mais elles peuvent aussi être employées pour la planification. Dans le cas de l'évitement d'obstacles, elles sont parfois combinées avec des techniques d'optimisation. Nous nous sommes servis de ces techniques dans le chapitre précédent pour évaluer les performances cinématiques des architectures candidates (cf. schéma de la figure 2.31). Le terme d'optimisation z correspondait alors à la descente de gradient d'une fonction de coût dépendant de l'isotropie. Ces techniques permettent d'exécuter le mouvement désiré $x^*(t)$ de l'OT, tout en réalisant une tâche secondaire qui reconfigure le manipulateur redondant. Cette reconfiguration est obtenue grâce à l'utilisation du terme d'optimisation z . Choisir judicieusement le terme d'optimisation z constitue le point clé de ces techniques lorsque l'on cherche à résoudre la redondance et à éviter des obstacles. Il peut s'agir par exemple d'une fonction de la plus courte distance entre les segments du robot et les obstacles, que l'on souhaite supérieure à un seuil de sécurité prédéfini [Khatib85, Faverjon87, Perdureau02]. Bien que de nombreuses méthodes d'optimisation locales soient disponibles, celles-ci présentent plusieurs difficultés. Concernant l'évitement d'obstacles, le premier problème est de connaître à chaque instant la distance entre chaque élément du robot et chaque obstacle de l'environnement. Un autre inconvénient est la non garantie de trouver une solution, même si celle-ci existe, puisque l'optimisation peut échouer dans un minimum local. De ce fait, aucune conclusion ne peut être tirée concernant la faisabilité de la tâche. Afin d'éviter le problème des minima locaux, des approches basées sur des lois de commande apportant une solution globale ont été proposées [Seereeram95]. Celles-ci consistent à transformer le problème à résoudre en un problème de commande non-linéaire à temps fini résolu par un algorithme itératif de type Newton-Raphson pour calculer le gradient de la fonction non-linéaire. Cependant, bien que ces approches présentent l'avantage d'être globales, le coût de calcul nécessaire en présence de systèmes possédant de nombreuses mobilités les rend quasi inutilisables. Malgré de nombreuses contributions dans la littérature, aucune solution générique permettant de résoudre des problèmes complexes de planification n'a donc été proposée à notre connaissance, en particulier dans des environnements encombrés d'obstacles.

La deuxième catégorie regroupe les approches par planification qui consistent à planifier hors ligne une trajectoire articulaire avant son exécution, afin de garantir que le robot exécute le mouvement imposé tout en évitant d'entrer en collision avec les obstacles ou avec lui-même.

De rares techniques de planification non-probabilistes sont utilisées pour les problèmes dans lesquels le mouvement de l'OT est spécifié, telle que celle proposée par Wenger [Wenger04]. Cette méthode permet de déterminer l'existence d'une solution en explorant l'espace des configurations correspondant à la trajectoire opérationnelle à exécuter. Une carte de faisabilité représentant l'ensemble des configurations admissibles pour chaque point de la trajectoire est d'abord construite, puis un chemin dans cette carte est ensuite recherché. Cependant, dans le cas d'un degré de redondance élevé, le calcul de la carte et de tous les chemins possibles exige un temps de calcul important. De plus, la méthode proposée ne peut être appliquée telle quelle a été implémentée que lorsque le degré de redondance vaut un.

Les méthodes probabilistes de planification ont été à l'origine proposées pour trouver une trajectoire articulaire sans collisions entre deux configurations données d'un robot, spécialement dans les cas où la dimension de l'espace des configurations est élevée [Kavraki96, LaValle98]. Celles-ci ont rapidement été étendues à des problèmes plus complexes tels que l'inversion du modèle géométrique pour les architectures redondantes [Ahuactzin99], la planification de tâches de manipulation pour les manipulateurs redondants [Ahuactzin98, Siméon04], et la planification de trajectoires pour les robots ayant une architecture en chaîne cinématique fermée

[Lavalle99, Cortés02]. Oriolo *et al.* ont adapté ces méthodes probabilistes pour résoudre le problème de la planification de trajectoire lorsque la trajectoire de l'OT est imposée pour les manipulateurs redondants [Oriolo02] et pour les manipulateurs mobiles [Oriolo05]. Leur méthode revient à effectuer une approximation du mouvement en interpolant des configurations articulaires tirées en chacun des points de la trajectoire échantillonnée de l'OT. Leur méthode probabiliste établit en effet des connexions entre des configurations générées aléatoirement dans des sous-espaces de l'espace des configurations. Chacun de ces sous-espaces correspond à un mouvement interne de reconfiguration lié à une même pose de l'OT sur sa trajectoire échantillonnée. Plusieurs stratégies de planification ont été comparées, telles que l'échantillonnage aléatoire uniforme (*Greedy planner*), la diffusion d'arbres aléatoires (*RRT : Rapidly-exploring Random Tree*) proposée par [Lavalle99], ainsi qu'une variante de cette stratégie appelée *RRT-Connect* proposée par [Kuffner00]. Les algorithmes proposés par Oriolo *et al.* sont capables de trouver une solution, même dans les cas difficiles tels que les passages étroits dans l'espace des configurations. Avec la méthode locale utilisée, deux poses successives sont reliées par un mouvement correspondant à une interpolation linéaire dans l'espace libre des configurations \mathcal{C}_{libre} . Ainsi, une trajectoire de l'OT imposée ne peut être suivie qu'approximativement, avec une tolérance qui dépend de la finesse de l'interpolation. Un grand nombre d'échantillons doit donc être calculé, même dans les cas simples, les configurations successives trouvées par l'algorithme de planification devant être suffisamment proches. La recherche est également restreinte à un voisinage local de chaque échantillon. Ce voisinage se situe dans le sous-espace des configurations correspondant à un mouvement interne de reconfiguration lié à la position de l'OT suivante sur la trajectoire désirée. En conséquence, si le robot se trouve dans une mauvaise configuration, il peut alors lui être difficile d'en sortir.

Une amélioration de cet algorithme a été proposée par Yao et Gupta [Yao06]. Celle-ci est basée sur l'utilisation des mouvements internes de reconfiguration, afin de s'extraire de mauvaises configurations. L'approche proposée réduit le temps d'exécution de l'algorithme dans la plupart des cas, le manipulateur n'étant plus limité aux configurations proches de sa configuration courante, ce qui augmente ainsi la probabilité de sortir d'une mauvaise situation. Dans cette méthode, le sous-espace des configurations correspondant à un mouvement interne de reconfiguration est exploré grâce à la construction d'un graphe capturant sa connectivité. Cette amélioration a cependant un inconvénient : l'OT du robot s'arrête en un point de la trajectoire de référence afin de se reconfigurer, ce qui fait que cette méthode ne peut être utilisée que dans les cas où un mouvement continu le long de la trajectoire opérationnelle n'est pas exigé.

Aussi efficace qu'elles puissent être, les méthodes de [Oriolo02] et [Yao06] ne prennent pas en compte l'aspect cinématique associé au problème de génération de mouvement, puisque les trajectoires articulaires obtenues nécessiteraient une paramétrisation en temps adéquate, afin de pouvoir être exécutées. Or le problème de la paramétrisation en temps d'une trajectoire dans l'espace des configurations dans le but d'obtenir la vitesse de l'OT imposée tout en respectant les contraintes de saturation en vitesse articulaire est aussi difficile que la planification de trajectoire elle-même. En effet, rajouter la contrainte sur la vitesse de l'OT après une planification purement géométrique va directement imposer les profils de vitesse articulaire. Or s'il s'avère qu'il y a violation d'une saturation, la solution géométrique trouvée ne pourra être utilisée. Ces méthodes purement géométriques n'offrent donc aucune garantie quant à la possibilité de parcourir la trajectoire pour une vitesse de l'OT imposée. De plus l'interpolation linéaire entre chaque configuration impose un suivi de trajectoire approximatif et non-exact.

Nous proposons ici de combiner des lois de commande pour robots redondants avec des méthodes probabilistes de planification. La méthode ainsi proposée garantit l'exactitude de la solution trouvée et permet de prendre en compte l'ensemble de ces contraintes géométriques

et cinématiques, souvent imposées par la tâche à réaliser. En se limitant à un cadre purement géométrique, cette méthode n'a pas la prétention d'être plus efficace dans la résolution des cas difficiles, mais elle réduit le nombre d'échantillons nécessaires, avec la même efficacité dans la plupart des cas. Ceci est essentiellement dû à l'utilisation d'une méthode locale efficace qui permet d'atteindre une configuration éloignée de la configuration courante tout en exécutant de manière exacte le mouvement imposé de l'OT, effectuant ainsi une meilleure utilisation de la capacité du manipulateur à se reconfigurer.

3.3 Description de la méthode de planification proposée

3.3.1 Principe général

Le principe consiste à appliquer la méthode probabiliste aujourd'hui classique de planification dite *Probabilistic RoadMaps* (PRM) [Kavraki96] au problème de planification de mouvement lorsque le mouvement de l'OT est imposé. La méthode PRM capture la connectivité de l'espace libre des configurations \mathcal{C}_{libre} sans nécessiter son calcul explicite. Notre problème est restreint au sous-espace de \mathcal{C}_{libre} correspondant à la tâche opérationnelle à exécuter, noté ici $\mathcal{C}_{Op/libre}$. Il correspond à l'union des sous-espaces obtenus pour chaque pose de l'OT sur le mouvement échantillonné, chacun d'eux correspondant à un mouvement interne de reconfiguration pour une même pose de l'OT. L'idée principale est de générer des configurations aléatoires dans $\mathcal{C}_{Op/libre}$ afin de construire un graphe qui va capturer la connectivité de ce sous-ensemble.

On note $N_{DDL}(t\grave{a}che)$ le DDL de la tâche à réaliser, $N_{DDL}(manip)$ le DDL du manipulateur, qui est égal au nombre d'articulations pour un manipulateur de type série, et r le degré de redondance du manipulateur, qui est égal à $N_{DDL}(manip) - N_{DDL}(t\grave{a}che)$.

3.3.2 Construction du graphe

L'algorithme essaie dans un premier temps d'exécuter le mouvement spécifié $x^*(t)$ de l'OT grâce à la loi de commande de la figure 2.31, sans terme de reconfiguration. Si une collision, une butée articulaire ou une saturation en vitesse est détectée, un graphe associé au mouvement de l'OT à exécuter est construit : le mouvement de l'OT est échantillonné en Np points de passage équidistribués.

Pour chacun de ces points, l'algorithme génère aléatoirement Nc configurations sans collisions se trouvant dans le sous-espace du mouvement interne correspondant à la pose associée et respectant les butées articulaires. Cette génération d'une nouvelle configuration est réalisée grâce à un modèle géométrique inverse qui tire aléatoirement r variables articulaires et utilise le modèle géométrique pour calculer les $N_{DDL}(manip) - r$ autres. Le tir recommence tant qu'aucune solution n'est trouvée. De plus, l'algorithme veille à ce que ces Nc configurations soient éloignées les unes des autres dans l'espace articulaire d'une distance supérieure à un seuil qui peut être réglé par l'utilisateur. Ce seuil permet de biaiser la distribution des configurations tirées aléatoirement et ainsi de mieux capturer la connectivité du sous-espace du mouvement interne. Comme pour la condition de non-collision, le tir recommence tant que la configuration générée ne respecte pas la condition d'éloignement avec les autres configurations du point de passage.

Une nouvelle configuration devient un nouveau nœud dans le graphe si et seulement si il peut être relié à au moins un des nœuds du point de passage précédent. Ce lien, appelé arête, est un mouvement sans collisions réalisable, générée par une *méthode locale* décrite dans la section 3.3.3. Les configurations atteintes par le biais de la méthode locale sont vérifiées afin d'éviter les butées articulaires, les saturations en vitesse, et les collisions. Pour le premier point

du mouvement désiré de l'OT, les N_c configurations sont directement ajoutées au graphe. Si aucune des N_c configurations générées en un point de passage ne peut être reliée à au moins une des configurations du point précédent, on tente alors de créer un ou plusieurs nouveaux points de passage intermédiaires par dichotomie. Si cette tentative échoue, on recommence la création d'un nouveau graphe après incrémentation des paramètres N_p et N_c . L'aspect itératif de cette solution permet d'adapter la construction du graphe aux difficultés rencontrées lors de l'exécution du mouvement désiré de l'OT et ainsi d'éviter autant que possible de devoir reconstruire un nouveau graphe, ce qui procure un gain de temps. Si une grande partie de ce mouvement a été réalisée, il serait en effet dommage de détruire le graphe déjà construit alors que l'ajout d'un ou plusieurs points intermédiaires pourrait peut-être permettre de franchir la difficulté rencontrée. Ceci est notamment vrai si l'on arrive au point de passage précédent avec un jeu de plusieurs configurations possibles. L'ajout de points intermédiaires par dichotomie présente en outre l'avantage de réduire le nombre de points de passage nécessaires et donc le nombre de nœuds du graphe. En effet, dans le cas d'un mouvement imposé de l'OT pour lequel seulement une partie se trouve être contrainte par la présence d'obstacles, construire de nouveaux graphes va se traduire par une augmentation du nombre de points équidistribués sur tout le mouvement de l'OT dans le but de trouver une solution tandis que la dichotomie ne va ajouter des points de passage que dans la partie où se trouvent les obstacles. Comme dans toute itération, il faut évidemment se fixer une limite sur le nombre de créations de ces points intermédiaires. Ainsi, au-delà d'un certain nombre de générations de points de passage intermédiaires, paramètre pouvant être ajusté par l'utilisateur, si les deux points de passage initiaux n'ont toujours pas pu être reliés, cela signifie que le manipulateur se retrouve piégé dans de « mauvaises » configurations. On considère donc que la construction du graphe a échoué. La construction d'un nouveau graphe commence alors, après l'incrémentation des paramètres N_p et N_c . Différentes stratégies d'incrémentation peuvent d'ailleurs être envisagées par l'utilisateur en fonction du problème à résoudre. Lorsque la construction a réussi, la recherche d'un chemin optimal dans le graphe en fonction d'un critère prédéfini débute, comme présenté dans la section 3.3.4.

La figure 3.3 illustre un exemple de graphe construit avec quatre points de passage ainsi que le chemin optimal trouvé, dont on verra plus loin comment il est obtenu. L'axe des ordonnées représente la norme euclidienne du vecteur des coordonnées articulaires associé à chaque configuration, multipliée par un facteur d'échelle pour l'affichage. Cette représentation donne une idée de l'éloignement des configurations tirées en chacun des points de passage. Au début de l'algorithme, N_p est initialisé à $N_p = 2$, ce qui correspond aux poses de début et de fin du mouvement imposé de l'OT. Les paramètres N_p et N_c peuvent être initialisés par l'utilisateur avant le commencement de la recherche d'une solution, afin de réduire éventuellement le temps nécessaire pour la trouver.

Il est important de noter que notre graphe est sensiblement différent des graphes classiques construits en planification de trajectoire. Dans notre stratégie de connexion, un nœud ne peut être relié qu'à des nœuds du point de passage précédent du mouvement de l'OT échantillonné. En raison de la vitesse opérationnelle imposée, aucune reconfiguration en un même point de passage, et donc aucun lien entre deux nœuds du même point de passage n'est possible, puisque cela conduirait à violer le mouvement $x^*(t)$ imposé à l'OT. On peut également remarquer que l'algorithme n'essaie pas de générer des configurations à proximité des configurations correspondant au point de passage précédent, dans le but de mieux exploiter les capacités de reconfiguration du manipulateur redondant. Ceci est rendu possible grâce à la *méthode locale*, qui permet de relier des configurations éloignées l'une de l'autre tout en exécutant la partie du mouvement de l'OT correspondante et en respectant les saturations en vitesse articulaire. En outre, dans les cas

simples où peu de points de passage sont nécessaires, les configurations reliées par la méthode locale seront éloignées les unes des autres.

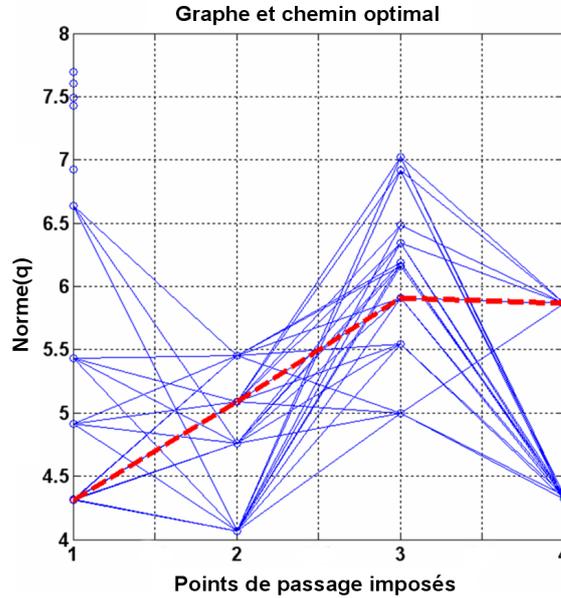


FIG. 3.3 – Exemple de graphe construit avec quatre points de passage.

3.3.3 Méthode locale

La méthode locale a pour but de calculer un mouvement local dans $\mathcal{C}_{Op/libre}$ entre deux nœuds, tout en permettant l'exécution du mouvement imposé de l'OT entre les deux points de passage correspondants, avec la vitesse désirée $\dot{x}^*(t)$. La configuration de départ est donnée par le premier nœud et la méthode locale doit s'assurer que la configuration finale q_{cible} imposée par le second nœud est atteinte. Nous utilisons ici la technique classique de commande basée sur l'utilisation de la pseudo-inverse de la Jacobienne déjà décrite dans la section 2.3. Le terme de reconfiguration z de l'équation (2.3) est choisi tel que :

$$z = -\frac{\partial P}{\partial q} \quad (3.1)$$

et représente la descente du gradient de la fonction scalaire :

$$P = \|q - q_{cible}\|^2 \quad (3.2)$$

Cette tâche secondaire a pour objectif de déterminer un mouvement admissible jusqu'à la configuration q_{cible} , la méthode locale vérifiant le respect des butées articulaires, des saturations en vitesse et l'absence de collisions à chaque pas d'itération.

Il est important de noter qu'il n'y a cependant pas de garantie que la configuration du manipulateur atteigne q_{cible} tout en exécutant le mouvement exigé de l'OT, même si cette configuration cible est atteignable. En effet, comme la vitesse opérationnelle est imposée, seul un gain K_n infini (cf. équation (2.3)) pourrait assurer cette convergence, ce qui est incompatible avec les saturations en vitesse articulaire imposées. C'est la raison pour laquelle, dans les cas

où les configurations des deux nœuds à relier sont trop éloignées l'une de l'autre, la méthode locale exécutera le mouvement requis mais sans atteindre la configuration cible q_{cible} . Le terme de reconfiguration peut également rester bloqué dans un minimum local, empêchant là aussi le manipulateur d'atteindre cette configuration. Dans un cas comme dans l'autre, la méthode locale échouera donc, interdisant de relier les deux nœuds correspondants dans le graphe. En revanche, la configuration atteinte avec le minimum local est alors considérée comme un nouveau nœud ajouté au point de passage courant et relié au premier nœud correspondant à la configuration de départ, si cette fois-ci la méthode locale réussit. Il est important de noter que l'on ne peut pas considérer que le nœud de départ et la configuration atteinte lors du minimum local peuvent être directement liés, car en appliquant la méthode locale avec cette configuration comme q_{cible} , les commandes générées par le terme de reconfiguration seront alors différentes et peuvent très bien générer des collisions ou des dépassements de saturation en vitesse articulaire.

3.3.4 Recherche du chemin optimal

La construction du graphe garantit l'existence d'au moins un chemin solution puisque chaque nœud est connecté à au moins un des nœuds du point de passage précédent du mouvement de l'OT. Pour un graphe, l'ensemble des solutions possibles est donné par tous les mouvements admissibles qui peuvent être trouvés. Une fois le graphe construit, on recherche une trajectoire articulaire dans le graphe, qui correspond à un chemin solution dans le graphe constitué d'arêtes qui mènent d'un des nœuds du point de départ à un des nœuds du point d'arrivée. La recherche d'un chemin dans le graphe est réalisée à l'aide de l'algorithme A^* . Un nœud de départ ainsi qu'un nœud d'arrivée sont sélectionnés et la recherche d'un chemin est lancée. L'algorithme A^* évalue chaque nœud candidat en combinant les critères $h(nœud)$, qui représente la distance pour aller du nœud courant à ce nœud, et $g(nœud)$ qui représente la distance pour aller de ce nœud au nœud d'arrivée. Le coût total $f(nœud) = g(nœud) + h(nœud)$ est calculé pour chaque nœud candidat et celui qui a le coût $f(nœud)$ le plus faible est choisi comme successeur. Dans notre cas, les nœuds candidats sont tous les nœuds du point de passage suivant du mouvement imposé connectés au nœud courant. Toutes les paires (*nœud de départ*, *nœud d'arrivée*) sont ainsi testées de manière à trouver toutes les solutions possibles données par le graphe construit. Finalement, un chemin optimal pour le graphe construit est choisi parmi les différentes solutions possibles. L'optimalité de ce chemin est définie par la plus petite distance cumulée parcourue dans l'espace des configurations.

3.3.5 Pseudo-code de l'algorithme

Cette sous-section présente un pseudo-code détaillé de l'algorithme de planification pour un mouvement (M) imposé de l'OT, un robot redondant (R), et un environnement (E) encombré d'obstacles (cf. algorithme 1). La construction du graphe (G) est également détaillée (cf. algorithme 2). La génération d'une nouvelle configuration est réalisée grâce un modèle géométrique inverse aléatoire (*MGIaleatoire*). La fonction *ExecutionMouvement* appelée une seule fois, au début de l'algorithme de planification, essaie d'exécuter le mouvement spécifié $x^*(t)$ de l'OT grâce à la loi de commande basée sur l'utilisation directe de la pseudo-inverse de la Jacobienne.

```

PlanificationMouvements(M, R, E)
Entrées : M, R, E
Sorties : Faisabilite /* indique la faisabilité de l'exécution du mouvement
    imposé */
Faisabilite ← ExecutionMouvement(M, R, E);
si Faisabilite == Fausse alors
    ViderGraphe(G);
    Np = 2;
    Nc = 1;
    compteur = 0;
    succes ← ConstructionGraphe(Np, Nc, G, M, R, E);
    tant que succes == Faux faire
        ViderGraphe(G);
        Incrementation(Np, Nc);
        succes ← ConstructionGraphe(Np, Nc, G, M, R, E);
        compteur += 1;
        si compteur > NombreMaximumConstructions alors
            | retourner [Faisabilite]
        fin
    fin
    /* Un graphe a été construit avec succès */
    CheminOptimal ← RechercheChemin(G);
    Faisabilite ← Vraie;
fin
retourner [Faisabilite];

```

Algorithme 1 : Planification de mouvements lorsque le mouvement de l'OT du manipulateur est imposé.

```

ConstructionGraphe(Np, Nc, G, M, R, E)
Entrées :  $Np, Nc, G, M, R, E$ 
Sorties : statut indique la réussite ou non de la construction
 $G.NbreNds \leftarrow 0$ ;
pour  $I \leftarrow 1$  à  $Np$  faire
   $NbrEchec \leftarrow 0$ ;  $PointCour.x \leftarrow M((I - 1)/(Np - 1))$ ;
1 pour  $J \leftarrow 1$  à  $Nc$  faire
   $Collision \leftarrow Vrai$ ;  $DMin \leftarrow 0$ ;
  tant que  $Collision == Vrai$  et  $DMin < seuil$  faire
     $q \leftarrow MGIaleatoire(PointCour.x, R)$ ;
     $Collision \leftarrow VerifCollisions(q, R, E)$ ;
     $DMin \leftarrow DistArtMin(q, G.Nds \in PointCour.Nds)$ ;
  fin
   $NouvNd.q \leftarrow q$ ;
   $AjoutNouvNoeud(G.Nds, NouvNd)$ ;
  si  $I > 1$  alors
     $NbrConnexions \leftarrow 0$ ;
    pour  $K \in PointPrec.Nds$  faire
       $Suc \leftarrow MethLocal(G.Nds(K), NouvNd, M, R, E)$ ;
      si  $Suc == Vrai$  alors
         $AjoutConnex(G.Connexs, G.Nds(K), NouvNd)$ ;
         $NbrConnexions += 1$ ;
      fin
      si  $Suc == Faux$  et  $MinimumLocal == Vrai$  alors
         $Suc \leftarrow MethLocal(G.Nds(K), MinLocal, M, R, E)$ ;
        si  $Suc == Vrai$  alors
           $AjoutNouvNoeud(G.Nds, MinLocal)$ ;
           $AjoutConnex(G.Connexs, G.Nds(K), MinLocal)$ ;
        fin
      fin
    fin
    si  $NbrConnexions == 0$  alors
       $SupprNouvNoeud(G, NouvNd)$ ;
      si  $AucunSuccesAvecMinimumLocal$  alors
         $NbrEchec += 1$ ;
      fin
    fin
  fin
fin
si  $NbrEchec == Nc$  alors
   $I -= 1$ ;
  tant que  $NbrDicho < NbrLimDicho$  et  $SucDicho == Faux$  faire
     $PointCour \leftarrow Dicho()$ ;  $NbrDicho += 1$ ; GoTo Line1;
  fin
  si  $NbrDicho > NbrLimDicho$  alors
     $statut \leftarrow ECHEC$ 
  fin
sinon
   $statut \leftarrow OK$ 
fin
fin
retourner [statut]

```

Algorithme 2 : Construction du graphe

3.4 Exemples de planification

Des résultats obtenus par simulation sont présentés dans cette section afin d'illustrer la capacité de l'algorithme proposé à trouver une solution avec tout type de manipulateur redondant et tout type de mouvement de l'OT réalisable. Ces simulations ont été réalisées sur un PC équipé d'un Pentium-M cadencé à 2,13 GHz.

3.4.1 Exemple 1 : manipulateur plan

La simulation suivante illustre le comportement d'un manipulateur plan à 10 degrés de liberté ($N_{DDL}(manip) = 10$) dont l'OT doit exécuter un mouvement imposé dans un environnement encombré d'obstacles. La figure 3.4 montre le mouvement du manipulateur à des instants successifs. Sur chaque obstacle, la bordure noire représente l'obstacle grossi pour garantir

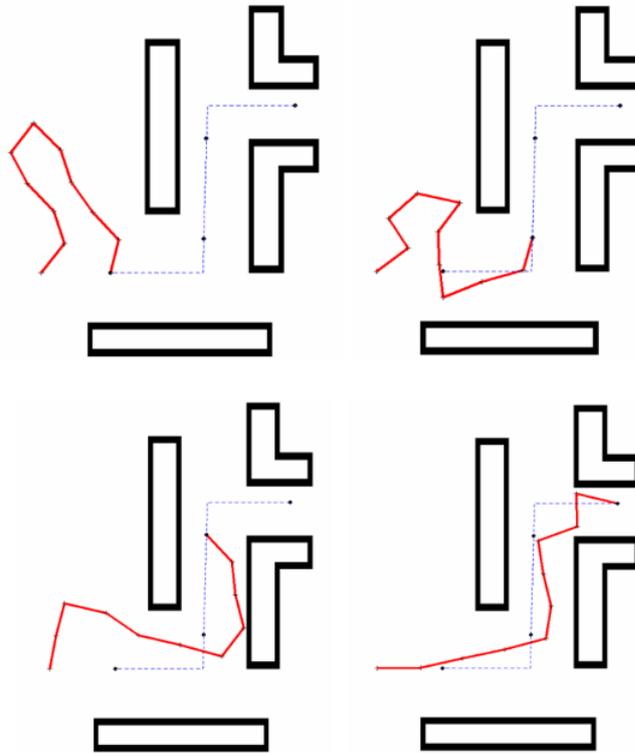


FIG. 3.4 – Exécution d'un mouvement imposé de l'OT avec un manipulateur plan à 10 DDL.

une distance de sécurité donnée. Le manipulateur exécute le mouvement imposé de l'OT tracé en pointillés, dont le paramétrage en temps correspond à une vitesse opérationnelle imposée constante, telle que le mouvement dure 35 s. La saturation en vitesse articulaire est quant à elle fixée à 3,5 rad/s. La tâche à réaliser par l'OT correspond à 2 DDL ($N_{DDL}(tâche) = 2$) puisque seule sa position est imposée. Cela signifie que le manipulateur plan a un degré de redondance de $r = 8$ par rapport à la tâche à exécuter. Plus un manipulateur est redondant, plus il est facile pour lui de contourner les obstacles tout en exécutant le mouvement imposé. En revanche, un haut degré de redondance implique un espace des configurations de grande dimension, ce qui est plus complexe à gérer en termes de planification. Ici, l'utilisation de l'algorithme pro-

babilliste proposé permet de vaincre cette difficulté. La planification donne bien une solution et on peut constater que le manipulateur n'entre jamais en collision avec les obstacles. En ce qui concerne le nombre d'échantillons, 15 ($= N_c$) échantillons ont été générés pour chacun des 8 sous-espaces de mouvement interne de reconfiguration correspondant aux 8 ($= N_p$) points de passage équidistribués. Ensuite, ces échantillons ont conduit à la création de 52 nœuds acceptés dans le graphe. Le temps de calcul moyen obtenu pour 20 exécutions de l'exemple est de 31,5 s.

La figure 3.5 illustre les résultats obtenus pour une requête particulièrement difficile imposant à un manipulateur plan à 6 degrés de liberté ($N_{DDL}(manip) = 6$) d'exécuter un mouvement à l'intérieur d'un passage étroit entre deux obstacles. Ce manipulateur plan a donc un degré de

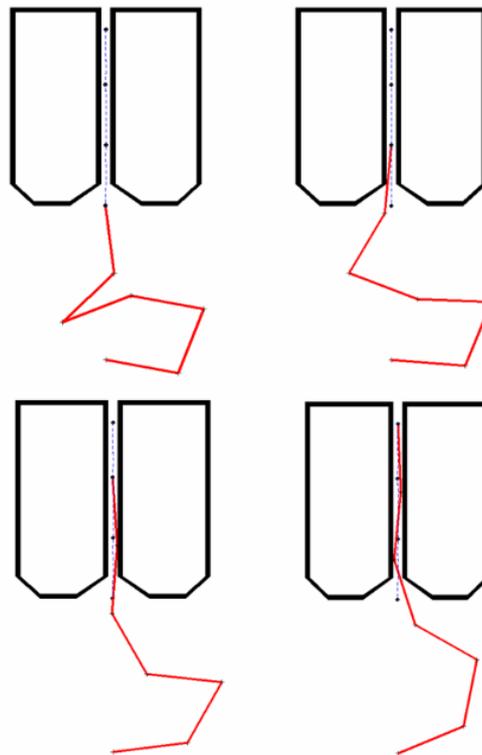


FIG. 3.5 – Exécution d'un mouvement imposé de l'OT dans un couloir étroit.

redondance de $r = 4$ par rapport à la tâche à exécuter. La vitesse opérationnelle constante imposée est cette fois telle que le mouvement dure 25 s. La saturation en vitesse articulaire est là encore fixée à 3,5 rad/s. Cet exemple montre que la stratégie proposée est capable de trouver une solution à des problèmes difficiles, tout en respectant les contraintes de vitesse. En ce qui concerne le nombre d'échantillons, 20 ($= N_c$) échantillons ont été générés pour chacun des 4 ($= N_p$) points de passage équidistribués. Ensuite, ces échantillons ont conduit à la création de 42 nœuds acceptés dans le graphe. Le temps de calcul moyen obtenu pour 20 exécutions de l'exemple est de 32,3 s.

Il est à noter que pour ces deux exemples, puisque l'ensemble du mouvement désiré de l'OT se trouve à proximité d'obstacles, nous avons volontairement initialisé N_p à 8 pour le premier exemple et 4 pour le second. En partant avec $N_p = 2$, une solution aurait également été trouvée, mais le temps de calcul nécessaire aurait été plus important.

Pour l'exemple du couloir étroit, le nombre d'échantillons calculés (80) et le nombre de

nœuds acceptés (42) nécessaires pour trouver une solution sont réduits en comparaison du nombre de nœuds nécessaires avec les méthodes proposées par [Oriolo02] et [Yao06] pour le même type d'exemple (2233 pour GREEDY, 540 pour RRT-C, 205 pour RRT-G-C, 174 pour SMG-GREEDY, 160 pour SMG-RRT-C, voir l'exemple 3 de l'article [Yao06]), alors que des contraintes supplémentaires de vitesse ont été considérées par notre algorithme. Ce résultat est essentiellement dû à la méthode locale qui permet d'atteindre une configuration éloignée de la configuration courante, tout en exécutant la partie du mouvement imposé de l'OT, effectuant ainsi une meilleure gestion de la redondance. Même si le nombre d'échantillons calculés par notre algorithme est plus faible, il apparaît que le temps de calcul, bien que du même ordre de grandeur, reste plus important que pour les méthodes géométriques testées dans [Yao06], mise à part la méthode GREEDY (90 s pour GREEDY, 25 s pour RRT-C, 12 s pour RRT-G-C, 8 s pour SMG-GREEDY, 12 s pour SMG-RRT-C). Ceci peut s'expliquer par les nombreuses opérations, basées sur l'inversion de la jacobienne, nécessaires pour appliquer la méthode locale et garantir le respect exact des contraintes cinématiques. Pour chacune des méthodes géométriques proposées précédemment, il faudrait donc rajouter le temps de calcul nécessaire à la paramétrisation en temps de la solution trouvée, sachant qu'il n'y a aucune garantie que celle-ci permette de satisfaire les contraintes cinématiques. De plus, notre exemple semble être un peu plus compliqué puisque que le manipulateur s'enfonce davantage dans le passage étroit.

Les figures 3.6, 3.7 et 3.8 illustrent les résultats obtenus pour une requête ayant pour but de mettre en évidence l'intérêt de l'ajout de points de passage intermédiaires par dichotomie lorsqu'aucune solution n'est trouvée en un des points équidistribués. On considère ici un manipulateur plan à 8 degrés de liberté ($N_{DDL}(manip) = 8$) auquel on impose d'exécuter un mouvement dont seule la deuxième moitié est entourée d'obstacles. Ce manipulateur plan a un degré de redondance de $r = 6$ par rapport à la tâche à exécuter. La vitesse opérationnelle constante imposée est telle que le mouvement dure 45 s. La saturation en vitesse articulaire est fixée à 3,5 rad/s. Cet exemple montre le gain en nombre d'échantillons calculés et en temps de calcul obtenu par l'ajout de points intermédiaires, lorsque les connexions échouent en un point de passage imposé. Pour la même requête, l'algorithme a été lancé en initialisant N_p à 3, N_c à 15 et en permettant l'ajout de points intermédiaires dans un cas (résultats du haut sur les figures), mais pas dans l'autre (résultats du bas sur les figures). On voit ainsi que dans le premier cas, le manipulateur a trouvé un chemin lui permettant d'exécuter le mouvement imposé entre les deux premiers points de passage, la partie du mouvement correspondante étant non-contrainte par les obstacles. En revanche, il n'a pas pu atteindre directement le troisième et dernier point à cause des obstacles et un point de passage intermédiaire a ainsi été créé par dichotomie, aboutissant à un graphe constitué de 35 nœuds. Pour le deuxième cas, deux reconstructions de graphe ont été nécessaires pour trouver un chemin aboutissant à la création d'un graphe constitué de 5 points de passage équidistribués et de 50 nœuds. Le temps de calcul obtenu est de 16 s pour le cas autorisant l'ajout de points intermédiaires par dichotomie et de 30 s pour l'autre.

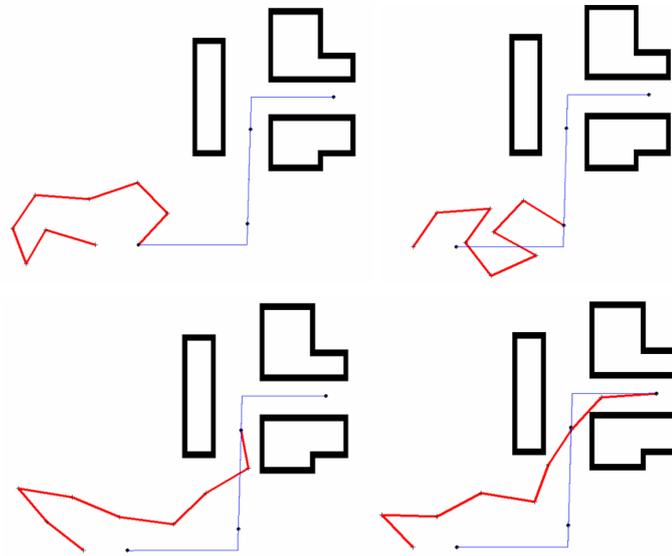


FIG. 3.6 – Mouvements obtenus pour une requête en imposant une reconstruction de graphe lorsqu'il y a blocage en un point de passage.

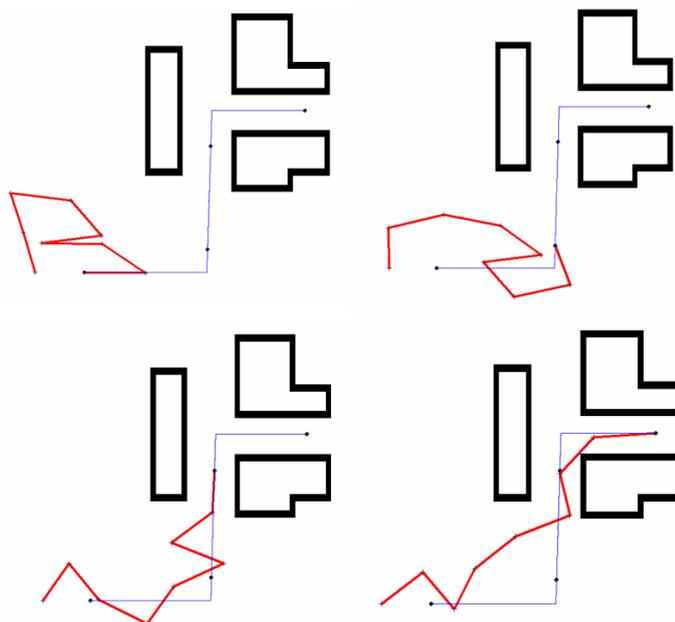


FIG. 3.7 – Mouvements obtenus pour cette même requête, mais en autorisant l'ajout de points intermédiaires par dichotomie lorsqu'il y a blocage.

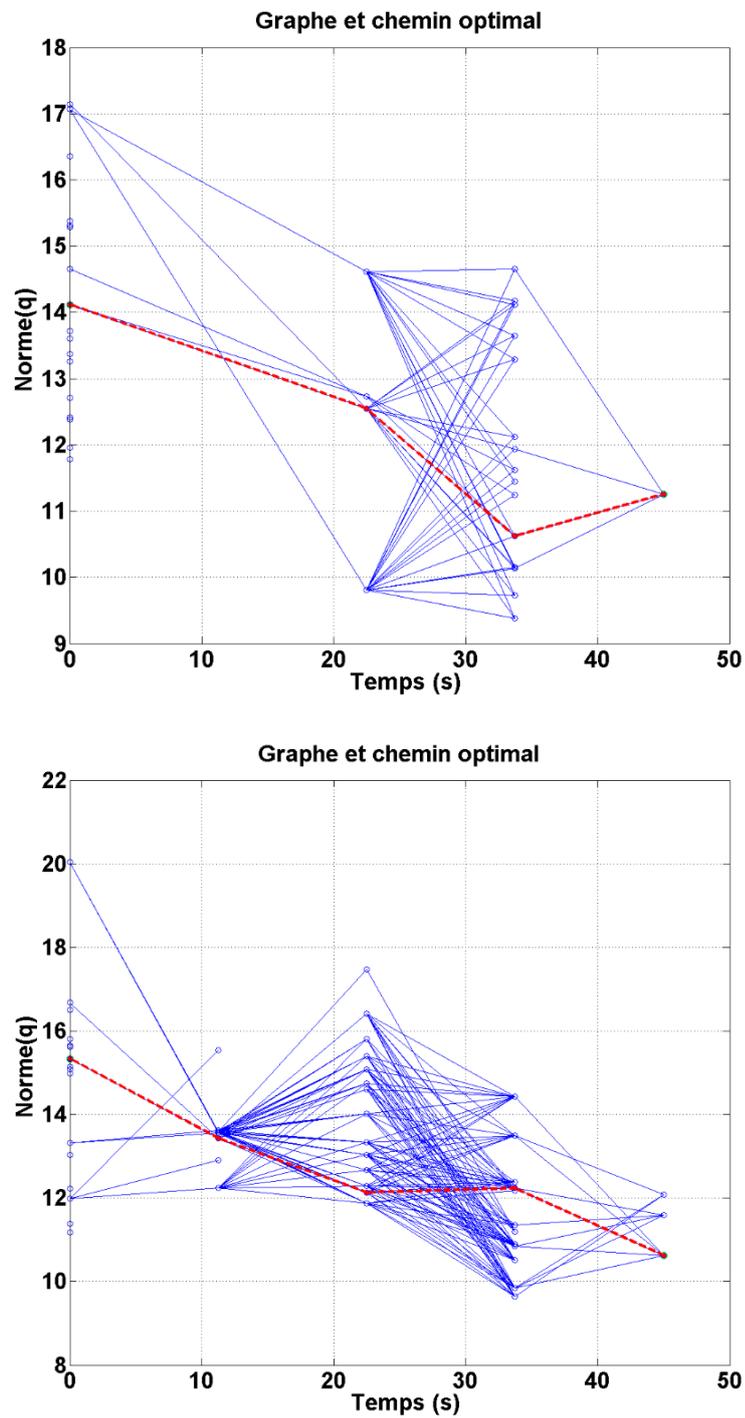


FIG. 3.8 – Graphes et chemins optimaux obtenus pour une même requête, mais en autorisant l'ajout de points intermédiaires par dichotomie dans un cas (en haut) et pas dans l'autre (en bas).

3.4.2 Exemple 2 : manipulateur mobile

L'exemple suivant est plus générique puisqu'il se situe dans un environnement formé de polyèdres, donc dans un contexte de planification semblable à celui qui nous servira pour notre application. On considère un manipulateur mobile à 9 DDL construit à partir d'une plate-forme mobile équipée d'un robot anthropomorphe industriel classique. On suppose que la plate-forme mobile est omnidirectionnelle et se déplace sur une surface horizontale plane.

L'exemple proposé illustre le comportement de ce manipulateur mobile lorsque celui-ci exécute un mouvement imposé de son OT au sein d'un environnement encombré de nombreux obstacles. La figure 3.9 montre le mouvement du manipulateur mobile à différents instants. Le mouvement imposé pour le centre de l'OT est sinusoidal, l'orientation de l'OT étant contrainte de telle sorte qu'un des axes de l'OT soit tangent à la trajectoire et qu'un deuxième axe soit normal au plan de celle-ci. Le manipulateur doit exécuter ce mouvement à une vitesse constante donnée tout en traversant un couloir étroit constitué de plusieurs chaises jouant le rôle d'obstacles. La détection des collisions est effectuée grâce à l'algorithme efficace proposé dans [Terdiman03]. La tâche à réaliser impose 6 DDL puisque à chaque instant, l'orientation et la position de l'OT sont prescrites. Le manipulateur a donc un degré de redondance de $r = 3$ par rapport à la tâche, ce qui est relativement faible étant donné la complexité de cette tâche. De ce fait, en comparaison des exemples précédents, il est plus difficile pour le manipulateur d'éviter les obstacles tout en réalisant le mouvement imposé pour son OT, avec en plus les contraintes de vitesse fixées. L'algorithme parvient cependant à trouver une solution et 25 ($= N_c$) échantillons ont été générés dans chacun des 9 sous-espaces de mouvement interne de reconfiguration coïncidant avec les 9 ($= N_p$) points de passage équidistribués. Ces échantillons ont ensuite conduit à la création de 98 nœuds acceptés dans le graphe. Le temps de calcul moyen obtenu pour plusieurs exécutions de l'exemple est de 7 min. Cette tâche donne typiquement un exemple pour lequel les méthodes préexistantes fonctionneraient mal.

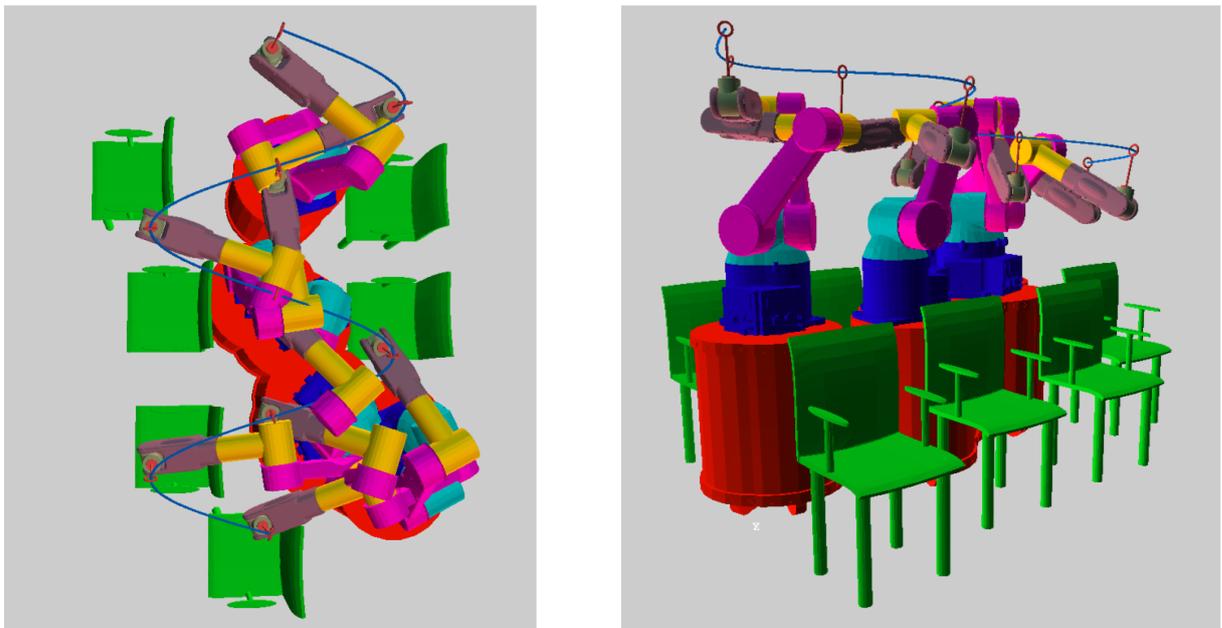


FIG. 3.9 – Planification d'un mouvement avec un manipulateur mobile. Les configurations obtenues pour les différents points de passage sont superposées sur les deux images.

3.5 Planification des mouvements du robot pour une procédure de SMT

L'exemple présenté dans cette section illustre l'intérêt de la méthode de planification proposée dans le contexte de la SMT : il montre qu'il est possible d'éviter une butée articulaire susceptible d'être rencontrée avec une loi de commande classique. Le but est d'exécuter un mouvement opérationnel imposé pour la sonde à l'arrière de la tête du patient en 5 minutes. Le choix du temps imposé pour exécuter le mouvement est arbitraire. En pratique, une série de stimulations est le plus souvent réalisée sur quelques minutes avant un temps repos et puis une reprise. Ainsi ce type de mouvement pourrait très bien être exécuté 3 ou 4 fois afin de réaliser le traitement prévu pour la séance. Les butées articulaires sont celles définies par les débattements annoncés dans le chapitre précédent pour la solution cinématique retenue (cf. section 2.3.2). Les saturations en vitesse sont données par les vitesses maximales des moteurs des trois premiers axes, qui sont respectivement : 6930, 1810 et 10400 tr/min ; et des trois moteurs identiques du poignet qui est 4500 tr/min. La détection des potentielles auto-collisions entre les pièces du mécanisme est effectuée grâce à l'algorithme efficace proposé dans [Terdiman03]. Afin de réaliser ces vérifications, les pièces issues de la CAO ont été exportées sous forme de maillages triangulaires, dans le but de générer l'enveloppe géométrique réelle du mécanisme. Ces maillages sont utilisés dans un module C++ intégré au simulateur pour tester si une configuration articulaire conduit à une auto-collision.

Lorsque l'algorithme de planification est lancé, il commence par un test visant à voir si l'on peut obtenir une solution très rapidement en utilisant la loi de commande de la figure 2.31 sans aucun terme de reconfiguration ($z = 0$). Lors de l'exécution du mouvement imposé par cette loi de commande, une configuration initiale correspondant à la première pose du mouvement est tirée aléatoirement. Ensuite, la loi de commande utilise la pseudo-inverse de la Jacobienne pour calculer les consignes en vitesse articulaire permettant au robot d'exécuter le mouvement opérationnel imposé. Les collisions, butées et vitesses articulaires sont vérifiées à chaque pas d'échantillonnage. La figure 3.10 illustre les trajectoires articulaires des 3 premières articulations, ainsi que les vitesses des moteurs correspondantes. On constate que le robot rencontre une des butées de la troisième articulation, l'angle atteignant 140° entre la sixième et la septième seconde. La configuration initiale du robot et celle obtenue lorsque la butée est atteinte sont illustrées sur la figure 3.11. Cet exemple montre qu'avec une loi de commande classique, il est impossible de garantir l'exécution du mouvement imposé, les consignes calculées à partir de la configuration tirée au départ pouvant mener à une butée ou une saturation en vitesse. En cas d'échec de la loi de commande élémentaire, l'algorithme tente alors une planification de mouvements. Dans cet exemple, une solution a été trouvée en générant 3 échantillons dans chacun des 4 sous-espaces de mouvement interne de reconfiguration coïncidant avec les 4 points de passage équidistribués sur l'ensemble du mouvement imposé. Ces échantillons ont ensuite conduit à la création de 11 nœuds acceptés dans le graphe. Les configurations initiale et finale du robot obtenues grâce à la planification du mouvement sont illustrées sur la figure 3.12. La figure 3.13 illustre les trajectoires articulaires des 3 premières articulations du porteur et des 3 articulations du poignet obtenues grâce à cette planification, ainsi que les vitesses des moteurs correspondants. Il est à noter que l'apparente discontinuité présente sur la courbe de la trajectoire articulaire du deuxième axe provient simplement de la convention choisie pour les angles. Les angles sont en effet ramenés entre -180° et $+180^\circ$. Concernant la différence importante entre les vitesses de la liaison pivot J_2 et celles des liaisons J_1 et J_3 des guidages circulaires, cela provient de la différence de nature entre ces liaisons. Celles-ci ne contribuent pas de la même

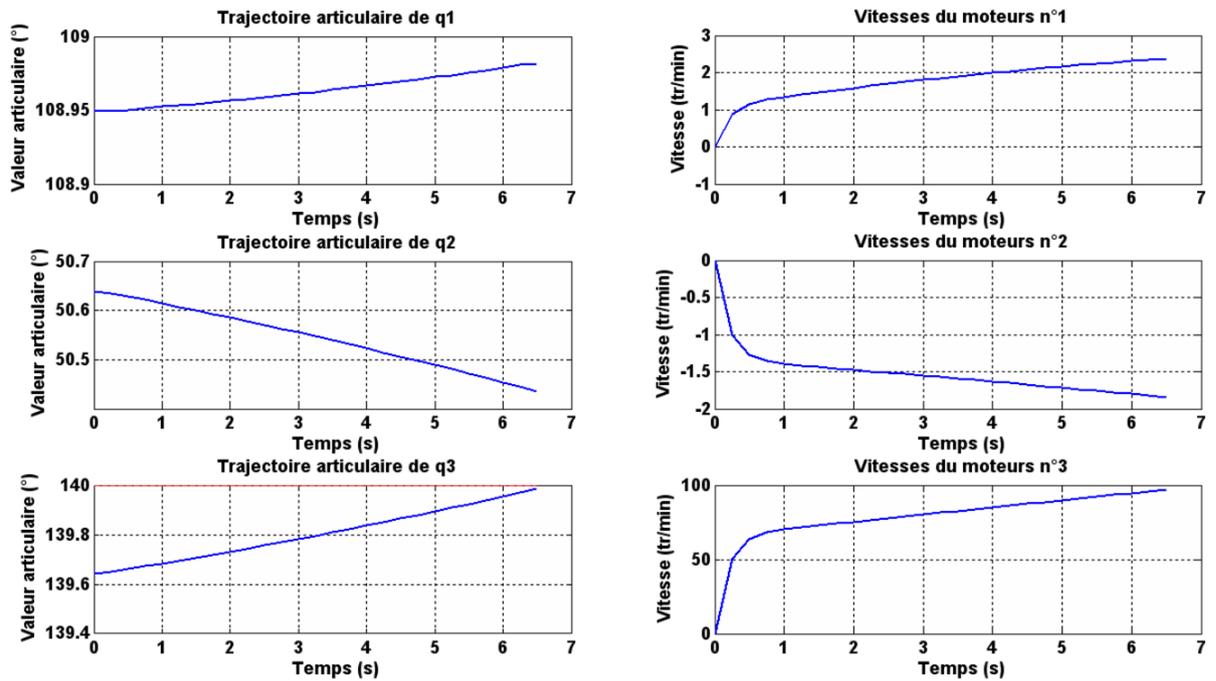


FIG. 3.10 – Trajectoires articulaires des 3 premières articulations et vitesses des moteurs correspondants, lors de l'exécution du mouvement via la loi de commande.

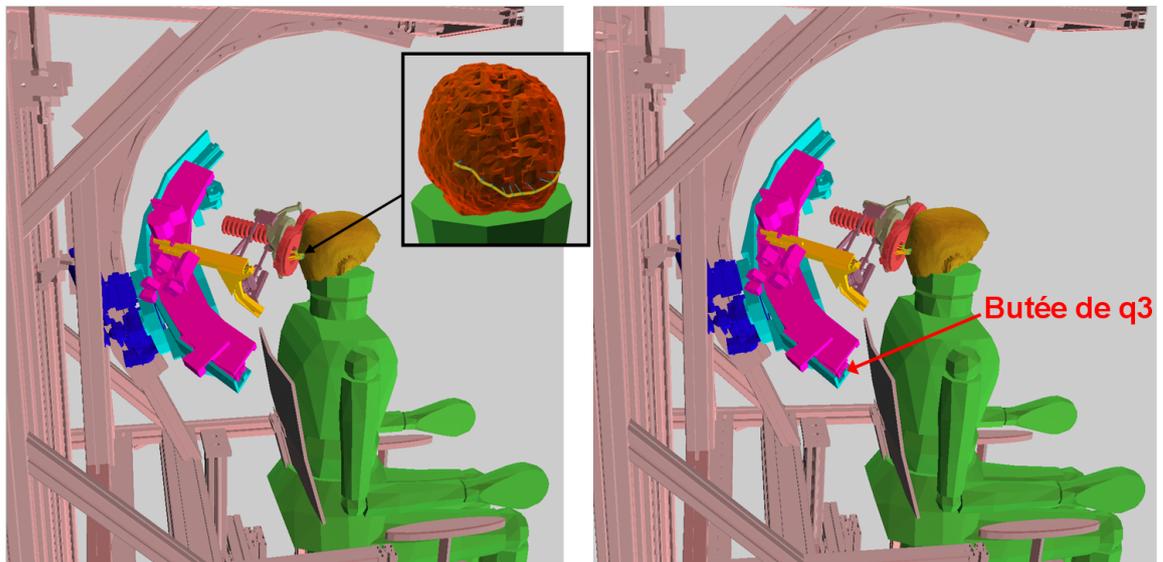


FIG. 3.11 – Configurations du robot de SMT au départ (à gauche) et lorsque la butée de l'articulation 3 est atteinte (à droite), lors de la tentative d'exécution directe d'un mouvement opérationnel défini à l'arrière de la tête.

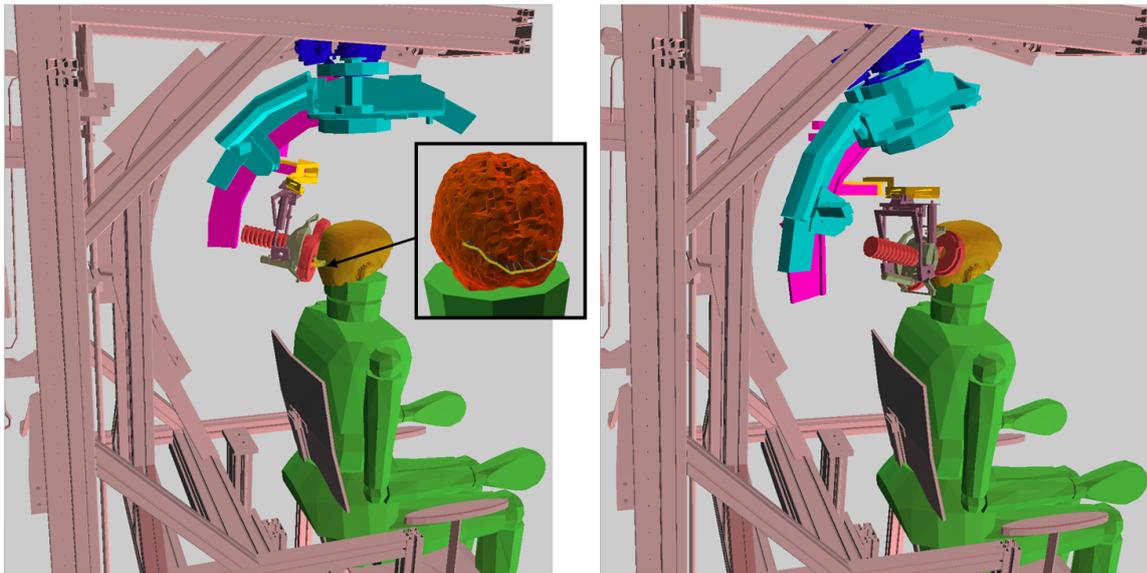


FIG. 3.12 – Configurations initiale et finale du robot de SMT obtenues par planification pour un mouvement opérationnel défini à l'arrière de la tête.

manière aux mouvements articulaires, ce qui se reporte sur les vitesses. Une régularisation serait nécessaire pour tenir compte de cette différence de nature entre les articulations et rééquilibrer leurs vitesses. Ceci pourrait être réalisé par l'intermédiaire d'un réglage plus adapté des gains K et K_n (cf. équation 2.2) pour chaque articulation.

L'algorithme permet ainsi de garantir la détermination d'un mouvement articulaire pour le robot compatible avec le mouvement de la sonde spécifié, tout en garantissant le respect des butées articulaires et des saturations en vitesse articulaire.

En pratique, une méthode de commande devra s'ajouter à cette planification pour permettre la prise en compte des éventuels mouvements de tête du patient. La solution retenue pour résoudre le problème est présentée dans la section suivante.

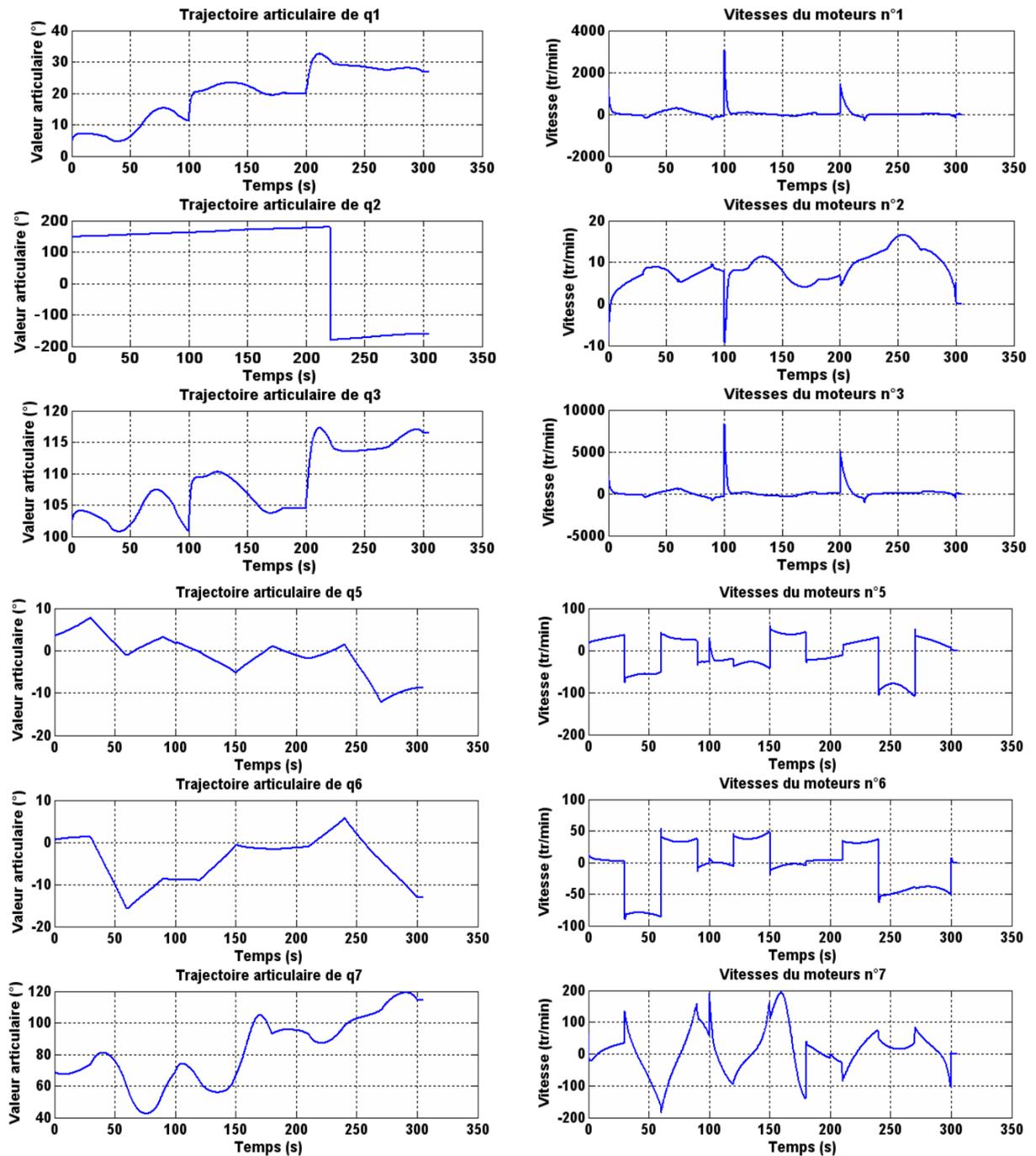


FIG. 3.13 – Mouvements articulaires des 3 premières articulations du porteur et des 3 articulations du poignet et vitesses des moteurs correspondants obtenues par la planification.

3.6 Procédure de stimulation avec suivi des mouvements de tête du patient

Comme cela a été présenté dans le chapitre précédent, la séance de SMT commence par l'installation du patient sous le système robotique. Un recalage de sa tête avec le robot ainsi que la reconstruction 3D de la tête sont effectués. Le recalage de la tête et son suivi sont réalisés lors de la séance par le biais d'un localisateur optique 3D de type Polaris. Pour le suivi, un bandeau muni de marqueurs passifs est porté par le patient. Une fois le recalage effectué, le scénario de stimulation initialement planifié peut en théorie être directement exécuté. Cependant, pour des raisons de confort et de sécurité, la tête du patient n'est pas fixée et est donc susceptible de bouger au cours de la séance. Il est donc nécessaire de prendre en compte de possibles déplacements de la tête du patient qui vont conduire à une modification de la pose de la trajectoire de référence dans le repère de base du robot. De ce fait, un module correspondant à une boucle d'asservissement a été développé afin de compenser ces déplacements. La pose de la tête est en permanence suivie par le localisateur et les modifications de celle-ci sont converties en mouvements articulaires du robot ajoutés à ceux déjà planifiés. Le schéma de commande permettant la compensation en ligne des mouvements de tête du patient est présenté sur la figure 3.14. Les différentes poses sont exprimées dans le repère de base du robot. Il est à noter que sur ce schéma figure également la boucle d'asservissement permettant de corriger les erreurs de positionnement du robot en utilisant l'information sur la pose des marqueurs passifs placés sur l'OT. Cet asservissement permet de garantir la précision requise pour le positionnement de la sonde. Un exemple de compensation des déplacements de la tête est simulé sur la figure 3.15. Celui-ci illustre le suivi d'une translation de la tête, imposée à un instant donné du mouvement planifié et définie par un échelon de [+1 cm, -1 cm, +0.5 cm] selon les axes x , y et z de la scène. Cet exemple ayant été réalisé en simulation, la mesure de la pose de l'OT est remplacée par le MGD du manipulateur qui peut alors être considéré comme parfait.

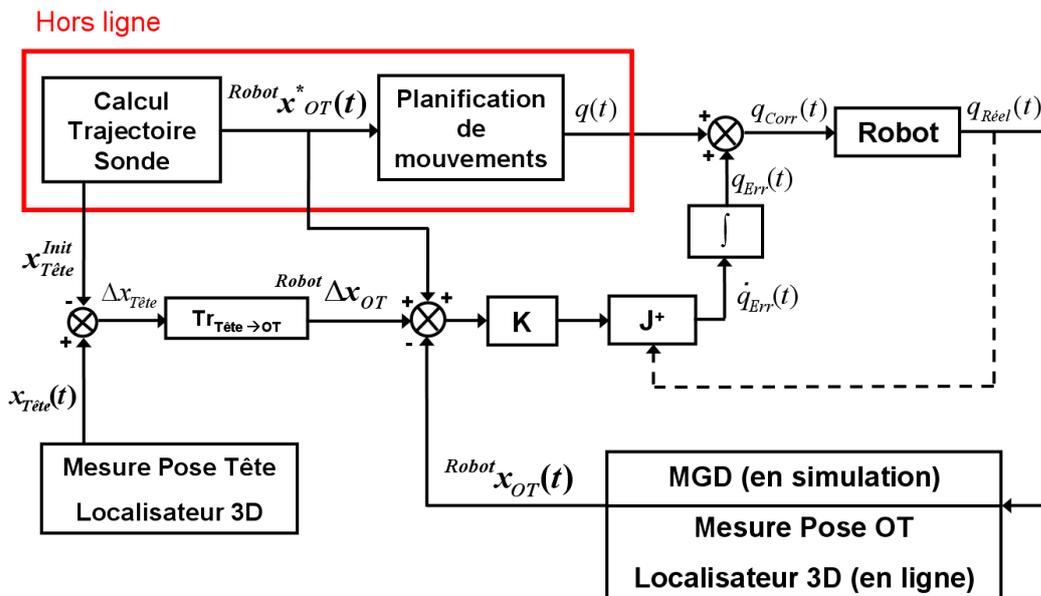


FIG. 3.14 – Schéma de compensation en ligne des mouvements de tête du patient à partir des mouvements planifiés du robot.

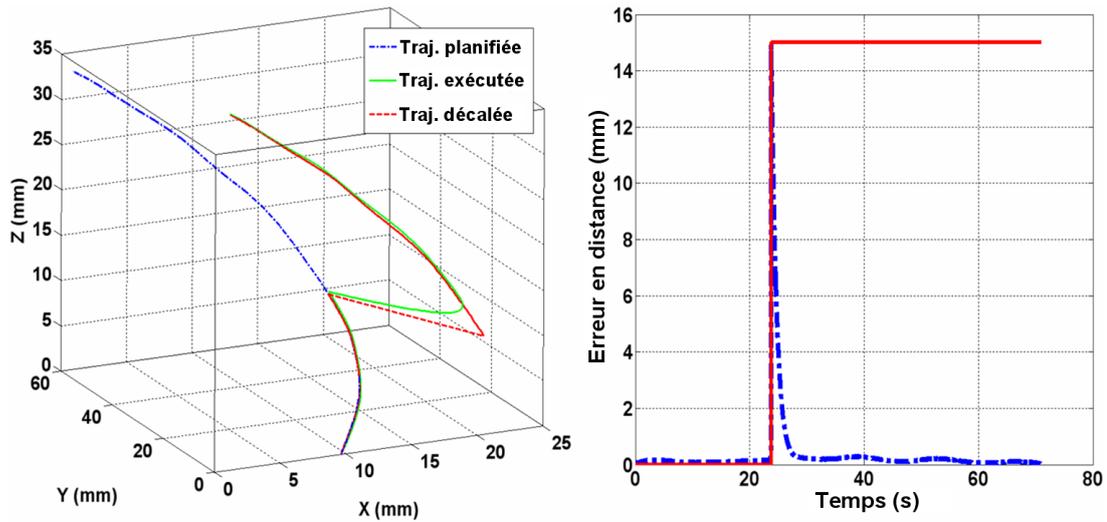


FIG. 3.15 – Exemple de suivi d'un mouvement de tête réalisé en simulation. A gauche : trajectoire planifiée (trait + pointillé, bleu), la même trajectoire mais avec le décalage dû au déplacement de la tête (pointillé, rouge) et trajectoire de la sonde obtenue avec la compensation du déplacement (trait plein, vert) ; à droite : erreur en distance.

Il est à noter que la méthode de compensation proposée est une commande classique basée sur la pseudo-inverse de la matrice jacobienne, qui est donc stable en théorie du moment que le gain K est positif. Elle permet alors une décroissance asymptotique de l'erreur avec une vitesse réglée par K . De plus, les mouvements que l'on cherche à compenser étant très faibles, aucune instabilité ne devrait être constatée, même en cas de non-linéarités éventuelles du système qui proviendraient de la réalisation et apparaîtraient alors sur le prototype final.

3.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons explicité l'approche retenue pour commander le robot de SMT. En faisant appel à la décomposition des tâches réalisée précédemment, un découplage entre le positionnement de la sonde et le contrôle de l'effort de contact a été possible.

Pour résoudre le problème de positionnement de la sonde, une méthode a dans un premier temps été proposée pour calculer le mouvement de référence de la sonde sur la surface du crâne.

Le système robotique conçu précédemment étant redondant, nous nous sommes intéressés à la problématique de génération de mouvements pour des manipulateurs redondants évoluant dans un environnement encombré d'obstacles et devant réaliser un mouvement opérationnel imposé avec leur OT. Un nouvel algorithme probabiliste de planification a alors été proposé. La qualité intrinsèque de la méthode réside dans la possibilité d'obtenir avec exactitude un mouvement imposé tout en garantissant le respect des contraintes géométriques et cinématiques. Les résultats obtenus sur des exemples plans et dans un environnement polygonal montrent que la méthode est efficace dans les cas où les manipulateurs ont un degré de redondance élevé et dans le cas d'environnements complexes.

Cet algorithme a été utilisé pour planifier les mouvements du robot de SMT pour une trajectoire de la sonde calculée à partir de points cibles désignés sur une modélisation 3D de cerveau. Un schéma de commande permettant la compensation en ligne des mouvements de tête poten-

tiels du patient a également été présenté et illustré sur un exemple. Ainsi, afin d'être en mesure de réaliser un traitement de manière automatisée, il ne reste plus qu'à ajouter un dispositif de contrôle de l'effort exercé par la sonde sur la tête du patient. Cette problématique fait l'objet du chapitre suivant.

Chapitre 4

Modélisation dynamique de capteurs d'effort bas coût pour la commande en effort

4.1 Introduction

Dans de nombreuses applications robotiques et biomédicales, une mesure d'effort est nécessaire afin de garantir la sécurité et le confort de l'homme. C'est le cas notamment dans des applications médicales telles que la télé-échographie robotisée [Pierrot99], le prélèvement cutané pour la chirurgie des brûlés [Duchemin01] ou encore l'insertion d'aiguille télé-opérée avec retour d'effort [Barbé06]. Les capteurs d'effort trouvent également leur intérêt lorsque l'on cherche à analyser la répartition des efforts lors de mouvements habituels du corps humain tels que la saisie [Kong05] ou la marche [Faivre03].

Différentes technologies de capteurs d'effort ont été utilisées jusqu'à présent dans de tels contextes. Les capteurs à jauge de contrainte sont constitués d'un élément déformable sur lequel sont collées un ensemble de jauges de contrainte. La force appliquée sur le capteur induit des contraintes dans l'élément déformable qui sont évaluées par les jauges. Celles-ci sont soit de type métallique, soit à base de silicium, comme pour les capteurs ATI utilisés dans plusieurs applications de robotique médicale [Taylor99, Duchemin01]. Les capteurs d'effort de type piézoélectrique, tels que le capteur LIVM (Dytran Instruments Inc. CA, États-Unis), sont constitués d'un cristal ou d'une céramique piézoélectrique qui génère une charge électrique en réponse à une force dynamique appliquée. Les capteurs d'effort de type optique sont eux basés sur l'évaluation de la déformation d'une structure, soit par le biais d'une mesure de l'intensité de la lumière guidée par une fibre optique [Chapuis04, Takahashi03], soit par mesures interférométriques réalisées à l'aide de réseaux de Bragg fibrés [Park07]. Enfin, il existe également des capteurs d'effort piézorésistifs sous la forme de films minces tels que les capteurs FSR (Interlink Electronics, Camarillo, CA, États-Unis) et Flexiforce (Tekscan Inc., Boston, États-Unis), dont la résistance varie en fonction de la force appliquée. Ils disposent d'une précision plus faible que les autres types de capteurs, mais leur très faible épaisseur permet de les placer directement au niveau de la surface de contact, y compris à la surface de la peau. C'est le cas par exemple pour la mesure tactile [Kong05, Castro97].

Dans le cadre de notre application, la mesure d'effort a pour but de permettre un contrôle de l'effort de contact exercé par la surface de la sonde sur la tête du patient. La surface de la sonde restant tangente à la surface du crâne du patient, seule une mesure uniaxiale et unilatérale selon

l'axe orthogonal au plan de contact est nécessaire. Une technologie comme celle des capteurs piézorésistifs qui se limite à une mesure à 1 DDL en compression est donc suffisante dans notre cas, d'autant plus qu'une grande précision n'est pas requise pour garantir le confort et la sécurité du patient. Ces capteurs sont aussi particulièrement intéressants dans notre contexte car leur faible encombrement permet de les placer directement au niveau de la surface de contact de la sonde, et des capteurs de ce type ont été démontrés insensibles au champ magnétique [Balakrishnan03]. Pour un nombre de plus en plus important d'applications médicales nécessitant le placement d'un patient à l'intérieur d'un imageur de type IRM [Patriciu07] [Chinzei01], ces capteurs peuvent d'ailleurs être également d'un grand intérêt.

La réalisation d'une commande à partir de ce type de capteur nécessite au préalable une évaluation du comportement dynamique de la mesure. A notre connaissance, seuls quelques travaux de recherche ont été effectués sur les capteurs commerciaux FSR et Flexiforce. Vecchi *et al.* [Vecchi00] a réalisé une comparaison des performances respectives de chacun de ces capteurs, mais dans un cadre purement statique. Dans ce chapitre, nous présentons une analyse expérimentale du comportement dynamique de ces deux technologies de capteurs dans le but d'évaluer la possibilité de les utiliser dans le cadre de notre application, et de choisir le capteur le plus adapté. Nous mettons en évidence la présence de non-linéarités, particulièrement marquées pour l'un d'eux, et identifions un modèle permettant leur compensation. Différentes expériences confirment la validité du modèle établi, permettant ainsi d'étendre le champ d'application de cette technologie de capteurs au domaine de la commande en effort. Enfin, le capteur retenu est intégré au système robotique et une commande en effort dans les conditions de notre application est réalisée validant à la fois l'hypothèse de découplage énoncée dans le chapitre précédent et le choix du capteur.

4.2 Banc de tests et protocole

Le capteur FSR d'Interlink se présente sous la forme d'un film mince constitué de deux feuilles de polymère laminées ensemble. L'une des feuilles est recouverte d'un réseau d'électrodes à plages intercalées, l'autre d'un matériau semi-conducteur. Lorsqu'une force est appliquée, le matériau semi-conducteur entre plus ou moins en contact avec le réseau d'électrodes. En l'absence de charge, le capteur présente une résistance infinie. Lorsque la force appliquée augmente, la surface de contact entre les deux feuilles augmente et ainsi le matériau semi-conducteur court-circuite de plus en plus d'électrodes à plages intercalées, entraînant une diminution de la résistance électrique.

Le capteur Flexiforce de la société Tekscan se présente sous la forme d'un circuit imprimé ultra-mince et flexible. Le dispositif est réalisé par laminage de deux films souples et très fins de polyester/polyamide recouverts chacun d'un film d'argent qui va servir de conducteur, d'une part, et d'électrode définissant la géométrie de la zone sensible d'autre part. Entre les deux électrodes d'argent circulaires va se trouver enserrée une encre sensible à la pression. Les deux conducteurs d'argent se terminent par un connecteur composé de deux contacts mâles permettant l'insertion directe dans un circuit. Lorsque le capteur est libre, sa résistance électrique est très élevée, lorsqu'une force est appliquée, cette résistance diminue.

Dans le cadre de notre application, l'objectif est de pouvoir contrôler l'effort exercé par la sonde sur la tête du patient. Pour des raisons de confort, la force appliquée doit être maintenue en dessous de 5 N. Afin de rester compatible avec cette gamme d'effort, nous avons choisi les capteurs suivants : le capteur Flexiforce A-201, dont la gamme d'effort optimale se situe entre 0 et 4,5 N, et le capteur FSR, dont l'unique gamme d'effort disponible se situe entre 0 et 100 N.

Pour chacun d'eux, la géométrie des zones sensibles est compatible avec notre application. En effet, la zone sensible du capteur Flexiforce est délimitée par un cercle de 10 mm de diamètre, et celle du capteur FSR par un carré de 38 mm de côté (cf. figure 4.1). Ces capteurs étant à la fois minces, souples et a priori insensibles au champ magnétique, ils présentent l'avantage de pouvoir être placés sur la sonde, au centre de la surface de contact entre celle-ci et la tête du patient. Ceci permet une mesure directe des efforts exercés par la sonde sur la tête du patient. Ceci est très avantageux, car les efforts mis en jeu dans notre application étant faibles, seule une mesure au plus proche du contact peut garantir l'exactitude de l'effort mesuré.

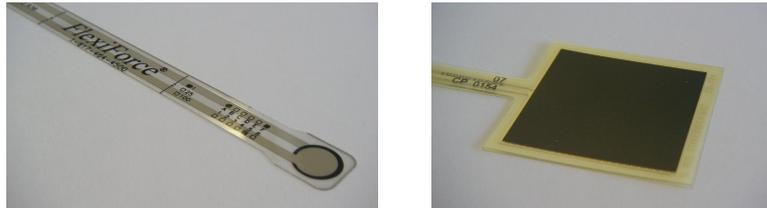


FIG. 4.1 – A gauche, capteur Flexiforce A-201, à droite capteur FSR.

Puisque l'évaluation de la force est obtenue pour chaque capteur par la variation d'une résistance, la sensibilité est ajustée en modifiant le circuit électrique connecté aux capteurs. Ce circuit est un montage électronique dans lequel un amplificateur opérationnel est utilisé en mode inverseur afin de produire une tension de sortie proportionnelle au rapport entre une résistance de référence et la résistance du capteur. Cette résistance de référence est choisie pour chaque capteur de manière à obtenir une tension de sortie comprise entre 0 et 10V, pour une gamme d'effort d'environ 7 N. Pour le capteur Flexiforce, la résistance de référence est de l'ordre de 30 k Ω et de 10 k Ω pour le capteur FSR. Un capteur d'effort de type ATI Nano17 (Industrial Automation, modèle SI12/0,12) est utilisé comme référence pendant l'étalonnage et les mesures dynamiques. La gamme d'efforts admissibles pour ce capteur se situe entre 0 et 17 N avec une résolution de 0,025 N.

Le test dynamique des capteurs impose l'utilisation d'une force d'excitation de type sinusoïdal afin d'évaluer la bande passante. Pour cela, un banc d'essai a été réalisé (cf. figure 4.2). Il est composé d'un moteur à courant continu Maxon sur lequel est monté un excentrique, qui induit le mouvement d'un chariot sur un guidage linéaire (système suiveur). Ce mouvement rectiligne est converti en une force appliquée sur les deux capteurs via un ressort. Les matériaux des éléments proches du capteur ont été choisis afin que ceux-ci soient insensibles au champ magnétique. En utilisant la sonde de stimulation précédemment décrite avec un stimulateur Magstim Rapid² de type répétitif, il a ainsi pu être vérifié que les deux capteurs Flexiforce et FSR sont bien insensibles au champ magnétique, même dans le cas d'impulsions émises à 25Hz et à 100% de la puissance pouvant être délivrée par le stimulateur.

4.3 Étalonnage et réponse statique

Dans cette section, la phase d'étalonnage et l'évaluation des propriétés statiques, *i.e.* hystérésis, répétabilité et dérive temporelle sont présentées.

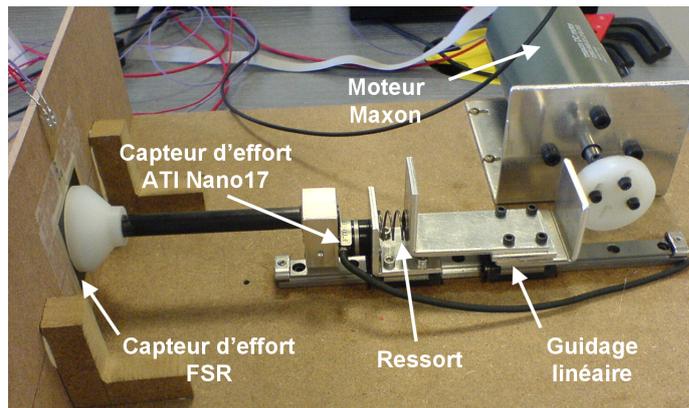


FIG. 4.2 – Banc d'essai dédié à l'évaluation dynamique des capteurs

4.3.1 Étalonnage

Chaque capteur d'effort a été étalonné individuellement sur une planche rigide, en utilisant le capteur Nano17 comme référence. Une force croissante puis décroissante dans une gamme d'effort de 7 N est manuellement et continuellement appliquée deux fois. Les réponses des capteurs sont échantillonnées à 500 Hz pendant les 120 s de la mesure.

La figure 4.3 présente à gauche une courbe d'étalonnage obtenue avec le capteur Flexiforce. On peut remarquer que la réponse ne diminue pas au delà de 4,5 N, la gamme d'effort préconisée

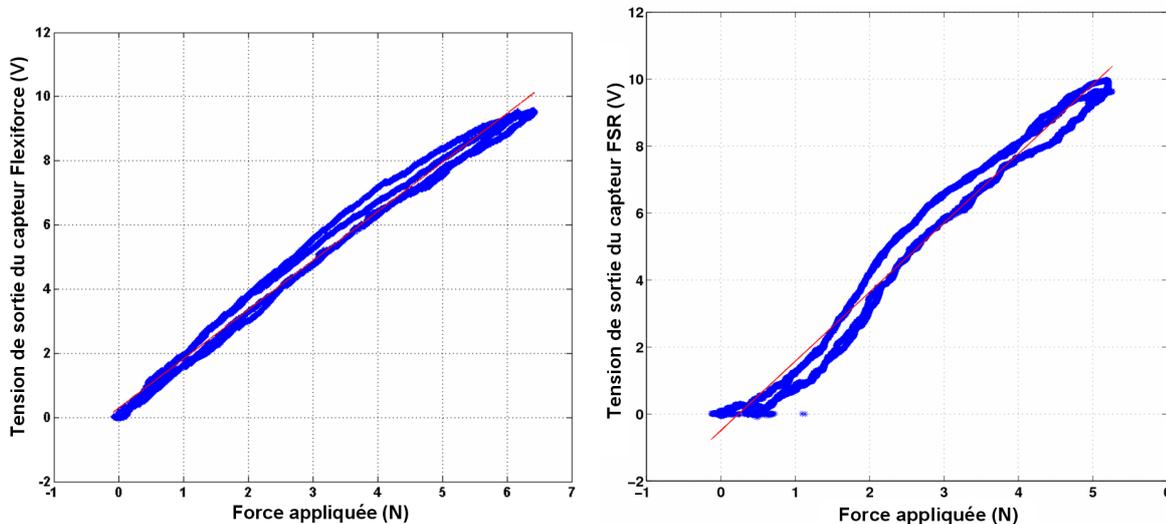


FIG. 4.3 – Étalonnage des capteurs Flexiforce (gauche) et FSR (droite).

pour le capteur. La réponse du capteur présente une hystérésis inférieure à 10% de la pleine échelle (7 N). L'erreur d'étalonnage moyenne est d'environ 5%, avec un écart type de 2,8%. Le modèle linéaire identifié à partir de cette courbe d'étalonnage est de la forme :

$$F = GU + F_0 \quad (4.1)$$

où F est la force appliquée et U la tension de sortie mesurée. Le gain G vaut 0,65 N/V et l'offset F_0 vaut -0,19 N.

La figure 4.3 présente à droite une courbe d'étalonnage obtenue avec le capteur FSR. On peut constater que la linéarité de la réponse n'est pas aussi bonne que celle obtenue avec le capteur Flexiforce. La réponse du capteur présente une hystérésis inférieure à 8% de la pleine échelle (7 N). L'erreur moyenne d'étalonnage est d'environ 7%, avec un écart type de 3%. Le modèle linéaire de l'équation ((4.1)) est identifié avec $G=0,48 \text{ N/V}$ et $F_0=0,24 \text{ N}$.

4.3.2 Répétabilité

La répétabilité des deux capteurs a également été évaluée. Dix charges différentes ont chacune été appliquées dix fois sur chaque capteur. Les résultats sont présentés dans la figure 4.4. L'erreur moyenne est de 3,6% de la charge pour le capteur Flexiforce et 2,1% pour le capteur FSR.

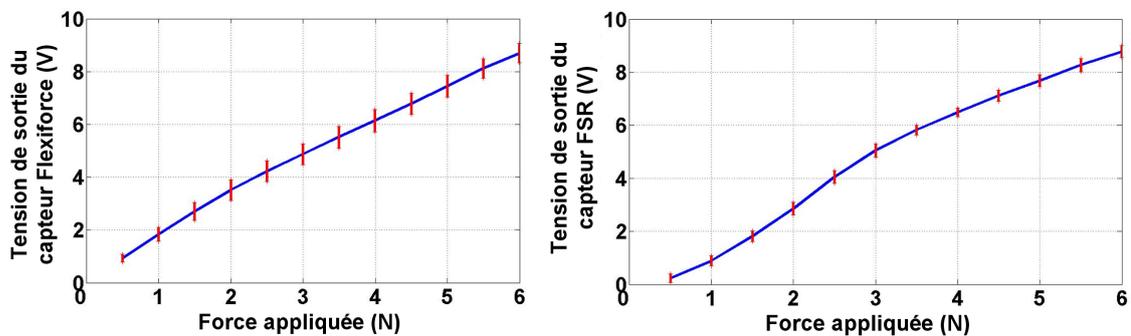


FIG. 4.4 – Répétabilité des capteurs Flexiforce (gauche) et FSR (droite).

4.3.3 Dérive temporelle

La performance des deux capteurs en termes de dérive temporelle de leur réponse a également été évaluée. Une charge constante de 3N est appliquée sur chaque capteur pendant 20 minutes. Les résultats sont présentés sur la figure 4.5. La dérive temporelle observée en régime permanent, après l'établissement complet de la réponse des capteurs, est inférieure à 2% de la charge pour le capteur Flexiforce et inférieure à 2,5% pour le capteur FSR.

4.3.4 Propriétés statiques

Les résultats de l'évaluation statique montrent que pour cette gamme d'effort, les réponses des deux capteurs sont sensiblement équivalentes. Cependant, la réponse du capteur Flexiforce présente une meilleure linéarité, alors que celle du capteur FSR se caractérise par des résultats légèrement meilleurs en termes de répétabilité et de dérive temporelle pour la gamme d'effort évaluée. On peut constater que ces résultats sont légèrement différents de ceux obtenus par Vecchi *et al.* dans [Vecchi00] qui présentent de meilleures performances pour le capteur Flexiforce en comparaison avec le capteur FSR. Ceci peut s'expliquer par la gamme d'effort considérée pour les tests qui est bien plus grande dans [Vecchi00] où elle est de 30 N, tandis que nous sommes limités à une gamme de 7 N, en regard de notre application.

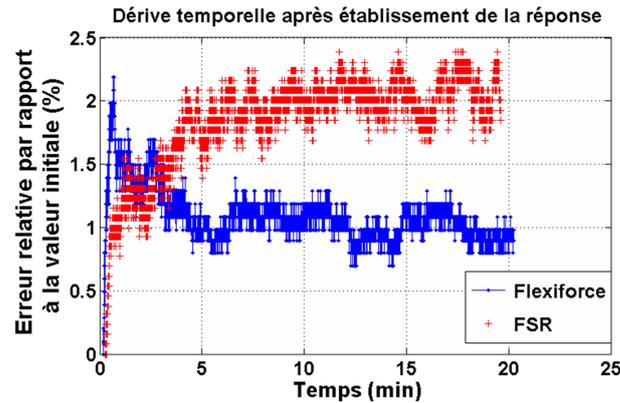


FIG. 4.5 – Dérive temporelle des deux capteurs en régime permanent, après l'établissement complet de la réponse des capteurs. Une charge de 3N est appliquée pendant 20 minutes.

4.4 Identification du comportement sous sollicitation harmonique simple

4.4.1 Réponse dynamique

En considérant simplement leur réponse indicielle, les capteurs peuvent être identifiés comme des systèmes du premier ordre, avec une constante de temps d'environ 25ms pour le capteur Flexiforce et 50ms pour le capteur FSR, ce qui correspond à une fréquence de coupure d'environ 40Hz pour le premier et 20Hz pour le second (cf. figure 4.6). On constate donc que la réponse du capteur Flexiforce est deux fois plus rapide que celle du capteur FSR et qu'elle est presque aussi rapide que celle du capteur Nano17. L'analyse de la réponse à une excitation sinusoïdale

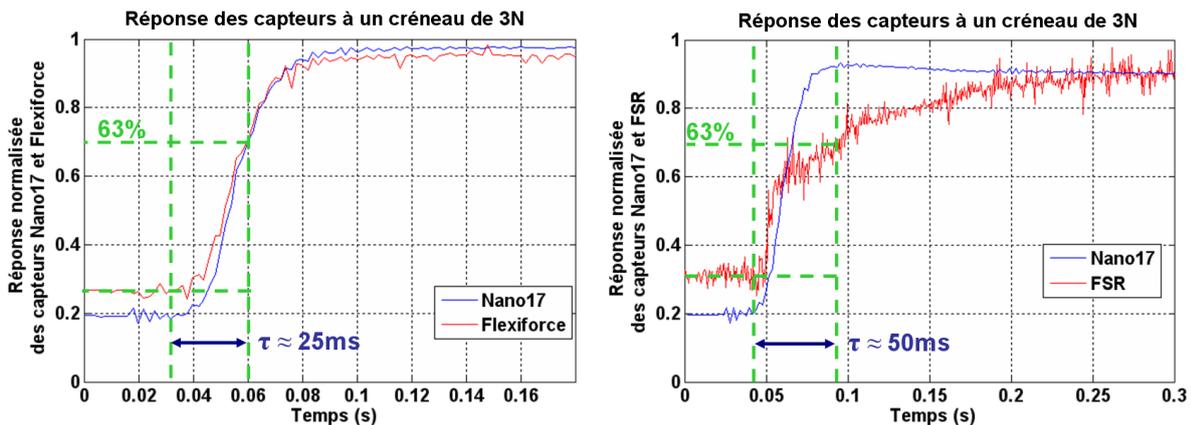


FIG. 4.6 – Réponse des capteurs Flexiforce et FSR à un créneau en effort de 3N. Evaluation de la constante de temps.

pour une fréquence bien en dessous de ces fréquences de coupure met cependant en évidence la présence de non-linéarités significatives. Elles font qu'un simple modèle du premier ordre est inadapté pour décrire la dynamique de ces capteurs. En effet, une décroissance de la réponse

du capteur avec le temps apparaît immédiatement quelles que soient les caractéristiques de l'excitation sinusoïdale. La figure 4.7 montre une réponse typique obtenue avec chaque capteur. Une sollicitation sinusoïdale simple d'amplitude 1,5 N, de valeur moyenne 2,8 N et de fréquence 0,25 Hz est alors appliquée pendant 20 minutes. On peut noter que la décroissance temporelle du signal affecte seulement les maxima de la réponse, alors que les minima restent au même niveau. Pour le capteur Flexiforce, cette décroissance est plutôt de type exponentiel avec une diminution qui peut atteindre 80% de la réponse initiale du capteur après 20 minutes, selon la gamme d'effort et la fréquence de l'excitation. Pour le capteur FSR, la décroissance est de type linéaire avec une diminution pouvant atteindre 30%. Ce phénomène apparaît même lorsque les fréquences et la gamme d'effort sont très basses. Avec le Flexiforce par exemple, une perte de 79% peut être observée lors d'une excitation dont l'amplitude est 1,5N et la fréquence 0,05 Hz. De façon identique, une perte de 68%, est obtenue pour une fréquence de 0,5 Hz et une amplitude de 0,4 N. De plus, ce phénomène s'avère reproductible entre différents échantillons pour chacun des deux capteurs.

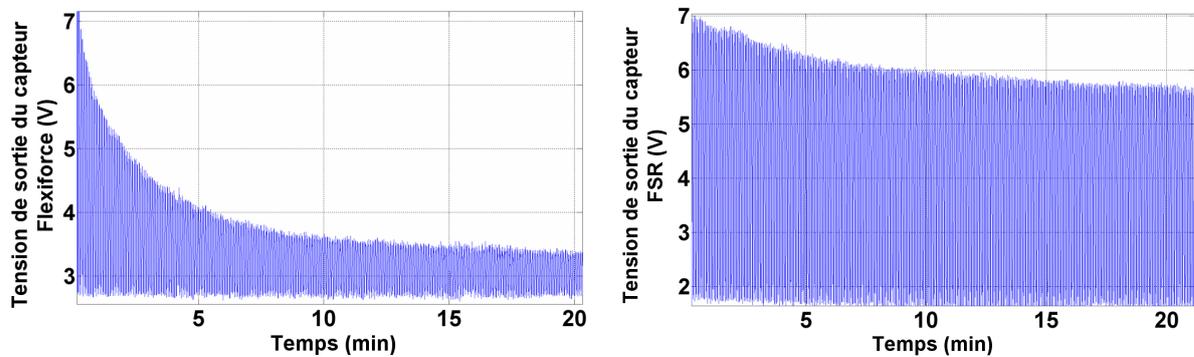


FIG. 4.7 – Réponse des capteurs pour une excitation sinusoïdale appliquée pendant 20 minutes avec une fréquence de 0,25Hz et une force comprise entre 1,3 et 4,4N.

L'utilisation de ces capteurs dans une commande en effort nécessite une compensation de ces non-linéarités. Une caractérisation expérimentale a ainsi été réalisée afin de les identifier dans le cas de sollicitations constituées dans un premier temps d'une seule sinusoïde.

4.4.2 Identification des non-linéarités

La décroissance du signal délivré par le capteur est considérée comme une fonction de l'excitation sinusoïdale. Cette excitation $F(t)$ peut être définie par sa fréquence f , sa valeur moyenne m et son amplitude A :

$$F(t) = A \sin(2\pi ft) + m \quad (4.2)$$

Les capteurs étant unilatéraux, $m \geq A$. La décroissance exponentielle est donc susceptible de dépendre de ces 3 paramètres. Un plan d'expérimentations complet évaluant l'influence de chacun des paramètres sur n niveaux nécessiterait la réalisation de n^3 mesures. Pour chaque capteur, seul un plan d'expérimentations supposant l'indépendance des effets de ces 3 paramètres a été réalisé. On montre dans la suite que les résultats obtenus sont suffisants par rapport à notre besoin. Ainsi, pour chaque capteur, trois séries de mesures ont été réalisées, chacune d'elles correspondant à la variation d'un des trois paramètres (f, m, A). La gamme de valeurs moyennes et

d'amplitudes testées a été choisie dans le but d'être en mesure de prendre en compte toute excitation comprise entre 0 et 4,5 N, la gamme d'efforts souhaitée pour l'application. Une gamme de fréquences comprises entre 0 et 4 Hz a été retenue. La perte de signal est déjà en effet importante pour 4 Hz et il ne semble pas pertinent de faire des mesures au-delà de cette fréquence. De plus, il est à noter que lorsque nous avons testé ces deux capteurs avec des excitations comprises entre 6 et 12 Hz, pour un effort compris entre 0,9 et 3,9 N, leurs caractéristiques se sont alors trouvées fortement et irrémédiablement dégradées. Pour ce type d'amplitude de variation d'effort, il y a donc une limite fréquentielle vraisemblablement située entre 6 et 12 Hz à ne pas dépasser si on veut éviter un endommagement des capteurs.

Pour chaque réponse du capteur, la valeur des minima U_{min} du signal de tension de sortie du capteur U , qui reste constante, est retranchée du signal de sortie. Les maxima de la réponse sont ensuite extraits, puis considérés comme données d'entrée d'un algorithme d'ajustement de courbes basé sur la méthode des moindres carrés.

Identification du comportement du capteur Flexiforce

Pour chaque mesure, les maxima de la réponse du capteur ont été extraits, puis des ajustements de courbes ont été réalisées à l'aide de l'outil Matlab « Curve Fitting Toolbox ». Cet outil permet d'identifier les paramètres optimaux d'un modèle qui permettent une minimisation au sens des moindres carrés de l'erreur entre le modèle et les données. Pour chacune des mesures, différents types de modèles ont été testés, notamment de type puissance et exponentiel étant donnée la forme de la décroissance. Au final, le modèle décrivant le mieux la décroissance des maxima de la réponse du capteur est un modèle de type exponentiel à trois paramètres. Ce modèle amène à l'expression suivante pour les maxima de la tension de sortie du capteur :

$$U_{max}(t) = U_{min} + ae^{-bt} + c \quad (4.3)$$

L'expression des minima U_{min} peut facilement être déduite de la caractérisation du capteur et des caractéristiques du signal d'entrée, d'après les équations (4.1) et (4.2) :

$$U_{min} = \frac{m - A - F_0}{G} \quad (4.4)$$

Les tableaux 4.1, 4.2 et 4.3 présentent les variations des paramètres a , b , et c en fonction de f , A , et m , ainsi que la racine carrée de l'erreur quadratique moyenne pour chaque ajustement de courbe. A partir de l'analyse de ces variations, la dépendance du paramètre a vis-à-vis de l'amplitude s'avère relativement évidente. Un modèle de type linéaire permet une bonne description de l'évolution de a en fonction de l'amplitude A . Cependant, il présente l'inconvénient de ne pas passer par zéro lorsque l'amplitude est nulle. Nous avons donc opté pour un modèle d'ordre 2 avec un terme constant égal à zéro pour satisfaire cette contrainte. Ce modèle présente en outre l'avantage de mieux décrire l'évolution de a .

Pour les autres paramètres, une description de leur évolution par des ajustements de courbe n'est pas évidente. C'est le cas pour le paramètre b notamment. Ceci peut provenir de l'hypothèse d'indépendance des paramètres formulée précédemment, ou bien de l'influence d'autres paramètres non pris en compte dans ce plan d'expérimentations. Nous limitons ici la complexité des modèles en regard de l'application et du besoin de pouvoir utiliser le modèle pour une compensation en commande. Ainsi, le modèle retenu pour le paramètre b est une dépendance linéaire unique vis-à-vis de la fréquence f .

Aucune tendance particulière ne se dégageant pour le paramètre c , nous avons alors choisi d'observer l'évolution du rapport $\frac{c}{a}$ qui reflète la perte d'intensité du signal. En effet, plus ce

f (Hz)	0,05	0,15	0,25	0,5	1
a (V)	2,16	3,244	3,368	3,479	3,596
$b \times 10^3$ (s^{-1})	4,32	7,460	5,575	7,013	7,072
c (V)	0,832	0,676	0,693	0,889	0,825
REQM	0,072	0,102	0,056	0,064	0,083
f (Hz)	1,5	2	2,5	3	4
a (V)	2,869	1,999	3,128	4,064	2,377
$b \cdot 10^3$ (s^{-1})	8,099	5,57	1,22	1,89	8,57
c (V)	0,633	0,825	0,532	0,447	0,591
REQM	0,061	0,079	0,039	0,091	0,062

TAB. 4.1 – Variations des paramètres a , b et c en fonction de f pour $A = 1.5$ N et $m = 2.7$ N pour le capteur Flexiforce

A (N)	0,441	0,784	0,981	1,226	1,471	1,766
a (V)	0,4421	1,090	1,979	2,188	3,390	4,189
$b \times 10^3$ (s^{-1})	9,039	3,974	8,473	7,564	5,128	4,855
c (V)	0,297	0,904	0,672	0,735	0,485	0,466
REQM	0,006	0,113	0,043	0,053	0,076	0,053

TAB. 4.2 – Variations des paramètres a , b et c en fonction de A pour $f = 0.5$ Hz et $m = 2.4$ N pour le capteur Flexiforce.

m (N)	1,766	1,962	2,452	2,943	3,433
a (V)	1,857	1,726	1,287	1,068	1,136
$b \times 10^3$ (s^{-1})	6,759	6,178	6,795	8,352	7,275
c (V)	0,563	0,533	0,566	0,385	0,518
REQM	0,0486	0,0375	0,0390	0,0256	0,0332

TAB. 4.3 – Variations des paramètres a , b et c en fonction de m pour $f = 0.5$ Hz et $A = 0.8$ N pour le capteur Flexiforce.

rapport est faible, plus la perte d'intensité du signal est importante, et inversement, plus il est élevé moins il y a de perte de dynamique du signal. Comme pour le paramètre a , une dépendance de type linéaire du rapport $\frac{c}{a}$ en fonction de A s'avère relativement évidente, et le modèle finalement retenu pour décrire l'évolution de $\frac{c}{a}$ en fonction de A est une fonction rationnelle qui force le passage par 1 pour une amplitude nulle, ce qui permet de mieux décrire l'évolution de $\frac{c}{a}$.

Après identification des coefficients intervenant dans les différents modèles retenus, les trois équations suivantes sont ainsi obtenues :

$$a = 0,8839A^2 + 0,8655A \quad (4.5)$$

$$b = 0,0019f + 0,0056 \quad (4.6)$$

$$\frac{c}{a} = \frac{1}{1 + 1,377A^2} \quad (4.7)$$

Ces équations permettent d'obtenir le meilleur résultat en termes d'identification, tout en satisfaisant la signification physique des paramètres : $a \geq 0$, $b \geq 0$, $\frac{c}{a} \geq 0$ et $a = 0$ lorsque $A = 0$, c'est-à-dire lorsqu'aucune variation d'effort n'est appliquée. Le modèle proposé permet d'estimer l'ensemble du signal de sortie observé pendant 20 minutes lors des 21 mesures effectuées avec une erreur moyenne de 13% et une erreur maximale de 16%. Les trois paramètres a , b et c extraits pour chaque mesure à l'aide d'un ajustement de courbe peuvent être estimés grâce au modèle établi avec une erreur moyenne respective de 17%, 30% et 14%. Dans la suite de ce chapitre, on considère les paramètres a , b et c de la décroissance identifiés par un ajustement de courbes pour un signal mesuré comme la « mesure » devant être estimée par le modèle établi.

Pour trois expérimentations réalisées en dehors de la série ayant servi pour l'identification l'ensemble du signal est estimé avec une erreur moyenne de 7,7%. Les erreurs obtenues sur les différents paramètres pour chaque expérimentation sont présentées dans le tableau 4.4.

			Erreur sur a (%)	Erreur sur b (%)	Erreur sur c (%)	Erreur moyenne (%)
$A = 1,0 \text{ N}$	$m = 2,2 \text{ N}$	$f = 1,25 \text{ Hz}$	2,9	8,7	6,5	5,8
$A = 0,8 \text{ N}$	$m = 3,4 \text{ N}$	$f = 0,5 \text{ Hz}$	20,2	9,3	0,1	1,5
$A = 1,8 \text{ N}$	$m = 2,4 \text{ N}$	$f = 0,5 \text{ Hz}$	11,1	25,3	16,8	15,9

TAB. 4.4 – Erreurs sur les paramètres du modèle obtenues pour 3 ensembles de données non utilisées pour l'identification du comportement du capteur Flexiforce.

Finalement, le modèle de la tension de sortie du capteur Flexiforce est donné par l'expression suivante :

$$U_{\text{modèle}}(t) = \frac{1}{2}(ae^{-bt} + c)(\sin(2\pi ft) + 1) + U_{\text{min}} \quad (4.8)$$

Identification du comportement du capteur FSR

Pour chacune des mesures, des modèles de type linéaire et exponentiel ont été testés, étant donnée la forme de la décroissance. Seul le modèle linéaire permet de décrire la décroissance des maxima de la réponse du capteur à l'échelle des 20 minutes considérées pour les tests. Il reste valide également pour des tests effectués pendant une heure (cf. figure 4.8), ce qui est une durée importante vis-à-vis de notre application. Ce modèle linéaire donne l'expression suivante

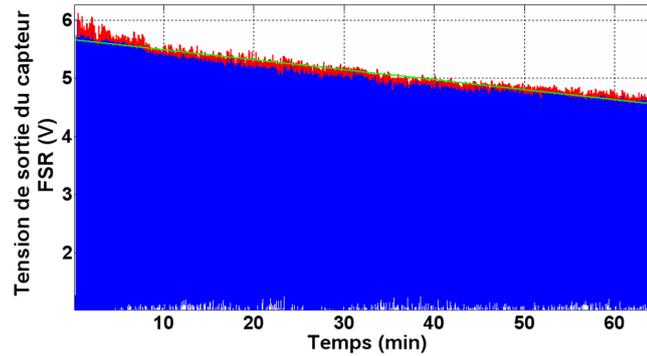


FIG. 4.8 – Réponse du capteur FSR pour une excitation sinusoïdale appliquée pendant une heure avec une fréquence de 0,5Hz et une force comprise entre 1,3 et 4,4N. Le modèle linéaire qui décrit le mieux la décroissance des maxima est représenté par la droite verte.

pour la décroissance des maxima de tension de sortie du capteur :

$$U_{max}(t) = at + b + U_{min} \quad (4.9)$$

Les tableaux 4.5, 4.6 et 4.7 présentent les variations des paramètres a et b en fonction de la fréquence f , de l'amplitude A , et de la valeur moyenne m , ainsi que la racine carrée de l'erreur quadratique moyenne pour chaque ajustement de courbe. Comme pour le capteur Flexiforce,

f (Hz)	0,05	0,15	0,25	0,5	1
$a \times 10^4$ ($V.s^{-1}$)	-4,0	-6,5	-10,6	1,07	-4,1
b (V)	5,298	7,130	5,0	6,351	4,8130
REQM	0,033	0,061	0,448	0,087	0,035
f (Hz)	1,5	2	2,5	3	4
$a \times 10^4$ ($V.s^{-1}$)	-10,5	-4,21	-7,29	-11,5	-3,8
b (V)	5,890	5,167	5,345	3,967	6,0440
REQM	0,130	0,045	0,025	0,171	0,139

TAB. 4.5 – Variations des paramètres a et b en fonction de f pour $A = 1,5$ N et $m = 2,7$ N pour la capteur FSR.

une description de l'évolution des paramètres par des ajustements de courbe n'est pas évidente. Nous avons donc là encore utilisé des modèles décrivant les évolutions principales des paramètres. Ainsi, un modèle permettant une bonne description de la tendance d'évolution du paramètre a est une dépendance linéaire unique vis-à-vis de l'amplitude A . Cependant, comme pour le capteur Flexiforce, il présente l'inconvénient de ne pas passer par zéro lorsque l'amplitude est nulle. Nous avons donc opté pour un modèle d'ordre 2 avec un terme constant égal à zéro pour satisfaire cette contrainte.

Pour le paramètre b , aucune dépendance particulière vis-à-vis de la fréquence ne se dégage, en revanche, on peut constater une dépendance de type linéaire de même importance par rapport à m comme à A . Nous avons donc choisi un modèle combinant ces deux dépendances linéaires sous la forme d'une seule fonction linéaire à deux variables. Après identification des

A (N)	0,441	0,784	0,981	1,226	1,471	1,766
$a \times 10^4$ (V.s ⁻¹)	-1,66	-0,721	-1,72	-3,72	-1,68	-5,85
b (V)	1,989	3,786	3,980	5,450	5,50	6,386
REQM	0,0765	0,0396	0,0263	0,0691	0,0381	0,0852

TAB. 4.6 – Variations des paramètres a et b en fonction de A pour $A = 2, 4$ N et $f = 0, 5$ Hz pour le capteur FSR.

m (N)	1,766	1,962	2,452	2,943	3,433
$a \times 10^4$ (V.s ⁻¹)	-1,66	2,57	-6,66	-1,98	-0,739
b (V)	5,589	3,617	3,555	1,728	1,747
REQM	0,0766	0,0341	0,0627	0,0511	0,0361

TAB. 4.7 – Variations des paramètres a et b en fonction de m pour $A = 0, 8$ N et $f = 0, 5$ Hz pour le capteur FSR.

coefficients intervenant dans les différents modèles retenus, les deux équations suivantes sont obtenues :

$$a = -1,187e^{-4}A^2 + -7,074e^{-5}A \quad (4.10)$$

$$b = 3,221A - 2,110m + 6,05 \quad (4.11)$$

Ces équations permettent d'obtenir le meilleur résultat en termes d'identification tout en satisfaisant la signification physique des paramètres : $a \geq 0$, $b \geq 0$ et $a = 0$ lorsque $A = 0$, c'est-à-dire lorsqu'aucune variation d'effort n'est appliquée. Le modèle proposé permet d'estimer l'ensemble de la tension de sortie du capteur observée pendant 20 minutes sur les 21 différentes mesures avec une erreur moyenne de 14% et une erreur maximale de 17%. Le paramètre b estimé pour chacune des mesures peut être calculé avec une erreur moyenne de 14%, alors que le paramètre a peut l'être avec une erreur moyenne de 58%. Ce résultat signifie que la décroissance linéaire pourrait dépendre d'un autre paramètre physique également responsable des non-linéarités observées.

L'identification du modèle de décroissance permettent d'estimer l'ensemble du signal avec une erreur moyenne de 15,5% pour 3 jeux de données non utilisées pendant l'identification. Les erreurs obtenues sur les différents paramètres pour chaque expérimentation sont présentées dans le tableau 4.8.

			Erreur sur a (%)	Erreur sur b (%)	Erreur moyenne (%)
$A = 1, 0$ N	$m = 2, 2$ N	$f = 1, 25$ Hz	60,2	4,1	15,7
$A = 1, 2$ N	$m = 2, 1$ N	$f = 0, 75$ Hz	7,2	11,3	10,7
$A = 2, 0$ N	$m = 3, 0$ N	$f = 1, 25$ Hz	80,1	17,1	20,1

TAB. 4.8 – Erreurs sur les paramètres du modèle obtenues pour 3 ensembles de données non utilisées pour l'identification du comportement du capteur FSR.

Le modèle de la tension de sortie du capteur FSR est finalement donné par l'expression

suivante :

$$U_{\text{modèle}}(t) = \frac{a+b}{2}(\sin(2\pi ft) + 1) + U_{\text{min}} \quad (4.12)$$

4.4.3 Evolution de la caractéristique statique

Les diverses expérimentations réalisées ont mis en évidence l'existence de non-linéarités dans le comportement dynamique des capteurs, ayant pour effet de modifier leur réponse au cours du temps. La caractéristique statique est également affectée par une sollicitation harmonique des capteurs.

Variation de la caractéristique statique

Pour chaque capteur d'effort, la caractéristique statique a été évaluée avant et après l'application de l'excitation sinusoïdale de manière à mettre en évidence l'influence de celle-ci sur la réponse statique. Le protocole expérimental permettant cette évaluation est identique à celui effectué pour l'étalonnage initial des capteurs. Ainsi, pour le capteur Flexiforce, l'évaluation de la caractéristique statique avant et après chacune des 10 sollicitations harmoniques décrites dans le tableau 4.1 montre une augmentation du gain de 6% (cf. tableau 4.9). Ceci signifie que pour un même effort appliqué la tension de sortie du capteur est plus faible. Le gain du capteur FSR diminue lui de 14% (cf. tableau 4.9) dans les conditions de sollicitations décrites dans le tableau 4.5. Cette fois, pour un même effort appliqué la tension de sortie du capteur est plus élevée après la sollicitation. La modification du gain statique est plus forte pour le capteur FSR

	Flexiforce		FSR	
	G moyen (N/V)	F_0 moyen (N)	G moyen (N/V)	F_0 moyen (N)
Avant sollicitations	$0,620 \pm 0,055$	$-0,320 \pm 0,065$	$0,685 \pm 0,070$	$0,208 \pm 0,104$
Après sollicitations	$0,659 \pm 0,080$	$-0,361 \pm 0,081$	$0,590 \pm 0,080$	$0,125 \pm 0,110$

TAB. 4.9 – Evolution moyenne des paramètres de la caractéristique statique des capteurs Flexiforce et FSR suite à une sollicitation harmonique.

que pour le capteur Flexiforce. Pour le capteur FSR, la variation de la réponse dynamique étant assez faible, l'effet de la variation du gain statique peut avoir affecté l'analyse faite en section 4.4.2. Ceci peut peut-être notamment expliquer l'identification de deux valeurs positives pour le paramètre a caractérisant la pente des maxima dans les tableaux 4.5 et 4.7.

Temps de repos

Si le capteur n'est pas utilisé pendant plusieurs heures on retrouve ses caractéristiques initiales. Pour chacun des capteurs, nous avons essayé d'évaluer l'ordre de grandeur de ce temps de repos en répétant une excitation de 20 minutes entre 0,9 et 4,2N avec différents temps de repos. Comme le montre le tableau 4.10 pour le capteur Flexiforce, quelle que soit la fréquence de sollicitation, un intervalle de 2 heures s'est avéré suffisant pour retrouver les caractéristiques initiales. Le capteur FSR est plus sensible et son temps de « récupération » est plus long. En effet, d'après les résultats présentés dans le tableau 4.11, après 2 heures de repos, le capteur a récupéré un peu plus de 50% du gain de sa caractéristique statique, et la quasi totalité est récupérée après 4 heures de repos.

	Fréquence 0.5Hz		Fréquence 1Hz		Fréquence 1.7Hz	
	Gain (N/V)	Offset (N)	Gain	Offset	Gain	Offset
Avant excitation	0,644	-0,180	0,620	-0,284	0,605	-0,324
Après excitation	0,697	-0,173	0,644	-0,197	0,629	-0,258
Repos de 2 heures						
Avant excitation	0,632	-0,192	0,630	-0,127	0,614	-0,293
Après excitation	0,668	-0,153	0,643	-0,152	0,642	-0,269

TAB. 4.10 – Gain et offset de la courbe d'étalonnage du capteur Flexiforce avant et après deux excitations de 20 minutes espacées de 2 heures de repos.

Fréq.	Avant	Après		Avant	Après		Avant	Après		Avant	Après
0,5Hz	Excit.	Excit.	2h	Excit.	Excit.	4h	Excit.	Excit.	6h	Excit.	Excit.
Gain	0,720	0,611	de	0,675	0,550	de	0,696	0,606	de	0,708	0,612
Offset	0,278	0,156	repos	0,364	0,299	repos	0,317	0,109	repos	0,205	0,119

TAB. 4.11 – Gain et offset de la courbe d'étalonnage du capteur FSR avant et après 4 excitations de 20 minutes espacées de 2, 4 puis 6 heures de repos.

Vieillessement des capteurs

Concernant le vieillissement des capteurs, on remarque également une modification de la caractéristique du capteur à six mois d'intervalle après environ 50000 cycles de charge/décharge accumulés sur les diverses expérimentations réalisées. Le tableau 4.12 montre l'évolution des

	Flexiforce		FSR	
	G (N/V)	F_0 (N)	G (N/V)	F_0 (N)
Avant 50000 cycles	0,633	-0,241	0,538	0,170
Après 50000 cycles	0,545	-0,047	0,835	0,048

TAB. 4.12 – Evolution des paramètres de la caractéristique statique des capteurs Flexiforce et FSR après 50000 cycles de charge/décharge.

paramètres de la caractéristique des capteurs, et les figures 4.9 et 4.10 illustrent l'allure de ces caractéristiques avant et après ces sollicitations. Pour le capteur Flexiforce, on constate que la pente de la caractéristique a augmenté de 13%. La caractéristique obtenue après les diverses expérimentations présente même une meilleure linéarité, l'erreur d'étalonnage moyenne étant d'environ 2%, alors qu'elle était de 8% sur la mesure effectuée six mois auparavant. Pour le capteur FSR, la pente de la caractéristique a en revanche diminué de plus de 50%, ce qui implique que pour un même effort appliqué, la tension de sortie du capteur est 50% plus faible. Ainsi, le capteur FSR semble davantage sensible au vieillissement que le capteur Flexiforce.

4.4.4 Bilan

Suite à l'identification du comportement sous sollicitation harmonique simple de chacun des capteurs on constate que le capteur Flexiforce présente des non-linéarités bien plus marquées

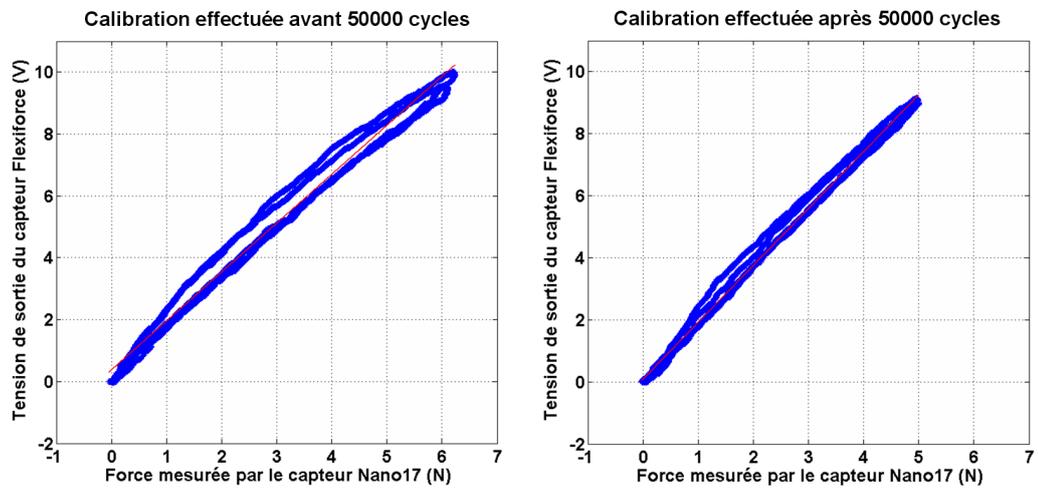


FIG. 4.9 – Comparaison des caractéristiques du capteur Flexiforce avant et après 50000 cycles de charge/décharge.

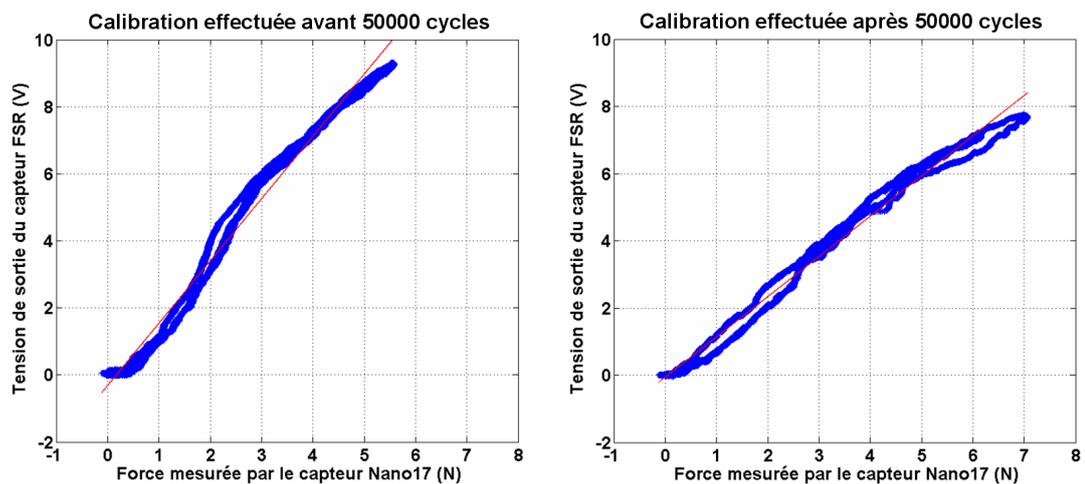


FIG. 4.10 – Comparaison des caractéristiques du capteur FSR avant et après 50000 cycles de charge/décharge.

que le capteur FSR, la décroissance observée des maxima étant nettement plus importante.

En revanche, on peut noter que ce comportement non-linéaire est plus répétable pour le capteur Flexiforce et donc mieux identifiable puisque l'erreur obtenue sur les paramètres du modèle est plus faible. En effet, pour le capteur FSR, l'erreur sur le paramètre caractérisant la pente de la décroissance linéaire des maxima s'avère importante. Sur les 21 mesures réalisées pour identifier un modèle, les pentes des décroissances linéaires observées varient d'une manière difficilement identifiable et on relève même deux cas de croissance des maxima et un cas de stagnation. Dans 5 des cas étudiés, on peut remarquer une légère croissance des maxima au début de l'excitation puis la décroissance globale observée. Ceci montre que les non-linéarités observées du capteur FSR sont plus complexes à décrire et doivent sans doute résulter d'un mélange de plusieurs effets tels que l'évolution de la caractéristique statique, les effets dynamiques et sûrement d'autres effets encore qui n'ont pu être correctement modélisés avec nos expérimentations. Ainsi, pour le capteur FSR une stratégie de compensation basée sur le modèle établi s'avère limitée en pratique. Ses non-linéarités étant très faibles en regard de notre application, pour laquelle les dynamiques sont limitées, nous avons tout de même choisi d'utiliser ce capteur sans aucune compensation. Ce choix sera validé dans le cadre d'un exemple de commande en effort réalisé dans les conditions de notre application.

Le capteur Flexiforce présente certains avantages en termes de sensibilité au vieillissement et de temps de repos nécessaire entre deux sollicitations. Il paraît donc intéressant d'approfondir la modélisation des non-linéarités du capteur Flexiforce afin d'élargir le champ d'application de cette technologie de capteur, afin de permettre son utilisation dans le cadre d'une commande en effort.

4.5 Capteur Flexiforce - cas d'une sollicitation complexe

Avant de réaliser une commande en effort avec le capteur Flexiforce, en intégrant le modèle de son comportement dynamique, des expérimentations supplémentaires doivent être réalisées de manière à étendre le modèle établi précédemment aux cas de signaux plus complexes, ayant un contenu fréquentiel plus large.

4.5.1 Somme de signaux sinusoïdaux

Dans un premier temps, nous avons étudié la réponse du capteur à un signal constitué de deux sinusoïdes. Nous avons considéré les excitations $F(t)$ pouvant être définies par leurs fréquences f_1 et f_2 , leur valeur moyenne m et leur amplitude A :

$$F(t) = A(\sin(2\pi f_1 t) + \sin(2\pi f_2 t)) + m, \text{ avec } m \geq A \quad (4.13)$$

Une dizaine de mesures ont été réalisées pour une même amplitude et une même valeur moyenne de l'effort, mais avec des valeurs différentes pour les deux fréquences, faisant varier le rapport entre celles-ci de 1,5 à 100. D'un point de vue expérimental, générer un tel signal nécessiterait l'envoi d'un profil de vitesse complexe au moteur faisant tourner l'excentrique. De ce fait, nous avons choisi d'effectuer ces sollicitations harmoniques par le biais d'un asservissement en effort. La consigne de l'asservissement correspond à l'excitation que l'on souhaite appliquer sur les capteurs, et la mesure est celle fournie par le capteur Nano17, dont la bande passante est bien supérieure aux fréquences considérées ici. Le schéma de commande adopté pour réaliser cet asservissement est décrit de manière détaillée dans la section 4.6.1. Pour chaque mesure, le même

type de non-linéarité caractérisée par une décroissance exponentielle des maxima a pu être observée sur la réponse du capteur Flexiforce. La figure 4.11 illustre le signal de consigne ainsi que les réponses des deux capteurs pour un asservissement réalisé pendant environ 20 minutes avec une consigne d'effort de valeur moyenne 1,9 N, d'amplitude 0,5 N et de fréquences 0,5 et 0,1 Hz. On constate bien une décroissance exponentielle des maxima de la réponse du capteur

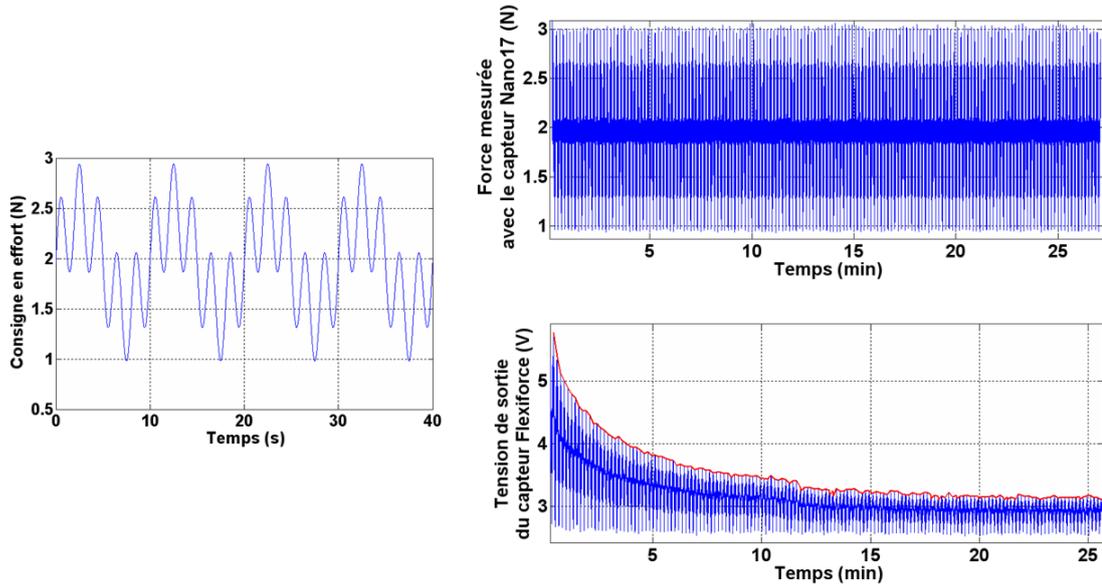


FIG. 4.11 – Consigne en effort constituée de deux sinusoïdes à 0,5 et 0,1 Hz, et réponse des capteurs Nano17 et Flexiforce pendant l'application de cette consigne sur une durée de 20 min.

Flexiforce. On peut aussi noter que dans cet exemple l'amplitude réelle de variation du signal de consigne est le double de l'amplitude A , ceci en raison de la sommation des deux sinusoïdes. Pour cette mesure comme pour les autres, les trois paramètres de la décroissance exponentielle observée ont été identifiés, puis comparés à ceux donnés par le modèle établi précédemment. On constate qu'avec l'amplitude A , l'erreur sur les paramètres du modèle est plus importante que celle obtenue dans le cas d'une sinusoïde simple. En revanche, si on considère l'amplitude réelle mesurée A_r à la place de A dans les expressions de a et c , on retrouve des erreurs du même ordre de grandeur. En effet, en considérant l'amplitude réelle, l'erreur sur le paramètre a passe de 67 à 28%, celle sur c de 17 à 8% et l'erreur moyenne de 15 à 9%. L'erreur sur a reste plus importante que celle obtenue dans le cas d'une sinusoïde simple, mais comme celle sur c est plus faible, au final on obtient une erreur moyenne un peu plus faible que pour la sinusoïde simple. Ces différents résultats ont été confirmés par une autre série de mesures réalisées pour un même jeu de fréquences, mais avec des valeurs d'amplitude A variant de 0,2 à 0,8 N.

Pour le paramètre b , qui était le moins bien décrit par le modèle dans le cas d'une seule sinusoïde, se pose le problème du choix de la fréquence. La meilleure estimation est obtenue en utilisant le modèle avec la fréquence la plus faible, à savoir f_2 , avec une erreur obtenue est de 30%. Il paraît normal que la réponse du capteur soit davantage sensible à la fréquence la plus basse puisque les variations d'effort les plus grandes sont associées aux variations lentes du signal.

Ainsi, il semble que le modèle établi précédemment puisse être étendu à un signal présentant un contenu fréquentiel plus large. Afin de confirmer ce résultat, un test a été réalisé avec

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Amp. A (N)	0,49	0,49	0,49	0,49	0,49	0,49	0,49	0,49	0,49	0,49
Amp. réelle A_r (N)	0,98	0,98	0,73	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98
Moyenne m (N)	1,96	1,96	1,96	1,96	1,96	1,96	1,96	1,96	1,96	1,96
f_1 (Hz)	0,5	0,2	1,5	2,0	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	1
f_2 (Hz)	0,33	0,08	0,5	0,5	0,1	0,05	0,02	0,01	0,007	0,01
$\frac{f_1}{f_2}$ (Hz)	1,5	2,5	3	4	5	10	25	50	75	100
Erreur sur $a(A)$ (%)	76	77	19	70	72	69	72	75	73	65
Erreur sur $a(A_r)$ (%)	37	41	41	19	26	17	25	33	29	13
Erreur sur $b(f_1)$ (%)	8	7	73	30	65	20	126	35	2	16
Erreur sur $b(f_2)$ (%)	8	11	36	9	45	30	92	15	17	37
Erreur sur $c(A)$ (%)	23	8	9	15	5	35	32	14	24	7
Erreur sur $c(A_r)$ (%)	4	9	15	3	11	14	11	4	4	10
Erreur moy. (A) (%)	19	9	10	14	7	31	18	11	20	7
Erreur moy. (A_r) (%)	5	11	14	3	15	13	7	7	5	8

TAB. 4.13 – Erreur sur les paramètres du modèle pour les dix expérimentations réalisées pour une somme de deux sinusoides avec des fréquences différentes.

un signal ayant toujours la même valeur moyenne, mais composé de quatre sinusoides de fréquences $f_1 = 1$ Hz, $f_2 = 0,5$ Hz, $f_3 = 0,1$ Hz et $f_4 = 0,05$ Hz, avec des amplitudes respectives de 0,1, 0,2, 0,3 et 0,4 N. La réponse du capteur Flexiforce est illustrée sur la figure 4.12. Cette fois encore, on observe une décroissance exponentielle des maxima, dont les paramètres ont été estimés en considérant l'amplitude réelle totale du signal qui est de 0,8 N et la fréquence la plus basse du signal, à savoir 0,05 Hz. Les erreurs obtenues pour chacun des paramètres sont de 32% sur a , 16% sur b , et 6% c , ce qui correspond à une erreur moyenne de 6% sur l'ensemble de la décroissance.

Afin de corroborer l'hypothèse selon laquelle il est nécessaire de considérer l'amplitude totale du signal, une autre mesure a été effectuée avec ce jeu de fréquences, mais en imposant quatre fois la même amplitude de 0,2 N pour chacune des sinusoides. Comme pour les expériences précédentes l'erreur est nettement inférieure pour les paramètres a et c lorsque l'amplitude réelle est considérée plutôt que celle imposée pour une sinusoides. Le modèle établi précédemment pour le capteur Flexiforce peut donc être simplement étendu aux cas de signaux constitués d'une somme de sinusoides.

	Erreur sur a (%)	Erreur sur b (%)	Erreur sur c (%)	Erreur moyenne (%)
Amplitude A (0,2 N)	85	5	19	15
Amplitude réelle A_r (0,8 N)	11	5	3	3

TAB. 4.14 – Comparaison des erreurs sur les paramètres du modèle en considérant l'amplitude imposée pour une sinusoides ou l'amplitude réelle totale, pour la mesure réalisée avec une somme de quatre sinusoides de fréquences 1, 0,5, 0,1 et 0,05Hz et d'amplitude 0,196N.

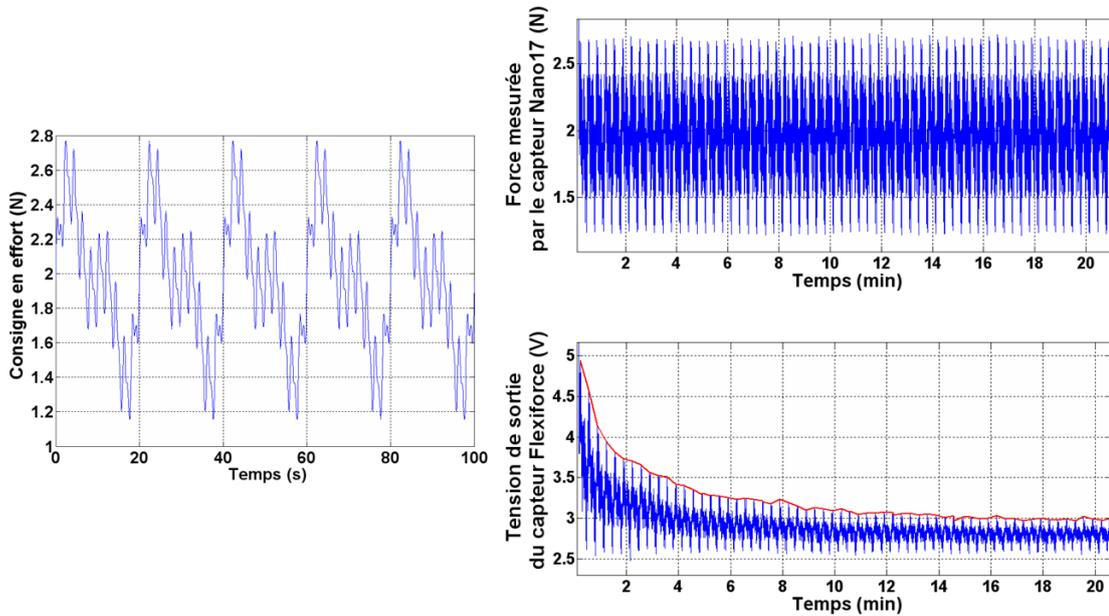


FIG. 4.12 – Consigne en effort constituée de quatre sinusôides de fréquences 1, 0,5, 0,1 et 0,05Hz et réponse des capteurs Nano17 et Flexiforce pendant l'application de cette consigne sur une durée de 20 min.

4.5.2 Variation temporelle du spectre fréquentiel

Une série de mesures a été réalisée dans le but d'étudier l'influence d'un changement de la fréquence de stimulation durant une même excitation sur la réponse du capteur et de déterminer les limites du modèle établi. Deux de ces mesures ont consisté à augmenter ou diminuer linéairement la fréquence d'excitation pendant les 20 minutes de chaque expérimentation afin de balayer une gamme de fréquences comprises entre 0 et 3 Hz. La figure 4.13 présente les réponses des capteurs Flexiforce et Nano17 obtenues pendant ces deux mesures. Dans les deux cas, on constate bien une décroissance exponentielle des maxima de la réponse du capteur Flexiforce. Comme le montrent les résultats du tableau 4.15, celle-ci est très bien estimée par le modèle établi précédemment lorsque la fréquence diminue linéairement, mais un peu moins bien lorsqu'elle augmente.

	Erreur sur a (%)	Erreur sur b (%)	Erreur sur c (%)	Erreur moyenne (%)
Fréquence augmente	29	62	39	20
Fréquence diminue	17	43	4	5

TAB. 4.15 – Comparaison des erreurs sur les paramètres du modèle pour une excitation sinusoïdale dont la fréquence augmente ou diminue linéairement entre 0 et 3Hz.

Nous avons également réalisé un test avec deux changements brusques de la fréquence d'excitation et obtenu un résultat assez inattendu puisque comme le montre la figure 4.14, on observe des regains de dynamique aux instant du changement de fréquence. Ces sauts de la ré-

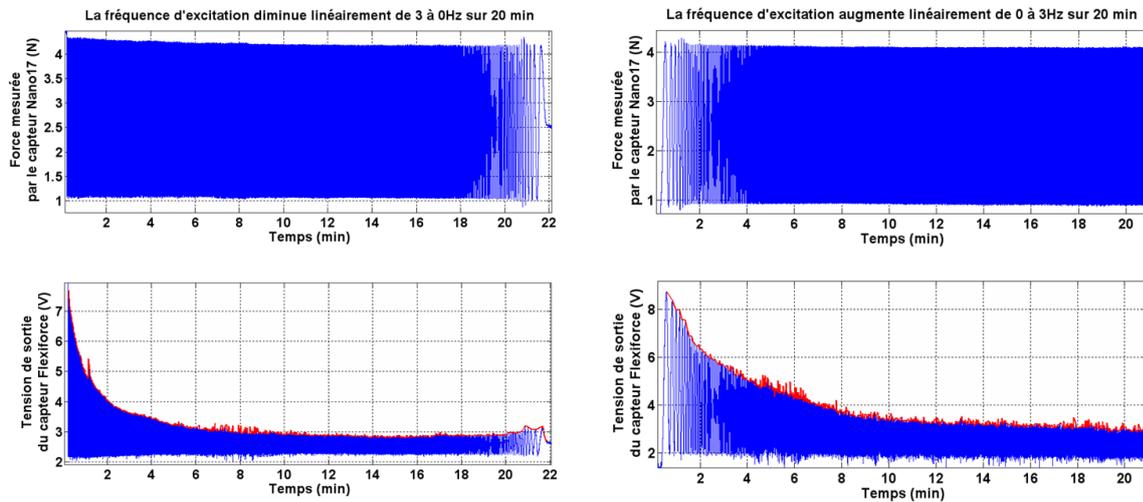


FIG. 4.13 – Réponses des capteurs Flexiforce et Nano17 lors d'une excitation dont la fréquence diminue (à gauche) ou augmente (à droite) linéairement pour balayer la gamme de fréquences entre 0 et 3Hz sur 20 minutes.

ponse du capteur sont suivis d'une nouvelle décroissance exponentielle. On peut supposer que contrairement à une évolution continue et relativement lente de la fréquence, ces changements brusques provoquent une réorganisation de l'encre conductrice sensible à la pression, contribuant alors à ce regain temporaire de dynamique. Une modélisation de ce type de phénomène n'a pas été réalisée dans le cadre de cette étude. Elle serait nécessaire pour les applications dans lesquelles les dynamiques du système robotique ou de l'environnement pourraient provoquer un changement brusque du contenu fréquentiel du signal de mesure.

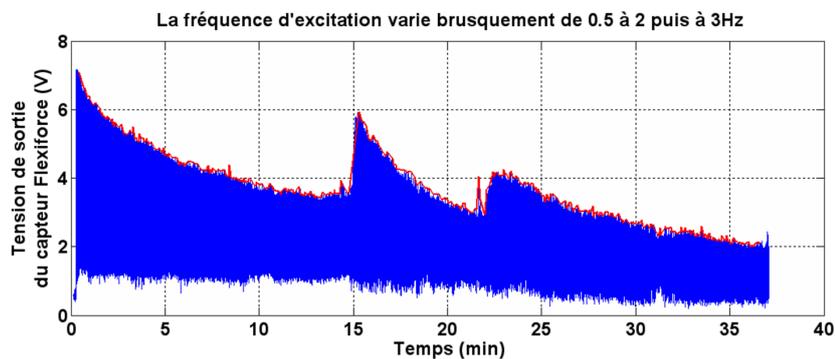


FIG. 4.14 – Réponse du capteur Flexiforce lors d'une excitation dont la fréquence passe brusquement de 0,5 à 2Hz après 15 minutes puis à 3Hz après encore 7 minutes.

4.5.3 Signal pseudo-aléatoire

Dans le but de valider le modèle pour des signaux présentant un contenu fréquentiel plus riche encore, une expérimentation a été réalisée avec un signal de type SBPA¹¹, avec une bande de fréquence comprise entre 0 et 5 Hz. Ces créneaux ont une amplitude de 1,6 N autour d'une valeur moyenne de 2,5 N. La réponse du capteur Flexiforce se caractérise une fois de plus par une décroissance exponentielle des maxima (cf. figure 4.15), dont les paramètres peuvent être approximés par le modèle avec une erreur de 27% sur a , 40% sur b , et 3% sur c , ce qui correspond à une erreur moyenne de 8% sur l'ensemble de la décroissance. Il est à noter que pour le paramètre b , la valeur donnée par le modèle est celle donnée pour une fréquence nulle à savoir 0,0056, la valeur du terme constant du modèle linéaire retenu pour b .

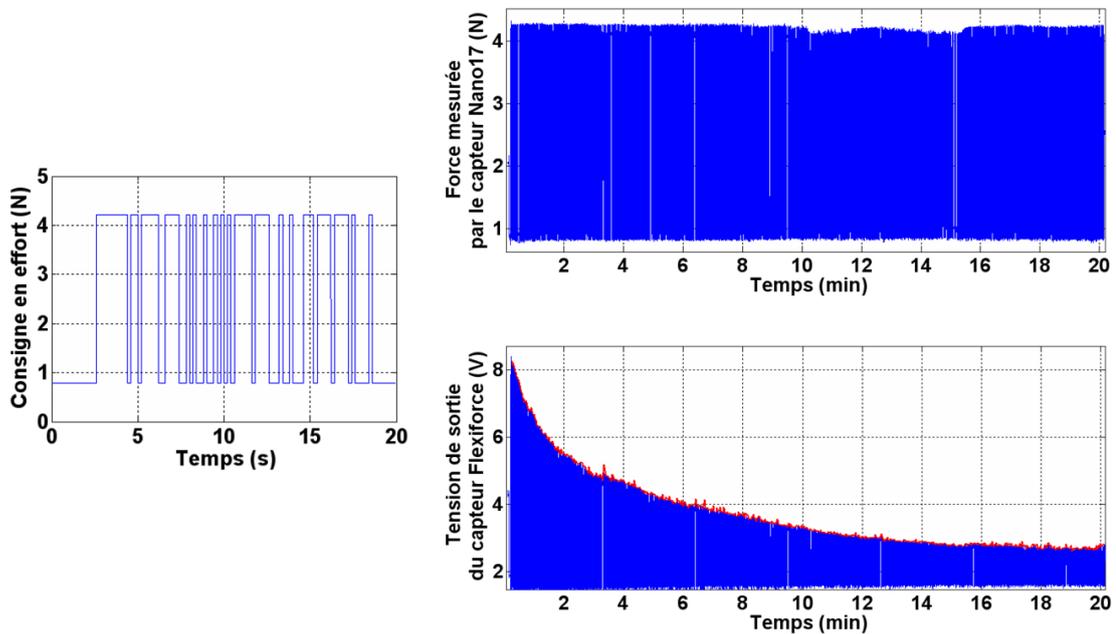


FIG. 4.15 – Consigne en effort constituée créneaux de longueur variable générés via une SBPA et réponse des capteurs Nano17 et Flexiforce pendant l'application de cette consigne sur une durée de 20 min.

On peut conclure que même dans le cas d'un signal pseudo-aléatoire, le modèle établi précédemment permet une identification efficace du comportement non-linéaire du capteur.

4.5.4 Domaine de validité du modèle établi

Les diverses expérimentations réalisées précédemment ont permis d'étendre le domaine de validité du modèle de comportement initialement établi pour des excitations sinusoïdales simples. Nous avons en effet montré qu'en considérant l'amplitude totale et la fréquence minimale de l'excitation d'entrée, le modèle reste efficace pour les signaux dont le contenu fréquentiel se trouve compris dans une bande allant de 0 à 5 Hz, mais aussi lors d'une variation temporelle continue de ce contenu. Le modèle atteint toutefois ses limites lorsque des changements

¹¹Séquence binaire pseudo-aléatoire.

brusques du contenu fréquentiel se présentent. Une étude complémentaire serait nécessaire pour identifier les origines du phénomène alors observé.

4.6 Validation expérimentale dans le cadre d'une commande en effort

Le modèle proposé pour identifier le comportement du capteur Flexiforce a été intégré à une commande en effort. La consigne est alors de type harmonique. Une commande en effort est également réalisée avec le capteur FSR intégré au poignet porte-sonde, lui-même monté sur la liaison glissière actionnée, dans le but de valider le contrôle de l'effort de contact exercé par la sonde pour le prototype du système robotique.

4.6.1 Commande en effort avec le capteur Flexiforce

Le modèle de comportement du capteur Flexiforce permet, pour toute sollicitation appartenant au domaine de validité énoncé précédemment, de construire une estimation $F_{est}(t)$ de la force réellement appliquée, à partir de la force mesurée $F_{mes}(t)$ qui est dégradée par les non-linéarités du capteur. A partir des équations (4.1), (4.2) et (4.8), on en déduit la force réelle estimée qui est donnée par l'expression suivante :

$$F_{est}(t) = \frac{2A}{G(ae^{-bt} + c)}(F_{mes}(t) - m + A) + m - A \quad (4.14)$$

Il est important de noter que les trois paramètres (f, m, A) caractéristiques de la sollicitation, qui sont nécessaires pour calculer $F_{est}(t)$, peuvent être estimés en ligne à partir de l'analyse du signal $F_{mes}(t)$.

Pour valider la compensation des non-linéarités du capteur Flexiforce dans le cadre d'une commande en effort, le banc de tests introduit dans la partie 4.2 a été utilisé avec le schéma de commande proposé par [De Schutter88], qui est une commande en effort externe avec asservissement articulaire. Le schéma de cette commande est représenté sur la figure 4.16, où $F^*(t)$ est la force désirée, F_{mes} la force mesurée, K_I le gain du correcteur intégral, x la position, q la variable angulaire et MGI le modèle géométrique inverse du système. Le moteur étant commandé en position, un correcteur de type intégral pur est le mieux approprié dans ce type de commande [Dégoulange93]. Le bloc de compensation utilise le modèle identifié précédemment pour construire une estimation de la force réellement appliquée sur le capteur selon la formule (4.14).

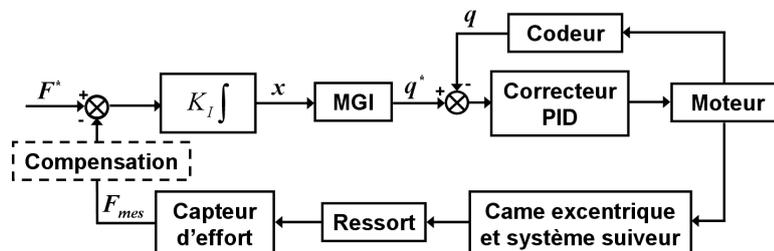


FIG. 4.16 – Schéma de la commande en effort.

Cas d'une sollicitation harmonique simple

Dans le cadre de cette expérimentation, la roue excentrée est réglée de manière à obtenir une gamme d'effort située entre 0,8 N et 4,1 N avec une demi-rotation. Une consigne sinusoïdale d'effort est choisie avec une fréquence de 0,5 Hz et une gamme d'efforts entre 1,1 N et 3,2 N pour laquelle les non-linéarités se produisent. La loi de commande en effort se caractérise par une erreur de suivi qui peut être rendue petite en ajustant la valeur du gain K_I . Cela signifie que la force désirée est la force réellement appliquée sur le capteur lorsque celui-ci ne présente aucune non-linéarité. C'est pratiquement le cas lorsque le capteur Nano17 est utilisé pour la commande en effort. Le capteur Nano17 est donc utilisé ici comme référence dans le but de mesurer la force réellement appliquée sur les capteurs, alors que le capteur Flexiforce est utilisé pour la mesure F_{mes} .

La figure 4.17 montre la réponse des deux capteurs (Nano17 et Flexiforce) pendant l'expérience de commande en effort. La réponse du capteur Nano17 se caractérise par une augmentation au cours du temps à la fois des maxima et des minima, jusqu'à ce qu'ils atteignent la valeur correspondant à l'effort maximal qui peut être appliqué par le système lorsque l'excentrique a effectué une demi-rotation. La réponse du capteur Flexiforce présente une décroissance exponentielle des maxima, mais qui s'avère être moins importante que celle observée précédemment, ainsi qu'une croissance symétrique des minima. Ces réponses sont causées par les défauts du capteur et par la compensation qu'essaie d'effectuer le correcteur de la loi de commande en effort. En effet, lorsque les maxima de la réponse du capteur Flexiforce diminuent, le correcteur va induire une plus grande rotation de la roue excentrée afin d'appliquer un effort plus important, aboutissant à une augmentation des maxima de la réponse du capteur Nano17. Cependant, comme le correcteur n'est pas capable de compenser toute la décroissance, une erreur positive est accumulée, entraînant également une augmentation des minima. Finalement, ces deux augmentations atteignent une valeur de saturation lorsque la position extrême de la roue excentrée est atteinte, conduisant à un signal constant lorsque la roue garde cette même position, et tout ceci en moins de 150 secondes.

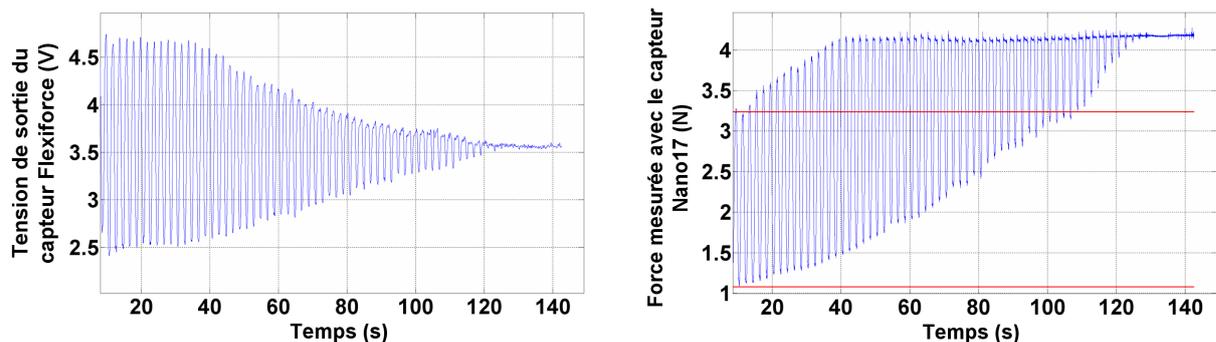


FIG. 4.17 – Force mesurée avec les capteurs Nano17 et Flexiforce pendant une expérience de commande en effort sans aucune compensation.

La figure 4.18 montre les réponses obtenues lorsque le modèle proposé est utilisé pour compenser les non-linéarités. Grâce à la compensation, la réponse du capteur Nano17 est presque identique à la force désirée après un certain temps d'établissement pour les maxima, alors que les minima restent toujours constants. L'erreur moyenne sur les maxima et les minima est présentée dans le tableau 4.16. Il est à noter que la performance de la compensation est maintenue

pendant les 300 secondes de l'expérimentation alors qu'un signal saturé constant est obtenu en moins de 150 secondes sans compensation.

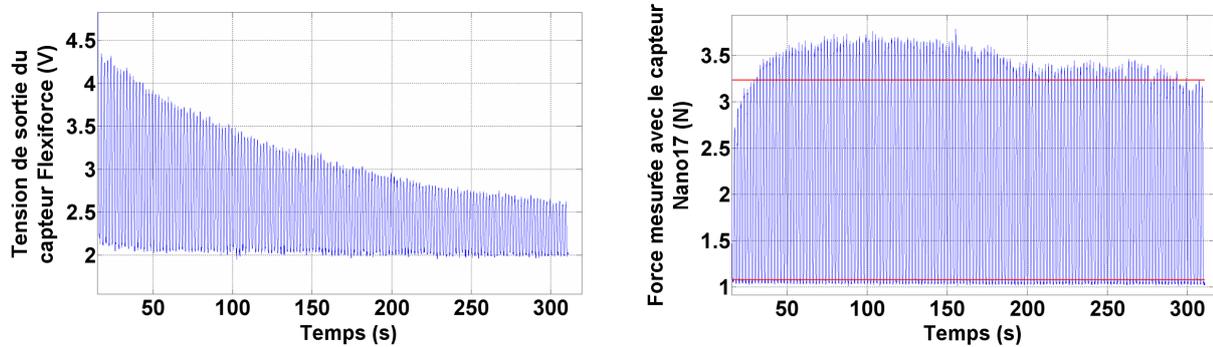


FIG. 4.18 – Force mesurée avec les capteurs Nano17 et Flexiforce pendant une expérience de commande en effort, avec compensation des non-linéarités.

	Sans compensation		Avec compensation	
	Min	Max	Min	Max
Erreur moyenne	134,1%	26,9%	4,5%	7,5%
Écart type	96,1%	6,3%	0,5%	5,5%

TAB. 4.16 – Erreur moyenne et écart-type sur les maxima et minima de la réponse du capteur avec et sans compensation des non-linéarités.

Cette expérimentation montre que la méthode proposée permet de compenser en grande partie les non-linéarités du capteur Flexiforce dans le cadre d'une commande en effort se limitant à un signal ne contenant qu'une seule fréquence. Cependant, afin de rendre possible son utilisation dans des applications classiques de commande en effort, il est nécessaire de vérifier son efficacité dans le cas de signaux possédant un contenu fréquentiel plus large.

Cas d'une sollicitation harmonique complexe

Au cours de cette expérimentation, une commande en effort utilisant la mesure du capteur Flexiforce comme référence a été réalisée pour une somme de quatre sinusoïdes de fréquences 1, 0,5, 0,1 et 0,05 Hz avec pour amplitudes associées 0,1, 0,2, 0,3 et 0,4 N. La figure 4.19 présente une comparaison des réponses des capteurs avec et sans compensation des non-linéarités. Comme dans l'expérience précédente, la réponse du capteur Nano17 se caractérise par une dérive de l'ensemble du signal au cours du temps vers la valeur correspondant à l'effort maximal qui peut être appliqué par le système lorsque la roue excentrée a effectuée une demi-rotation. Seuls des pics correspondant aux valeurs minimales du signal demeurent, mais ceux-ci tendent aussi à converger la valeur maximale de l'effort. Un zoom sur les deux dernières minutes de la mesure montre que le signal de mesure est très différent de la consigne en effort. Pour la réponse du capteur Flexiforce, on retrouve aussi un phénomène similaire à celui observé dans le cas de l'asservissement avec une sinusoïde simple. La réponse présente en effet une décroissance exponentielle des maxima vers la valeur moyenne du signal de départ. Si on fait abstraction des

pics correspondant aux valeurs minimales, on observe une croissance presque symétrique des valeurs de tension inférieures à la moyenne du signal. Les pics tendent eux aussi à converger vers cette valeur moyenne du signal.

Les courbes de droite de la figure 4.19 montrent les réponses obtenues lorsque le modèle proposé est utilisé pour compenser les non-linéarités. Il reste encore une faible dérive, mais grâce à la compensation, celle-ci est bien moins importante. Le zoom sur les deux dernières minutes de l'acquisition montre que la réponse du capteur Nano17 est proche du signal de consigne désiré (cf. figure 4.12). Même si elle n'est pas parfaite, la compensation obtenue semble suffisante pour certaines applications.

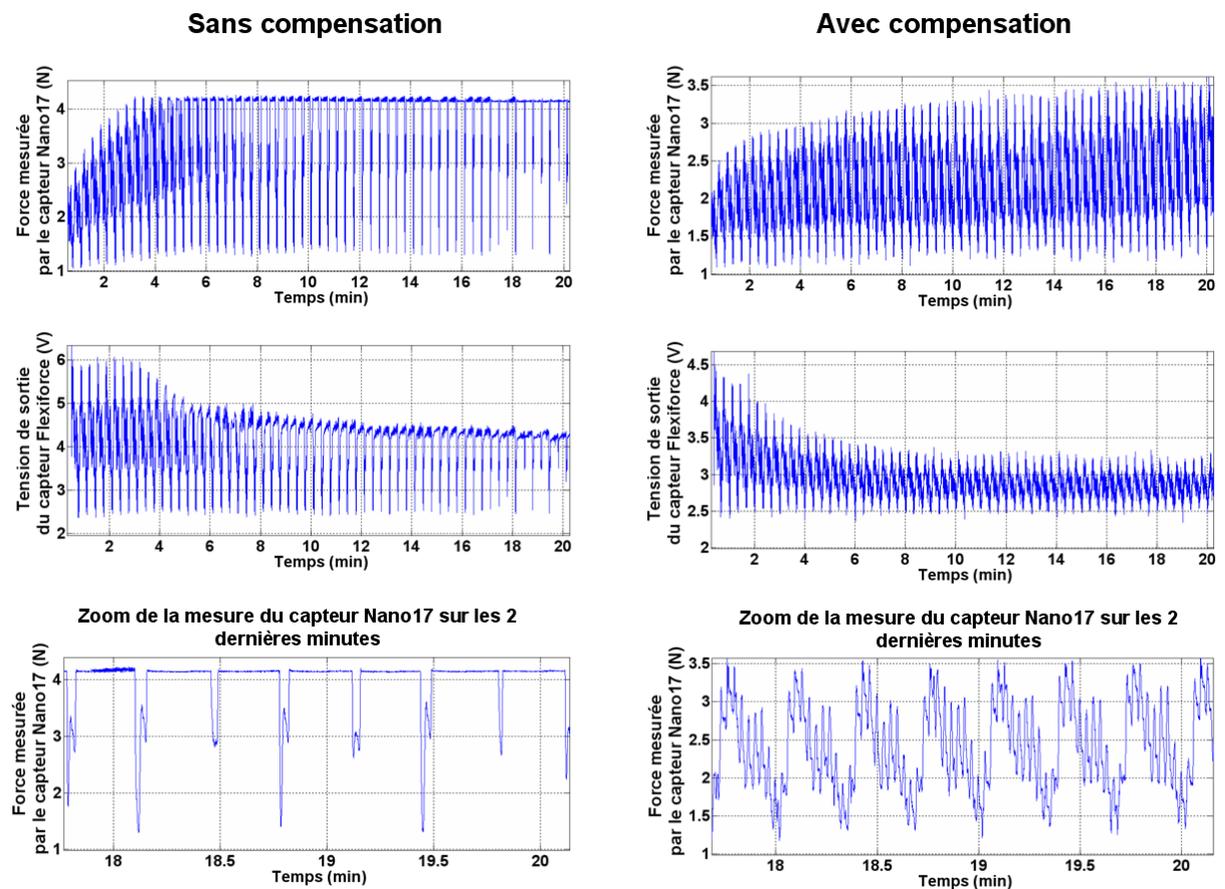


FIG. 4.19 – Comparaison des réponses des capteurs Flexiforce et Nano17 lors d'un asservissement en effort utilisant la réponse du capteur Flexiforce comme référence, sans (à gauche) et avec (à droite) compensation des non-linéarités. La consigne en effort est constituée de quatre sinusoïdes de fréquences 1, 0,5, 0,1 et 0,05Hz, avec des amplitudes respectives de 0,1, 0,2, 0,3 et 0,4 N.

Le modèle proposé peut donc être étendu à un signal ayant une bande spectrale plus large et permet donc de compenser significativement les non-linéarités du capteur Flexiforce lors d'un asservissement en effort.

4.6.2 Commande en effort avec le capteur FSR - dans le cadre de SMT robotisée

Pour le système robotique, le capteur FSR a été pour l'instant retenu, ses non-linéarités restant limitées vis-à-vis de notre application pour laquelle la précision n'est pas un point critique, et dont la durée des asservissements en effort ne dépassera pas les 30 minutes. Il présente l'avantage d'avoir une plus grande surface sensible, rendant possible le positionnement d'un seul capteur directement au centre de la surface de contact entre la sonde et la tête du patient.

Comme cela a été énoncé au chapitre précédent, le système robotique permet un découplage entre la tâche de positionnement selon une sphère centrée sur la tête du patient et celle de contrôle de l'effort de contact entre la sonde et la tête. L'asservissement de l'effort de contact ne nécessite donc que le pilotage du moteur actionnant la liaison glissière reliant le porteur principal au poignet. Le moteur étant commandé en vitesse, en raison de l'absence de mesure de la position angulaire de son arbre, la loi de commande en effort choisie est cette fois un simple correcteur proportionnel [Roy02]. Elle vient compléter les commandes planifiées des autres axes, ainsi que celles provenant de la boucle permettant le suivi des mouvements de tête du patient. Le schéma complet est représenté sur la figure 4.20.

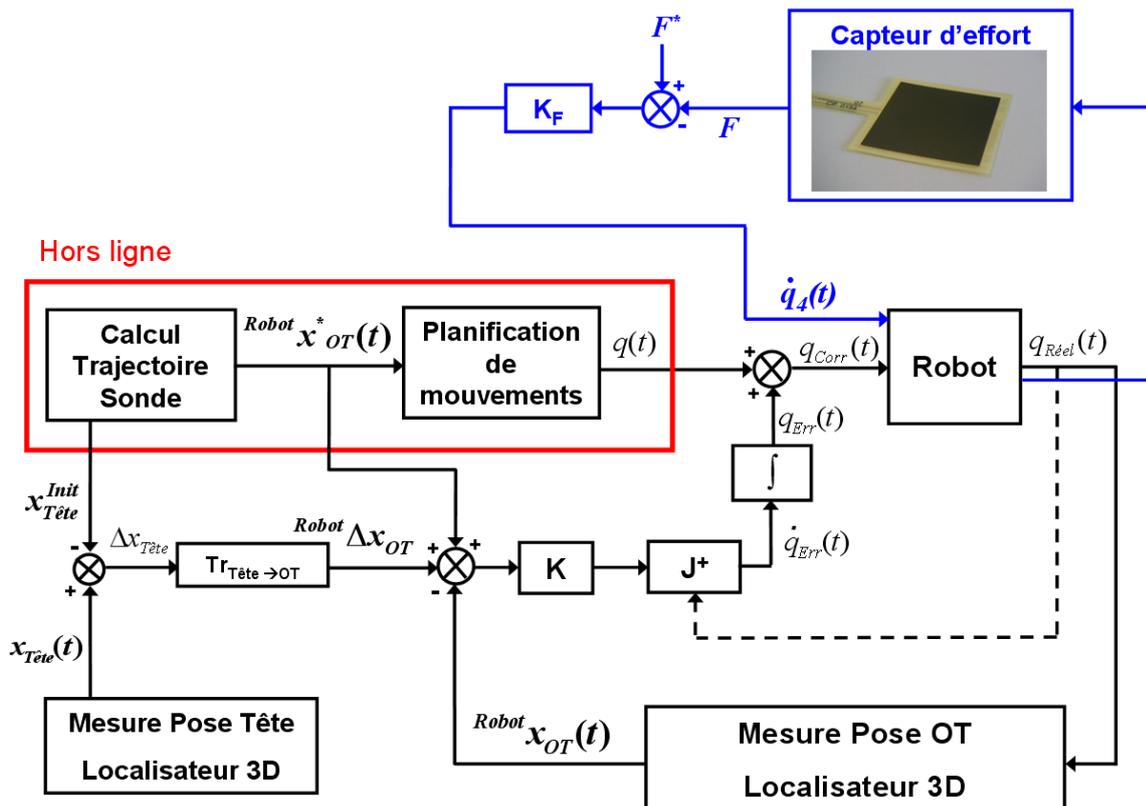


FIG. 4.20 – Schéma de commande du robot avec compensation des mouvements de tête du patient et contrôle de l'effort exercé par la sonde sur la tête.

Le sous-ensemble constitué de la liaison glissière et du poignet ayant été prototypé, la commande en effort a pu être testée dans les conditions de notre application. Afin de montrer qu'une commande en effort reste possible quelle que soit l'inclinaison de la sonde par rapport à l'axe de la liaison glissière, un asservissement en effort a été réalisé pour deux positions articulaires de

J_5 , 0° et 45° . Durant chacune de ces expériences, l'effort de consigne imposé est de 150 grammes (soit une tension de sortie de 4,5 V pour le capteur FSR), et nous venons manuellement maintenir le capteur Nano17 en contact avec la surface de la sonde, au niveau de la zone sensible du capteur FSR. Les figures 4.21 et 4.22 montrent, pour chaque orientation du poignet, l'évolution des efforts mesurés par chacun des capteurs et l'évolution de la position en translation du poignet. Des mouvements de poussée et de retrait sont effectués dans chaque expérience, et on peut constater que la liaison glissière est alors actionnée de manière à ramener l'effort de contact à sa valeur de consigne. Lorsque que les mouvements cessent, le poignet se stabilise dans une position pour laquelle l'effort de contact correspond à la valeur de consigne imposée.

Effort de contact dans l'axe de la glissière

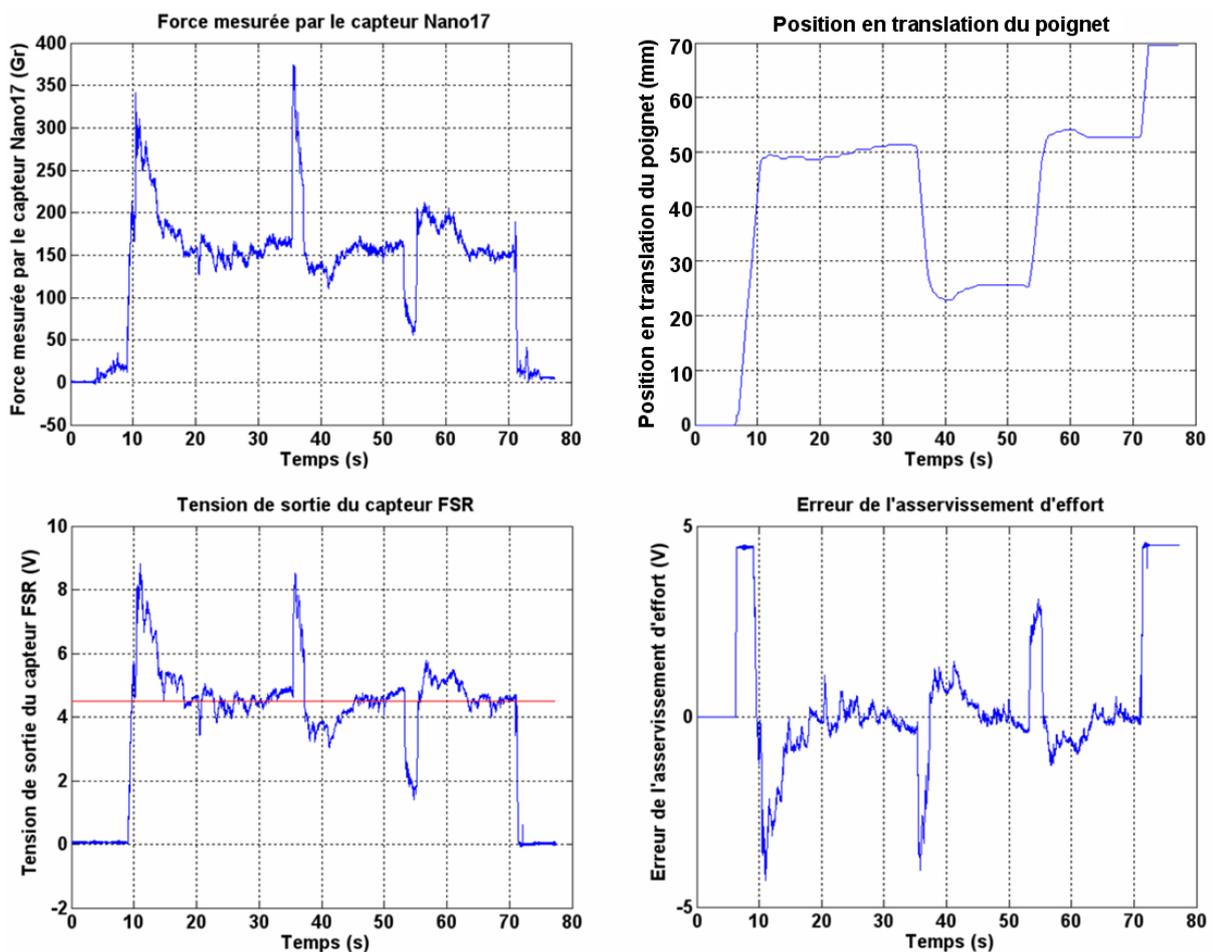
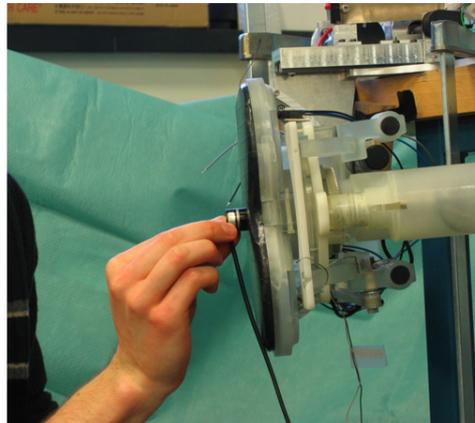


FIG. 4.21 – Force mesurée par les capteurs FSR et Nano17, et position en translation du poignet pour un asservissement en effort réalisé avec une inclinaison de la sonde de 0° par rapport à l'axe de la glissière.

Effort de contact dans une direction à 45° de l'axe de la glissière

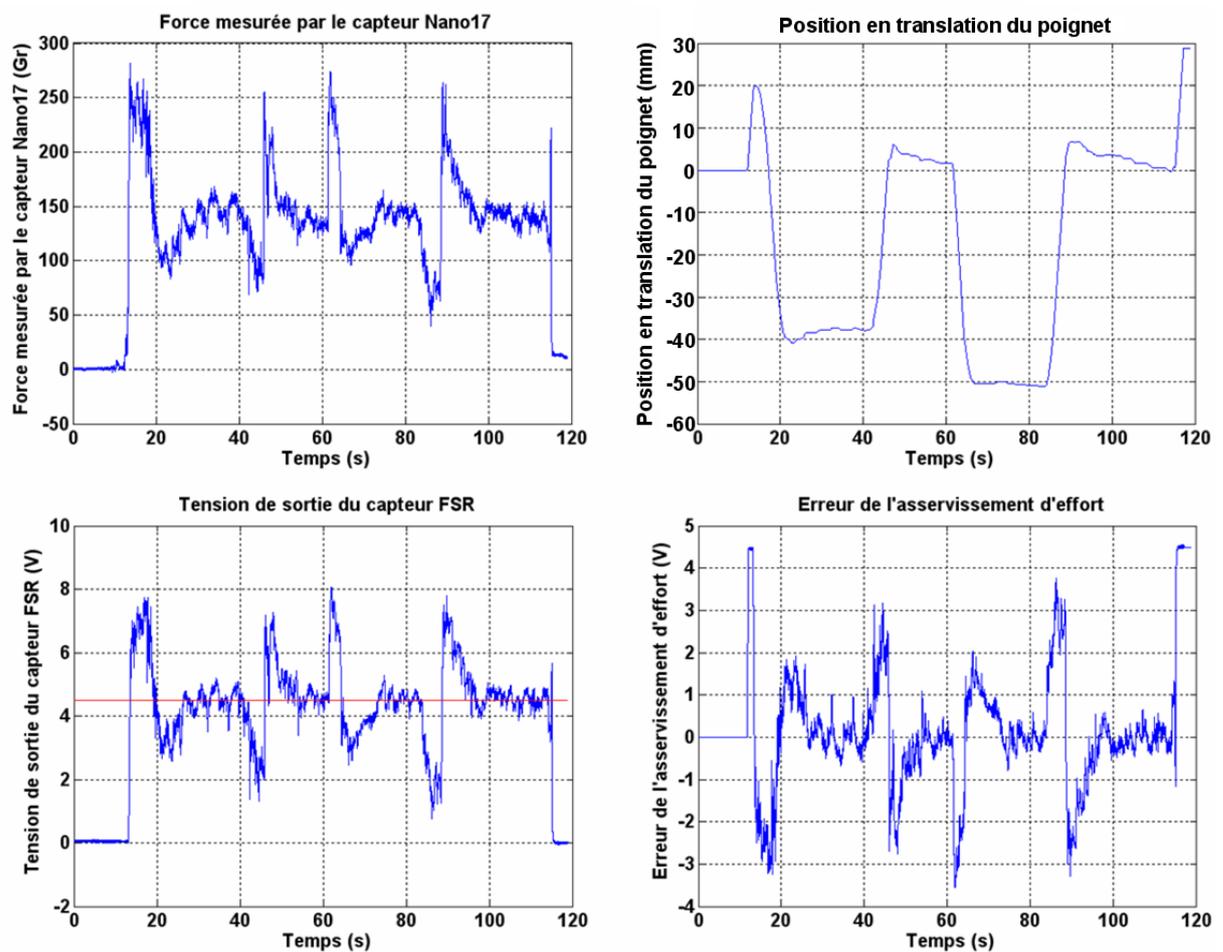
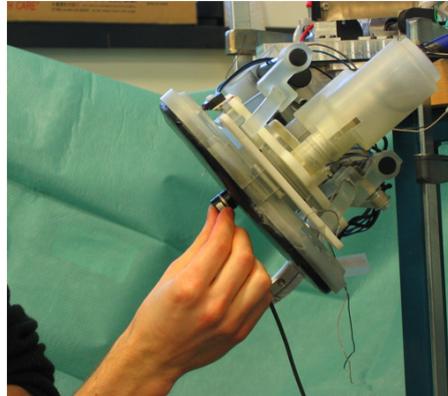


FIG. 4.22 – Force mesurée par les capteurs FSR et Nano17, et position en translation du poignet pour un asservissement en effort réalisé avec une inclinaison de la sonde de 45° par rapport à l'axe de la glissière.

Nous avons également réalisé un asservissement en effort sur la tête d'une poupée pendant une variation continue de l'orientation de la sonde, de 0° à 45° par rapport à l'axe de la glissière. Les résultats illustrés sur la figure 4.23 montrent que l'effort est bien maintenu à la valeur de consigne. Il est à noter que comme la sonde tourne autour du centre de sa surface, il est nécessaire d'ajuster manuellement et continuellement la position de la poupée pour que le contact ait lieu au niveau de la zone sensible du capteur. De plus, un décalage en translation de la tête de la poupée a été effectué, ce qui est mis en évidence sur la courbe de droite de la figure qui représente la variation de la position du poignet.

Au final, l'asservissement permet donc de maintenir un effort constant exercé sur la tête de la poupée, malgré une variation continue de l'orientation de 45° et un décalage en translation de 50mm.

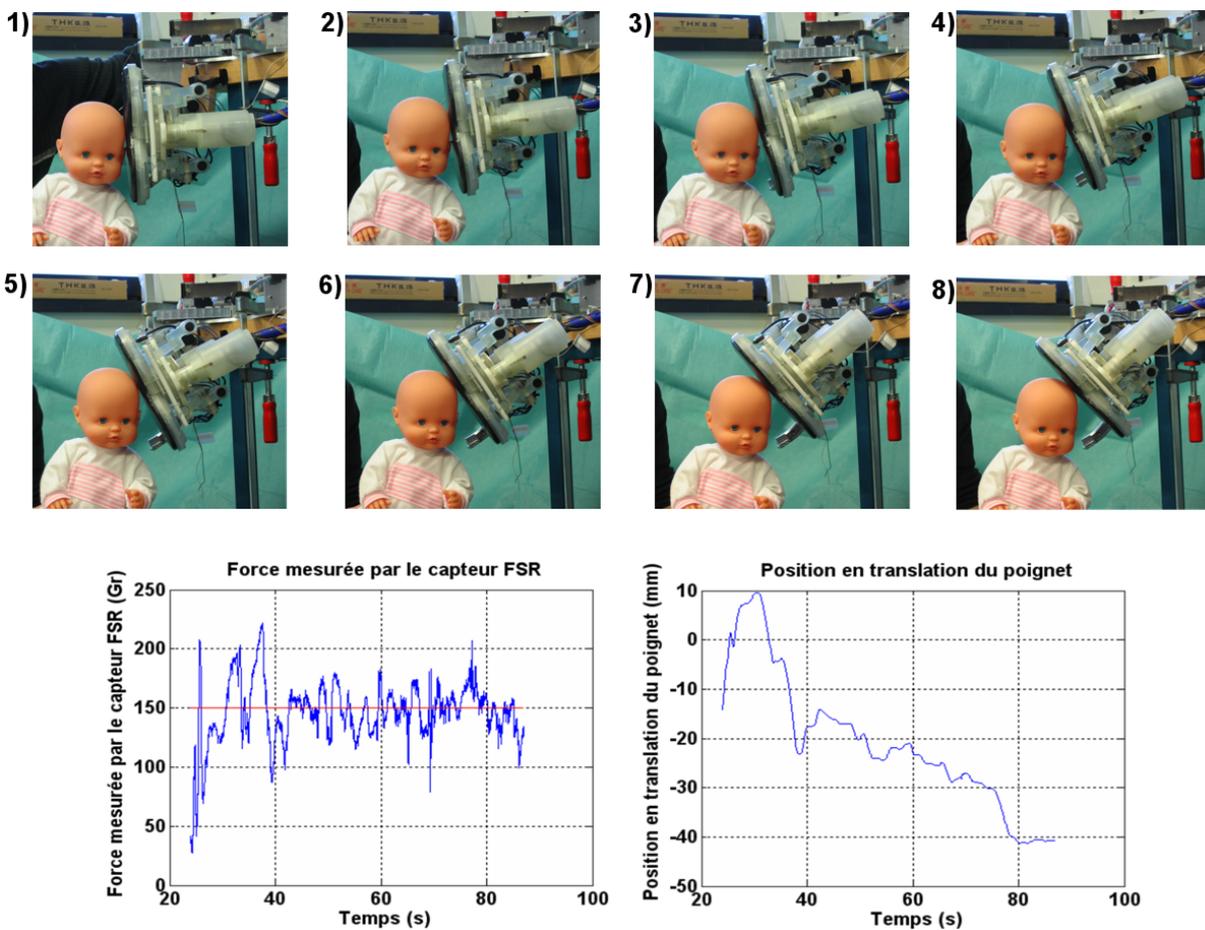


FIG. 4.23 – Force mesurée par le capteur FSR et position en translation du poignet pour un asservissement en effort réalisé au contact de la tête d'une poupée et pendant une rotation continue de la sonde de 0° à 45° par rapport à l'axe de la glissière.

Les deux expériences réalisées justifient donc l'hypothèse énoncée au chapitre précédent, à savoir qu'une simple commande en effort selon l'axe de la glissière permet de garantir un effort constant appliqué à la surface du crâne, quelle que soit l'orientation du poignet, et sans qu'il soit nécessaire d'inclure la valeur explicite des angles d'orientation du poignet dans la commande.

4.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons conduit une analyse du comportement dynamique de deux types de capteurs d'effort piézorésistifs, présentant l'avantage d'être de bas coût, de faible épaisseur et insensibles au champ magnétique. Nous avons alors proposé des modèles de compensation des non-linéarités observées.

Pour l'un des types de capteur, la faible amplitude des non-linéarités a permis son choix dans le contexte de la SMT, sans qu'aucune compensation ne soit nécessaire. Une validation par commande en effort a alors été réalisée avec les éléments du prototype du système robotique.

Pour l'autre type de capteurs, nous avons proposé un modèle adapté à un ensemble de sollicitations, afin d'élargir son champ d'application. Des expérimentations de commande en effort ont alors montré l'efficacité du modèle de compensation proposé.

Conclusion

La Stimulation Magnétique Transcrânienne est une méthode non-invasive qui consiste à déplacer une sonde électromagnétique à la surface du crâne du patient dans le but de modifier l'activité électrique de régions cibles de son cerveau. Son influence a déjà été mise en évidence pour le traitement de la dépression, et des études sont en cours pour le traitement d'autres pathologies. Cette méthode n'est à l'heure actuelle pas encore largement répandue du fait du déplacement manuel de la sonde qui conduit à une précision et une répétabilité trop faibles pour permettre une évaluation clinique rigoureuse. En outre, un traitement manuel ne peut pas être envisagé dans le cadre d'une routine clinique à cause de la durée d'une séance, qui est de l'ordre de 30 minutes. Afin de permettre un meilleur développement de cette technique, un projet a ainsi été initié par plusieurs laboratoires de recherche de Strasbourg, dans le but de développer un système permettant la réalisation d'une procédure complète de SMT, de l'analyse d'images IRM nécessaires à la définition du traitement, à la réalisation de celui-ci grâce au déplacement automatisé de la sonde à la surface du scalp du patient. Dans le cadre de ce projet, l'objectif de cette thèse est de concevoir et commander un dispositif robotique dédié à la SMT.

Dans cette thèse nous proposons donc la conception d'une architecture cinématique originale permettant un positionnement sûr de la sonde, une méthode de suivi de trajectoires prédéfinies de la sonde de stimulation, et enfin une méthode de gestion de l'effort de contact exercé par la sonde sur le scalp du patient.

Conclusions

La première étape de ce travail a concerné l'analyse des contraintes imposées par la tâche à réaliser et la conception d'un mécanisme adapté assurant la sécurité du patient. Cette analyse nous a amenés dans un premier temps à séparer le problème de positionnement de la sonde en trois sous-tâches : l'une est le positionnement du centre de la sonde selon une sphère centrée sur la tête du patient, l'autre est l'orientation de celle-ci et la dernière est le contrôle du contact entre la surface de la sonde et le crâne du patient. Un état de l'art des manipulateurs destinés aux applications médicales a révélé que peu de systèmes peuvent être utilisés pour déplacer une sonde sur l'ensemble de la surface du crâne. Les systèmes existants s'avèrent inadaptés en raison de la disproportion entre leur espace de travail et l'espace utile à la SMT. En optant pour un mécanisme de type sphérique série centré sur la tête du patient, cette problématique a été résolue. De manière à permettre l'atteignabilité de l'ensemble la zone de stimulation et à garantir des performances cinématiques compatibles avec des tâches de suivi de trajectoires continues, un degré de redondance a été prévu pour le porteur sphérique. Afin d'accroître la rigidité du mécanisme et de faciliter la gestion des butées articulaires, nous avons proposé une architecture originale basée sur l'utilisation de guidages circulaires. Dans le but de permettre l'orientation de la sonde autour de son point de contact avec la surface de la tête, et pour des raisons de débattements angulaires, une architecture à base de guidages circulaires a également été retenue pour

le poignet porte-sonde. Finalement, les différents choix technologiques permettant la conception d'un prototype complet ont été présentés. Ceux-ci satisfont les contraintes de la tâche à réaliser, mais aussi les contraintes de sécurité, garantissant par exemple l'absence de collision avec le patient en cas de coupure de courant.

Afin d'offrir la possibilité d'exécuter des déplacements de la sonde le long d'une trajectoire continue, un nouvel algorithme probabiliste de planification a été proposé afin de déterminer des mouvements sans collision lorsque le mouvement de l'organe terminal d'un robot redondant est imposé. Cet algorithme a été utilisé pour planifier les mouvements du robot de SMT pour une trajectoire de la sonde sur le crâne calculée à partir de points cibles désignés sur une modélisation 3D de cerveau. Un schéma de commande permettant la compensation en ligne des mouvements de tête potentiels du patient a également été présenté et illustré.

Enfin, dans la dernière étape de ce travail, nous avons proposé une méthode permettant de contrôler l'effort de contact exercé par la surface de la sonde sur la tête du patient. Pour ce faire, une modélisation dynamique de deux capteurs d'effort vendus dans le commerce a été réalisée afin de permettre leur utilisation dans le cadre d'une commande en effort. Ces capteurs ont été retenus pour leur faible coût, leur faible encombrement et leur insensibilité au champ magnétique. L'analyse dynamique de leur comportement a mis en évidence la présence de non-linéarités particulièrement fortes pour l'un deux. Nous avons identifié les non-linéarités de ce capteur et proposé un modèle permettant de les compenser, rendant ainsi possible son utilisation dans des applications de commande en effort. Les expérimentations de commande en effort réalisées donnent une preuve de l'efficacité du modèle de compensation proposé. L'autre capteur a été intégré au système robotique et son utilisation a été validée dans le cadre d'une commande en effort réalisée dans les conditions de notre application.

Les outils de reconstruction du cerveau et du crâne du patient à partir d'images IRM et IRMf font partie des outils du logiciel Medimax développé par l'équipe Traitement d'Images Médicales du laboratoire d'imagerie et de neurosciences cognitives de l'université Louis Pasteur. Ils sont donc déjà fonctionnels et la communication entre ces outils et les solutions logicielles que nous avons développées pour planifier une séance de SMT a été validée. Au final, le dispositif robotique ainsi que tous les algorithmes développés au cours de ce travail de thèse doivent donc permettre la réalisation d'une procédure complète et automatisée de SMT.

Perspectives

Toutes les solutions, matérielles et logicielles, sont actuellement en cours d'implantation sur un premier démonstrateur, devant permettre d'effectuer des premières validations sur mannequin d'ici 6 mois, puis les premiers tests cliniques.

Les étapes suivantes de ce projet concernent le développement du système de SMT robotisée en vue d'une industrialisation. Premièrement, il s'agit de participer à une évaluation clinique fiable de la SMT. Il est en effet nécessaire de préciser l'applicabilité de la technique de SMT, afin de préciser les indications médicales. Deuxièmement, la sécurité du système doit être validée à travers des outils d'analyse tels que ceux de l'AMDEC¹² et de l'AEEL¹³ afin de fournir un dossier étayé montrant la possibilité d'évoluer vers une certification. Troisièmement, il s'agit de faire évoluer le premier démonstrateur grâce à un retour d'expérience, pour tendre vers une version du système industrialisable sur le plan de ses fonctionnalités et de sa mise en production. Ceci permettra d'en faire un produit susceptible de convaincre une entreprise d'investir dans un

¹²Analyse des Modes de Défaillances et de leurs Effets et de leur Criticité

¹³Analyse des effets des erreurs du logiciel

programme de commercialisation, par le biais d'une cession de licence.

Enfin, dans un contexte autre que celui de la SMT robotisée, l'algorithme de planification proposé a des applications potentielles intéressantes. Il pourrait notamment être utilisé pour résoudre des problèmes de planification de mouvements pour des humanoïdes. En effet, seule la matrice Jacobienne du robot est nécessaire, le modèle géométrique inverse pouvant être calculé à l'aide d'une inversion numérique basée sur la Jacobienne, ou grâce aux méthodes développées dans [Cortés02], lorsque aucun modèle analytique n'est disponible. Certaines questions méritent une attention particulière et ouvrent des perspectives, telles que l'extension de la méthode au cas de manipulateurs mobiles non-holonomes et à des scènes dynamiques.

Liste des publications

Revue

1. Planification de mouvements des manipulateurs redondants lorsque le mouvement de l'organe terminal est imposé.
C.Lebossé, B. Bayle, P. Renaud, M. de Mathelin.
Journal Européen des Systèmes Automatisés, Volume 42, Numéro 1, pages 95-115, février 2008.

Conférences

1. Robotic Image-Guided Transcranial Magnetic Stimulation.
C.Lebossé, P. Renaud, B. Bayle, M. de Mathelin, O. Piccin, E. Laroche, J. Foucher.
Computer Assisted Radiology and Surgery Conference, pages 137-139, Osaka, Japon, juin 2006.
2. Stimulation Magnétique Transcrânienne Robotisée Guidée par Imagerie Médicale.
C.Lebossé, P. Renaud, B. Bayle, M. de Mathelin, O. Piccin, J. Foucher.
4ème Colloque Interdisciplinaire en Instrumentation, pages 369-376, Nancy, 17-19 octobre 2007.
3. A Robotic System for Automated Image-Guided Transcranial Magnetic Stimulation.
C.Lebossé, P. Renaud, B. Bayle, M. de Mathelin, O. Piccin, J. Foucher.
Third IEEE-NIH Life Science Systems and Applications Workshop (LISSA), pages 55-58, Bethesda, États-Unis, 8-9 novembre 2007.
4. Nonlinear modeling of low cost force sensors.
C.Lebossé, P. Renaud, B. Bayle, M. de Mathelin.
IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Pasadena, États-Unis, 19-23 mai 2008.

Brevet

1. Installation robotisée pour le positionnement et le déplacement d'un organe ou instrument et appareil de traitement comprenant une telle installation, dépôt provisionnel US n°60/816,343 en date du 26 juin 2006. Demande de brevet international numéro PCT/FR07/051518, juin 2007.
C.Lebossé, P. Renaud, B. Bayle, M. de Mathelin, O. Piccin, E. Laroche.

Article de magazine en ligne

1. Transcranial Magnetic Stimulation : Towards a robotic control of rTMS placement for therapeutic purpose.
J. Foucher, **C.Lebossé**, P. Renaud, B. Bayle, M. de Mathelin, O. Piccin.
In Asian Hospital and Healthcare Management (AsianHHM), 2007.
http://www.asianhbm.com/Knowledge_bank/articles/transcranial_magnetic_stimulation.htm

Bibliographie

- [Ahuactzin98] J. Ahuactzin, K. Gupta, et E. Mazer. «Manipulation planning for redundant robots : a practical approach». *The International Journal of Robotics Research*, tome 17, n° 7, pages 731–747, 1998.
- [Ahuactzin99] J. Ahuactzin et K. Gupta. «The kinematic Roadmap : A motion planning based global approach for inverse kinematics of redundant robots». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 15, n° 4, pages 653–669, 1999.
- [Balakrishnan03] A. Balakrishnan, D.F., Kacher, A. Slocum, C. Kemper, et S. K. Warfield. «Smart retractor for use in image guided neurosurgery». Dans «Summer Bioengineering Conference», Key Biscayne, États-Unis, juin 2003.
- [Barbé06] L. Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin, et A. Gangi. «Online robust model estimation and haptic clues detection during in vivo needle insertions». Dans «The first IEEE / RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Biorob'06», pages 341–346. Pise, Italie, février 2006.
- [Barker85] A. Barker, R. Jalinous, et I. Freeston. «Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex». *Lancet*, tome 1, n° 8437, pages 1106–1107, 1985.
- [Barker87] A. Barker, I. Freeston, R. Jalinous, et J. Jarratt. «Magnetic stimulation of the human brain and peripheral nervous system : an introduction and the results of an initial clinical evaluation». *Neurosurgery*, tome 20, pages 100–109, 1987.
- [Benabid03] A. Benabid. «Deep brain stimulation for Parkinson's disease». *Current Opinion Neurobiology*, tome 13, pages 696–706, 2003.
- [Berardelli90] A. Berardelli, M. Inghilleri, G. Cruccu, B. Mercuri, et M. Manfredi. «Electrical and magnetic transcranial stimulation in patients with corticospinal damage due to stroke or motor neuron disease». *Electromyography Clinical Neurophysiology*, tome 30, pages 389–396, 1990.
- [Bickford65] R. Bickford et B. Fremming. «Neural stimulation by pulsed magnetic fields in animals and man». Dans «6th International Conference on Medical Electronics and Biological Engineering», pages 7–6. Tokyo, Japon, 1965.
- [Bickford87] R. Bickford, M. Guidi, P. Fortesque, et M. Swenson. «Stimulation of human peripheral nerve and brain : response enhancement by combined magnetoelectrical technique». *Neurosurgery*, tome 20, pages 110–116, 1987.
- [Brasil-Neto92] J. Brasil-Neto, L. Cohen, M. Panizza, J. Nilsson, B. Roth, et M. Hallett. «Optimal focal transcranial magnetic activation of the human motor cortex :

- effects of coil orientation, shape of induced current pulse, and stimulus intensity». *Clinical Neurophysiology*, tome 9, pages 132–136, 1992.
- [Cadwell91] J. Cadwell. «Principles of magnetoelectric stimulation». Dans e. Chokroverty S, rédacteur, «Magnetic stimulation in clinical neurophysiology», pages 13–28. Butterworths, Boston, 1991.
- [Caramia96] M. Caramia, C. Iani, et G. Bernardi. «Cerebral plasticity after stroke as revealed by ipsilateral responses to magnetic stimulation». *Neuroreport*, tome 7, pages 1756–1760, 1996.
- [Carricato04] M. Carricato et V. Parenti-Castelli. «A novel fully decoupled two-degrees-of-freedom parallel wrist». *The International Journal of Robotics Research*, tome 23, n° 6, pages 661–667, juin 2004.
- [Castro97] M. C. F. Castro et A. Cliquet. «A low-cost instrumented glove for monitoring forces during object manipulation». *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, tome 5, n° 2, pages 140–147, juin 1997.
- [Cavelaars00] A. Cavelaars, A. Kunst, J. Geurts, R. Cialesi, L. Grotvedt, et U. Helmert. «Persistent variations in average height between countries and between socio-economic groups : an overview of 10 European countries». *Annals of Human Biology*, tome 27, n° 4, pages 407–421, 2000.
- [Chang03] S. Chang, W. Main, D. Martin, I. Gibbs, et M. Heilbrun. «An analysis of the accuracy of the CyberKnife : a robotic frameless stereotactic radiosurgical system». *Neurosurgery*, tome 52, n° 1, pages 140–147, janvier 2003.
- [Chapuis04] D. Chapuis, R. Gassert, L. Sache, E. Burdet, et H. Bleuler. «Design of a simple MRI/fMRI compatible force/torque sensor». Dans «IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems», tome 3, pages 2593–2599. Sendai, Japon, septembre 2004.
- [Chen97] R. Chen, J. Classen, C. Gerloff, et et al. «Depression of motor cortex excitability by low-frequency transcranial magnetic stimulation». *Neurology*, tome 48, pages 1398–1403, 1997.
- [Chinzei01] K. Chinzei et K. Miller. «MRI guided surgical robot». Dans «Australian Conference on Robotics and Automation», pages 50–55. Sydney, Australie, novembre 2001.
- [Clarke06] B. Clarke, A. Upton, M. Kamath, T. Al-Harbi, et C. Castellanos. «Transcranial magnetic stimulation for migraine : clinical effects.» *Journal of Headache and Pain*, tome 7, n° 5, pages 341–346, 2006.
- [Claus90a] D. Claus, N. Murray, A. Spitzer, et D. Flügel. «The influence of stimulus type on the magnetic excitation of nerve structures». *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, tome 75, pages 342–349, 1990.
- [Claus90b] D. Claus, H. Waddy, A. Harding, N. Murray, et P. Thomas. «Hereditary motor and sensory neuropathies and hereditary spastic paraplegia : a magnetic stimulation study». *Annals of Neurology*, tome 28, pages 43–49, 1990.
- [Cleary01] K. Cleary et C. Nguyen. «State of the art in surgical robotics : clinical applications and technology challenges». *Computer Aided Surgery*, tome 6, pages 312–328, 2001.

- [Cohen91] L. Cohen, S. Bandinelli, H. Topka, P. Fuhr, B. Roth, et M. Hallett. «Topographic maps of human motor cortex in normal and pathological conditions : mirror movements, amputations and spinal cord injuries». *Electroencephalography*, tome 43, pages 36–50, 1991.
- [Cohen97] L. Cohen, P. Celnik, A. Pascual-Leone, B. Corwell, L. Faiz, J. Dambrosia, M. Honda, N. Sadato, C. Gerloff, M. Catalá, et M. Hallett. «Functional relevance of crossmodal plasticity in blind humans». *Nature*, tome 389, pages 180–183, 1997.
- [Cortés02] J. Cortés, T. Siméon, et J. Laumond. «A random loop generator for planning the motions of closed kinematic chains with PRM methods». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 2141–2146. Washington, DC, États-Unis, mai 2002.
- [Couturier05] J. Couturier. «Efficacy of rapid-rate repetitive transcranial magnetic stimulation in the treatment of depression : a systematic review and meta-analysis». *Journal of Psychiatry and Neuroscience*, tome 30, pages 83–90, 2005.
- [Cracco95] R. Cracco, V. Amassian, P. Maccabee, et J. Cracco. «Flow of symbolic visual information from retina to vocalization». Dans «6th Symposium on Clinical Use of Magnetic Stimulation», pages 28–30. Kyoto, Japon, 1995.
- [Cummings93] J. Cummings. «The neuroanatomy of depression». *Journal of Clinical Psychiatry*, tome 54, pages 14–20, 1993.
- [d'Arsonval96] A. d'Arsonval. «Dispositifs pour la mesure des courants alternatifs de toutes fréquences». Dans «Comptes Rendus de la Société de Biologie», tome 3, pages 450–457. Paris, 1896.
- [De Schutter88] J. De Schutter et H. V. Brussel. «Compliant robot motion II. A control approach based on external control loops». *International Journal of Robotic Research*, tome 7, n° 4, pages 18–33, 1988.
- [Dégoulange93] E. Dégoulange. *Commande en effort d'un robot manipulateur à deux bras : application au contrôle de la déformation d'une chaîne cinématique fermée*. Thèse de doctorat, Université Montpellier II, Montpellier, 1993.
- [Delgorge05] C. Delgorge, F. Courrèges, L. A. Bassit, C. Novales, C. Rosenberger, N. Smith-Guerin, C. Brù, R. Gilabert, M. Vannoni, G. Poisson, et P. Vieyres. «A tele-operated mobile ultrasound scanner using a light weight robot». *IEEE Transactions on Innovation Technology in Biomedicine*, tome 9, n° 1, pages 50–58, mars 2005.
- [Dombre03] E. Dombre, G. Duchemin, P. Poignet, et F. Pierrot. «Dermarob : a safe robot for reconstructive surgery». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 19, n° 5, pages 876–884, octobre 2003.
- [Duchemin01] G. Duchemin, E. Dombre, F. Pierrot, P. Poignet, et E. Dégoulange. «SCALPP : a safe methodology to robotize skin harvesting». Dans «MIC-CAI», pages 309–316. Utrecht, Pays-Bas, octobre 2001.
- [Faivre03] A. Faivre. *Conception et validation d'un nouvel outil d'analyse de la marche*. Thèse de doctorat, Université de Franche Comté, 2003.

- [Fang04] Y. Fang et L. Tsai. «Structure synthesis of a class of 3-DOF rotational parallel manipulators». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 20, n° 1, pages 117–121, février 2004.
- [Faverjon87] B. Faverjon et P. Tournassoud. «A local based approach for path planning of manipulators with a high number of degrees of freedom». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1152–1159. Raleigh, États-Unis, 1987.
- [Fregni06] F. Fregni, P. Boggio, M. Nitsche, S. Rigonatti, et A. Pascual-Leone. «Cognitive effects of repeated sessions of transcranial direct current stimulation in patients with depression». *Depression and Anxiety*, tome 23, pages 482–484, 2006.
- [George96] M. George, E. Wassermann, et R. Post. «Transcranial magnetic stimulation : a neuropsychiatric tool for the 21st century». *Neuropsychiatry and Clinical Neurosciences*, tome 8, pages 373–382, 1996.
- [George97] M. George, E. Wassermann, T. Kimbrell, J. Little, W. Williams, et A. D. et al. «Moodimprovement following daily left prefrontal repetitive transcranial magnetic stimulation in patients with depression : A placebo-controlled crossover trial». *American Journal of Psychiatry*, tome 154, pages 1752–1756, 1997.
- [Gershon03] A. Gershon, P. Dannon, et L. Grunhaus. «Transcranial magnetic stimulation in the treatment of depression». *American Journal of Psychiatry*, tome 160, n° 5, pages 835–845, 2003.
- [Gosselin89] C. Gosselin et J. Angeles. «The optimum kinematic design of a spherical three-degree-of-freedom parallel manipulator». *Journal of Mechanisms, Transmissions, and Automation in Design*, tome 111, n° 2, pages 202–207, 1989.
- [Gregorio01] R. D. Gregorio. «Kinematics of a new spherical parallel manipulator with three equal legs : the 3-URC wrist». *Journal of Robotic Systems*, tome 18, n° 5, pages 213–219, mai 2001.
- [Gregorio04a] R. D. Gregorio. «Kinematics of the 3-RSR wrist». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 20, n° 4, pages 750–754, août 2004.
- [Gregorio04b] R. D. Gregorio. «Statics and singularity loci of the 3-UPU wrist». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 20, n° 4, pages 630–635, août 2004.
- [Herdmann93] J. Herdmann, C. Lumenta, et K. Juse. «Magnetic stimulation for monitoring of motor pathways in spinal procedures». *Spine*, tome 18, pages 551–559, 1993.
- [Hess87] C. Hess, K. Mills, N. Murray, et T. Schriefer. «Magnetic brain stimulation : central motor conduction studies in multiple sclerosis». *Annals Neurology*, tome 22, pages 744–752, 1987.
- [Hesselbach04] J. Hesselbach, A. Raatz, J. Wrege, et S. Soetebier. «Design and analysis of a macro parallel robot with flexure hinges for micro assembly tasks». Dans «Proceedings of 35th International Symposium on Robotics», Paris, France, 23-26 mars 2004.

- [Hoffman03] R. Hoffman, K. Hawkins, R. Gueorguieva, N. Boutros, F. Rachid, K. Carroll, et J. Krystal. «Transcranial magnetic stimulation of left temporoparietal cortex and medication-resistant auditory hallucinations». *Archives of General Psychiatry*, tome 60, pages 49–56, janvier 2003.
- [Inghilleri06] M. Inghilleri, A. Conte, V. Frasca, N. Scaldaferrri, F. Gilio, M. Santini, G. Fabbrini, M. Prencipe, et A. Berardelli. «Altered response to rTMS in patients with Alzheimer’s disease». *Clinical Neurophysiology*, tome 117, pages 103–109, 2006.
- [Kammer01] T. Kammer, S. Beck, A. Thielscher, U. Laubis-Herrmann, et H. Topka. «Motor thresholds in humans : a transcranial magnetic stimulation study comparing different pulse waveforms, current directions and stimulator types». *Clinical Neurophysiology*, tome 112, pages 250–258, 2001.
- [Karouia02] M. Karouia et J. Hervé. «A family of novel orientational 3-DOF parallel robots». Dans «14th CISM-IFTToMM Symposium», pages 359–368. Udine, Italie, 2002.
- [Kavraki96] L. Kavraki, P. Švestka, J.-C. Latombe, et M. Overmars. «Probabilistic roadmaps for path planning in high-dimensional configuration spaces». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 12, n° 4, pages 566–580, août 1996.
- [Keck02] M. Keck, T. Welt, M. Müller, A. Erhardt, F. Ohl, N. Toschi, F. Holsboer, et I. Sillaber. «Repetitive transcranial magnetic stimulation increases the release of dopamine in the mesolimbic and mesostriatal system». *Neuropharmacology*, tome 43, pages 101–109, 2002.
- [Kew94] J. Kew, M. R. MC, J. Rothwell, R. Passingham, P. L. PN, S. Sooriakumaran, R. Frackowiak, et D. Brooks. «Reorganization of cortical blood flow and transcranial magnetic stimulation maps in human subjects after upper limb amputation». *Journal of Neurophysiology*, tome 72, pages 2517–2524, 1994.
- [Khatib85] O. Khatib. «Real-time obstacle avoidance for manipulators and mobile robots». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 500–505. St. Louis, États-Unis, mars 1985.
- [Khedr07] E. Khedr, J. Rothwell, O. Shawky, M. Ahmed, N. Foly, et A. Hamdy. «Dopamine levels after repetitive transcranial magnetic stimulation of motor cortex in patients with Parkinson’s disease : preliminary results». *Movement Disorders*, tome 22, n° 7, pages 1046–1050, 2007.
- [Kim06] Y. Kim, S. You, M. Ko, J. Park, et et al. «Repetitive transcranial magnetic stimulation-induced corticomotor excitability and associated motor skill acquisition in chronic stroke». *Stroke*, tome 37, n° 6, pages 1471–1476, 2006.
- [Klein99] E. Klein, I. Kreinin, A. Chistyakov, D. Koren, L. Mecz, et S. M. et al. «Therapeutic efficacy of right prefrontal slow repetitive transcranial magnetic stimulation in major depression : A double-blind controlled study». *Archives General Psychiatry*, tome 56, pages 315–320, 1999.
- [Komssi04] S. Komssi. *Electroencephalographic responses to transcranial magnetic stimulation*. Academic dissertation, Helsinki University of Technology, Department of Physical Sciences, 2004.

- [Kong04] X. Kong et C. Gosselin. «Type synthesis of 3-DOF spherical parallel manipulators based on screw theory». *ASME Journal of Mechanical Design*, tome 126, n° 1, pages 101–108, janvier 2004.
- [Kong05] Y. Kong et B. Lowe. «Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks». *International Journal of Industrial Ergonomics*, tome 35, n° 6, pages 495–507, 2005.
- [Kozel02] F. Kozel et M. George. «Meta-analysis of left prefrontal repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) to treat depression». *Journal of Psychiatric Practice*, tome 8, pages 270–275, 2002.
- [Krings98] T. Krings, C. Naujokat, et D. G. v Keyrserlink. «Representation of cortical motor function as revealed by stereotactic transcranial magnetic stimulation». *Electromyography Clinical Neurophysiology*, tome 109, pages 85–93, 1998.
- [Kuffner00] J. Kuffner et S. LaValle. «RRT-connect : an efficient approach to single-query path planning». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 995–1001. San Francisco, États-Unis, avril 2000.
- [Lancaster04] J. Lancaster, S. Narayana, D. Wenzel, J. Luckemeyer, J. Roby, et P. Fox. «Evaluation of an image-guided, robotically positioned transcranial magnetic stimulation system». *Human Brain Mapping*, tome 22, pages 329–340, janvier 2004.
- [Lavallée92] S. Lavallée, J. Troccaz, L. Gaborit, P. Cinquin, A. Benabid, et D. Hoffmann. «Image guided operating robot : a clinical application in stereotactic neurosurgery». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», tome 1, pages 618–624. Nice, France, mai 1992.
- [LaValle98] S. LaValle. «Rapidly-Exploring Random Trees : a new tool for path planning». Rapport technique TR 98-11, Computer Science Dept., Iowa State University, 1998.
- [Lavalle99] S. Lavalle, J. Yakey, et L. Kavraki. «A probabilistic roadmap approach for systems with closed kinematic chains». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1671–1676. Detroit, États-Unis, mai 1999.
- [Lisanby00] S. Lisanby et R. Belmaker. «Animal models of the mechanisms of action of repetitive transcranial magnetic stimulation (RTMS) : comparisons with electroconvulsive shock (ECS)». *Depress Anxiety*, tome 12, n° 3, pages 178–187, 2000.
- [Lisanby03] S. Lisanby, B. Luber, T. Schlaepfer, et H. Sackeim. «Safety and feasibility of magnetic seizure therapy (MST) in major depression : randomized within-subject comparison with electroconvulsive therapy». *Neuropsychopharmacology*, tome 28, pages 1852–1865, 2003.
- [Londeroa06] A. Londeroa, B. Langguthb, D. D. Ridderc, P. Bonfilsa, et J.-P. Lefaucheurd. «Repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) : a new therapeutic approach in subjective tinnitus?» *Clinical Neurophysiology*, tome 36, n° 3, pages 145–155, 2006.
- [Lum04] M. Lum, J. Rosen, M. Sinanan, et B. Hannaford. «Kinematic optimization of a spherical mechanism for a minimally invasive surgical robot». Dans «IEEE

- International Conference on Robotics and Automation», tome 1, pages 829 – 834. Nouvelle Orleans, États-Unis, avril 2004.
- [Maciejewski85] A. Maciejewski et C. Klein. «Obstacle avoidance for kinematically redundant manipulators in dynamically varying environments». *The International Journal of Robotics Research*, tome 4, n° 3, pages 109–117, 1985.
- [Mag03] Magstim. *A guide to Brainsight frameless*, 2003.
Lien : www.magstim.com/Documents.html.
- [Manjunath02] K. Manjunath. «Estimation of cranial volume in dissecting room cadavers». *Journal of The Anatomical Society of India*, tome 51, n° 5, pages 168–172, 2002.
- [Masamune95] K. Masamune, E. Kobayashi, Y. Masutani, M. Suzuki, T. Dohi, H. Iseki, et K. Takakura. «Development of an MRI-compatible needle insertion manipulator for stereotactic neurosurgery». *Journal of Image Guided Surgery*, tome 1, n° 4, pages 242–248, 1995.
- [Matthäus06] L. Matthäus, A. Giese, D. Wertheimer, et A. Schweikard. «Planning and analyzing robotized TMS using virtual reality». *Medicine Meets Virtual Reality*, tome 119, pages 373–378, 2006.
- [Mayberg05] H. Mayberg, A. Lozano, V. Voon, H. McNeely, D. Seminowicz, C. Hamani, , J. Schwalb, et S. Kennedy. «Deep brain stimulation for treatment-resistant depression.» *Neuron*, tome 45, n° 5, pages 651–660, March 2005.
- [Mitsuishi01] M. Mitsuishi, S. Warisawa, T. Tsuda, T. Higuchi, N. Koizumi, H. Hashizume, et K. Fujiwawra. «Remote ultrasound diagnostic system». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», tome 2, pages 1567–1574. Seoul, Corée, mai 2001.
- [Moon02] Y.-M. Moon, B. Trease, et S. Kota. «Design of large displacement compliant joints». Dans «Smart Structures and Materials - Modeling, Signal processing and Control», ASME/DETC 27th Biennial Mechanisms and Robotics Conference, Montréal, Canada, 29 Sep - 03 Oct 2002.
- [Moore06] S. Moore. «Psychiatry's Shocking New Tools». *IEEE Spectrum*, tome 43, pages 24–31, 2006.
- [Morgan03] P. Morgan, T. Carter, S. Davis, A. Sepehri, J. Punt, P. Byrne, A. Moody, et P. Finlay. «The application accuracy of the Pathfinder neurosurgical robot». Dans «Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)», pages 561–567. Londres, Royaume-Uni, juin 2003.
- [Moro06] E. Moro et A. Lang. «Criteria for deep-brain stimulation in Parkinson's disease : review and analysis». *Expert Review of Neurotherapeutics*, tome 6, n° 11, pages 1695–1705, 2006.
- [Mosimann02] U. Mosimann, S. Marre, S. Werlen, W. Schmitt, C. Hess, H. Fisch, et T. Schlaepfer. «Antidepressant effects of repetitive transcranial magnetic stimulation in the elderly : correlation between effect size and coil-cortex distance». *Arch. Gen. Psychiatry*, tome 59, n° 6, pages 560–561, juin 2002.
- [Muller91] K. Muller, V. Hömberg, et H. Lenard. «Magnetic stimulation of motor cortex and nerve roots in children. Maturation of corticomotoneuronal projections». *Electromyography Clinical Neurophysiology*, tome 81, pages 63–70, 1991.

- [Muri95] R. Muri, S. Rivaud, A. Vermersch, J. Leger, et C. Pierrot-Deseilligny. «Effects of transcranial magnetic stimulation over the region of the supplementary motor area during sequences of memory-guided saccades». *Experimental Brain Research*, tome 104, pages 163–166, 1995.
- [Nakamura91] Y. Nakamura. *Advanced robotics : redundancy and optimization*. Addison-Wesley Longman Publishing, Boston, 1991.
- [Nitsche03] M. Nitsche, D. Liebetanz, A. Antal, N. Lang, F. Tergau, et W. Paulus. «Modulation of cortical excitability by weak direct current stimulation-technical, safety and functional aspects». *Clinical Neurophysiology*, tome 56, pages 255–276, 2003.
- [O'Reardon07] J. O'Reardon, H. Solvason, P. Janicak, S. Sampson, K. Isenberg, Z. Nahas, W. McDonald, D. Avery, P. Fitzgerald, C. Loo, M. Demitrack, M. George, et H. Sackeim. «Efficacy and safety of transcranial magnetic stimulation in the acute treatment of major depression : a multisite randomized controlled trial». *Biological Psychiatry*, tome 62, pages 1208–1216, 2007.
- [Oriolo02] G. Oriolo, M. Ottavi, et M. Venditelli. «Probabilistic motion planning for redundant robots along given end-effector paths». Dans «IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems», tome 2, pages 1657–1662. Lausanne, Suisse, octobre 2002.
- [Oriolo05] G. Oriolo et C. Mongillo. «Motion planning for mobile manipulators along given end-effector paths». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 2166–2172. Barcelone, Espagne, avril 2005.
- [Padberg03] F. Padberg et H. J. Moller. «Repetitive transcranial magnetic stimulation : does it have potential in the treatment of depression ?» *CNS Drugs*, tome 17, n° 6, pages 383–403, 2003.
- [Park07] Y.-L. Park, K. Chau, R. Black, et M. Cutkosky. «Force sensing robot fingers using embedded fiber bragg grating sensors and shape deposition manufacturing». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1510–1516. Rome, Italie, avril 2007.
- [Pascual-Leone94a] A. Pascual-Leone, J. Grafman, et M. Hallett. «Modulation of cortical motor output maps during development of implicit and explicit knowledge». *Science*, tome 263, pages 1287–1289, 1994.
- [Pascual-Leone94b] A. Pascual-Leone, J. Valls-Solé, E. Wassermann, et M. Hallett. «Responses to rapid-rate transcranial magnetic stimulation of the human motor cortex». *Brain*, tome 117, pages 847–858, 1994.
- [Pascual-Leone95a] A. Pascual-Leone et M. Catala. «Lasting beneficial effect of rapid rate transcranial magnetic stimulation on slowness in Parkinson's disease». *Neurology*, tome 45, page 550, 1995.
- [Pascual-Leone95b] A. Pascual-Leone, E. Wassermann, N. Sadato, et M. Hallett. «The role of reading activity on the modulation of motor cortical outputs to the reading hand in Braille readers». *Annals of Neurology*, tome 38, pages 910–915, 1995.
- [Pascual-Leone96] A. Pascual-Leone, B. Rubio, F. Pallardo, et M. Catala. «Rapid-rate transcranial magnetic stimulation of left dorsolateral prefrontal cortex in drug-resistant depression». *Lancet*, tome 348, pages 233–237, 1996.

- [Patriciu07] A. Patriciu, D. Petrisor, M. Muntener, D. Mazilu, M. Schär, et D. Stoianovici. «Automatic brachytherapy seed placement under MRI guidance». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, tome 54, n° 8, pages 1499–1506, août 2007.
- [Perdereau02] V. Perdereau, C. Passi, et M. Drouin. «Real-time control of redundant robotic manipulators for mobile obstacle avoidance». *Robotics and Autonomous Systems*, tome 41, n° 1, pages 41–59, 2002.
- [Pierrot99] F. Pierrot, E. Dombre, E. Dégoulange, L. Urbain, P. Caron, S. Boudet, J. Gariépy, et J. Mégnien. «Hippocrate : a safe robot arm for medical applications with force feedback». *Medical Image Analysis*, tome 3, n° 3, pages 285–300, 1999.
- [Polson82] M. Polson, A. Barker, et I. Freeston. «Stimulation of nerve trunks with timevarying magnetic fields». *Medical and Biological Engineering and Computing*, tome 20, pages 243–244, 1982.
- [Puri96] B. Puri, N. Davey, P. Ellaway, et S. Lewis. «An investigation of motor function in schizophrenia using transcranial magnetic stimulation of the motor cortex». *The British Journal of Psychiatry*, tome 169, pages 690–695, 1996.
- [Ridding07] M. Ridding et J. Rothwell. «Is there a future for therapeutic use of transcranial magnetic stimulation ?» *Nature Reviews Neuroscience*, tome 8, n° 7, pages 559–567, juillet 2007.
- [Rollnika02] J. Rollnika, S. Wüstefeld, J. Däupera, M. Karstb, M. Finkc, A. Kossevd, et R. Denglera. «Repetitive transcranial magnetic stimulation for the treatment of chronic pain - a pilot study». *European Neurology*, tome 48, n° 1, pages 6–10, 2002.
- [Roy02] J. Roy et L. L. Whitcomb. «Adaptive force control of position/velocity controlled robots : theory and experiment». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 18, n° 2, pages 121–137, 2002.
- [Ruohonen98] J. Ruohonen. *Transcranial magnetic stimulation : modelling and new techniques*. Phd thesis, Helsinki University of Technology, Department of Engineering Physics and Mathematics, 1998.
- [Rush05] A. Rush, H. Sackeim, et L. M. et al. «Effects of 12 months of vagus nerve stimulation in treatment-resistant depression : a naturalistic study». *Society of Biological Psychiatry*, tome 58, pages 355–363, 2005.
- [Salcudean99] S. Salcudean, W. Zhu, P. Abolmaesumi, S. Bachmann, et P. Lawrence. «A robot system for medical ultrasound». Dans «Proceedings of the 9th International Symposium of Robotics Research», pages 152–159. Snowbird Utah, États-Unis, 9-12 octobre 1999.
- [Seereeram95] S. Seereeram et J. Wen. «A global approach to path planning for redundant manipulators». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 11, n° 1, pages 152–160, 1995.
- [Siméon04] T. Siméon, J. Laumond, J. Cortés, et A. Sahbani. «Manipulation planning with probabilistic roadmaps». *International Journal of Robotics Research*, tome 23, n° 7-8, pages 729–746, juillet-août 2004.

- [Stocco98] L. Stocco, S. Salcudean, et F. Sassani. «Matrix normalization for optimal robot design». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», tome 2, pages 1346–1351. Louvain, Belgique, mai 1998.
- [Strafella01] A. Strafella, T. Paus, J. Barrett, et A. Dagher. «Repetitive transcranial magnetic stimulation of the human prefrontal cortex induces dopamine release in the caudate nucleus.» *Journal of Neuroscience*, tome 21, n° 15, page RC157, 2001.
- [Takahashi03] N. Takahashi, M. Tada, J. Ueda, Y. Matsumoto, et T. Ogasawara. «An optical 6-axis force sensor for brain function analysis using fMRI». Dans «IEEE International Conference on Sensors», pages 253–258. Toronto, Canada, octobre 2003.
- [Takeuchi05] N. Takeuchi, T. Chuma, Y. Matsuo, et et al. «Repetitive transcranial magnetic stimulation of contralesional primary motor cortex improves hand function after stroke». *Stroke*, tome 36, n° 12, pages 2681–2686, 2005.
- [Taylor99] R. H. Taylor, P. S. Jensen, L. L. Whitcomb, A. C. Barnes, R. Kumar, D. Stoianovici, P. K. Gupta, Z. Wang, E. de Juan, et L. R. Kavoussi. «A steady-hand robotic system for microsurgical augmentation». Dans «MICCAI», pages 1031–1041. 1999.
- [Taylor02] R. H. Taylor. «Medical robotics and computer aided surgery», Septembre 2002.
- [Terdiman03] P. Terdiman. «OPCODE - Optimized Collision Detection». <<http://www.codercorner.com/Opcode.htm>>, 2003.
- [Theodore01] W. Theodore. «Transcranial magnetic stimulation in epilepsy». *Epilepsy and Behavior*, tome 2, n° 3, pages 36–40, 2001.
- [Thielscher02] A. Thielscher et T. Kammer. «Linking physics with physiology in TMS : a sphere field model to determine the cortical stimulation site in TMS». *Neuroimage*, tome 17, pages 1117–1130, 2002.
- [Thielscher04] A. Thielscher et T. Kammer. «Electric field properties of two commercial figure-8 coils in TMS : calculation of focality and efficiencys». *Clinical Neurophysiology*, tome 115, pages 1697–1708, 2004.
- [Topka91] H. Topka, L. Cohen, R. Cole, et M. Hallett. «Reorganization of corticospinal pathways following spinal cord injury». *Neurology*, tome 41, pages 1276–1283, 1991.
- [Trystram04] M.-N. V. Trystram, B. F. d’Arc, L. Masclat, B. Guegen, A. Pham-Scottez, J.-D. Guelfi, P. Martin, et F. Caroli. «Apport de la stimulation magnétique transcranienne répétée pour le traitement des dépressions résistantes». *Journal de Psychiatrie*, tome XVII, n° 5, pages 3–10, juin 2004.
- [Vecchi00] F. Vecchi, C. Freschi, S. Micera, A. Sabatini, et P. Dario. «Experimental evaluation of two commercial force sensors for applications in biomechanics and motor control». Dans «International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS)», Aalborg, Danemark, juin 2000.
- [Wagner04] T. Wagner, M. Zahn, A. Grodzinsky, et A. Pascual-Leone. «Three-Dimensional head model stimulation of transcranial magnetic stimulation». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, tome 51, n° 9, pages 1586–1598, septembre 2004.

-
- [Wasserman96] E. Wasserman. «Risk and safety of repetitive transcranial magnetic stimulation : report and suggested guidelines from the International Workshop on the Safety of Transcranial Magnetic Stimulation, 5-7 Juin, 1996.» *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, tome 108, n° 1, pages 1–16, 1996.
- [Wassermann92] E. Wassermann, L. McShane, M. Hallett, et L. Cohen. «Noninvasive mapping of muscle representations in human motor cortex». *Electromyography Clinical Neurophysiology*, tome 85, pages 1–8, 1992.
- [Wenger04] P. Wenger. «Curve following for redundant manipulators with obstacles : feasibility analysis and solutions». *Problems of Applied Mechanics*, tome 15, n° 2, pages 17–26, 2004.
- [Yao06] Z. Yao et K. Gupta. «Self-motion graph in path planning for redundant robots along specified end-effector paths». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 2004–2009. Orlando, États-Unis, mai 2006.
- [Yoshikawa84] T. Yoshikawa. «Analysis and control of robot manipulators with redundancy». Dans «Robotics Research : The First International Symposium», MIT Press, 1984.
- [Zentner88] J. Zentner et A. Epner. «Prognostic value of somatosensory and motor evoked potentials in patients with non-traumatic coma». *European Archives of Psychiatry and Neurological Sciences*, tome 237, pages 184–187, 1988.
- [Ziemann96] U. Ziemann, S. Lönnecker, B. Steinhoff, et W. Paulus. «Effects of antiepileptic drugs on motor cortex excitability in humans : a transcranial magnetic stimulation study». *Annals of Neurology*, tome 40, pages 367–378, 1996.

Résumé

Stimulation magnétique transcrânienne robotisée guidée par imagerie médicale

La Stimulation Magnétique Transcrânienne est une méthode non-invasive qui consiste à déplacer une sonde électromagnétique à la surface du crâne du patient dans le but de modifier l'activité électrique de régions cibles de son cerveau. Son influence a déjà été mise en évidence pour le traitement de pathologies comme la dépression. Cette technique n'est à l'heure actuelle pas encore largement répandue du fait du déplacement manuel de la sonde qui empêche d'en réaliser une évaluation clinique rigoureuse, mais également d'en faire un procédé de traitement routinière.

Afin de permettre un meilleur développement de cette technique, nous avons conçu un système robotique dédié dont le premier prototype, actuellement en cours d'intégration, doit autoriser un déplacement automatisé et sûr de la sonde à la surface du scalp du patient. Nous avons proposé la conception d'une architecture cinématique originale et adaptée permettant un positionnement sûr de la sonde, une méthode de suivi de trajectoires prédéfinies de la sonde de stimulation tenant compte des mouvements de tête potentiels du patient, et enfin une méthode de gestion de l'effort de contact exercé par la sonde sur la tête.

Mots-clés : robotique médicale, conception robotique, planification de mouvements, commande en effort, stimulation magnétique transcrânienne.

Abstract

Robotized image-guided transcranial magnetic stimulation

Transcranial Magnetic Stimulation is a noninvasive method which consists in positioning a magnetic coil on the head of a patient, in order to deliver an electric stimulation to the cortex. Its efficiency has been demonstrated in the case of depression and studies are currently being conducted for other pathologies. Even if this technique is very promising, it is not yet widely used because of the manual gesture which prevents from rigorously evaluating this means of treatment, as well as considering it as a clinical routine.

In order to provide a better development of this technique, a dedicated robotic system has been designed whose first prototype is currently being finalized and is meant to enable an automated and safe displacement of the coil on the scalp of the patient. We have proposed here the design of an original and fitted kinematic architecture allowing to safely position the coil, a method for the following of predefined coil trajectories which compensates for the potential head movements, and finally a method to ensure the control of the force exerted by the coil on the head of the patient.

Keywords : medical robotics, robot design, motion planning, force control, transcranial magnetic stimulation.