

DEA SIC Image Vision

**ASSISTANCE ROBOTIQUE
A LA CHIRURGIE HYPOPHYSAIRE**

Stéphane LITRICO

Septembre 2001

Table des Matières

1. Introduction

2. La chirurgie hypophysaire

2.1. l'anatomie de la région hypophysaire

2.2. les techniques chirurgicales actuelles

2.2.1. la chirurgie par voie trans sphénoïdale classique

2.2.2. la chirurgie sous endoscopie

2.2.3. la neuronavigation

2.2.4. la chirurgie guidée par imagerie IRM peropératoire

2.3. l'apport d'un système robotique

3. La robotique en chirurgie

3.1. les systèmes robotiques chirurgicaux

3.1.1. les systèmes de navigation passifs

3.1.2. les robots semi-actifs

3.1.3. les robots actifs ou autonomes

3.1.4. les systèmes de téléopération

3.2. les simulateurs

3.2.1. les simulateurs de chirurgie traditionnelle

3.2.1.1. l'information visuelle

3.2.1.2. l'information tactile

3.2.1.3. modélisation des tissus mous

3.2.2. les simulateurs intégrés aux systèmes robotisés

4. Notre travail

4.1. la problématique

4.1.1. les données patients

4.1.2. le modèle robotique

- 4.1.3. l'intégration des données pour simulation
- 4.2. les développements techniques
 - 4.2.1. le traitement des données d'imagerie
 - 4.2.1.1.acquisition des images
 - 4.2.1.2.recalage
 - 4.2.1.3.segmentation et reconstruction
 - 4.2.2. la conception d'un modèle de robot
 - 4.2.2.1.le bras porteur
 - 4.2.2.2.le tube endoscope
 - 4.2.3. la modélisation haptique
 - 4.2.3.1.le retour tactile
 - 4.2.3.2.la force de contrainte
 - 4.2.4. la simulation d'une intervention chirurgicale par voie trans sphénoïdale

5. Evaluation clinique

6. Conclusion et perspectives

Chapitre 1

Introduction

Les robots sont apparus dans le milieu industriel d'après guerre, le plus souvent sous forme de bras articulés. Ces systèmes apportaient alors une rapidité et une fiabilité inégalées dans l'accomplissement de tâches répétitives et contraignantes, mais semblaient dépourvus de capacité d'intégration et restaient bien loin du monde médical. C'est avec l'explosion de l'informatique que la robotique a commencé à intéresser le domaine de la santé. Les progrès concomitants de l'imagerie médicale ont permis d'envisager des systèmes intégrant les données d'imagerie, en relation avec leur environnement et capables d'apporter aux médecins une précision et une fiabilité accrue dans des situations complexes et délicates.

Les spécialités chirurgicales sont naturellement les premières à bénéficier de ces progrès technologiques, et parmi elles, la neurochirurgie fait office de candidate favorite. Déjà très engagée dans le développement de la chirurgie minimale invasive, et tournée également vers les techniques de stéréotaxie, la neurochirurgie est à la recherche d'outils lui apportant précision et sécurité. [16] Après les premiers systèmes robotiques conçus dans le cadre de la neurochirurgie stéréotaxique, les neurochirurgiens et les roboticiens s'intéressent aujourd'hui aux autres domaines de la spécialité. La chirurgie hypophysaire est le modèle que nous avons choisi pour développer une nouvelle approche de chirurgie avec assistance robotique.

L'hypophyse est une structure glandulaire appendue au cerveau et qui possède, malgré sa petite taille, un rôle essentiel dans la production et la régulation des sécrétions hormonales de l'organisme. Sa situation intracrânienne profonde et son voisinage avec des structures vasculo-nerveuses particulièrement sensibles rendent son accès délicat. La chirurgie hypophysaire, même si elle est pratiquée couramment, reste donc un acte à risque où le

neurochirurgien doit faire preuve d'une grande minutie et d'une connaissance parfaite de l'anatomie. Les indications chirurgicales en pathologie hypophysaire concernent le plus souvent les adénomes, tumeurs bénignes touchant des sujets jeunes et n'engageant pas le pronostic vital. Dans ce contexte, le chirurgien porte un intérêt particulier à l'amélioration des techniques chirurgicales qui doivent lui permettre de réaliser des gestes à la fois plus sûr et plus précis. L'utilisation de la robotique est donc l'évolution naturelle d'une réflexion qui n'a cessé d'être alimentée depuis la première intervention sur l'hypophyse réalisée par Horsley en 1889.

Ce mémoire est divisé en quatre chapitres organisés comme suit :

- le chapitre 2 expose l'anatomie chirurgicale de la région hypophysaire et les différentes techniques opératoires utilisées. L'analyse de ces techniques nous permet de définir les avantages et inconvénients de chacune et d'isoler les points susceptibles d'être améliorés par un système robotique.
- le chapitre 3 recense les applications robotiques actuellement commercialisées ou en cours de développement dans le domaine médico-chirurgical. Nous décrivons les solutions techniques existantes afin d'isoler celles qui pourront s'appliquer à notre problématique.
- le chapitre 4 relate nos travaux au sein de l'équipe CHIR à l'INRIA Sophia-Antipolis. En nous basant sur l'intégration des données recueillies dans les deux précédents chapitres, nous élaborons un schéma d'assistance robotique à la chirurgie hypophysaire et nous testons notre modèle en simulant une intervention assistée par robot.
- Enfin, le chapitre 5 fait le bilan des travaux présentés, rapporte les remarques recueillies auprès de chirurgiens utilisateurs potentiels et ouvre les perspectives de recherche futures.

Chapitre 2

La Chirurgie Hypophysaire

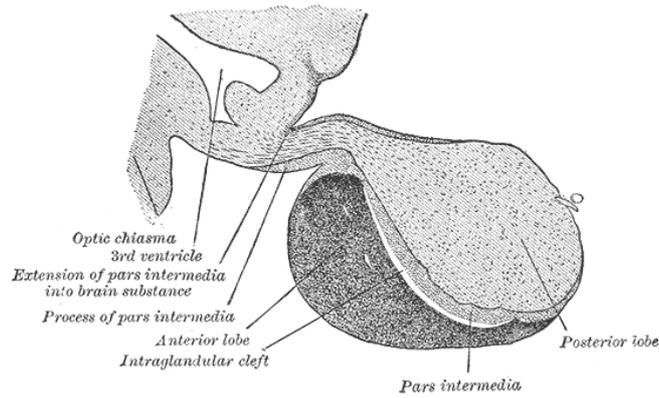
Après avoir effectué quelques brefs rappels d'anatomie, nous décrivons dans ce chapitre les différentes techniques chirurgicales utilisées en chirurgie hypophysaire. Nous porterons un intérêt particulier aux difficultés liées aux limitations de chacune de ces techniques afin de tenter d'y opposer, dans un second temps, des solutions robotiques.

2.1. l'anatomie de la région hypophysaire

2.1.1. l'hypophyse et la selle turcique

L'hypophyse est une glande d'environ 1,3cm de diamètre appendue par la tige pituitaire à l'infundibulum du troisième ventricule cérébral. Elle est formée de deux lobes d'origine embryologique et de nature histologique très différentes : le lobe antérieur provenant du tissu ectodermique de la cavité buccale primitive, et le lobe postérieur ou post-hypophyse d'origine nerveuse et développé à partir de l'hypothalamus auquel elle reste attachée par la tige pituitaire. (Fig. 2.1)

L'hypophyse repose dans une nacelle osseuse creusée dans l'os sphénoïde : la selle turcique. Celle-ci est tapissée d'un dédoublement de dure-mère qui enveloppe et protège la glande. (Fig. 2.2)



2.1 Coupe médiale sagittale de l'hypophyse[20]

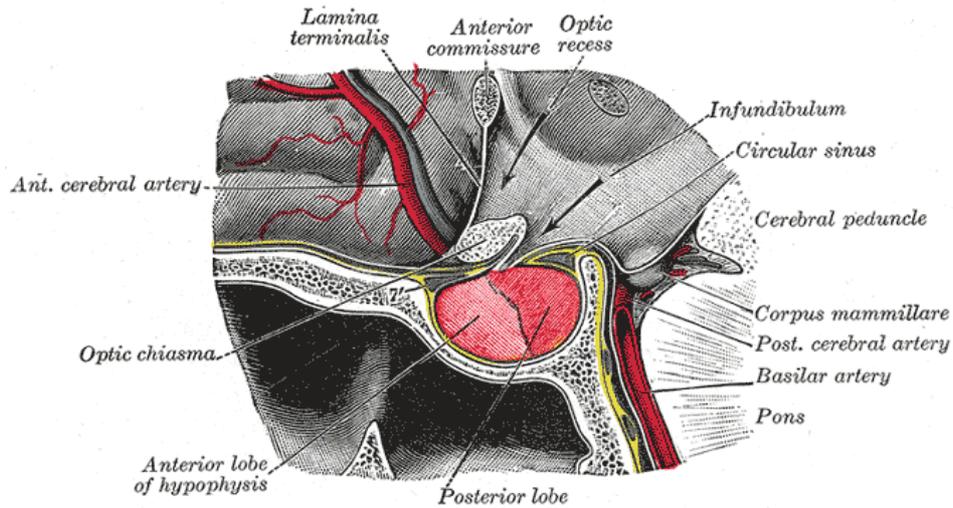
2.1.2. les rapports anatomiques

En avant et en bas, l'hypophyse est séparée du sinus sphénoïdal (sinus aérique que nous reverrons plus loin) par l'os papyracé de la selle turcique.

En haut, l'hypophyse est rattachée à l'infundibulum du troisième ventricule par la tige pituitaire. La région de l'infundibulum fait partie de l'hypothalamus qui forme avec l'hypophyse l'axe hypothalamo-hypophysaire impliqué dans le maintien de l'homéostasie cellulaire et dans le contrôle des sécrétions endocrines de l'organisme.

Surmontant l'hypophyse, directement en avant de la tige pituitaire se trouve le chiasma optique.

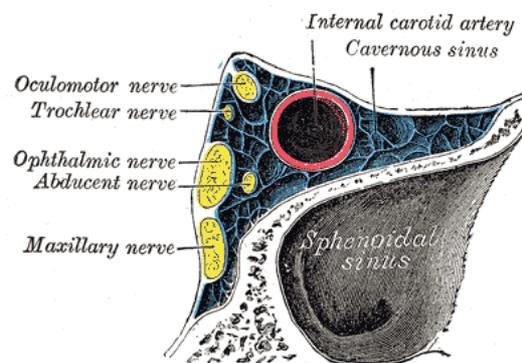
Le toit de la loge hypophysaire est fermé par la dure-mère de la selle qui forme une tente laissant passer en son centre la tige pituitaire.



2.2 La région hypophysaire – coupe sagittale [20]

Latéralement, les parois de la selle turcique sont directement en contact avec les sinus caverneux.(Fig. 2.3 et 2.4) Les sinus caverneux sont des sinus veineux limités par des replis de dure-mère et contenant des structures vasculaires nerveuses :

- la carotide interne qui forme un siphon dans sa portion intra caverneuse ;
- les nerfs oculomoteurs et les branches du nerf trijumeau.



2.3 Sinus caverneux en coupe coronale [20]

En arrière, la paroi de la selle turcique forme la partie supérieure du clivus, lame osseuse séparant le tronc cérébral des cavités rhino-pharyngiennes.

2.2. la commande hypophysaire

La fonction hormonale de l'hypophyse est double :

- le lobe postérieur contient des cellules nerveuses (cellules neurosécrétrices) qui sont les terminaisons axonales de neurones sécréteurs de l'hypothalamus dont les corps cellulaires produisent deux hormones : l'ocytocine (OT) et l'hormone antidiurétique (ou vasopressine, ADH).
- le lobe antérieur a, au contraire, des sécrétions hormonales nombreuses bien particulières puisqu'elles exercent une action directe sur de nombreuses autres glandes endocrines, réglant un grand nombre de fonctions corporelles allant de la croissance à la reproduction. Ces hormones, appelées stimulines, agissent un peu à la manière d'un thermostat sur la glande effectrice: chaque glande est contrôlée par une stimuline, l'hypophyse jouant ainsi un rôle de poste de commande central du système endocrinien.

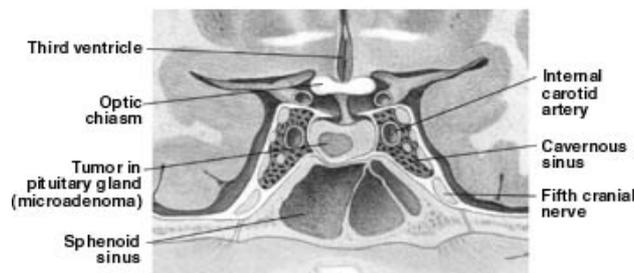
Les hormones sécrétées par l'anté-hypophyse sont: la corticotrophine (ou corticostimuline, ACTH), qui stimule le cortex des surrénales; l'hormone mélanotrope ou MSH (de l'anglais melano-stimulating hormone), qui agit sur la pigmentation de la peau; l'hormone somatotrope (STH), ou hormone de croissance (GH), qui règle la croissance corporelle; la thyrostimuline (ou hormone thyrotrope, TSH), qui régit la glande thyroïde; la prolactine (PRL), qui entretient la lactation; les hormones gonadotropes : hormone folliculostimuline (FSH), qui stimule la production des ovules et des spermatozoïdes dans les ovaires et les testicules, et hormone lutéotrope (LH), qui stimule les autres activités sexuelles et reproductrices.

Les hormones relâchées par la post-hypophyse sont: l'ocytocine (OT), qui stimule la contraction des cellules des muscles lisses dans l'utérus de la femme enceinte durant le travail, et des cellules contractiles des glandes mammaires pour permettre l'éjection du lait pendant l'allaitement; et l'hormone antidiurétique (ou vasopressine, ADH), qui a un effet sur le volume urinaire (diurèse), et qui élève la pression artérielle en comprimant les artérioles durant une hémorragie grave. Une fois produites dans l'hypothalamus, ces deux hormones sont transportées par les fibres nerveuses jusque dans l'hypophyse postérieure, et emmagasinées dans les terminaisons axonales.

2.3. les techniques chirurgicales actuelles

La première intervention chirurgicale hypophysaire date de 1889 et a été réalisée par voie intracrânienne sous-frontale par Horsley. Schloffer pratique en 1907 la première voie basse par abord transnasal. Cushing la modifiera secondairement en voie transsphénoïdale avant de l'abandonner pour revenir à la voie intracrânienne qu'il estime alors plus sûre. C'est en 1959 que Guiot et Thibaut remettent la voie transsphénoïdale à l'honneur avant que Hardy ne propose en 1969 son association avec l'utilisation du microscope opératoire et d'une instrumentation adaptée.[3]

La majorité des neurochirurgiens utilise désormais cette voie d'abord et les récents progrès technologiques y ont apporté de nouveaux développements.

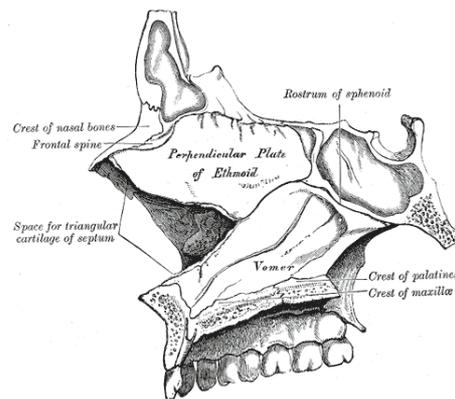


2.4 Coupe coronale de la région hypophysaire

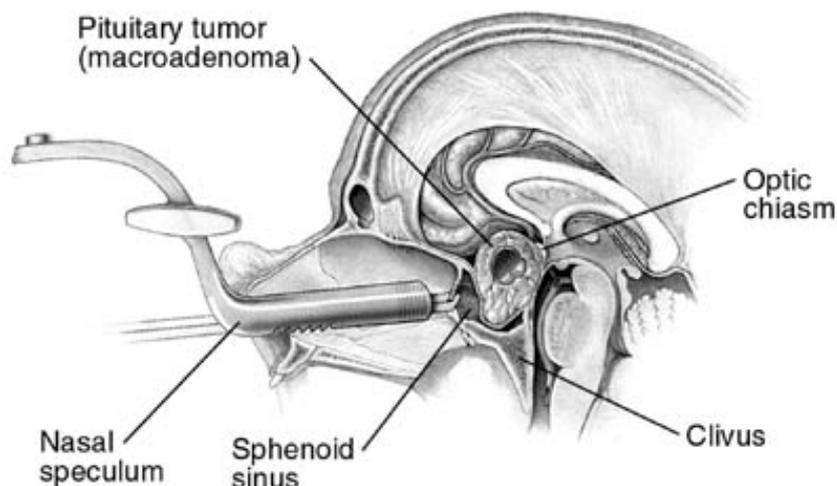
2.3.1. la chirurgie par voie trans sphénoïdale classique

L'intervention comporte une incision sous-labiale supérieure, le décollement de la muqueuse nasale de part et d'autre de la cloison et la mise en place d'un écarteur adapté : l'écarteur de Dott. On atteint le rostre du sphénoïde après avoir réséqué la partie inférieure de la cloison nasale. La résection du rostre permet alors d'aborder le sinus sphénoïdal puis la selle turcique. L'ouverture de la selle au marteau-ciseau expose ainsi la dure-mère qui est incisée pour atteindre l'hypophyse. (Fig. 2.5 et 2.6)

Afin de vérifier sa bonne progression, l'intervention est conduite sous contrôle scopique grâce à un amplificateur de brillance. L'utilisation du microscope optique permet alors de réaliser l'exérèse de la lésion.



2.5 Coupe sagittale montrant la cloison nasale, le sinus sphénoïdal et la selle turcique



2.6 La voie trans sphénoïdale avec l'écarteur de Dott en place

Le principal inconvénient de cette technique est la mauvaise visibilité due à l'exigüité de l'abord (le canal formé par l'écarteur mesure environ 150mm de long pour 25mm de diamètre). Cet abord étroit rend également la gestuelle peu précise car les instruments utilisés sont long et manipulés au travers de l'écarteur de Dott. La vision directe est souvent gênée par la présence des mains et des instruments devant l'optique du microscope. Dans ce contexte, l'exérèse sélective d'une lésion située à l'intérieur d'une glande de volume centimétrique devient aléatoire et l'intervention se résume souvent à l'ablation totale ou subtotalaire de la glande avec les conséquences hormonales qui en découlent. Ces difficultés sont majorées lorsque la lésion est de nature fibreuse et adhérente (cas des adénomes à prolactine traités au long cours par bromocriptine) ou plutôt hémorragique (cas des adénomes corticotropes).[27]

De l'imprécision du geste peuvent découler certaines complications qui, bien que rares, peuvent être redoutables dans une chirurgie fonctionnelle où le pronostic vital spontané n'est pas mis en jeu. Le tableau ci-dessous recense les différentes complications rencontrées et leur pourcentage d'apparition.[8]

Complication	% de survenue
Insuffisance hypophysaire	19.4
Diabète insipide	17.8
Sinusite	8.5
Perforation septale	6.7
Fuite de LCR	3.9
Epistaxis	3.4
Hémorragie tumorale	2.9
Déficit visuel	1.8
Méningite	1.5
Ophthalmoplégie	1.4
Troubles végétatifs par atteinte hypothalamique	1.3
Plaie de l'artère carotide	1.1
Décès	0.9

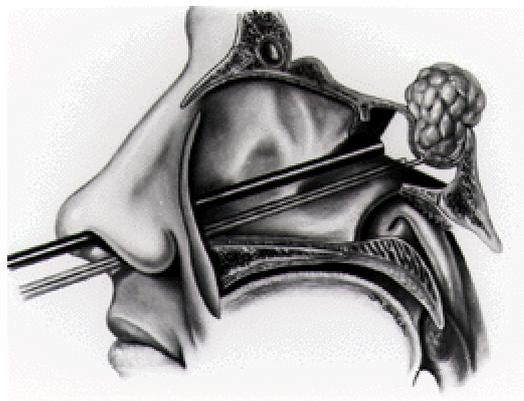
Pourcentage de complications dans la chirurgie hypophysaire par voie transsphénoïdale[35]

Si certaines complications imputables au manque de précision du geste restent rares (plaie carotidienne, ophtalmoplégie, cécité) d'autres comme le diabète insipide ou l'insuffisance hypophysaire sont relativement fréquentes et pourraient, dans certains cas, être évitées par une amélioration de la sélectivité de la résection tumorale.

L'autre désagrément imputable à cette technique est l'irradiation du patient et de l'équipe chirurgicale due à l'utilisation de rayons x pour le contrôle de l'abord.

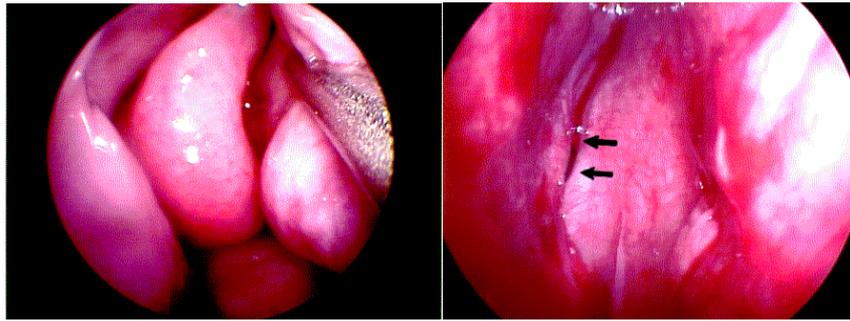
2.3.2. la chirurgie sous endoscopie

La vidéo-endoscopie développée en chirurgie sinusienne a rapidement été transposée à la voie transsphénoïdale. L'endoscope a d'abord été utilisé comme complément optique au microscope, sans modification de la technique. Puis son usage s'est autonomisé pour aboutir à des techniques spécifiques n'utilisant ni microscope, ni écarteur nasal.



2.7 L'abord endoscopique par une narine

Plusieurs équipes pratiquent donc un abord limité sous contrôle vidéo en passant par la narine.(Fig. 2.7) Un endoscope rigide de 4mm de diamètre est utilisé pour repérer l'ostium du sinus sphénoïdal après résection du cornet moyen.[23,39] L'ostium est élargi au rongeur jusqu'à pratiquer une fenêtre de 1.5 à 2cm. Le septum sphénoïdal est réséqué et la selle turcique repérée. Les instruments sont introduits parallèlement à l'endoscope, le plus souvent par la même narine. (Fig. 2.8a - 2.8b)

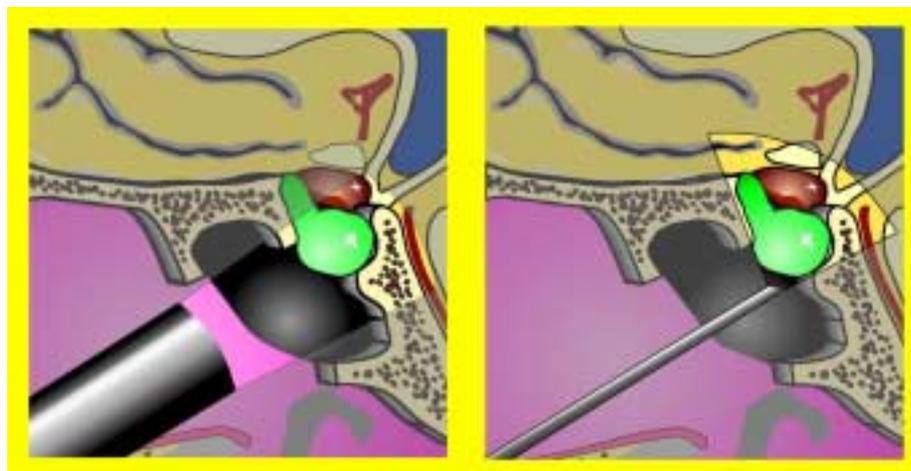


2.8a Vue endonasale avec le cornet moyen (à gauche) et l'ostium sphénoïdal (flèches)



2.8b Résection de la lésion (à gauche) et colonne de vidéo-endoscopie (à droite)

Le principal avantage est le caractère peu invasif de la technique. L'absence de décollement muqueux et de fracture du septum nasal rend les suites opératoires plus simples.



2.9 Angle de vue avec le microscope au travers de l'écarteur de Dott et avec un endoscope à optique 30°

L'utilisation d'optiques à 30° permet d'élargir le champ visuel par rapport au microscope, cependant la qualité d'image est nettement moins bonne et le chirurgien perd la vision stéréoscopique.(Fig. 2.9) La pratique de la chirurgie sous vidéo nécessite une certaine expérience afin de compenser la perte du relief.

Par ailleurs, cette technique ne résout pas le problème de l'instrumentation qui reste peu maniable dans un espace exigü.

2.3.3. la neuronavigation

Les systèmes de chirurgie assistée par ordinateur sont également utilisés en chirurgie hypophysaire. Ils permettent de remplacer l'usage de l'amplificateur de brillance et d'améliorer sensiblement le guidage per-opératoire. (Fig. 2.10)



2.10 Système neuronavigation Zeiss-Leibinger™ utilisé dans le service de neurochirurgie de Nice

Le fonctionnement des neuronavigateurs est décrit dans le chapitre suivant. La technique chirurgicale diffère peu de la technique classique puisque l'abord et les instruments restent les mêmes. Seule différence notable, la présence d'un ordinateur couplé à système de tracking optique qui permet de repérer la position respective du patient, du microscope et d'un

pointeur dans l'espace.(Fig. 2.11a - 2.11b) Le chirurgien peut alors se guider en temps réel en visualisant sa position de travail sur l'imagerie acquise en pré-opératoire.



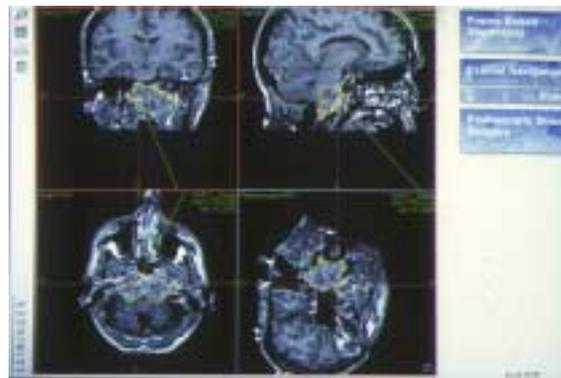
2.11a Microscope équipé de diodes infrarouges

2.11b Procédure de recalage grâce à un pointeur infrarouge

Les logiciels de neuronavigation permettent en outre la fusion des images tomodensitométriques et IRM, la reconstruction volumique ainsi que le contournage des lésions et zones à risque. Ces outils améliorent encore la lisibilité et le confort du chirurgien lors de l'intervention.[15] (Fig. 2.12a – 2.12b)



2.12a Contours de la lésion et des zones à risque



2.12b Vue de l'écran de contrôle pendant l'intervention

La précision moyenne de ces systèmes, de l'ordre du millimètre, reste à la limite des valeurs requises dans une région anatomique de quelques centimètres cubes. Les problèmes de brain shift rencontrés en chirurgie endocrânienne sont cependant absents ici, ce qui rend la technique plus sûre.

Si la précision du repérage est ainsi améliorée par la neuronavigation, les instruments utilisés restent semblables et les mêmes problèmes de visibilité et d'exiguïté persistent.

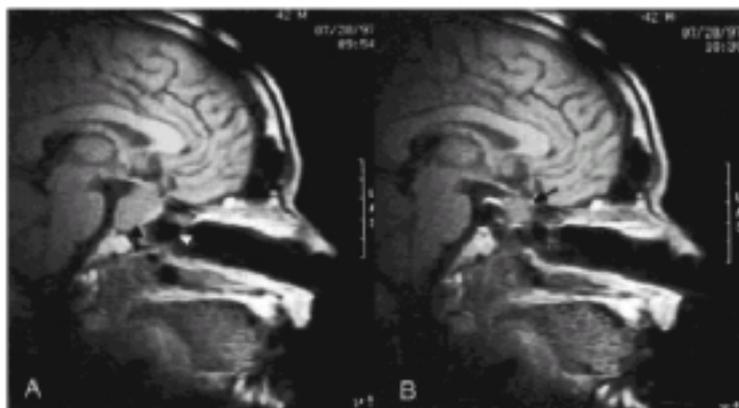
L'évolution des neuronavigateurs permet aujourd'hui d'y associer un endoscope et de cumuler ainsi les avantages des deux méthodes.

2.3.4. la chirurgie guidée par imagerie IRM peropératoire

Peu d'équipes disposent aujourd'hui dans le monde d'IRM interventionnels, leur coût exorbitant les réservant à quelques centres privilégiés. Pourtant, il s'agit certainement d'une piste d'avenir pour l'évolution de la neurochirurgie. L'équipe du Pr Peter Black au Brigham and Women's Hospital de Boston a pratiqué plusieurs interventions par voie transsphénoïdale avec l'aide d'un IRM interventionnel.[33] (Fig. 2.13a – 2.13b)



2.13a L'IRM interventionnel du BW Hosp.



2.13b Vue sagittale per-opératoire.
On visualise parfaitement la voie d'abord.

A gauche, le flèche blanche montre la paroi du sinus sphénoïdal.

A droite, après résection partielle, la flèche noire montre le reliquat tumoral

Là encore, le progrès concerne le repérage et le contrôle de la résection mais la visibilité et le geste opératoire propre ne s'en trouvent pas améliorés.

2.4. l'apport d'un système robotique

La voie transsphénoïdale présente donc un certain nombre de difficultés et d'inconforts liés à la profondeur du champ opératoire, son exigüité et la taille réduite des structures anatomiques concernées.

Les développements techniques décrits ci-dessus ne répondent que partiellement à ces problèmes. L'endoscopie améliore la visibilité mais pas la manipulation des instruments, la neuronavigation apporte une sécurité supplémentaire au geste sans le changer fondamentalement, et l'utilisation de l'IRM interventionnelle reste aujourd'hui anecdotique.

Dès lors, la robotique peut apporter des solutions nouvelles pour faire progresser la chirurgie hypophysaire et rendre sa pratique à la fois plus sûre et plus aisée.

En terme de visibilité, les techniques d'endoscopie qui procurent une vision in situ pourraient être associées à des reconstructions volumiques d'imagerie pré-opératoire. La réalité augmentée par incrustation d'images de synthèse sur les images endoscopiques apporterait au chirurgien des informations anatomiques supplémentaires qui peuvent améliorer sensiblement le confort visuel.

La maniabilité et la précision du geste peuvent bénéficier des procédés développés pour les robots de téléopération :

- le scaling réduit à l'échelle microscopique l'amplitude des mouvements du chirurgien. Celui-ci peut ainsi effectuer des gestes très fins comme les microsutures avec aisance, le robot se chargeant d'appliquer son geste à l'échelle nécessaire.
- Le filtrage du mouvement permet la suppression des tremblements et rend le geste plus précis.

L'adjonction d'un système à contrainte de force apporterait une solution de sécurité active en interdisant l'accès du robot aux zones à risques définies lors du planning sur l'imagerie pré-opératoire.

Enfin, la conception d'un robot chirurgical allant à notre sens de pair avec le développement d'un simulateur intégré, ce nouvel outil permettrait aux jeunes chirurgiens d'apprendre à maîtriser la voie transsphénoïdale. Il est en effet démontré que les résultats cliniques sont corrélés à l'expérience du chirurgien selon une courbe d'apprentissage, indépendamment de la technique utilisée.[8] Cet aspect non négligeable du problème peut ici aussi trouver une solution technologique nouvelle.

Le tableau ci-dessous résume pour chaque technique les avantages apportés et les lacunes potentiellement améliorables par un système robotique.

	Avantages	Inconvénients
Abord classique	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Simplicité de mise en oeuvre 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Mauvaise visibilité ▪ Manque de maniabilité et de précision des instruments ▪ Irradiation lors des contrôles par rayons x
Abord endoscopique	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Vision localisée 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Absence de vision 3D ▪ Manque de maniabilité
Neuronavigation	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Sécurité accrue par repérage pré-op des structures à risque ▪ Evite l'utilisation des rayons x ▪ Planification du geste 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Pas d'amélioration du champ de vision ▪ Pas d'amélioration de la maniabilité
IRM ouvert	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Contrôle d'imagerie per-opératoire augmente la sécurité du geste et évalue la qualité de l'exérèse 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ N'améliore pas la vision directe ni la maniabilité des instruments ▪ Coût exorbitant

Chapitre 3

La Robotique en Chirurgie

Dans ce chapitre nous présentons les développements actuels de la robotique médico-chirurgicale. Nous abordons les grandes orientations de recherche, les techniques développées et les systèmes commercialisés ou en cours d'étude. Cette description doit nous permettre de cataloguer les solutions existantes qui pourront être appliquées à notre problématique mais aussi de cibler les lacunes techniques actuelles

3.1 les systèmes robotiques chirurgicaux

Nous reprenons la méthodologie standard classiquement décrite par les roboticiens et basée sur une boucle perception/décision/action.(Fig. 3.1) Elle permet de définir, développer et classifier les robots médicaux selon un schéma de fonctionnement commun.[16,7]

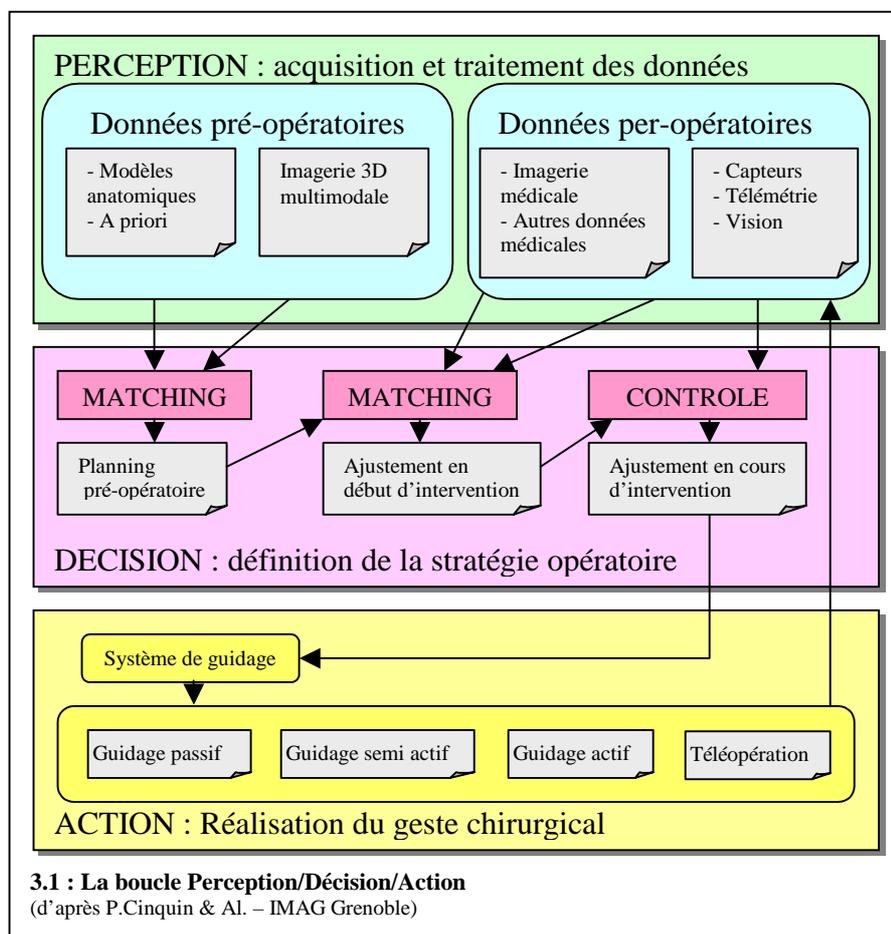
La phase de perception inclut le traitement des données d'imagerie pré opératoire, souvent multimodales (imagerie par résonance magnétique, tomodensitométrie, radiologie numérisée, angiographie, données fonctionnelles, etc.), la segmentation des organes et structures anatomiques, et leur mise en corrélation avec les informations acquises en temps réel en per-opératoire. Ces informations peuvent être également des données d'imagerie ou bien des mesures acquises par des capteurs (diodes infra-rouges, ultrasons, ondes magnétiques), et permettent le recalage géométrique des données pré-opératoire avec le patient dans l'environnement de la salle d'intervention.

C'est sur ce principe que sont conçus les systèmes robotiques dits « passifs », notamment les navigateurs utilisés en neurochirurgie et en chirurgie du rachis et que nous décrirons plus loin.

La phase de décision est centrée sur la stratégie du chirurgien et dépend de lui. Cette stratégie est établie en pré-opératoire par le biais d'outil de simulation qui aident le praticien à définir ses choix lors de situations complexes. L'interactivité doit ici être maximale entre l'homme et la machine.

La phase d'action où le robot va véritablement accompagner le chirurgien dans son intervention et participer au geste d'une façon plus ou moins active selon le degré d'autonomie concédé au système.

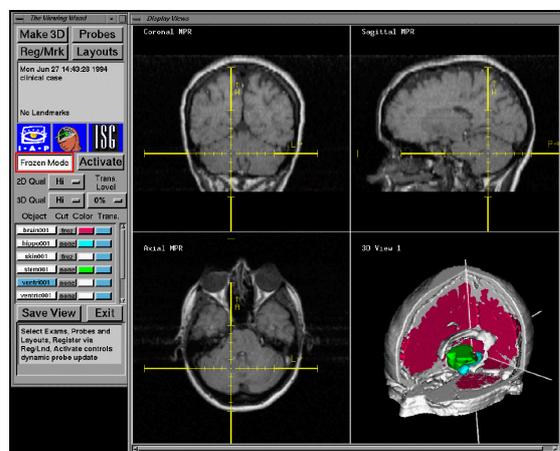
On distingue ainsi des systèmes passifs, semi-actifs et actifs et les robots de téléopération.



3.1.1 les systèmes de navigation passifs

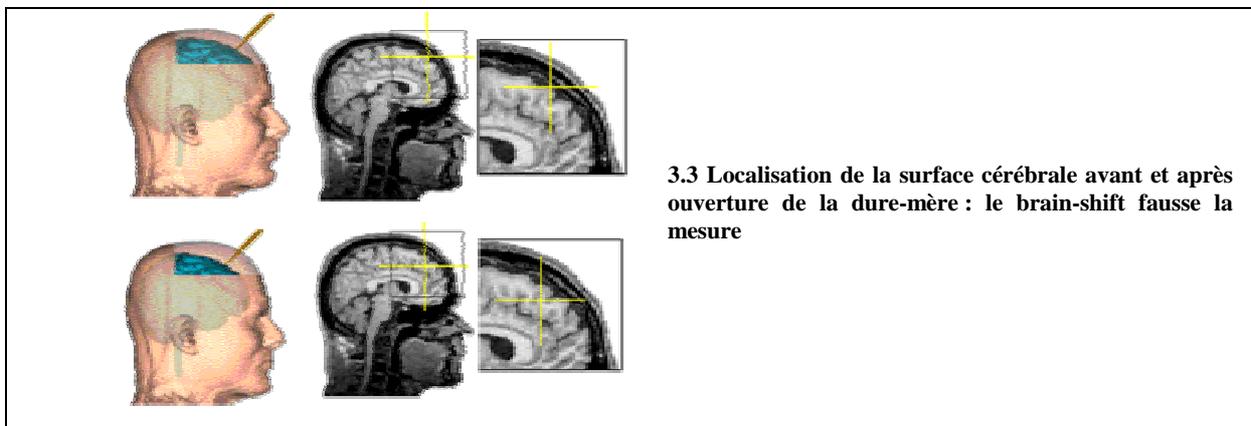
Les premiers travaux menés en matière de chirurgie guidée par ordinateur ont conduit au développement au milieu des années 80 de systèmes passifs de guidage basés sur la corrélation entre imagerie pré-opératoire et réalité per-opératoire [36]. Le principe des navigateurs utilisés en chirurgie endonasale et en neurochirurgie est de permettre au chirurgien de se repérer durant son intervention sur des reconstructions volumiques faites à partir des examens d'imagerie réalisés avant l'opération. Un des avantages majeurs de ces techniques est la possibilité de combiner des images issues de différentes modalités d'examen : imagerie par résonance magnétique, tomodensitométrie, radiographie, échographie, imagerie fonctionnelle, etc. L'autre intérêt est de pouvoir suivre en temps réel la position des instruments opératoires sur les reconstructions 3D d'imagerie pré-opératoire. Véritables instruments de navigation dans l'anatomie du patient, ces systèmes apportent ainsi précision et sécurité dans des situations où les repères anatomiques per-opératoires ne peuvent suffire à maîtriser totalement le geste. Ils matérialisent sur un écran le processus de pensée du chirurgien qui jusqu'alors devait projeter mentalement la situation opératoire sur les coupes d'imagerie pré-opératoire avec une précision nécessairement moindre.[34] (Fig. 3.2)

Le recalage des différentes séries de données entre elles et avec la géométrie du patient dans le bloc se fait par pointage d'amers visibles à la fois sur les images et sur le patient. Les repères anatomiques apportant peu de précision, on utilise le plus souvent des marqueurs collés ou fixés. Une fois ce recalage effectué, des systèmes de télémétrie (infra-rouges, ultrasons, etc.) permettent de suivre la position de pointeurs ou d'instruments dans le volume de la salle d'intervention, et de la projeter en temps réel sur les reconstructions d'imagerie.

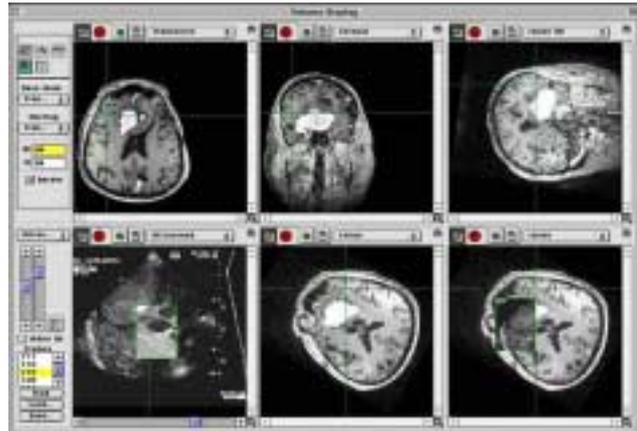


3.2 Système de neuronavigation avec coupes dans les 3 plans de l'espace et reconstruction volumique

La précision moyenne de ces systèmes est de l'ordre du millimètre en début d'intervention mais les remaniements per-opératoires rendent ces valeurs fausses au fur et à mesure du déplacement des structures anatomiques. Ce problème est particulièrement marqué en chirurgie cérébrale où le cerveau subit un affaissement dès l'ouverture de la boîte crânienne.[22,37] Les projections faites sur l'imagerie pré-opératoire ne correspondent plus à l'exacte réalité anatomique.(Fig 3.3) Il faudrait donc pouvoir recalibrer les images en cours d'intervention. Les recherches dans le domaine s'orientent dans plusieurs directions :



- L'acquisition d'images volumiques en per-opératoire est la solution de choix. La présence d'imageurs dans les blocs reste cependant rare du fait du coût très élevé de telles installations et des difficultés techniques non négligeables. Quelques centres disposent d'IRM ouverts et d'un équipement de bloc amagnétique qui leur permet d'acquérir des IRM per-opératoires. [2, 32,24]
- D'autres types d'imagerie plus simples à mettre en œuvre dans une salle opératoire mais qui apportent moins d'informations peuvent être utilisés (échographie, rayons X). Les progrès des appareils d'échographie, notamment l'échographie 3D pourraient apporter de nouvelles évolutions dans ce domaine. [10] (Fig. 3.4)



3.4 Recalage per-opératoire par ultrasons

- L'utilisation d'images vidéo stéréoscopiques (en provenance du microscope opératoire par exemple) couplée à des modèles de déformation des organes pourraient permettre d'extrapoler les déplacements des organes à partir de l'observation des mouvements de surface. [30,17]

Si les informations transmises au chirurgien (position des instruments, contours et trajectoires définis en pré-opératoire) sont généralement relayées via un moniteur classique, d'autres techniques de visualisation plus élaborées peuvent néanmoins accroître l'ergonomie de ces systèmes :

- Incrustation d'images 3D dans l'optique de microscopes ou d'endoscopes. Le chirurgien peut alors visualiser la projection des structures d'intérêt directement sur le champ opératoire. Cette technique est évidemment réservée aux interventions de microchirurgie ou de vidéo-chirurgie.[14] (Fig. 3.5)



3.5 incrustation des données volumiques dans l'optique du microscope (MAGI – Comp. Im. Science Group – London)

- Les masques et lunettes de réalité virtuelle permettent la projection stéréoscopique d'images virtuelles surimposées au champ de vision réel. Les images issues du planning pré-opératoire sont ainsi visibles en permanence. L'inconvénient majeur réside dans le fait que ces images restent projetées en permanence, même lorsqu'un objet vient s'interposer dans le champ de vision. Plusieurs équipes travaillent sur la possibilité de gérer ces occlusions du champ. [34, 28,31] (Fig. 3.6a – 3.6b)



3.6a incrustation d'images virtuelles



3.6b gestion des occlusions (Surgical Planning Lab - MIT)

- Un système d'écran interposé semi-transparent est développé par le Center for Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (Carnegie Mellon University). Il permet d'interposer une image 3D stéréoscopique dans le champ de vision du chirurgien et adapte en temps réel la projection à son point de vue.[5] (Fig. 3.7)



3.7 système d'écran semi-transparent interposé (Carnegie-Mellon University)

En plus des informations anatomiques, les navigateurs peuvent fournir des données issues du planning pré-opératoire comme des trajectoires ou des positions définies avant l'intervention par le chirurgien. L'exemple le plus développé est le vissage trans pédiculaire en chirurgie du rachis où de récentes études ont prouvé l'intérêt du guidage par ordinateur.[26] (Fig. 3.8)



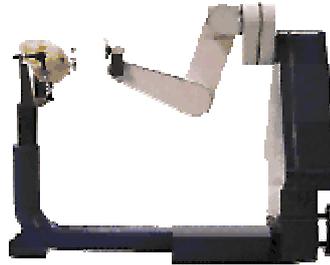
3.8 Fluoronavigation en chirurgie du rachis

Les navigateurs ont ainsi révolutionné la chirurgie comme le microscope l'a fait en son temps. Ils guident le chirurgien en temps réel durant l'intervention et les progrès techniques les rendent de plus en plus précis et de plus en plus simples à utiliser. Mais ils n'interviennent pas directement dans l'accomplissement du geste qui reste entièrement dévolu au chirurgien.

3.1.2 les robots semi-actifs

Les systèmes semi-actifs apportent en plus du guidage passif une fonction de contraintes à la réalisation des gestes. En chirurgie stéréotaxique notamment, des bras robotisés à 6 axes de liberté ont été développés. Ils positionnent sondes ou instruments automatiquement en un point et le long d'une trajectoire prédéfinie. C'est le cas du robot

NEUROMATE™ développé en collaboration avec le Pr Benabid à Grenoble et spécialisé en neurochirurgie stéréotaxique. (Fig. 3.9)



3.9 le robot neuromate™

Mais on retrouve des applications dans d'autres domaines comme la chirurgie du rachis ou la brachythérapie prostatique. (Fig. 3.10)



3.10 TectoDart® : système de brachythérapie prostatique (Surgical Robotic Lab – Fraunhofer – Jojumarie GMBH)

Une autre approche à été développée par le laboratoire de Gestes Medico-Chirurgicaux Assistés Par Ordinateur de Grenoble : la contrainte dynamique du geste. Dans ce cas, c'est le praticien qui actionne directement le bras robotisé comme un instrument. Le système optimise le mouvement en transmettant une force de résistance obligeant le médecin à respecter la

trajectoire définie lors du pré-planning. Cette approche concilie l'autonomie du chirurgien et la sécurité apportée par le robot.[40] (Fig. 3.11)



3.11 Robot PaDyc du laboratoire de GMCAO de Grenoble commercialisé par la société Sinters®

Peuvent être rattachés à cette catégorie les microscopes robotisés comme le SurgiScope™ [21] (Fig. 3.12) ou le système MKM™ de ZEISS [25] (Fig. 3.13). Ceux-ci se placent automatiquement dans l'axe de travail prédéfini et libèrent ainsi les mains du chirurgien qui n'a plus à réajuster en permanence la position de son microscope.



3.12 microscope robotisé : le SurgiScope™



3.13 MKM™ : le microscope robotisé de ZEISS

En coeliochirurgie, Computer Motion a également développé un bras robotisé porte-endoscope piloté par la voix : le système AESOP™. (Fig. 3.14)



3.14 AESOP™ : porte endoscope contrôlé par la voix

3.1.3 les robots actifs ou autonomes

Ils sont dévolus à des tâches non dépendantes de la stratégie per-opératoire mais qui requièrent une grande précision et reproductibilité. L'exemple le plus abouti est le fraisage osseux pour la mise en place de prothèses de hanche. Le ROBODOC™ développé par l'équipe de R. Taylor et commercialisé par la société ISS est aujourd'hui présent dans plus de 40 blocs opératoires dans le monde et plus de 8000 prothèses de hanches et de genou ont été posées avec ce système.[42] (Fig. 3.15) Le fraisage effectué atteint une précision non reproductible manuellement et permet une adaptation parfaite de la prothèse à l'os. De plus, il évite au chirurgien un travail fastidieux d'usinage de l'os et raccourci la durée de l'intervention.

D'autres robots ont suivi dans cette catégorie, comme le CASPAR™ en chirurgie orthopédique commercialisé par la société Orthomaket®. (Fig. 3.16)



3.15 robodoc™



3.16 caspar™

Le Laboratoire d'Informatique, Robotique et de Microélectronique de Montpellier a également mis au point un robot capable de se déplacer en respectant une trajectoire suivant la surface cutanée. Le robot HIPPOCRATE pour la manipulation de sondes d'écho-doppler et le robot SCALPP pour le prélèvement de lambeaux cutanés sont commercialisés par la société SINTERS. (Fig. 3.17)



3.17 Robot HIPPOCRATE™ commercialisé par la société SINTERS

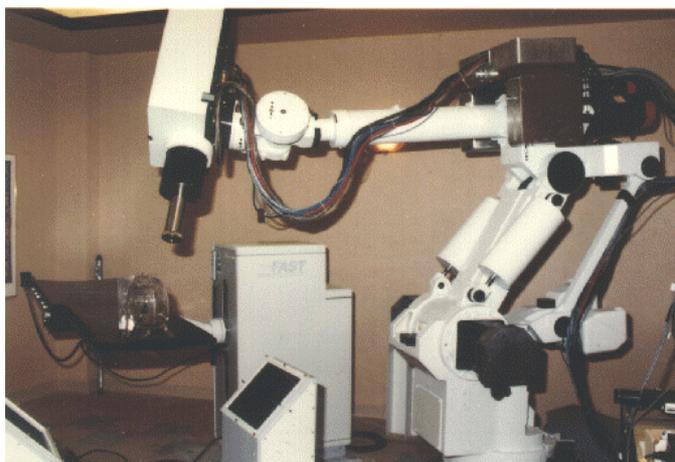
Afin d'élargir les marchés commerciaux, les entreprises spécialisées dans le domaine cherchent désormais à concevoir des robots plus polyvalents. Le Fraunhofer Institute for Manufacturing Engineering and Automation a ainsi mis au point un système basé sur un robot parallèle hexapodal et qui est censé s'adapter aux situations cliniques et techniques de différentes spécialités chirurgicales comme la neurochirurgie, la chirurgie du rachis, l'orthopédie ou la chirurgie ORL.[18] (Fig. 3.18)



3.18 Prototype de robot parallèle hexapodal

Les robots autonomes sont également utilisés en radiothérapie comme le CARABEAMER™ développé par l'équipe de Stanford University ou le robot du centre de proton thérapie d'Orsay. [43] (Fig. 3.19a – 3.19b – 3.19c)

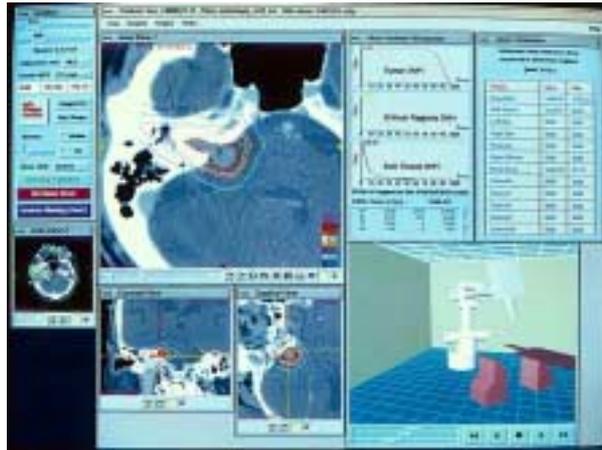
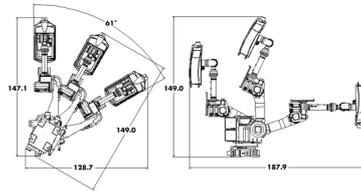
Ils effectuent les séances d'irradiation en se déplaçant autour du patient et délivrent les doses de rayons déterminées lors du planning effectué par le médecin.



3.19a CARABEAMER™ (Stanford University)



3.19b Appareil de protonthérapie robotisée à Orsay



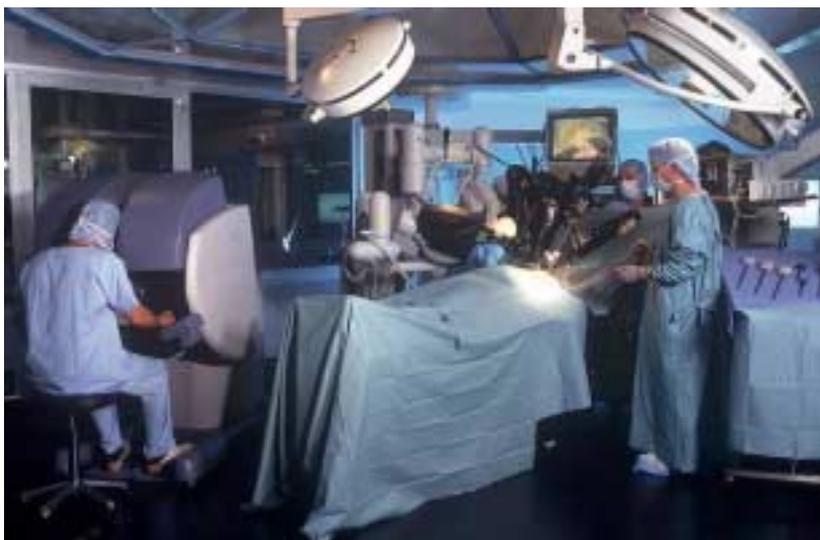
3.19c Robot utilisé en radiothérapie : sa rotation autour du patient lui permet de mieux irradier la cible tout en protégeant les tissus sains

3.1.4 Les systèmes de téléopération

Autre grand domaine de la robotique médicale, la téléchirurgie fait actuellement l'objet de nombreuses recherches et de plusieurs développements commerciaux. Voyages spatiaux, chirurgie de guerre, médecine humanitaire ; les terrains sont nombreux où la présence directe d'un chirurgien pourrait avantageusement être remplacée par un système robotisé commandé à distance. Plus simplement, la téléchirurgie peut commencer à l'intérieur même de la salle d'opération et notamment dans le domaine de la coeliochirurgie. De nombreuses spécialités ont bénéficié ces dernières années des progrès de la chirurgie endoscopique et la coeliochirurgie a remplacé la chirurgie ouverte dans bien des procédures. Mais si cette technique permet un plus grand confort du patient en limitant le caractère invasif des interventions, elle prive le chirurgien de vision directe et limite ses mouvements à

seulement quatre degrés de liberté. L'apport potentiel de systèmes robotiques est là encore important : apporter une meilleure vision grâce aux systèmes de vision stéréoscopique et de réalité virtuelle, récupérer des degrés de liberté avec des instruments articulés en bout d'endoscope, affiner le geste du chirurgien en démultipliant le mouvement et en filtrant les tremblements.

Deux robots ont déjà commencé à se disputer le marché de la chirurgie endoscopique : Da Vinci™ (Intuitive Surgery) (Fig. 3.20) et Zeus™ (Computer Motion) (Fig 3.21). Leur principe de conception est assez similaire, basé sur une console maître réunissant un système de vision vidéo de haute qualité et une interface de commande manuelle, une base esclave portant les bras robotisés et un réseau de communication bidirectionnel entre les deux. Le système Da Vinci™ possède une interface de vision plus immersive en 3D alors que le système Zeus™ conserve une solution plus classique de moniteur vidéo.



3.20 Système Da Vinci™



3.21 Robot Zeus™

Les deux robots ont ainsi prouvé leurs capacités en chirurgie laparoscopique mais aussi dans les pontages coronariens en chirurgie cardiaque.

D'autres robots de téléchirurgie sont actuellement en cours de développement comme le LARS™ du John Hopkins University ou le projet ENDOXIROB™ mené en collaboration par l'INRIA, le LIRMM, le CNRS, le CEA de Fontenay et la société SINTERS.

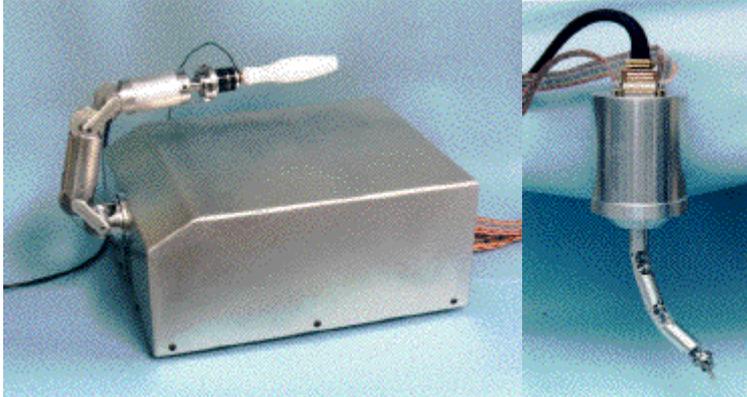
Les progrès de la microrobotique devraient permettre d'élargir les compétences des robots télémanipulés et quelques prototypes de robots miniaturisés commencent à voir le jour. Adaptés à un endoscope, ils pourraient s'avérer particulièrement utiles en endoscopie digestive mais également en chirurgie ORL ou en neurochirurgie.

J.P. Merlet à l'INRIA a mis au point un micro-robot parallèle à trois degrés de liberté de 7 mm de diamètre, utilisable en endoscopie [29]. (Fig. 3.22)



3.22 Prototype du robot de J.P. Merlet - INRIA

La NASA développe un robot télémanipulé de 2.5 cm de diamètre qui travaille avec une précision de 10 microns.[6] (Fig. 3.23)

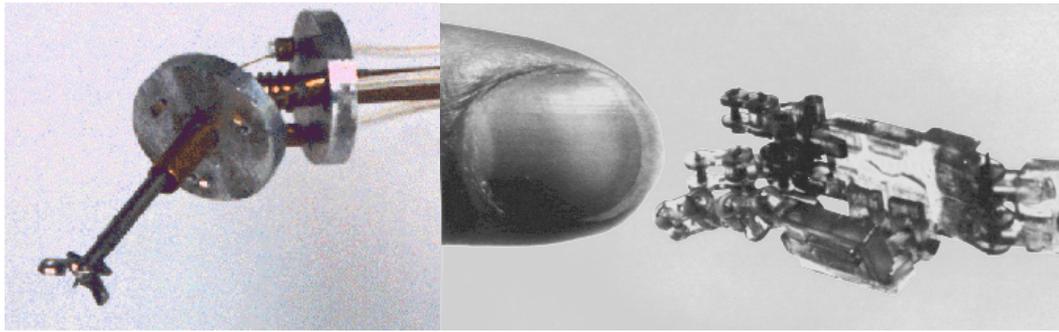


3.23 Robot télémanipulé (Jet Propulsion Lab)



L'équipe de Russel Taylor au John Hopkins University travaille sur un micro robot de précision sub-millimétrique dans le cadre de la chirurgie ophtalmologique [41]

Le Robotics and Intelligent Machines Laboratory de l'université de Berkeley-Californie a également conçu des robots endoscope et expérimente des systèmes tactiles de retour de force. [44] [9] L'amélioration de ces systèmes semble en effet passer par une meilleure expression des informations en retour, qu'elles soient visuelles ou tactiles. (Fig. 3.24)



3.24 micro-robots mis au point par les équipes de l'Université de Berkeley - Californie

3.2 les simulateurs

Deuxième axe de recherche de la robotique médicale, la simulation de procédures médico-chirurgicales a également connu un essor important lors de ces dernières années. L'apprentissage des jeunes chirurgiens c'est jusqu'alors fait par observation et accompagnement progressif des praticiens seniors, et par entraînement en salle de dissection ou sur l'animal. Mais la mise au point de simulateurs apporte des avantages certains dans la formation pratique des médecins : disponibilité permanente du matériel, possibilité de simulation d'interventions complexes en recréant des situations physiopathologiques diverses, mise au point de nouvelles techniques. Le chirurgien senior peut également bénéficier de tels systèmes avec la possibilité de simuler une intervention pour un patient donné dans les cas complexes où il est nécessaire de planifier une stratégie avant l'intervention.[13]

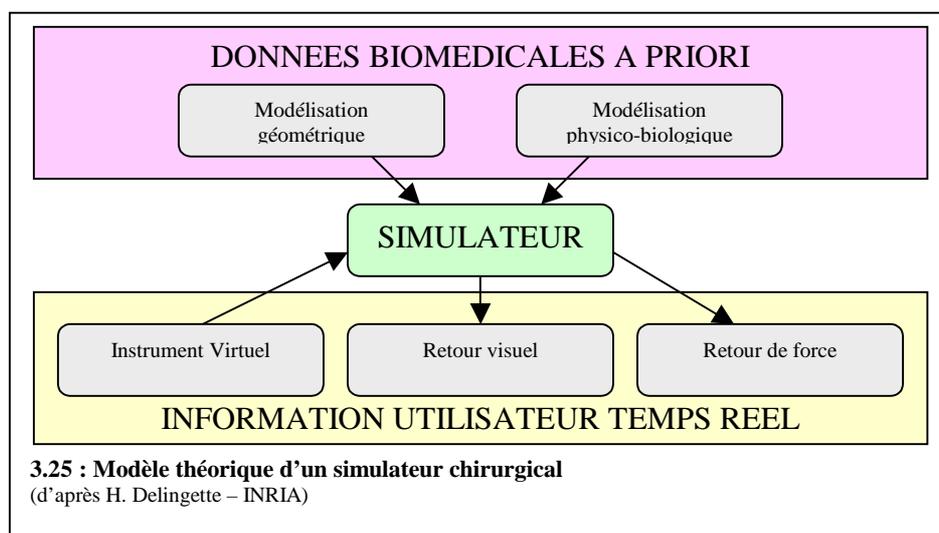
Par ailleurs, les simulateurs sont également utilisés pour préparer les interventions réalisées grâce à des systèmes robotisés. Ils sont alors intégrés à la boucle de fonctionnement du robot.

3.2.1 les simulateurs de chirurgie traditionnelle

L'apparition de la chirurgie minimale invasive parallèlement aux progrès des techniques de traitement de l'image a naturellement orienté la recherche vers la mise au point

de simulateurs de vidéo-chirurgie. Mais d'autres domaines comme l'endoscopie médicale et interventionnelle sont concernés par les outils de simulation.

L'idée essentielle qui préside au développement de simulateurs chirurgicaux est leur réalisme. Ceci impose des contraintes technologiques majeures liés d'une part à la modélisation mathématique du comportement physico-biologique des tissus mous, d'autre part à son application en temps réel avec retour visuel et haptique. (Fig. 3.25)



3.2.1.1 L'information Visuelle

Pour rendre crédible les reconstructions tridimensionnelles des organes, il est nécessaire de respecter le rendu de texture et d'éclairage sous vidéo. Ce domaine bénéficie grandement des progrès réalisés sur les cartes d'accélération graphique. La transcription des effets annexes comme les saignements, la fumée liée au bistouri électrique améliore encore l'impression de réalisme.

Pour respecter les nécessités de temps réel, toutes les données visuelles doivent être traitées avec un flux de 30 images par seconde, ce qui nécessite des ressources de calcul importantes.

3.2.1.2 L'information Tactile

La sensation tactile est un autre élément essentiel pour le chirurgien dans l'accomplissement de son geste. Les systèmes à retour d'effort sont donc indispensables pour tout simulateur de chirurgie. Les contraintes techniques sont là encore majeures puisque la fréquence de mise à jour des données varie de 300 Hz pour des objets mous à plus de 1000 Hz pour des contacts avec des surfaces dures. Plusieurs solutions sont proposées pour réduire le nombre de calculs comme l'extrapolation des forces entre deux temps de calcul.[35]

Des instruments à retour d'effort ont été développés et commercialisés, notamment le PHANTOM™ à six degrés de liberté de SensAble Technologies (Fig. 3.26) ou le Laparoscopic Impulse Engine de la société Immersion® (Fig. 3.27) qui reproduit l'ergonomie des instruments de vidéo-chirurgie.



3.26 PHANTOM™



3.27 Laparoscopic Impulse Engine

Compte tenu de l'importance des ressources nécessaires, ces systèmes ne peuvent toujours pas à l'heure actuelle gérer des interactions avec des environnements très complexes. Ce domaine reste donc le point à développer en priorité dans les recherches futures.

3.2.1.3 modélisation des tissus mous

La modélisation de structures anatomiques tridimensionnelles à partir de données d'imagerie médicale est une notion commune à tous les systèmes de robotique médicale et que nous avons déjà détaillé plus haut. La simulation peut faire appel à des modèles d'atlas dans le cadre de l'apprentissage des techniques chirurgicales ou bien aux données

personnelles d'un patient lorsque le chirurgien souhaite répéter virtuellement une intervention complexe.

Le vrai challenge réside aujourd'hui dans la modélisation physique des tissus afin de reproduire au mieux leur comportement mécanique face à la manipulation ou au contact avec les instruments. Ces données sont d'une grande complexité et résultent de phénomènes non linéaires difficilement modélisables. L'étude du comportement des tissus fait appel à des expériences rhéologiques et quelques organes ont ainsi fait l'objet de descriptions détaillées.[4]

Sur la base de ces données, il est nécessaire de créer des modèles déformables approchant au mieux la réalité et dont les algorithmes soient gérables en temps réel. L'équipe EPIDAURE à l'INRIA Sophia-Antipolis a ainsi mis au point un modèle basé sur les lois d'élasticité linéaire et utilisant la méthode des éléments finis pour la discrétisation des modèles.(Fig. 3.28) Afin d'optimiser les temps de calcul, ils proposent une approche hybride : modèle linéaire pré-calculé rapide mais ne permettant pas les changements de topologie donc la découpe des tissus ; un modèle masse-tenseur permettant de simuler la découpe et la suture des tissus mais plus coûteux en temps de calcul et donc réservé à la zone d'intérêt chirurgicale.[11]



3.28 Simulateur de chirurgie hépatique Epidaure (INRIA)

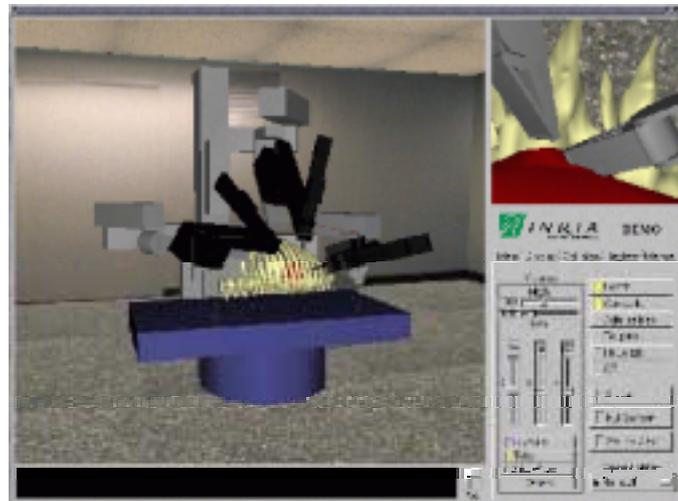
3.2.2 les simulateurs intégrés aux systèmes robotisés

Dans le cadre des systèmes d'aide à la chirurgie par ordinateur, les simulateurs doivent logiquement être intégrés aux outils de pré-planning afin que le chirurgien ait une interface unique pour son entraînement, l'élaboration de sa stratégie et l'accomplissement de son geste.

Ainsi l'équipe de CHIR à l'INRIA élabore une interface unique permettant le planning chirurgical, la validation des données du planning en terme de faisabilité (détection de collisions avec les structures anatomiques ou entre les bras du robot) et la simulation de l'intervention. Cette interface est adaptable à différents robots et différents types de chirurgie.

Un développement est notamment étudié avec le robot Da Vinci™ dans le cadre de la chirurgie coronarienne, en collaboration avec le Pr Carpentier à l'Hôpital Européen Georges Pompidou. (Fig. 3.29)

L'étape suivante devrait permettre de réinjecter dans le simulateur les données enregistrées pendant l'intervention afin d'évaluer à posteriori les stratégies opératoires.[1]



3.29 Interface de planification et de simulation en chirurgie cardiaque avec le robot Da Vinci™ - Equipe CHIR (INRIA)

Le tableau ci-dessous récapitule les principaux systèmes de robotique chirurgicale, leurs capacités et leur domaine d'application.

Type de système	Domaine d'application	Avantages techniques	Limitations
Navigateurs passifs	Neurochirurgie O.R.L. Rachis	Guidage sur imagerie pré-opératoire Fusion d'images multimodales Reconstruction volumiques Planification du geste Display intégré (casque, microscope, écran semi transparent)	Information visuelle pure Pas d'aide active Imagerie pré-opératoire : perte de précision en cours d'intervention
Robots semi-actifs	Stéréotaxie Brachythérapie Ponction cardiaque Microscopes Porte endoscope	Précision des trajectoires Contrainte active	Gestion de trajectoire mais sans intervenir dans le geste lui-même
Robots autonomes	Orthopédie Radiothérapie Echographie Prélèvement cutané	Précision du geste	Limité à des sous tâches simples et répétables
Robots télémanipulés	Coelioscopie (cardio-thoracique, viscérale, urologique, gynécologique)	Autonomie du chirurgien conservée Augmentation des degrés de liberté en coelioscopie Finesse du geste (démultiplication, filtrage des tremblements) Miniaturisation Intervention à distance	Perte des sensations tactiles
Simulateurs	Coeliochirurgie Endoscopie Manipulation des robots	Planning pré-opératoire Entraînement des chirurgiens Apprentissage des internes Expérimentation des nouveaux outils	Progrès à réaliser dans le rendu haptique et visuel

Chapitre 4

Notre Travail

Comme nous avons pu le constater dans les précédents chapitres, la neurochirurgie est déjà très engagée dans le développement de la chirurgie assistée par ordinateur. Les concepts de précision, de sélectivité et d'abord minimaliste sont l'essence même de cette spécialité où toute lésion cérébrale se traduit inévitablement par un déficit neurologique. Ces notions s'appliquent notamment au domaine de la chirurgie hypophysaire du fait des particularités anatomiques et physiologiques de cette région du cerveau.

Dans le service de Neurochirurgie du Pr Paquis au Centre Hospitalier Universitaire de Nice, nous travaillons à l'amélioration des techniques opératoires en chirurgie hypophysaire. Depuis quatre ans, nous utilisons la neuronavigation pour nous guider dans l'abord trans sphénoïdal, mais cela ne résout pas tous nos problèmes et nous souhaitons aller plus loin en terme de sécurité et de précision. Comme nous l'avons montré dans le chapitre 2, les techniques chirurgicales actuelles n'ont jusqu'alors pas répondu totalement à nos exigences. Le tableau récapitulatif du chapitre 2 montre les déficiences de chacune des techniques et les points à améliorer.

Parallèlement, la robotique chirurgicale, en pleine expansion, est aujourd'hui susceptible d'apporter des solutions nouvelles dans ce domaine. Les systèmes existants possèdent des spécificités plus ou moins adaptées à notre domaine d'intérêt. Le tableau récapitulatif du chapitre 3 nous en fait la synthèse.

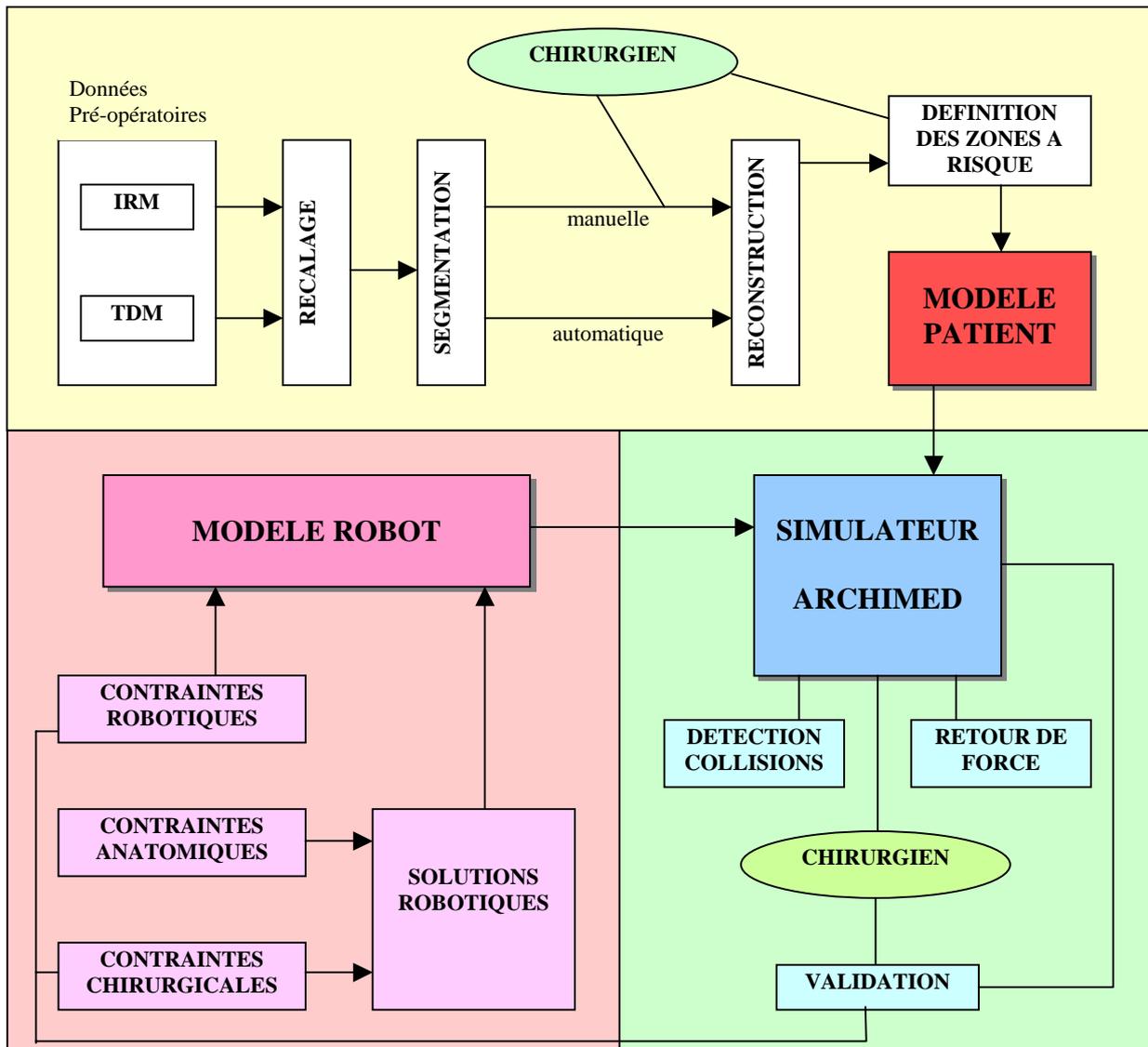
La comparaison de ces deux tableaux nous amène donc à étudier la possibilité d'une solution robotique en chirurgie hypophysaire par voie transsphénoïdale.

4.1. la problématique

Nous souhaitons dans un premier temps étudier l'intérêt d'un robot en chirurgie hypophysaire en créant un système virtuel qui nous permettrait de réaliser un planning pré-opératoire et de simuler une intervention. Nous distinguons dès lors trois axes de travail (Fig. 4.1) :

- A partir de l'imagerie du patient, nous reconstruirons en 3D le modèle de la région hypophysaire et des structures environnantes. Le traitement des données doit permettre la mise en correspondance d'images d'origines différentes (Résonance Magnétique Nucléaire et Tomodensitométrie), la segmentation des zones d'intérêt (hypophyse, sinus sphénoïdal, sinus caverneux, carotides,...) et leur classification en zones accessibles ou à risque.
- Nous étudierons un modèle de robot qui permette de répondre aux besoins chirurgicaux identifiés plus haut et qui possède la géométrie adaptée à l'environnement anatomique.
- Enfin, nous intégrerons les données patient aux modèles géométriques et cinématiques du robot. Nous planifierons une intervention hypophysaire dans ces différents temps opératoires en définissant pour chaque phase le rôle et l'apport du système robotique. Nous simulerons le geste grâce à l'exploitation des données d'imageries et leur traduction en sensations tactiles au travers de commandes à retour de force.

La validation des gestes réalisés dans le simulateur doit nous permettre d'évaluer notre modèle de robot pour en affiner le concept et en améliorer les performances avant de pouvoir envisager la mise au point d'un éventuel prototype.



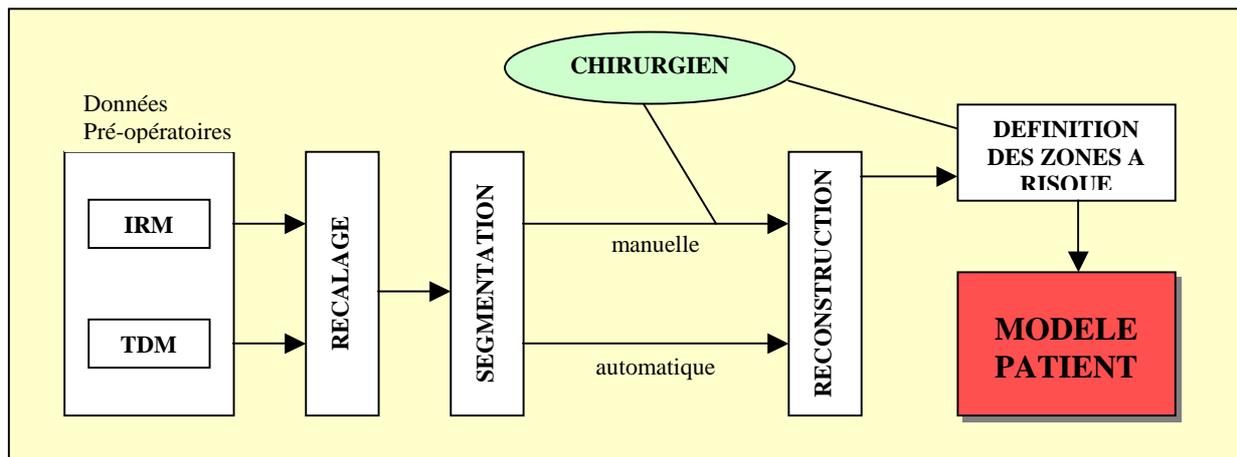
4.1 Schéma général de conception du système robotique

4.1.1. les données patient (Fig. 4.2)

Les informations visuelles nécessaires au chirurgien pour accomplir son intervention proviennent d'une part de l'imagerie pré-opératoire et d'autre part de l'observation directe du champ chirurgical durant l'intervention. Nous avons vu précédemment que des problèmes de vision existaient avec les techniques chirurgicales actuelles et que, parallèlement, il existait des solutions informatiques capables d'améliorer cette situation.

Dans le cadre de la simulation de notre système robotique, nous utilisons l'imagerie pré-opératoire pour recréer un environnement anatomique simulant une vue per-opératoire mais aussi pour fournir à terme des reconstructions projetables en surimpression sur des vues opératoires réelles.

En plus des informations visuelles, ces données anatomiques peuvent être indexées pour contenir des informations sur la stratégie opératoire. Il s'agit de définir une cartographie intelligente de la région contenant les informations anatomiques nécessaires à la modélisation de l'intervention mais également une définition des zones accessibles et des zones à risque interdite d'accès. L'ensemble constitue un modèle patient qui sera secondairement injecté dans le simulateur.



4.2 Le traitement des données patient

Nous choisissons de modéliser uniquement les éléments anatomiques rencontrés lors de l'intervention ou ceux qui, de par leur proximité, peuvent représenter un risque opératoire. Pour voir ces éléments, il est cependant nécessaire de faire appel à différentes modalités d'imagerie. L'imagerie par résonance magnétique visualise parfaitement les tissus mous (hypophyse, carotides, nerfs optiques ...) mais ne montre pas les structures osseuses. La tomodensitométrie visualise parfaitement l'os. Dès lors, il est nécessaire de replacer ces examens dans le même repère géométrique pour faire correspondre les images entre elles en utilisant les techniques de recalage d'imagerie.

Après recalage, nous devons extraire les données définies comme intéressantes de l'image globale : c'est la segmentation des données. Il existe plusieurs méthodes de segmentation plus ou moins automatisées. Les méthodes automatisées basées sur des algorithmes d'extraction de contours peuvent difficilement être appliquées aux images IRM pour de petites zones anatomiques. Le faible contraste entre les différentes structures les rends inefficaces et les connaissances du chirurgien sont ici nécessaires pour interpréter correctement les données. Le contourage se fait donc manuellement, sur chacune des coupes. A l'opposé, les structures osseuses vues en tomodensitométrie bénéficient d'un contraste net et permettent l'utilisation d'algorithmes d'extraction de contours automatiques.

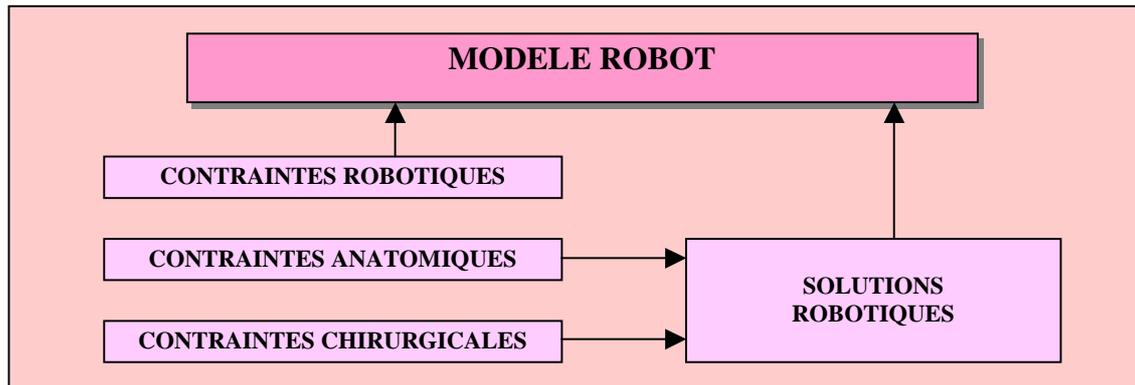
Après segmentation, une reconstruction tridimensionnelle est nécessaire pour disposer d'un environnement anatomique virtuel à l'intérieur duquel il sera possible de naviguer.

Une fois la reconstruction de la région anatomique effectuée, le chirurgien doit pouvoir déterminer pour chaque structure si celle ci est une zone d'intérêt qu'il souhaite pouvoir atteindre chirurgicalement ou bien, au contraire, si il s'agit d'un organe à risque qui doit être évité lors de l'intervention. Il crée alors une cartographie intelligente de la zone chirurgicale incluant informations anatomiques et tactiques qui sera secondairement injectée dans le simulateur.

4.1.2. le modèle robotique (Fig. 4.3)

Même si plusieurs robots chirurgicaux sont déjà commercialisés, nous avons souhaité développer un modèle adapté à notre problématique. L'instrumentation en chirurgie est rarement standard mais plutôt spécifique d'une spécialité voire d'un type d'intervention comme c'est le cas en chirurgie hypophysaire. Les robots ne font pas exception à cette règle.

Nous avons identifié dans le chapitre 2 les contraintes anatomiques et chirurgicales de chaque type d'intervention. A partir de ces données et des solutions robotiques existantes et décrites dans le chapitre 3, nous avons isolé les problèmes et proposé pour chacun une solution technique.



4.3 Modélisation du robot

La complexité de l'intervention, la diversité des gestes durant les différents temps opératoires et les réflexions en terme de responsabilité médicale nous font d'emblée opter pour une solution d'assistance robotique plutôt qu'un robot autonome. Le contexte microchirurgical nous oriente plutôt vers un concept de robot télémanipulé : les systèmes de démultiplication du geste et de filtrage des tremblements sont parfaitement adaptés à notre situation et devraient permettre d'améliorer la précision et le confort opératoire du chirurgien.

La mauvaise visibilité due à la situation anatomique profonde et à l'exiguïté de l'abord est partiellement améliorée par l'utilisation d'un endoscope mais les images fournies par celui-ci sont dépourvues de relief et de mauvaise qualité. Il paraît donc pertinent de reprendre le concept de technique endoscopique dans la conception de notre robot et de le compléter par l'adjonction de système de vision en réalité augmenté. Il serait notamment intéressant de superposer à la vue endoscopique directe une projection des reconstructions faites à partir de l'imagerie pré-opératoire. Contrairement à ce qui se passe en chirurgie cérébrale avec le brain shift, le déplacement des structures anatomiques en cours d'intervention sur l'hypophyse est quasi inexistant. L'imagerie pré-opératoire garde alors toute sa valeur durant l'intervention.

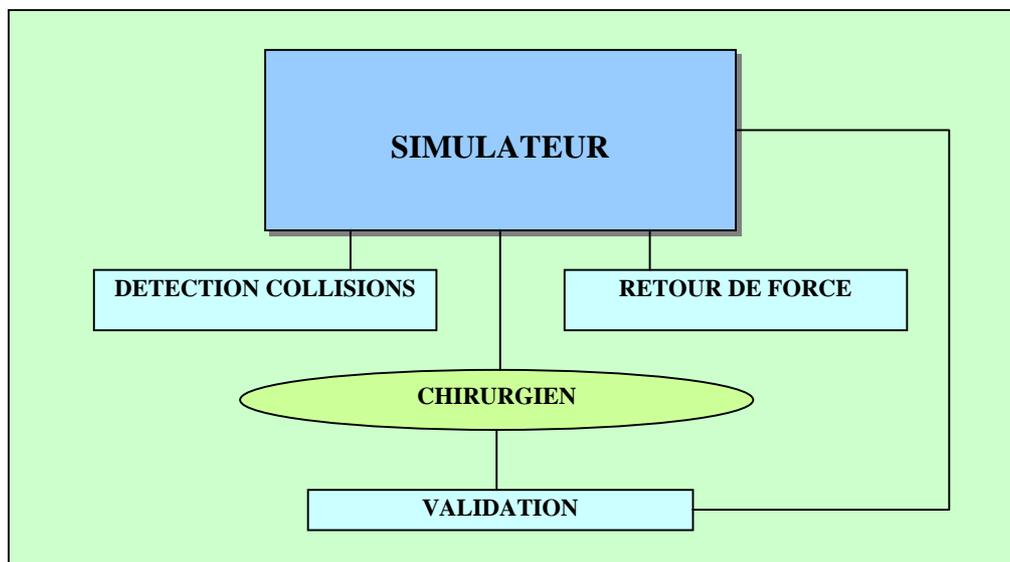
Le guidage à partir des données pré-opératoires, tel qu'il est effectué en neuronavigation, permet un repérage avec une précision millimétrique et supprime l'usage de l'amplificateur de brillance. Il reste cependant un guidage passif qui ne met pas à l'abri d'un geste malencontreux ou d'une erreur de trajectoire. Nous proposons donc d'associer à ce guidage passif et visuel une contrainte active basée sur la définition en pré-opératoire de

zones accessibles et de zones à risque inaccessibles et relayée par le biais de commandes à retour de force. En bloquant l'accès du robot à ces zones, on sécurise le geste du chirurgien tout en lui laissant sa liberté de mouvement en dehors des zones à risque.

Au total, nous proposons donc pour un robot composé d'un endoscope et d'un système de positionnement, télémanipulé et possédant des commandes à retour de force. Nous définissons plus loin les modèles géométriques et cinématiques de PECKER, robot virtuel développé selon ces critères.

4.1.3. l'intégration des données pour simulation (Fig. 4.4)

Notre démarche étant de créer une solution robotique de toute pièce pour une intervention donnée, il nous paraît essentiel de pouvoir tester virtuellement la pertinence de notre réflexion et les capacités de notre robot. Il convient alors de créer un contexte virtuel proche de la réalité afin de tester pour chaque temps opératoire l'efficacité des solutions que nous proposons.



4.4 La simulation chirurgicale

Pour cela il est nécessaire de prendre en compte les interactions entre le robot, le patient et l'environnement, notamment en détectant et prévenant les collisions possibles mais également en modélisant l'action des instruments, la destruction et l'exérèse des tissus.

Qu'elles aient trait au robot, au patient ou à l'environnement, ces informations doivent trouver une traduction à la fois visuelle et tactile par le biais d'un instrument à retour de force.

La simulation des différents temps opératoire doit nous permettre de valider nos résultats pour adapter nos solutions et les faire évoluer jusqu'à obtenir un prototype potentiellement réalisable et utilisable en chirurgie réelle.

4.2. les développements techniques

Pour mettre en application nos concepts, nous avons utilisé les outils mathématiques et informatiques développés par les équipes de l'INRIA. Nous exploitons ainsi les trois axes de travail décrit plus haut pour aboutir à une simulation d'exérèse d'une lésion hypophysaire. Nous décrivons dans cette partie les outils retenus pour mener à bien nos travaux et les raisons qui ont guidé nos choix.

4.2.1. le traitement des données d'imagerie

4.2.1.1.acquisition des images

Les données d'imagerie proviennent de patients hospitalisés pour intervention sur l'hypophyse sous neuronavigation dans le service de Neurochirurgie du Pr Paquis au Centre Hospitalier Universitaire de Nice. Elles sont acquises dans le service d'Imagerie Médicale du Pr Padovani sur des imageurs CT-Scan et IRM General Electrics©. Les examens utilisés et les protocoles d'acquisition sont ceux pratiqués habituellement chez ce type de patient.

La tomodensitométrie définit parfaitement les structures osseuses (crâne, sinus, selle turcique). L'imagerie par résonance magnétique visualise les tissus vasculo-nerveux (carotides, hypophyse, chiasma optique). Il est donc nécessaire de pratiquer ces deux modalités.

Les caractéristiques des différentes acquisitions sont les suivantes :

- Tomodensitométrie :

coupes spiralées

orientation axiale

acquisition de l'ensemble du volume du crâne et du massif facial (environ 150 coupes)

en fenêtre osseuse

épaisseur des coupes = 1.3 mm

marqueurs de neuronavigation en place

exportation des images au format Dicom

- Imagerie par Résonance Magnétique :

acquisition volumique de l'ensemble du volume du crâne et du massif facial (environ 150 coupes)

orientation axiale

séquence T1 injectée

épaisseur des coupes = 1.3 mm

marqueurs de neuronavigation en place

exportation des images au format Dicom

4.2.1.2.recalage

Afin de pouvoir reconstruire dans un même repère les structures anatomiques issues de données d'imagerie de modalités différentes, il est nécessaire de recalibrer ces données entre-elles avec le maximum de précision.

Le système de neuronavigation que nous utilisons au Centre Hospitalier Universitaire de Nice permet le recalage et la fusion d'images de résonance magnétique et

tomodensitométriques. Mais le procédé utilisé nous paraît peu satisfaisant. En effet, il est basé sur le pointage de marqueurs fixés sur le crâne du patient et visibles dans les deux modalités d'imagerie. Ces marqueurs sont de deux types :

- des pastilles adhérentes collées sur le scalp du patient. Au nombre de sept ou huit, elles sont distribuées de façon uniforme sur la surface du crâne afin d'assurer une bonne représentation du volume. Elles nécessitent pour être collées le rasage d'une zone de cheveux. Du fait de la mobilité de la peau du scalp, la précision moyenne du recalage est plutôt médiocre avec cette méthode (environ 2mm), compte tenu de la taille de la région anatomique concernée (l'hypophyse mesure environ 10 mm de diamètre).
- des marqueurs vissés à l'os du crâne, au nombre de quatre, et surmonté d'une petite sphère contenant un liquide visible en tomodensitométrie et en IRM. Ce système, plus précis (1mm environ), est également plus invasif puisqu'il nécessite quatre petites incisions cutanées sous anesthésie locale.

Le pointage d'amers anatomiques s'avèrent également peu satisfaisant dans le cadre d'un recalage multimodal où l'aspect des structures est très différent entre scanner et IRM.

Pour palier ces désavantages, nous avons donc utilisé un logiciel de recalage iconique, c'est à dire basé sur la mesure d'intensité et qui ne requiert pas l'utilisation de marqueurs. YASMINA est un outil développé par l'équipe EPIDAURE à l'INRIA. Il fonctionne par optimisation de mesures de similarités fondées sur un histogramme conjoint.[38] Soit pour deux images I et J :

$$\hat{T} = \arg \max_{T \in T} S(I, J, T)$$

L'histogramme conjoint se définit comme le tableau de contingence des couples d'intensité associés aux voxels des images I et J appariés par la transformation T :

$$P_{i,j}(T) = 1/n \text{ Card } \{ k \in [1, \dots, n], i_k = i, J(T(x_k)) = j \}$$

Lorsque la transformation entre deux images s'écarte de la position de recalage idéale, leur histogramme conjoint tend à se disperser. La mesure de cette dispersion correspond à une mesure de similarité et peut être optimisée.

Différents espaces de transformation peuvent être considérés :

- transformation rigide : plus petit espace de recherche pour le recalage, elle autorise la rotation et la translation, soit 6 degrés de liberté en 3D.
- similitude : transformation à 7 degrés de liberté par adjonction d'un facteur d'échelle à la transformation rigide.
- transformation affine : espace vectoriel de dimension 12 conservant uniquement le parallélisme.
- transformations locales: obtenues en perturbant localement dans l'image la composante globale du mouvement.

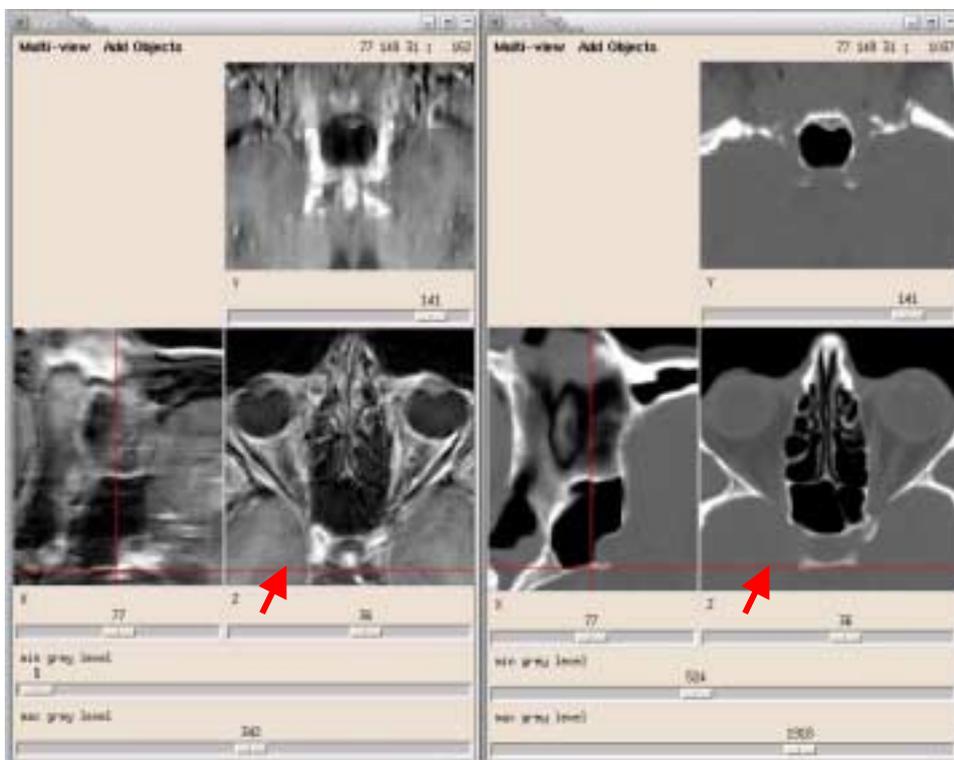
Pour notre problème, nous avons choisi un recalage rigide car il s'agit de données provenant du même patient et de modalités d'examen présentant peu de distorsions. Il n'existe donc qu'un décalage par translation et rotation.

La précision obtenue est de l'ordre du millimètre, sous réserve d'avoir une bonne initialisation. En effet, lorsque les images initiales sont très décalées, l'itération converge vers un minimum local et le résultat est faussé.(Fig. 4.5)

Nous avons donc choisi d'effectuer un premier recalage grossier par pointage d'amers anatomiques avant d'appliquer un recalage rigide par mesure de similarité. Les résultats ne sont alors plus dépendant du décalage initial et YASMINA se révèle être un outil particulièrement précis (Fig. 4.6)



4.5 Recalage avec YASMINA seul : l'IRM à gauche et le scanner à droite ne sont pas parfaitement recalés. La ligne rouge montre la correspondance de points entre les deux images. Alignée sur la paroi postérieure de la selle turcique à gauche, elle se retrouve décalée vers l'arrière sur l'image de droite (flèches).



4.6 Recalage avec YASMINA après recalage grossier par marqueurs. L'alignement est cette fois ci correct et les structures anatomiques correspondent.

4.2.1.3.segmentation et reconstruction

De l'ensemble des informations anatomiques apportées par l'imagerie, nous souhaitons segmenter uniquement celles qui sont nécessaires à la modélisation de l'intervention sur l'hypophyse. Afin de reconstituer l'environnement opératoire, nous avons donc choisi de segmenter les structures suivantes :

- l'hypophyse, notre cible chirurgicale
- le chiasma optique qui constitue un organe à risque à la limite supérieure de la zone opératoire. Sa lésion lors d'une intervention se traduit par un déficit visuel, il convient donc de le modéliser pour le définir comme zone à risque.
- les carotides internes représentent les limites latérales de la loge hypophysaire et leur lésion se traduit par une hémorragie cataclysmique et des risques d'ischémie cérébrale. Là encore, leur modélisation est indispensable comme structure à risque.
- le sinus sphénoïdal est traversé lors de l'abord hypophysaire et son ouverture constitue un temps opératoire majeur de l'intervention. Sa paroi supérieure constitue le plancher de la selle turcique dont l'ouverture est là encore un geste clé.
- le crâne dans son ensemble donne le cadre de travail de l'intervention. Il est nécessaire au chirurgien pour retrouver son orientation et ses repères de travail.
- les parois externes des cavités nasales qui matérialisent les limites latérales de la voie d'abord maintenues par l'écarteur de Dott.

La segmentation de l'hypophyse, du chiasma et des carotides se fait sur l'IRM, tandis que la segmentation du sinus sphénoïdal, du crâne et des parois nasales est réalisée sur la tomодensitométrie.

Nous avons tenté d'utiliser des logiciels de segmentation automatique utilisant des algorithmes d'extraction de contours. Ceux ci se sont cependant avérés inefficaces sur les images IRM où les structures anatomiques de taille réduite manquent singulièrement de contraste. Nos essais ont menés à des résultats inexploitable à l'exception du crâne et du sinus sphénoïdal parfaitement identifiables après seuillage sur la tomodensitométrie (Fig. 4.7a). Nous avons donc procédé manuellement pour les autres structures. (Fig. 4.7b) Mais la segmentation manuelle est longue, fastidieuse et ne parait pas pouvoir être utilisée en application clinique.

Même si nous n'avons pas voulu nous y attarder dans un premier temps, le problème de la segmentation devra secondairement faire l'objet d'une réflexion sur les moyens susceptibles d'automatiser la procédure. L'utilisation des modèles déformables semble être une piste intéressante.



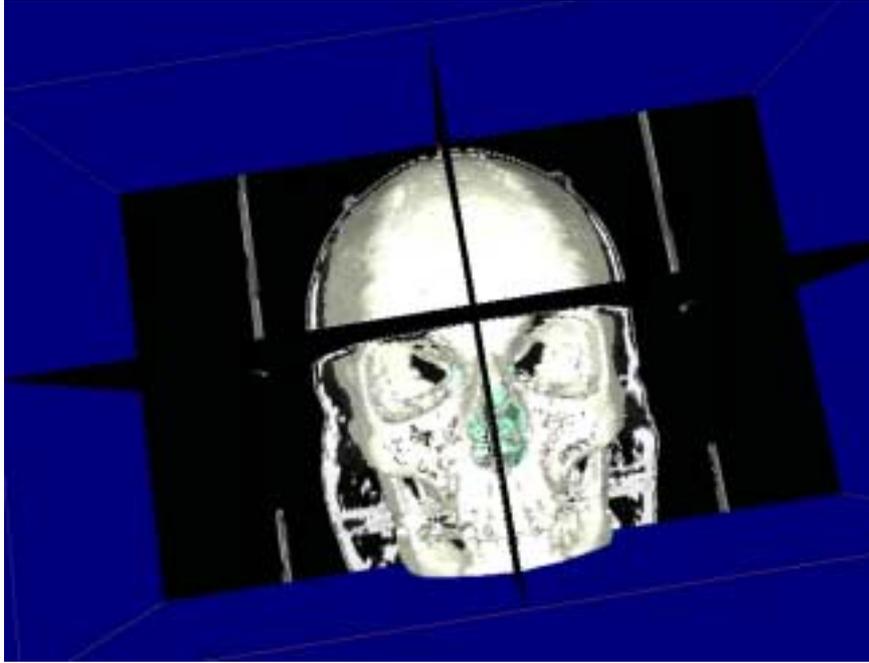
4.7a A gauche : résultat de l'extraction automatique de contours pour le crâne.

4.7b A droite : programme de contourage sous Matlab. Ici contours du chiasma, des carotides et de l'hypophyse sur une coupe IRM.

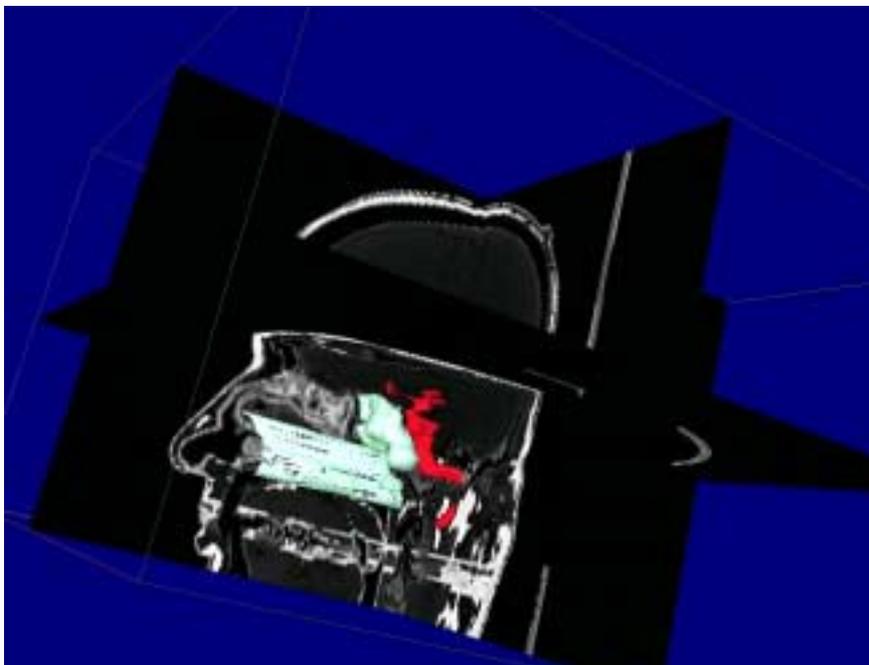
A partir de ces contours, une reconstruction surfacique est effectuée avec le logiciel Nuages développé par l'équipe PRISME à l'INRIA. (Fig. 4.8 – 4.9 – 4.10) Nuages permet une reconstruction tridimensionnelle à partir de nuages de points obtenus par segmentation et basée sur la triangulation de Delaunay. [19]

La reconstruction surfacique est suffisante pour la plupart des organes.

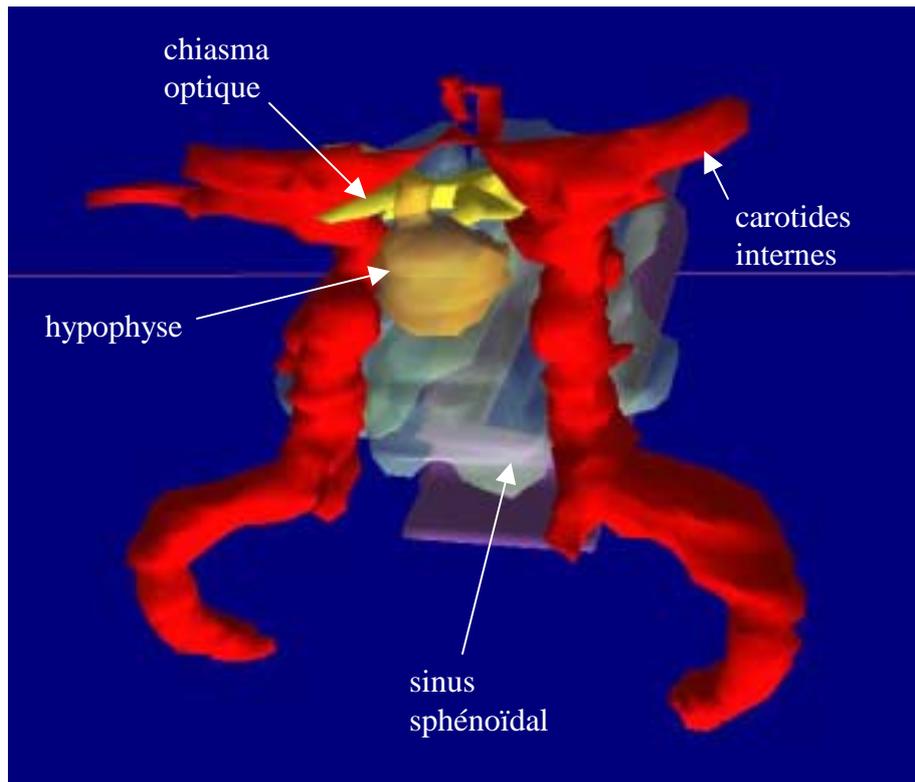
- Le chiasma optique et les carotides représentent des structures à risque que les instruments ne doivent pas toucher. Il est donc inutile de modéliser leur volume.
- Le sinus sphénoïdal est creux et rempli d'air. Ses parois sont constituées d'os papyracé ; la représentation surfacique convient donc parfaitement à sa nature.
- Le crâne et les parois des cavités nasales servent uniquement de limites et ne doivent pas être traversées.
- Pour l'hypophyse, cependant, nous avons voulu une reconstruction volumique et non surfacique afin de pouvoir secondairement simuler la découpe du tissu de la glande. Nous avons donc appliqué un outil de tétrahédrisation de la bibliothèque EPIDAURE. Il est à noter que cette méthode augmente considérablement le nombre de triangles composant les structures et ralenti la fluidité des images dans le simulateur en Open GL.



4.8 Reconstruction du crâne



4.9 Les parois nasales, le sinus et les carotides



4.10 Vue postérieure de la région hypophysaire reconstruite d'après l'imagerie du patient

4.2.2. la conception d'un modèle de robot

L'analyse des contraintes anatomiques et chirurgicales et l'étude des solutions technologiques disponibles nous ont donc dirigés vers la conception d'un robot télémanipulé du type endoscope.

Nous avons dans un premier temps défini la géométrie globale du robot, en isolant deux parties distinctes :

- un bras porteur capable de positionner l'endoscope dans l'espace
- un tube endoscope porteur du système de vision et des instruments nécessaires à l'intervention.

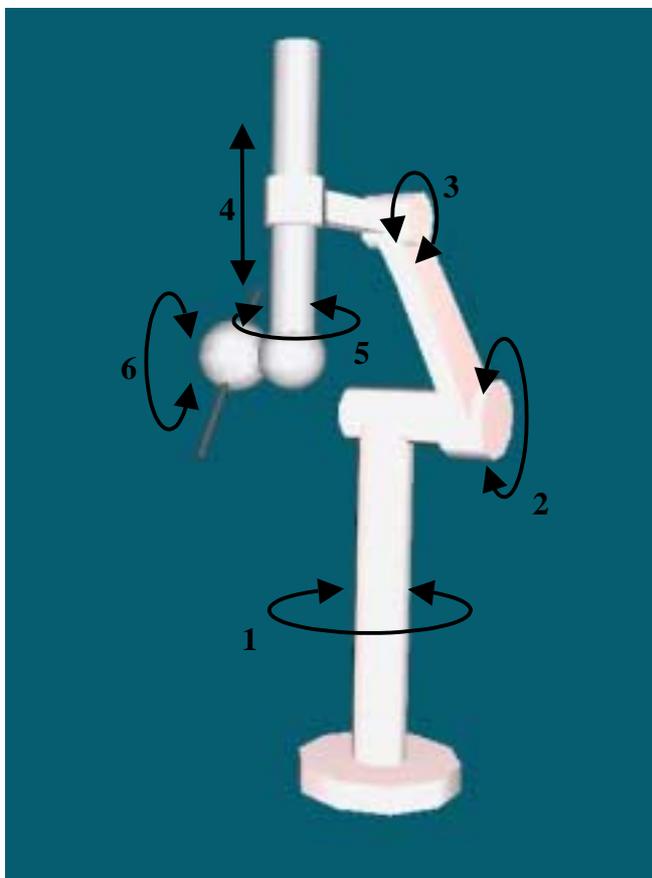
4.2.2.1. le bras porteur

Nous avons opté pour une solution classique de bras ouvert type SCARA. La géométrie du robot est définie par une succession de segments articulés entre eux. L'expression des articulations selon le système de coordonnées de Denavit-Hartenberg permet de connaître la position spatiale de chaque articulation i par rapport à l'articulation adjacente $i-1$ par le biais d'une matrice de transformation A_{i-1}^i . Ainsi un vecteur coordonné p connu dans le cadre de coordonnées i peut être exprimé dans le cadre $i-1$.

$$p_{i-1} = A_{i-1}^i p_i$$

La connaissance de ces coordonnées et de la distance entre chaque articulation permet de déduire la position de l'effecteur terminal dans le repère de la scène.

Notre robot est composé de sept segments et six articulations lui procurant six degrés de liberté. Il possède cinq articulations en rotation et une en translation. Il peut ainsi atteindre n'importe quel point de l'espace dans le champ opératoire. (Fig. 4.11)



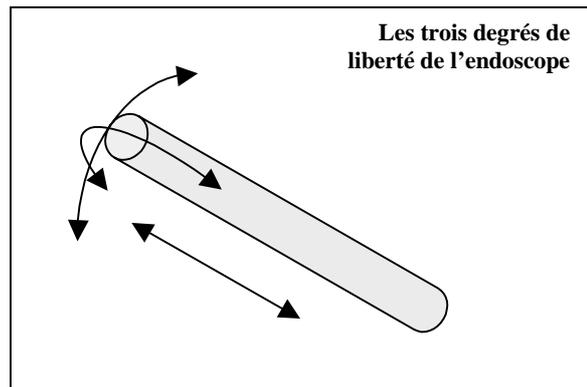
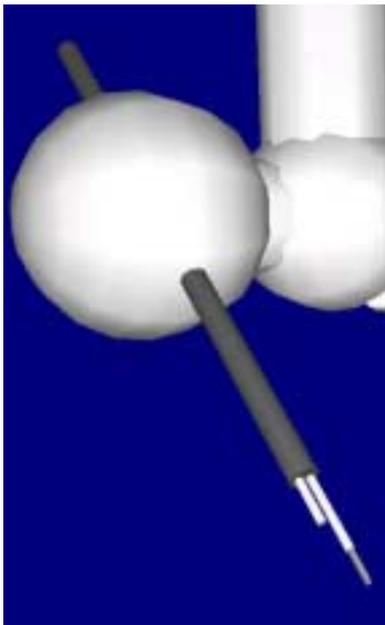
<i>Segment / Articulation</i>	<i>Longueur (mm) / Débattement</i>
Segment 1	710 mm
Articulation 1	Rotation - π ; + π
Segment 2	200 mm
Articulation 2	Rotation - $\pi/2$; 0
Segment 3	445 mm
Articulation 3	Rotation - $\pi/2$; $\pi/2$
Segment 4	250 mm
Articulation 4	Translation - 150 mm ; + 150 mm
Segment 5	445 mm
Articulation 5	Rotation - $\pi/4$; $5\pi/4$
Segment 6	100 mm
Articulation 6	Rotation - $2\pi/3$; $\pi/2$
Segment 7	Sphère 100 mm \varnothing

4.11 Le Robot PECKER : caractéristiques géométriques et cinématiques

4.2.2.2.le tube endoscope

Le tube endoscope est conçu selon le modèle des neuroendoscopes utilisés en vidéoneurochirurgie. Il s'agit d'un tube de 5 mm de diamètre pour 200 mm de long, contenant une caméra et un instrument de 1.5mm de diamètre. Les deux composantes de l'endoscope circulent dans le tube en translation. (Fig. 4.12)

L'endoscope lui même possède trois degrés de liberté autour d'un point virtuel situé au milieu du tube. Ce point forme le remote center du système, c'est à dire le point fixe autour duquel le robot, une fois positionné, va accomplir son travail. En coelioscopie, il s'agit du point d'entrée de l'endoscope au niveau cutané. Dans notre cas, le remote center doit être situé approximativement au milieu de l'endoscope afin de minimiser l'amplitude de déplacement du tube lors des mouvements de travail, et donc d'éviter les collisions.

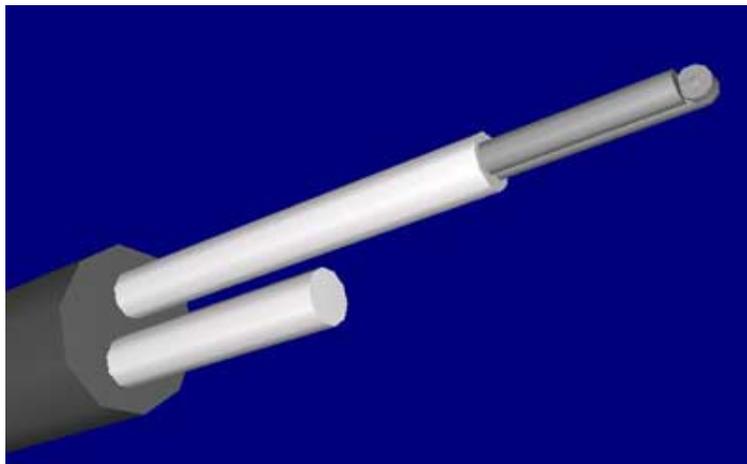


Tube endoscope	Longueur 200 mm Diamètre 5 mm	Rotation 1 : $-2\pi/30$; $2\pi/30$ Rotation 2 : $-2\pi/30$; $2\pi/30$ Translation : -50 mm ; + 90 mm
Instrument	Longueur 100 mm Diamètre 1.5 mm	Translation : -10 mm ; 0
Caméra	Longueur 100 mm Diamètre 1.5 mm	Translation : -10 mm ; 0

4.12 L'endoscope de PECKER : caractéristiques géométriques et cinématiques

Nous ne nous sommes pas attardés sur la conception de la partie terminale de l'endoscope.(Fig. 4.13) En effet, la réalisation de l'intervention nécessite l'utilisation d'instruments différents pour chaque temps opératoire mais qui possèdent une géométrie commune.

Nous voulions avant tout étudier les possibilités de déplacement et de visualisation apportées par un endoscope robotisé. Nous avons donc simplement défini l'extrémité de celui-ci comme un outil capable de « détruire » les structures au contact. Une modélisation plus poussée sera cependant à envisager dans un second temps.



4.13 Dans l'endoscope circulent parallèlement un instrument et une camera matérialisés de façon schématique par des cylindres.

4.2.3. la modélisation haptique

L'information haptique est également importante dans le fonctionnement d'un simulateur. Il peut s'agir d'un retour tactile au contact avec une structure anatomique ou bien de forces de contraintes destinées à guider le geste et à éviter l'accès aux zones à risques.

4.2.3.1. le retour tactile

Le retour tactile rend le simulateur plus réaliste et plus confortable pour l'utilisateur qui retrouve ainsi des sensations proches de la réalité. Dans notre situation, les contacts se font soit avec des structures osseuses (sinus, parois nasales, selle turcique) soit avec l'hypophyse qui est de consistance molle.

L'équipe CHIR travaille sur la modélisation haptique des structures anatomiques afin de coupler au simulateur une commande à retour de force PHANTOM™.

4.2.3.2. la force de contrainte

La force de contrainte assure la sécurité du geste. En définissant les zones d'accès interdit et les zones autorisées, il est possible de créer un gradient de force orientant l'instrument vers la voie idéale. Cet aspect reste encore à développer.

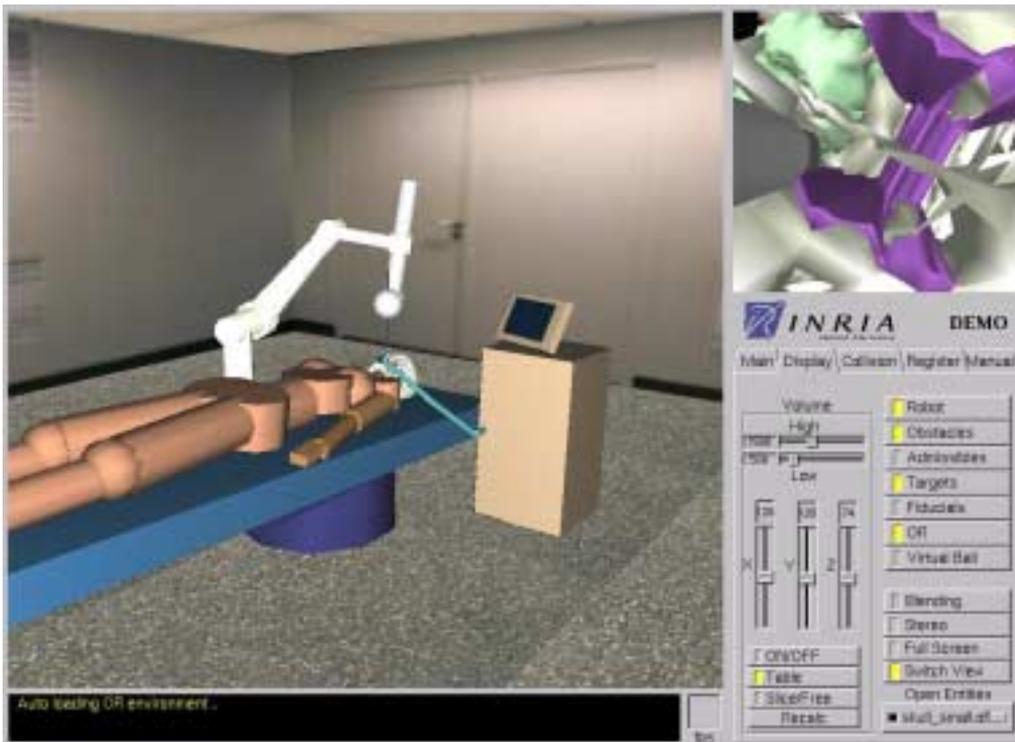
4.2.4. la simulation d'une intervention chirurgicale par voie trans sphénoïdale

Pour tester les capacités de notre robot à résoudre notre problématique chirurgicale nous avons voulu simuler une procédure opératoire dans son ensemble. Pour cela, les données anatomiques d'une part et les caractéristiques du robot PECKER d'autre part ont été injectées dans le simulateur chirurgical ArchiMed mis au point par CHIR.

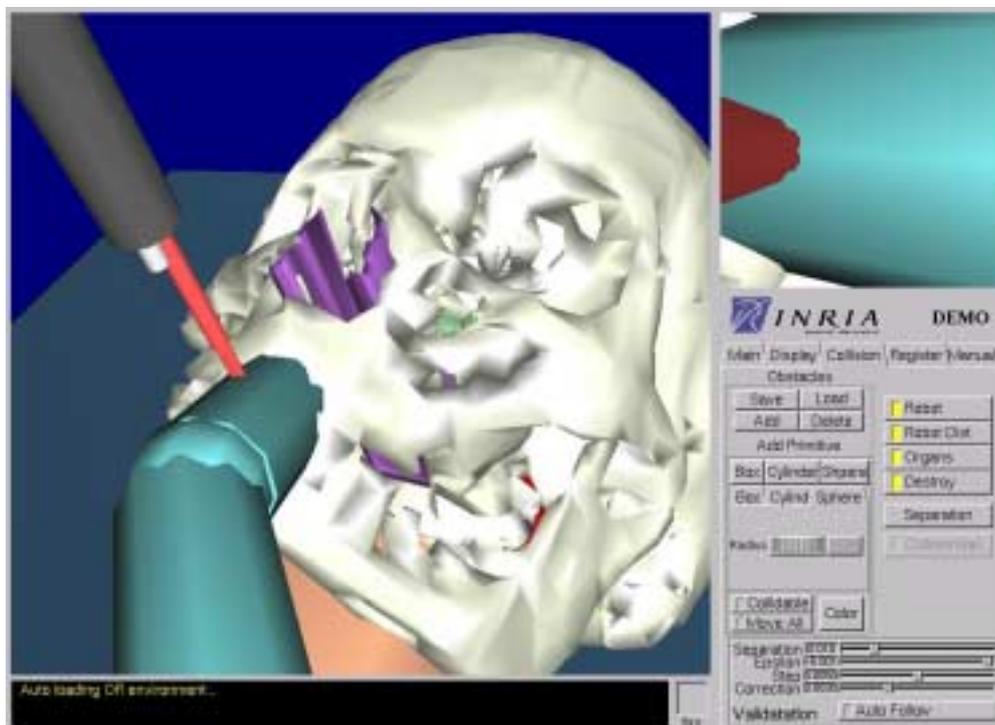
Le simulateur place l'ensemble des données dans le même repère spatial et leur permet d'interagir. Les articulations du robot sont mobilisables pour simuler les déplacements possibles dans le champ opératoire et juger de la faisabilité des gestes. Des obstacles, objets et éléments d'ambiance peuvent être ajoutés pour accroître le réalisme de la scène.(Fig. 4.14)

ArchiMed fournit une vue virtuelle de la salle opératoire à l'intérieur de laquelle il est possible de se déplacer et une vue endoscopique correspondant à la caméra du robot. Il est également possible de superposer à la vue endoscopique virtuelle l'imagerie IRM préopératoire.

Le simulateur détecte les collisions entre les différents segments du robot et les objets de l'environnement, ce qui permet de planifier et d'évaluer ses possibilités de déplacement dans la salle d'intervention. (Fig. 4.15)



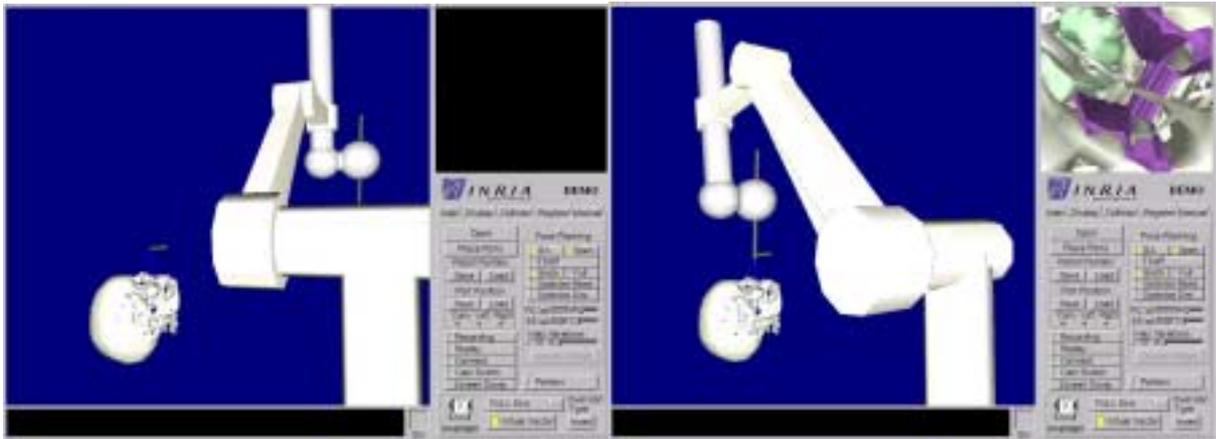
4.14 Le simulateur de Chir intègre les données patient et robot dans une ambiance de bloc opératoire. Il offre une vue extérieure (vue principale) et une vue endoscopique (fenêtre en haut à droite). Il gère les déplacements du robot et les collisions avec les obstacles de l'environnement.



4.15 Le simulateur détecte les collisions entre le robot et les objets de l'environnement : ici contact de l'endoscope avec la sonde d'intubation. Le segment en collision est matérialisé en rouge.

Le positionnement du bras porte endoscope se fait soit manuellement en mobilisant les diverses articulations, soit par inversion cinématique.(Fig. 4.16) L'inversion cinématique détermine les valeurs articulaires du robot correspondant à une position donnée de l'effecteur terminal.

$$\mathbf{p}_i = \mathbf{A}_i^{i-1} \mathbf{p}_{i-1}$$



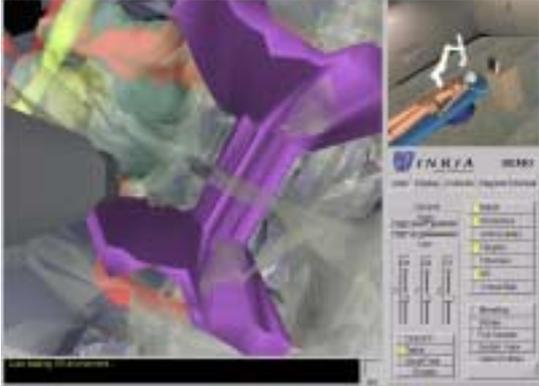
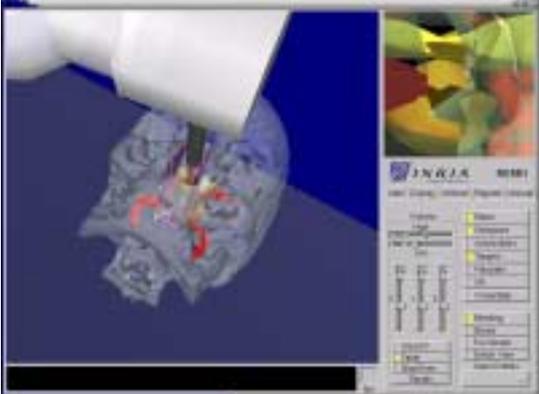
4.16 Positionnement du robot par inversion cinématique

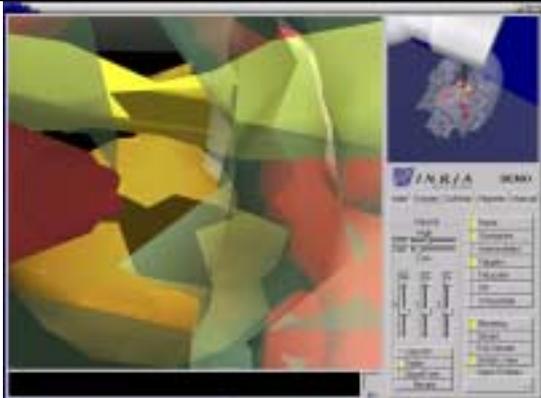
Une fois le bras mis en place, l'endoscope est piloté autour de ses trois axes de liberté. La caméra et l'instrument sont également contrôlés par l'opérateur.

Au terme de nos travaux, l'intervention est ainsi réalisable virtuellement. Le tableau en annexe 1 reprend pour les principaux temps opératoires la gestuelle classique et les manœuvres effectuées virtuellement avec le robot.

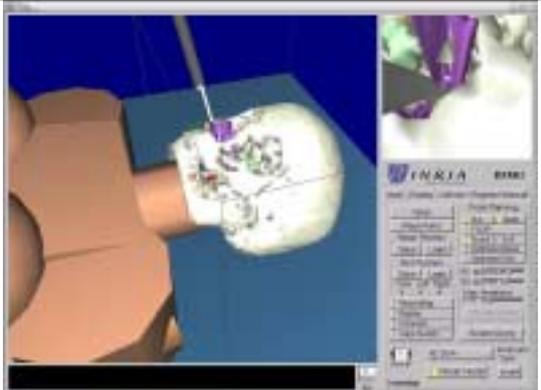
Annexe 1 : Exérèse d'un adénome hypophysaire par voie trans sphénoïdale avec le robot PECKER

TEMPS OPERATOIRE	GESTES EFFECTUES	SIMULATION AVEC LE ROBOT	VUE DU SIMULATEUR
Installation du patient	Mise en place du patient en décubitus dorsal. +/- Fixation de la tête dans une têtère de Mayfield. Préparation du champ opératoire.	-	
<p>Commentaires : L'installation du patient peut être dépendante de la technique utilisé. Ainsi, en neuronavigation, la tête doit être fixée par une têtère de Mayfield solidarisée à un système de diodes infra-rouges pour repérer sa position dans l'espace. Il devrait en être de même pour une intervention robotisée. L'ensemble de ces manœuvres ne sont pas représentées dans le simulateur.</p>			
Abord trans nasal	Incision sous labiale supérieure. Découpage de la muqueuse et résection partielle du septum Mise en place de l'écarteur de Dott.	Ecarteur de Dott positionné d'emblée dans l'environnement anatomique virtuel. Positionnement du robot le long de la trajectoire par inversion cinématique.	
<p>Commentaires : Ce premier temps de l'intervention peut difficilement bénéficier d'une assistance robotique. Il reste difficilement modélisable et ne comporte pas de difficulté technique particulière. La mise en place de l'écarteur de Dott doit cependant être modélisée car l'écarteur constitue les limites latérales de l'abord. L'écarteur est pour l'instant positionné d'emblée dans le simulateur et son emplacement n'est pas modifiable.</p>			

TEMPS OPERATOIRE	GESTES EFFECTUES	SIMULATION AVEC LE ROBOT	VUE DU SIMULATEUR
Ouverture du sinus sphénoïdal	Contrôle de la trajectoire sous ampli ou en neuronavigation. Ouverture de la paroi inférieure du sinus au marteau-ciseaux.	Descente de l'endoscope en visualisant les parois osseuses et, au fond, le sinus sphénoïdal. Ouverture de la paroi du sinus avec l'outil destructeur de triangles.	
<p>Commentaires : En chirurgie classique, il faut repérer la paroi du sinus avec l'amplificateur de brillance. En neuronavigation, le sinus est repéré grâce au pointeur sur l'imagerie pré-opératoire. Dans le simulateur, le sinus est visualisable d'emblée en vision endoscopique, de couleur différente du reste des structures osseuses. Il est également possible de voir les structures postérieures en transparence pour choisir la meilleure trajectoire. Le simulateur haptique permet de sentir les parois osseuses. La démultiplication du mouvement rend le geste plus aisé.</p>			
Ouverture de la selle turcique	Contrôle de la trajectoire sous ampli ou en neuronavigation. Ouverture de la selle turcique au marteau-ciseaux.	Repérage de l'hypophyse par transparence et ouverture de la selle turcique avec l'outil destructeur	
<p>Commentaires : En chirurgie classique, avec l'ampli, comme en neuronavigation, avec le pointeur, il faut repérer la selle turcique. Si l'ouverture est trop latérale, il existe un risque de léser les carotides et de provoquer une hémorragie cataclysmique. Le risque de latéraliser le geste est augmenté par la présence de cloisonnement du sinus sphénoïde. Le simulateur permet d'une part de voir l'hypophyse en transparence pour adopter la meilleure trajectoire, d'autre part d'éviter les carotides qui exercent une force de répulsion à leur approche. La démultiplication du geste rend là encore le geste plus fin.</p>			

TEMPS OPERATOIRE	GESTES EFFECTUES	SIMULATION AVEC LE ROBOT	VUE DU SIMULATEUR
Résection de la tumeur	Ouverture de la dure-mère de la selle Résection de la zone tumorale à la curette sous contrôle du microscope opératoire.	Résection de la tumeur hypophysaire vue en transparence dans la glande	

Commentaires : En chirurgie classique, l'absence de vision directe rend l'exérèse imprécise, obligeant souvent à retirer toute la glande.
 Les sinus caverneux avec les carotides, et le chiasma optique sont les structures anatomiques proches qui peuvent être lésées en cas de mauvais contrôle du mouvement.
 Une exérèse trop étendue vers le haut peut également provoquer une fuite de LCR qui oblige à un colmatage.
 Dans le simulateur, la matérialisation de la tumeur dans la glande, la vue endoscopique et la démultiplication du geste rendent le geste plus sélectif.
 Les carotides et le chiasma optique sont visibles et exercent une force de répulsion à leur approche, ce qui rend le geste plus sûr.

Fermeture	Mise en place de colle biologique et de tissu graisseux prélevé à l'hypochondre droit en cas de fuite de LCR. Retrait de l'écarteur de Dott. Suture sous labiale. Mise en place de sondes vaselinées dans les narines.	Retrait du tube endoscope	
-----------	---	---------------------------	--

Commentaires : Le comblement du sinus sphénoïdal par de la graisse et de la colle ne se fait qu'en cas de fuite de LCR due à une imprécision du geste.
 Le reste de la fermeture ne présente pas de difficulté technique particulière.

Bibliographie

1. **Adhami L., E. Coste-Manière, JD. Boissonnat** – Planning and simulation of robotically assisted minimale invasive surgery – 3th international conference of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2000)
2. **Black P., T. Morialty, E. Alexander, P. Stieg, E. Woodard, L. Gleason, C. Martin, R. Kininis, R. Schwartz, F. Jolesz** – Development and implementation of intraoperative magnetic resonance imaging and its neurosurgical applications – *Neurosurgery* 41(4) 831-45 1997
3. **Brassier G., G. Edan, Y. Gandon, F. Gray** – Tumeurs de l’hypophyse et de la région sellaie – *Enclyc. Med. Chir. Neurologie* 17260A10 1989
4. **Brouwer I., J. Ustin, L. Bentley, A. Sherman, N. Dhruv, F. Tendick** – Measuring in vivo animal soft tissue properties for haptic modeling in surgical simulation – *Medicine meets virtual reality 2001* JD Westwood and al. (Eds) IOS Press
5. **Center for Medical Robotics and Computer Assisted Surgery** – Image Overlay Project – <http://www.mrcas.ri.cmu.edu/projects/overlay.html>
6. **Charles S., H. Das, T. Ohm, C. Boswell, G. Rodriguez, R. Steele, D. Istrate** – Dexterity enhanced telerobotic microsurgery - Presented at *NASA University Centers Conference*, February, 1997, Albuquerque, NM and *8th International Conference on Advanced Robotics (ICAR `97)*, July 1997, Monterey, CA
7. **Cinquin P. & Al.** – Computer Assisted Medical Interventions : Passive and semi-active aids –*IEEE Engineering in Medicine and Biology* May/June 1995 p. 254-62.

8. **Ciric I., A. Ragin, C. Baumgartner, D. Pierce** – Complications of transsphenoidal surgery : results of a national survey, review of the literature, and personal experience – *Neurosurgery* 40(2) 225-37 Feb 1997
9. **Cohn MB., M. Lam, R. S. Fearing** – Tactile feedback for teleoperation. (Telemanipulator technology, Boston, MA, USA, 15-16 Nov. 1992). *Proceedings of the SPIE - The International Society for Optical Engineering*, 1993, vol.1833, pp. 240-54.
10. **Comeau RM., A. Sadikot, A. Fenster, T. Peters** – Intraoperative ultrasound for guidance and tissue shift correction in image-guided neurosurgery – *Med. Phys.* 27(4), April 2000
11. **Cotin S., H. Delingette, N. Ayache** – A hybrid elastic model allowing real-time cutting, deformation and force-feedback for surgery training and simulation – *Visual computer journal* 16(8) 437-52 2000
12. **Dario P., E. Guglielmelli, B. Allotta, M.C. Carrozza** – Robotics for Medical Applications – *IEEE Robotics & Automation Magazine* September 1996 p. 44-56.
13. **Delingette H.** – Simulation d'interventions chirurgicales – E. Dombre & W. Khalil Editors – Deuxième journée de la recherche en robotique – JNRR 99 – Montpellier 99
14. **Edwards PJ., DJ. Hawkes, DL. Hill, D. Jewell, R. Spink, A. Strong, MJ Gleeson** – Augmentation of reality using an operative microscope for otolaryngology and neurosurgical guidance – *J. Image Guided Surg.* 1, 172-78, 1995
15. **Elias W., J. Chadduck, T. Alden, E. Laws** – Frameless stereotaxy for transsphenoidal surgery – *Neurosurgery* 45(2) 271-7 August 1999
16. **Espiau B.** – La Robotique, Histoire et perspectives – La Science au présent – Encyclopaedia Universalis Ed. 2001
17. **Fleig O., F. Devernay, JM. Scarabin, P. Jannin.** Surface reconstruction of the surgical field from stereoscopic microscope views in neurosurgery. In H.U. Lembke,

M.W. Vannier, K. Inamura, A.G Farman, and K. Doi, editors, *Computer Assisted Radiology and Surgery*, pages 259-264. Elsevier, 2001

18. **Fraunhofer Institut Produktionstechnik und Automatisierung** – Kompetenzzentrum Medizintechnik <http://www.IPA.FhG.de/KoMed/>
19. **Geiger B.** – Three-dimensional modeling of human organs and its application to diagnosis and surgical planning – PhD Thesis – Ecole Nationale Supérieure des Mines de Paris – 1993
20. **Gray H.** – Anatomy of the human body – The Hypophysis Cerebri 1918
21. **Haase J. & al.** – SurgiScope : Initial experience and perspectives for the future – *Computer Aided Surgery* 2(5) 1998
22. **Hill D., C. Maurer, R. Maciunas, J. Barwise, M. Fitzpatrick, M. Wang** – Measurement of intraoperative brain surface deformation under craniotomy – *Neurosurgery* 43(3),b514-26 1998
23. **Jho HD., R. Carrau** – Endoscopic endonasal transphenoidal surgery : experience with 50 patients – *Journal of Neurosurgery* 87 44-51 1997
24. **Jolesz F., A. Nabavi, R. Kinikis** – Integration of Interventional MRI with Computer Assisted Surgery – *J. Magnetic Resonance Imaging* 13 69-77 2001
25. **Kaminsky J., T. Brinker, A. Samii, G. Arango, P. Vorkapic, M. Samii** – Technical considerations regarding accuracy of the MKM navigation system. An experimental study on impact factors – *Neurol Res* 21(4) 420-4 1999
26. **Laine T., T. Lund, M. Ylikoski, J. Lohikoski, D. Schlenzka** – Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance : a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients – *Eur Spine J* 9(3) 235-40 2000
27. **Landolt A., P. Keller, E. Froesch, J. Mueller** – Bromocriptine : does it jeopardise the results of later surgery for prolactinomas ? – *Lancet* 1982 2 657-8

28. **Levy ML., J. Chen, K. Moffart, Z. Corber, J. McComb** – Stereoscopic head-mounted display incorporated into microsurgical procedures – *Neurosurgery* 43, 392-96 1998
29. **Merlet JP., M. Dahan M.** - Un micro-robot parallèle pour l'inspection industrielle et l'endoscopie médicale - In *Troisième Journées du Pôle Micro-robotique*, Cachan, 27-28 Juin 2000
30. **Miga M., D. Roberts, F. Kennedy, L. Platenik, A. Hartov, K. Lunn, K. Paulsen** – Modeling of retraction and resection for intraoperative updating of images – *Neurosurgery* 49(1) 75-84 2001
31. **Mourgues F., F. Devernay, E. Coste-Manière** – 3D reconstruction of the operating field for image overlay in 3D endoscopic surgery – *Proceedings of International Symposium on Augmented Reality* 2001
32. **Nabavi A., P. Black, D. Gering & al.** – Serial Intraoperative MR Imaging of brain shift – *Neurosurgery* 48 787-98 2001
33. **Pergolizzi R., A. Nabavi, R. Schwartz, L. Hsu, T. Wong, C. Martin, P. Black, F. Jolesz** – Intra-operative MR guidance during transsphenoidal pituitary resection : preliminary results – *journal of magnetic resonance imaging* 13 136-41 2001
34. **Peters TM.** – Image Guided Surgery : from X-rays to virtual reality – *Comput Methods Biomech Biomed Engin* – 2000 4(1),27-57
35. **Pincinbonno G., JC. Lombardo** – Extrapolation : a solution for force feed-back – *Workshop on virtual reality and prototyping Laval* 1999
36. **Reinhardt HF.** – Neuronavigation : a ten years review – *Computer Integrated Surgery* – MIT Press 1995
37. **Roberts D., A. Hartov, F. Kennedy, M. Miga, K. Paulsen** – Intraoperative brain shift and deformation : a quantitative analysis of cortical displacement in 28 cases – *Neurosurgery* 43(4), 749-60 1998

38. **Roche A.** – Recalage d'images médicales par inférence statistique – PhD Thesis, Université de Nice Sophia Antipolis – Février 2001
39. **Rodziewicz G., R. Kelley, R. Kellman, M. Smith** – Transnasal endoscopic surgery of the pituitary gland : technical note – Neurosurgery 39(1) 189-93 July 1996
40. **Schneider O., J. Troccaz, O. Chavanon, D. Blin** – PADyC : a synergistic robot for cardiac puncturing – International Conference on Robotics and Automation – April 2000 <http://www.timc.imag.fr/gmcao/>
41. **Taylor RH, P. Jensen, L. Whitcomb, A. Barnes, R. Kumar, D. Stroianovici, P. Gupta, Z. Wang, E. Dejuan, L. Kavoussi** – A steady-hand robotic system for microsurgical augmentation – 2000
42. **Taylor RH., H. Paul, B. Mittelstadt, E. Glassman, B. Musits, W. Bargar** – A robotic system for cementless total hip replacement surgery in dogs – 2nd Workshop on medical & healthcare robotics 79-89 1989
43. **Trombopoulos R., JR. Adler, JC. Latombe** – CARABEAMER : A treatment planner for robotic radiosurgical system with general kinematics – Medical Image Analysis 3(3) 237-64 1999
44. **Wendlandt JM., S. S. Sastry.** Design and Control of a Simplified Stewart Platform for Endoscopy . *Proceedings of the 1994 Conference on Decision and Control*, vol. 1, pp. 357-362.