

N° d'ordre : **xxxx**

HABILITATION À DIRIGER LES RECHERCHES
Spécialité Informatique

présentée à

l'Université de Strasbourg - Département d'informatique
Laboratoire des Sciences de l'Image, de l'Informatique et de la Télédétection
UMR 7005 CNRS/UdS

par

Mme Caroline ESSERT

**MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET RÉALITÉ VIRTUELLE
POUR L'ASSISTANCE À LA PLANIFICATION DE TRAJECTOIRES
EN CHIRURGIE MINI-INVASIVE**

soutenue publiquement le 12 septembre 2011

devant le jury composé de :

M. Marc DANIEL, Rapporteur Externe,
Professeur à l'ESIL, Université de la Méditerranée, LSIS

M. Pascal GUITTON, Rapporteur Externe,
Professeur à l'Université de Bordeaux I, INRIA Bordeaux - Sud-Ouest

Mme Jocelyne TROCCAZ, Rapporteur Externe,
Directeur de recherche CNRS au laboratoire TIMC-IMAG

M. Nicholas AYACHE, Examineur,
Directeur de recherche INRIA au centre INRIA Sophia Antipolis-Méditerranée

M. Michel DE MATHELIN, Examineur,
Professeur à l'ENSPS, Université de Strasbourg, LSIIT

M. Pierre JANNIN, Invité,
Chargé de recherche INSERM au centre INRIA Rennes - Bretagne-Atlantique

M. Pascal SCHRECK, Garant,
Professeur à l'Université de Strasbourg, LSIIT

Remerciements

Tout d'abord, je tiens à remercier chaleureusement Nicholas Ayache, Jocelyne Troccaz, Pascal Guitton, Marc Daniel, et Michel de Mathelin de m'avoir fait le plaisir de s'intéresser à ces travaux, et d'avoir accepté de les évaluer en faisant partie de mon jury, malgré les nombreuses charges qui pèsent sur leurs emplois du temps. C'est un grand honneur pour moi d'avoir eu l'occasion de leur présenter ces recherches qui me tiennent à cœur.

Je remercie plus particulièrement Pascal Schreck de m'avoir une fois encore apporté son soutien bienveillant en acceptant d'être mon garant d'habilitation. Je lui dois beaucoup.

Je remercie également Pierre Jannin, qui m'a accueillie durant mes deux années bretonnes de délégation INRIA en 2009-2010, et qui m'a fait partager sa vision des choses si enthousiasmante.

Durant ces 10 années de recherches synthétisées dans ce mémoire, j'ai pris un grand plaisir à travailler avec les nombreuses personnes que j'ai côtoyées au sein de l'équipe IGG du LSIT, de l'EPI Visages de l'INRIA Rennes - Bretagne-Atlantique, de l'IRCAD, ainsi que des services de radiologie interventionnelle de l'Hôpital Civil de Strasbourg et de neurochirurgie du CHU de Rennes Pontchaillou et de la Pitié-Salpêtrière à Paris. Il serait difficile de citer tout le monde, mais je remercie particulièrement Dominique Bechmann, Jean-François Dufourd et Luc Soler qui ont su me faire confiance ; Afshin Gangi, Claire Haegelen et Xavier Morandi qui ont su partager avec moi leur expertise et leur enthousiasme pour la médecine ; la bande des IGG, Zizou en tête, qui me fera toujours bien rigoler ; et tous les autres... merci à tous.

Parmi eux, j'ai une pensée particulière pour Claire Baegert, dont j'ai encadré le travail de thèse entre 2005 et 2009, et dont les contributions tiennent une place importante dans ces travaux. Je suis très contente d'avoir partagé avec elle cette première expérience d'encadrement de thèse, et son lot de périodes de doutes et de joies.

Enfin je remercie tous mes proches, mes parents, mon frère, et mon grand-père, soutiens indéfectibles depuis toujours ; ma belle-famille, et en particulier Papi et Alain qui nous ont supportés pendant 11 mois. Je terminerai par les plus chers à mon cœur, Pierre, Arthur et Sophie à qui je dédie ce mémoire.

Table des matières

Introduction	1
1 La planification d'interventions	7
1.1 Problématique générale de la planification d'interventions	7
1.1.1 Les différentes étapes	7
1.1.2 Cadre et objectif	10
1.2 Les outils d'assistance à la planification	10
1.3 Planification d'insertion d'outils rectilignes	12
1.3.1 Ablation de tumeurs hépatiques par radiofréquence percutanée . .	13
1.3.2 Stimulation cérébrale profonde	17
1.3.3 Outils rectilignes : points communs	22
1.4 Conclusion	24
2 L'image	27
2.1 Images sources : modalités d'acquisition	27
2.1.1 Les modalités d'imagerie que nous avons utilisées pour les données source	28
2.1.2 Autres modalités d'imagerie	30
2.2 Les traitements informatiques	31
2.3 Image reconstruite	34
2.4 Informations à extraire de l'image médicale	38
2.4.1 Informations standard	38
2.4.2 Informations difficiles ou impossibles à extraire	40
2.4.3 De quelles images extraire quelles informations?	40
2.5 L'image pour la restitution des résultats	44
2.5.1 Les solutions usuelles	44
2.5.2 Les difficultés	44
2.5.3 Des alternatives	45
2.6 Conclusion	46
3 Les connaissances	49
3.1 Les connaissances : des données hétérogènes	50
3.1.1 Nature des connaissances	50
3.1.2 La géométrie comme base commune	51
3.2 Approche de description : la modélisation déclarative	53
3.2.1 Modélisation par contraintes	54
3.2.2 Modélisation déclarative	55

3.2.3	Optimalité	56
3.3	Formalisation des données	60
3.3.1	Univers géométrique	60
3.3.2	Formalisation des contraintes	61
3.4	Conclusion	63
4	Résolution de contraintes géométriques, optimisation	65
4.1	Principe général de notre approche de résolution	66
4.1.1	Représentation des contraintes sous forme d'arbres	66
4.1.2	Deux types de contraintes	67
4.2	Partitionnement de l'espace des solutions	69
4.2.1	Représentation de l'espace des trajectoires	69
4.2.2	Élagage de l'espace des trajectoires	71
4.2.3	Une contrainte particulière : l'évitement de structures anatomiques	72
4.3	Recherche de solution optimale	74
4.3.1	Le problème des minimums locaux	74
4.3.2	Méthode d'optimisation et choix de solution optimale	75
4.4	Conclusion	76
5	Visualisation des résultats, réalité virtuelle	79
5.1	Prise de connaissance des solutions	80
5.1.1	Cartes de couleurs	80
5.1.2	Modification interactive des poids des contraintes souples	81
5.2	Navigation dans des espaces de solutions	84
5.2.1	Visualisation en affichage immersif	85
5.2.2	Navigation haptique dans un espace de solution contraint	86
5.3	Conclusion	96
6	Application 1 : la radiofréquence hépatique	99
6.1	Abstract	99
6.2	Introduction	100
6.3	Related works	100
6.4	Characterization of the constraints governing RFA planning	101
6.4.1	Analysis of medical literature	101
6.4.2	Selected constraints	102
6.4.3	Determination of the global minimization function	102
6.5	Determination of the needle insertion strategy	104
6.5.1	Determination of possible solutions	104
6.5.2	Optimization phase	104
6.5.3	Results	105
6.6	Conclusion and future works	106

7	Application 2 : la stimulation cérébrale profonde	109
7.1	Abstract	109
7.2	Introduction	110
7.3	Related and previous works	111
7.4	Materials and methods	112
7.4.1	Analysis of rules governing DBS planning	112
7.4.2	Input data	116
7.4.3	Global strategy	117
7.4.4	Implementation of geometric constraints	118
7.4.5	The software	121
7.4.6	Validation method	122
7.5	Results	125
7.6	Discussion	128
7.7	Conclusion	131
8	Bilan et perspectives	133
8.1	Bilan	133
8.2	Perspectives	134
8.2.1	Discussion sur les méthodes choisies, leurs limitations, et les perspectives d'évolution	134
8.2.2	Extension de la dimension des solutions	139
8.2.3	L'assistance pré-opératoire du futur : vers un essor des solveurs interactifs?	143
	Bibliographie	145
	Annexes	154
	A Fichier de contraintes pour la RFA	155
	B Fichier de contraintes pour la SCP	159
	C Curriculum Vitæ	161
	Liste des publications personnelles	167

Table des figures

1	Synoptique représentant une vision globale de notre approche générique d'assistance à la planification	4
1.1	Ablation de tumeurs hépatiques par RFA : l'aiguille est insérée jusqu'au foie à travers la peau. Dans le cas représenté il s'agit d'une aiguille à ombrelles, de multiples électrodes sont alors déployées. A la fin du traitement un volume comprenant la tumeur et une marge de tissus sains est brûlé.	14
1.2	Différents modèles d'aiguilles de RFA : à gauche, une aiguille en "ombrelle" déployable (LeVeen); au milieu une aiguille tripolaire avec système de refroidissement du corps de l'aiguille par circulation d'une solution saline (Radionics); à droite, différentes tailles d'aiguilles monopolaires simples (Berchold), avec vue détaillée de la pointe émettrice.	14
1.3	Planning d'une intervention de RFA devant le négatoscope. Image IRCAD	15
1.4	Stimulation cérébrale profonde. Une ou deux électrodes de stimulation sont implantées dans le cerveau, et reliées à des générateurs placés sous la peau au niveau de la poitrine. Image National Institute of Mental Health	17
1.5	Cadre de stéréotaxie Leksell. Le cadre est fixé au crâne par des vis. Il permet le réglage fin d'une trajectoire qui sera exécutée par le biais d'un porte-outil équipé d'un micro-descendeur motorisé.	18
1.6	Micro-électrode de test de SCP, insérée dans son tube-guide	18
1.7	Pointe de la micro-électrode de test de SCP. A gauche la partie grise est le tube-guide. Ensuite la partie orange cuivré est le corps de la micro-électrode. La petite partie grise d'environ 1mm permet d'envoyer la stimulation électrique. Enfin, la partie la plus fine d'environ 1 cm de long à droite est le capteur d'activité neuronale.	19
1.8	A gauche, une électrode définitive de SCP : elle est beaucoup plus souple que la micro-électrode de test. A droite l'extrémité de l'électrode définitive. Elle supporte 4 plots de stimulation, mais seul sera activé chez le patient : les 4 plots permettent de faire varier la profondeur de la stimulation en cas d'implantation imprécise ou si l'électrode s'est déplacée.	19

1.9	Le phénomène de “brain shift” : en haut à gauche, une IRM pré-opératoire ; en haut à droite, un CT post-opératoire recalé sur l’IRM : on voit que la partie frontale du cerveau s’est déformée pour faire place à une cavité apparaissant en noir ; en bas à gauche, une superposition de l’IRM et du CT en transparence montrant la partie du cerveau qui s’est déformée. Le cerveau met plusieurs jours après l’intervention pour reprendre sa position et sa forme initiale. En bas à droite, l’électrode en rouge (reconstruite d’après le CT post-opératoire) apparaît déjà déformée.	20
2.1	Synoptique : l’image au sein du processus d’assistance à la planification	27
2.2	Exemple de CT-scan du cerveau. Les parties osseuses sont bien visibles, hyperintenses, mais les tissus mous sont peu visibles.	29
2.3	Exemple d’IRM du cerveau (IRM T1 avec injection de gadolinium)	29
2.4	A gauche, exemple d’image DTI. Image tirée de http://diffusion-tensor.blogspot.com/ . A droite, un image DTI traitée par suivi de fibres du cortex. Image extraite de [ZB02]	31
2.5	Exemple de débruitage. Image bruitée à gauche, et débruitée par filtre NL-means à droite. Image extraite de [CYP+08]	32
2.6	Exemple de recalage intra-patient. En haut à gauche, un CT scan du patient ; en haut à droite, une IRM du même patient. En bas à gauche, le CT a été recalé sur l’IRM ; en bas à droite, le CT recalé a été superposé sur l’IRM et affiché en transparence	34
2.7	Exemple de segmentation de ventricules. A droite, la région correspondant aux ventricules a été colorée en rouge	34
2.8	Exemple de rendu volumique de la tête. Image extraite de [MDM10]	35
2.9	Exemple de maillage surfacique 3D triangulaire des ventricules. Le maillage a été reconstruit à partir de l’image IRM dont une des coupes apparaît sous le maillage, et qui a été segmentée. L’image et la segmentation dont est issu le maillage sont celles de la Fig.2.7	36
2.10	A gauche, le foie est sous la forme de voxels, masque 3D directement issu de la segmentation. Au milieu, le foie est sous la forme de maillage triangulaire surfacique, obtenu après un marching cubes. A droite, on a appliqué une texture.	36
2.11	Exemple de maillage tétraédrique du foie et d’un rein. Le maillage a été reconstruit en simultané, de telle façon que le foie et le rein sont adjacents mais il n’y a pas d’inclusion de l’un dans l’autre. Méthode du Delaunay discret sur les pointels. Image extraite de [Bol07]	37
2.12	Image extraite de l’atlas de Talairach [TT88] (à gauche), et utilisation de l’atlas de Talairach dans un logiciel d’imagerie médicale, ici Medimax de l’équipe “Imagerie In Vivo” du LINC (à droite)	40
2.13	Représentations des structures anatomiques d’intérêt sous forme de maillages surfaciques triangulaires, pour les deux types d’interventions	42

2.14	Radio intra-opératoire acquise pendant une intervention de stimulation cérébrale profonde à l'Hôpital de la Pitié-Salpêtrière. On aperçoit le placement de deux électrodes. La cible est localisée au centre du viseur (cercle intérieur) du cadre de stéréotaxie.	43
2.15	Prototype de stimulation électro-tactile sur la langue pour le guidage de geste chirurgical. Image extraite de [RBO ⁺ 07]	45
2.16	Prototype pour l'assistance haptique au geste dans le cadre de la biopsie guidée par image CT. Image extraite de [HRH ⁺ 04]	46
3.1	Synoptique : les connaissances au sein du processus d'assistance à la planification	49
3.2	Pareto-optimalité : exemple pour un problème d'optimisation à 2 fonctions objectif. Les solutions A et B sont des solutions Pareto-optimales, puisqu'elles ne sont dominées par aucune autre solution. Elle font donc partie du front de Pareto. La solution C est dominée à la fois par A et B (zones grisées) puisqu'elles améliorent simultanément les 2 fonctions objectifs. La ligne reliant D à E matérialise le front de Pareto.	58
4.1	Synoptique : la résolution des contraintes géométriques au sein du processus d'assistance à la planification	65
4.2	Représentation de la contrainte de longueur de trajectoire (3.3) sous forme d'arbre. Les nœuds en fond rouge sont les opérateurs, les feuilles en fond bleu sont les constantes, et les feuilles en fond vert sont les variables . . .	66
4.3	Evaluation d'un terme par parcours en profondeur. L'évaluation du terme se déroule en deux étapes : propagation de la valeur de l'inconnue puis évaluation. Les requêtes d'évaluation sont en bleu et les réponses en vert. Lors d'une seconde évaluation, les nœuds constants ne sont pas réévalués. Image extraite de [Bae09]	67
4.4	Interface de création de nouvelles contraintes géométriques par manipulation directe de nœuds et construction interactive d'arbre syntaxique. Image extraite de [Wei08]	68
4.5	Représentation de la fonction objectif agrégée globale sous forme d'arbre. Les 4 sous-arbres grisés correspondent respectivement aux 4 contraintes souples individuelles. Les nœuds en fond rouge sont les opérateurs, les feuilles en fond bleu sont les constantes, et les feuilles en fond vert sont les variables . . .	70
4.6	Subdivision des triangles au bord des zones solutions	71
4.7	Maillage de la peau utilisé comme espace de trajectoires initial, puis élagué pour former l'espace conservé comme zones solutions (en vert). Figure (a) : calcul sans subdivision. Figure (b) : calcul avec 1 niveau de subdivision. Figure (c) : calcul avec 3 niveaux de subdivision. Sans subdivision, de grandes parties voire des composantes connexes entières sont oubliées. Au-delà de 3 niveaux de subdivision, le gain n'est plus significatif.	72

4.8	Détermination de la visibilité depuis un volume, illustration en coupe 2D. Les voxels de la cible considérés sont en jaune. (a) illustration des vues possibles depuis la cible et selon les différentes directions. (b) et (c) les calculs sont effectués pour les voxels du bord, uniquement suivant les vues dirigées vers l'extérieur du volume. Les zones grisées représentent les parties cachées par les obstacles. Les deux figures représentent le calcul de la visibilité à partir de deux voxels particuliers du volume. (d) résultat final une fois tous les calculs effectués pour tous les voxels du bord et dans toutes les vues, la partie visible du maillage initial depuis la cible est alors la zone verte en gras.	73
5.1	Synoptique : la navigation parmi les solutions au sein du processus d'assistance à la planification	79
5.2	Exemple de visualisation de la qualité des points d'insertion pour la RFA sous la forme de cartes de couleurs, avec deux solutions optimales matérialisées par des aiguilles. La qualité des points d'insertion est affichée pour les contraintes souples individuelles (a) (b) et (c), et pour la contrainte agrégée globale (d). A chaque fois, les meilleurs points sont en vert, les moins bons en rouge, avec une palette de couleurs intermédiaires. Les figures sont extraites de [Bae09]	81
5.3	Exemple de visualisation de la qualité des points d'insertion pour la SCP sous la forme de cartes de couleurs. Ici encore, il y a une carte de couleurs par contrainte souple (a) (b) et (c), et une pour la contrainte agrégée (d). Sur la carte (d) la ligne rouge représente la trajectoire calculée comme optimale, la ligne verte correspond à la trajectoire choisie par le chirurgien pour l'intervention. Sur cet exemple, la peau a été mise en transparence	81
5.4	Cartes de couleurs pour la contrainte agrégée pour des pondérations différentes des contraintes souples. Sur les deux figures, la ligne rouge représente la trajectoire calculée comme optimale en fonction des pondérations, la ligne verte représente la trajectoire effectivement choisie par le chirurgien pour l'intervention. On peut noter ici l'importance d'un bon choix des pondérations	82
5.5	Les solutions du front de Pareto correspondent à différentes pondérations k_1 et k_2 données respectivement aux fonctions f_1 et f_2 . On peut naviguer de compromis en compromis en modifiant l'importance qu'on accorde à chacune des fonctions objectif. Par exemple, pour favoriser f_1 au détriment de f_2 , on peut poser $k_1 = 0.9$ et $k_2 = 0.1$ alors on obtiendra la solution C qui minimise f_1 mieux que f_2 . Inversement, la solution A correspond à une préférence donnée à la minimisation de f_2 . La solution B est une solution qui équilibre les minimisations de f_1 et f_2	82
5.6	Visualisation des résultats selon Seitel et al. Pour une solution sélectionnée, on calcule l'ensemble des points meilleurs (a), l'ensemble des points du front de Pareto (b) et on affiche l'intersection de ces deux ensembles (c) qui correspond au points Pareto-optimaux meilleurs. Image extraite de [SES ⁺ 11]	83

5.7	Illustration de la méthode de visualisation des solutions de Seitel et al. [SES ⁺ 11]. Lorsque l'utilisateur sélectionne le point P, le système lui montre l'ensemble des points meilleurs (zone grise) qui minimisent l'une des fonctions sans avoir un plus mauvais score pour une autre. Puis, en réalisant l'intersection entre cet ensemble et le front de Pareto, on obtient les points Pareto-optimaux meilleurs, sur notre exemple les points A et B.	84
5.8	Solveur de planification en environnement immersif, de type Consul 2 écrans de Barco avec lunettes à obturation. Interaction avec un Flystick A.R.T.	86
5.9	Simulation using Phantom Premium 6dof haptic device	87
5.10	Détermination des forces avant la pénétration dans les tissus	88
5.11	Déformation visuelle de la peau lors de l'insertion d'une aiguille de RFA ou de la palpation avec périphérique haptique	88
5.12	Les différentes modalités expérimentées et la façon dont elles pourraient être utilisées pour la représentation de l'espace des solutions. Pour chaque exemple, on illustre les sensations possibles dans des zones de "mauvaises" solutions et des zones de "bonnes" solutions	91
5.13	Modalités haptiques (en projection 2D) utilisées dans notre expérimentation. Il s'agissait de cliquer sur une cible (sphère rouge) choisie aléatoirement parmi un ensemble d'objets (sphères noires), depuis une position initiale du pointeur (triangle vert). Le trajet du pointeur est représentée par le trait vert. Les "murs haptiques" sont représentés par les arêtes noires, et l'attraction magnétique par le dégradé autour de la cible.	94
5.14	Menu 3D haptique polyédrique. Le pointeur peut glisser le long des faces.	94
5.15	Influence de la position des cibles sur le temps de sélection et sur le taux d'erreur de ciblage. En rouge, les cibles obtenant les moins bons résultats, en vert les meilleurs.	95
6.1	Examples of insertion zones :	104
6.2	Proposed trajectory and accuracy regarding the different constraints. Best locations are light-colored and worst locations are dark-colored.	106
7.1	The tip of the electrode has to be in the target. Here the target is the blue shape and the computed trajectory represented as a green line. As explained in section 7.4.2, the target we used is not the actual anatomic structure, but a segmentation of the contacts of the reference target. The yellow shape in the back is a part of the ventricles mesh.	113
7.2	Initial insertion zone : upper surface of the skull's skin mesh. This mesh is used as a basis to determine the possible solutions. As explained in section 7.4.2, this mesh is built from a mono-subject anatomical template made from 15 3T MR acquisitions, and adapted to each specific patient's pre-operative MRI (background) with an affine registration.	114
7.3	The path length is the distance between the candidate entry point and the tip of the electrode, here represented by its trajectory (green line). The tip is located inside the mesh of the target.	114

7.4	The trajectory has to avoid ventricles (here in yellow) and the cortical sulci. Here the cortical sulci are represented by a set of meshes located at their external traces (white intricate mesh).	115
7.5	Graph of input data. Three images sources (left, in white) and four different treatments (①, ②, ③, ④) were used to obtain the reconstructed anatomical structures (in medium green). Intermediate steps produce registered images (in dark pink) and template structures (in light blue). In the lower part of the graph, the 2 parts with the gray backgrounds correspond to the treatments and structures required respectively if the system is used in clinical routine, or for the validation process. For the experiments described in this paper, we used the “ <i>validation-only</i> ” part.	116
7.6	Different representations of Rule #7. (a) The tree shows how the term formalizing the rule is built, using operators (in pink), constants (in blue), and the variable (in green). (b) The scheme illustrates in a simple way the aim of rule #7 : minimization of the angle between the candidate trajectory and the main axis of a target which has an oblong shape.	119
7.7	Scheme in 2D illustrating the six 3D renderings used to compute parts of the initial insertion zone not occluded by any obstacle mesh (ventricles, sulci). Here only 4 views from the target (red point) are represented : front/back/-right/left. Up/down views are not shown.	122
7.8	Snapshot of our software, showing the interface allowing to modify the settings, to change the color map to display, and to browse the proposed optimal trajectories if several are found	123
7.9	3D mesh of the solution space resulting from the solving of strict constraints during phase 1 of the process for case #3. The initial <i>insertion zone</i> (skin mesh) has been reduced to the surface of points that satisfy the strict constraints	125
7.10	Detail of the risk map (in red/orange/yellow). The target is in blue, the cortical sulci in white, the pink shape in the back is a part of the ventricles, and the background is the grayscale MRI. The direction of the sight is so close to a cortical sulcus that it doesn't cross the surface of possible entry points and we can see the target. On the sides of the cortical sulci, the areas of the surface of possible entry points are red on the borders, showing a risky proximity with the nearby cortical sulci.	126
7.11	Color maps of the soft constraints obtained after phase 2 of the solving process : best zones are in green and worst are in red (patient case #3). In all snapshots the red line is the final trajectory T_{plan} , optimizing the aggregative soft constraint	127
7.12	Detail of the result of Fig.7.13. The red line is the computed trajectory T_{plan} , and the green line is the reference trajectory T_{ref}	129
7.13	Color map of the aggregative soft constraint for patient case #3, for alternative values of the weighting factors : $k_d = 1, k_c = 1, k_r = 4, k_o = 10$. T_{plan} is at another location.	129

Introduction

Présentation du sujet

De nos jours, les images de synthèse et plus largement l'informatique prennent une place grandissante dans de nombreux domaines. La médecine et la chirurgie n'échappent pas à ce phénomène. Elles bénéficient des avancées technologiques par la mise à disposition de nouvelles technologies qui offrent de multiples avantages, et ce à différents stades du parcours médical du patient. L'image numérique apporte une aide précieuse au diagnostic, mais elle peut également aider le praticien à préparer, à planifier un geste chirurgical difficile, essayer différents scénarios avant l'intervention. Elle peut aller jusqu'à entrer en salle d'opération pour guider le chirurgien pendant son geste. Enfin, elle peut permettre à des praticiens novices de s'exercer avant de pratiquer pour la première fois des interventions.

C'est ainsi que de nombreux outils sont développés depuis quelques années pour l'assistance chirurgicale, des prototypes de recherche mais aussi, depuis peu, de nombreux outils commerciaux installés et utilisés quotidiennement par les chirurgiens. Ces outils améliorent progressivement les conditions de travail du chirurgien, mais également les résultats des interventions qui se font de plus en plus précises et sûres. Les approches d'imagerie sont parfois secondées par des techniques de simulation numérique, permettant la reproduction d'une fonction physique ou physiologique, donnant du réalisme à l'outil d'assistance ou d'apprentissage. Mais au cours de mes travaux, et des rencontres avec les acteurs du milieu médical et chirurgical, j'ai constaté que malgré ces améliorations, les attentes des praticiens étaient encore très fortes et le besoin d'assistance encore important.

En effet, l'un des grands manques constatés dans les outils d'assistance est l'absence fréquente de raisonnement. La majorité des outils proposés améliorent la visualisation des images, permettent de nombreux traitements sur celles-ci, aident éventuellement à l'analyse, ou facilitent certains travaux qui restent souvent manuels. Parfois, ils permettent de prédire certains effets. Mais très peu d'outils automatisent des tâches basées sur un raisonnement issu d'une expertise du domaine.

Le travail présenté dans ce mémoire fournit des éléments pour améliorer l'aspect d'automatisation intelligente, en incluant des approches de raisonnement dans des outils d'assistance chirurgicale. Parmi les activités pour lesquelles l'informatique de l'image intervient en médecine, je me suis plus particulièrement intéressée à la planification d'interventions chirurgicales, qui est un domaine où la demande d'assistance est particulièrement forte, la tâche de préparation d'intervention et de choix d'une stratégie optimale étant souvent

longue et difficile. Plus précisément, j'ai étudié le problème de la planification automatisée de trajectoires pour outils chirurgicaux rectilignes ou assimilables à des outils rectilignes. Pour ce type d'interventions, j'ai constaté soit une absence totale d'outils d'assistance à la planification, soit l'existence d'outils d'assistance ne permettant que des traitements amont et laissant la phase de choix de positionnement d'outil totalement à la charge du chirurgien.

En chirurgie, qu'elle soit de type ouverte ou mini-invasive, la planification de l'intervention est une étape décisive. Elle se place en début de processus de traitement, juste après le diagnostic, et conditionne tout le reste de la chaîne de traitement. Les chances de réussite d'une opération chirurgicale et la minimisation des risques opératoires dépendent étroitement d'une bonne préparation pré-opératoire, et du choix de la stratégie la plus appropriée. En radiologie interventionnelle comme en chirurgie classique, le praticien se repose principalement sur l'image pour établir cette stratégie. Quelques jours avant l'intervention, des images scanner (CT) et/ou IRM du patient sont acquises, et le praticien élabore son plan d'intervention à partir de ces ensembles de coupes 2D pré-opératoires. C'est un travail difficile car le praticien doit se représenter mentalement un modèle tridimensionnel de l'anatomie du patient, de la position des pathologies, et évaluer sa marge de manœuvre au jugé.

Ce mémoire décrit des travaux de recherche que j'ai menés sur plusieurs années soit seule, soit en collaboration ou encore en tant qu'encadrante de thèse ou de stage dans des domaines variés de l'informatique graphique, avec comme fil conducteur une application à l'assistance à la planification avec automatisation du positionnement d'outil chirurgical dont ces travaux couvrent plusieurs aspects. Le premier aspect est l'élaboration d'une stratégie optimale d'intervention, spécifique au patient et au type d'opération concerné par un calcul automatique basé à la fois sur l'expertise du domaine et sur des données préopératoires. Le second aspect est l'étude de solutions pour éditer le scénario proposé, et éventuellement modifier la proposition initiale afin d'être souple et adaptatif, tout en restreignant la navigation à un espace de solutions réalisables. Ce mémoire aborde également des aspects de réalité virtuelle et plus particulièrement l'utilisation d'interfaces haptiques, qui constituent une piste prometteuse pour faciliter la navigation dans l'espace des solutions en déchargeant le canal visuel. Ces recherches étant appliquées au domaine médical, ce mémoire accorde une place importante à la description du contexte médical et des besoins des chirurgiens et radiologues interventionnels, et situe fréquemment l'apport des différentes parties théoriques au sein de la procédure chirurgicale. Il est important de mentionner ici que tout outil d'assistance à la planification ne se substituera jamais au chirurgien dans le choix final de la stratégie à adopter, mais doit avoir pour objectif de le renseigner au mieux pour sa prise de décision.

Analyser et concevoir un cadre abstrait correspondant à une certaine réalité est une constante en informatique, particulièrement dans le domaine de la recherche. Cependant, au delà de la seule abstraction impliquée dans toute activité de programmation, une caractéristique de ce travail réside dans la généralité sous-tendue par la démarche que nous avons suivie et qui passe une formalisation précise du niveau *méta* du domaine. En effet, l'objectif ne réside pas seulement dans la programmation d'un outil d'assistance, mais aussi dans la conception d'un cadre formel modulaire qui permette d'une part de rendre explicites

des connaissances souvent non formulées, et d'autre par de produire un solveur capable de s'adapter aux évolutions d'une technique opératoire jeune et en plein développement. En outre, il a été constaté que de nombreuses autres interventions chirurgicales avaient des points communs, que je développe dans la suite de ce mémoire. Une approche modulaire et générique donne ainsi la perspective de s'adapter aux différentes interventions partageant ces points communs.

Cette étude se situe à l'intersection de plusieurs domaines. Elle se propose de traiter le problème de la planification de façon complète, c'est-à-dire en proposant en plus d'une visualisation de modèle 3D spécifique au patient, la saisie des contraintes opératoires (relatives entre autres au patient, au matériel utilisé, aux règles de l'art de l'intervention), la formalisation de ces contraintes et leur résolution automatique, l'interaction et la navigation ergonomique parmi un espace de solutions. Ce travail met en œuvre des concepts et un savoir-faire issus de tous ces domaines de l'informatique (synthèse et analyse d'images, raisonnement à base de connaissances, optimisation, visualisation, interaction, réalité virtuelle, ergonomie), ainsi que du domaine médical. Ce mémoire aborde donc des thèmes variés mais qui ont tous en commun de participer à la chaîne de traitement des données et connaissances médicales permettant une assistance au chirurgien.

Ce manuscrit regroupe les travaux de plusieurs personnes ayant contribué tour à tour ou collectivement au développement d'une approche originale de la planification assistée par la connaissance. Les chapitres 1 à 7 sont donc naturellement rédigés à la 1ère personne du pluriel. Les méthodes qui y sont décrites découlent naturellement de mes travaux de thèse [Ess01] sur la navigation dans des espaces de solutions en CAO en lien avec la résolution de contraintes géométriques, ainsi que de mon post-doctorat sur la simulation virtuelle et la planification d'ablation de tumeurs par radiofréquence hépatique. Le stage de DEA puis la thèse de Claire Baegert [C.05, Bae09] ont permis de développer une méthode robuste, et de faire une avancée vers la généralité de l'approche. Le travail de Diploma thesis de Marcus Engel [Eng09], co-encadré avec le DKFZ de Heidelberg, a permis d'accélérer significativement les calculs d'évitement d'organes. Du côté de la prise de connaissance des résultats, différents travaux que j'ai effectués, ou encadrés lors de stages de Master recherche de Daniel Marjoux [Mar03], Jean-Christophe Hennequin [Hen08], et Alex Ocampo [Oca10], se sont orientés vers la réalité virtuelle et les interfaces haptiques, avec pour objectif d'améliorer la phase de navigation dans un espace des solutions.

Plan du mémoire

Le synoptique de la figure 1 représente une vision globale de la façon dont a été abordée l'assistance à la planification de trajectoires pour la chirurgie. Le découpage de ce mémoire en plusieurs parties s'appuie en partie sur ce synoptique.

Tout d'abord, le chapitre 1 pose la problématique générale de la planification d'interventions. Nous expliquons nos objectifs, dressons un état de l'art des outils de planification, et ébauchons la description de l'approche générale que nous avons choisie et qui est illustrée par le synoptique global.

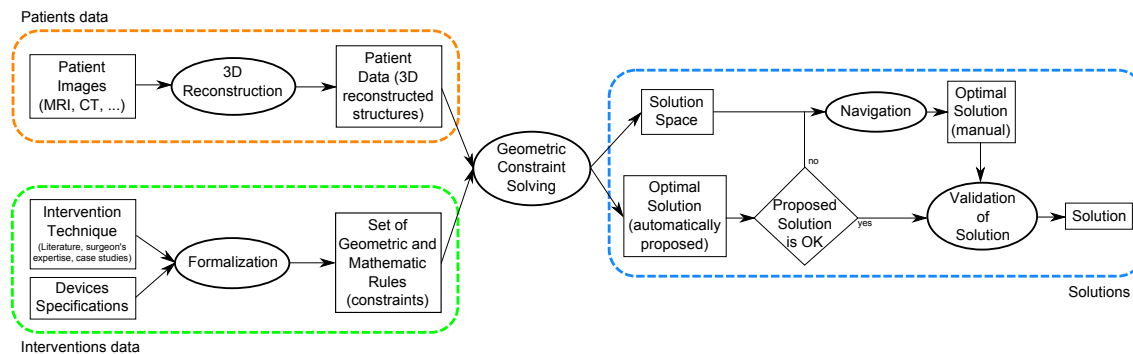


FIGURE 1: Synoptique représentant une vision globale de notre approche générique d'assistance à la planification

Ensuite, les chapitres suivants traitent des quatre parties principales de ce synoptique : les données images du patient (partie orange en haut à gauche), les données sur les interventions ou connaissances (partie verte en bas à gauche), la partie centrale de résolution de contraintes géométriques, puis la partie de gestion des solutions (partie bleue à droite).

Le chapitre 2 présente l'image médicale et des différentes formes qu'elle revêt tout au long du processus d'assistance chirurgicale. J'explique les différentes modalités d'acquisition d'imagerie médicale couramment utilisées, ainsi que les traitements qui sont souvent appliqués à ces images aux différentes étapes de visualisation et de calculs. Les modalités d'acquisition et les traitements que nous avons utilisés sont mis en avant, ainsi que les données que nous en extrayons. Puis quelques autres modalités intéressantes dont l'exploitation est envisagée dans des travaux ultérieurs sont présentées.

Le chapitre 3 aborde le deuxième type de données : les connaissances. Il montre quels types de connaissances sont utiles à nos algorithmes, et comment ces connaissances sont extraites pour être utilisées dans les calculs. Nous expliquons dans cette partie comment sont utilisés les concepts de la modélisation déclarative pour décrire et formaliser les énoncés du problème à résoudre, c'est-à-dire la description de l'expertise chirurgicale à mettre en œuvre pour calculer une trajectoire optimale. A cette occasion, la question de la définition et de la détermination de l'optimalité est abordée.

Dans le chapitre 4, j'expliquons l'approche qui a été suivie pour résoudre ces contraintes, et le type de solutions qui sont produites. Après avoir présenté le principe général de résolution par parcours d'arbres syntaxiques, je détaille la méthode en deux étapes qui est au cœur du processus de résolution : détermination de l'ensemble des solutions possibles par élagage d'espace de trajectoires candidates, puis recherche d'optimum.

Ensuite, je détaille dans le chapitre 5 des méthodes de réalité virtuelle, mises à profit pour la phase de prise de connaissance des résultats. Plus précisément, je montre comment est visualisée la solution optimale, et comment on peut également parcourir l'ensemble des solutions, soit sur simple station de travail 2D, soit en réalité virtuelle avec assistance haptique. Ainsi, le chirurgien peut visualiser non seulement la solution calculée comme optimale, mais également des informations qualitatives sur les autres solutions possibles, avec une prise de connaissance facilitée. Cette partie aborde également quelques travaux

annexes en réalité virtuelle, liés au reste par un souci de confort d'utilisation de ce type de logiciels.

Les chapitres 6 et 7 détaillent l'application de ces méthodes à deux types d'interventions : l'Ablation de tumeurs hépatiques par RadioFréquence (RFA) en radiologie interventionnelle et la Stimulation Cérébrale Profonde (SCP) en neurochirurgie. Les résultats obtenus dans les deux cas lors de validations médicales rétrospectives sur de nombreux cas de patients sont exposés ici, confirmant ainsi l'intérêt et la pertinence des méthodes. Ces chapitres incluent des parties plus techniques montrant les développements logiciels auxquels les méthodes ont donné lieu.

Enfin, après un bilan des contributions exposées dans ce mémoire, je propose dans le chapitre 8 quelques perspectives qui me semblent intéressantes à explorer dans les années à venir.

Quelques informations complémentaires sont données en annexe, telles que les fichiers de contraintes utilisés pour les deux applications chirurgicales, et une synthèse de mes activités et publications.

Chapitre 1

La planification d'interventions

Les recherches que nous avons menées et qui sont décrites dans ce mémoire concernent différents domaines de l'informatique. Mais tous sont reliés par un thème applicatif commun, celui du domaine médical, et plus particulièrement de la planification de trajectoires pour outils chirurgicaux rectilignes. Avant de décrire nos contributions scientifiques à proprement parler, il nous semble nécessaire d'introduire ce contexte applicatif qui a guidé certains de nos choix, notamment ceux concernant la précision, primordiale en chirurgie, les temps de calcul qui doivent être acceptables dans le cadre d'une utilisation en routine clinique, et la capacité d'adaptation à l'évolution constante des techniques médicales.

Ce premier chapitre décrit le contexte médical concerné par nos travaux de recherche. Nous y détaillons la problématique générale de planification des interventions et un état de l'art sur les travaux relatifs aux outils d'assistance à la planification existants, avant de préciser le cadre dans lequel nous nous sommes placés et de montrer l'intérêt d'avoir une approche générique.

1.1 Problématique générale de la planification d'interventions

Lorsqu'une pathologie est diagnostiquée chez un patient, et qu'elle ne peut pas raisonnablement être soignée par traitement médicamenteux, une intervention chirurgicale peut être envisagée. Toute une équipe médicale se met alors en place pour prendre en charge le patient, depuis le diagnostic jusqu'à la réalisation de l'intervention.

Il est important de comprendre le déroulement de ces étapes pour cibler précisément les endroits où l'assistance d'un outil informatique sera bénéfique.

1.1.1 Les différentes étapes

La planification est un processus qui intervient en milieu du processus de traitement, après le diagnostic et avant l'intervention en elle-même. De nombreuses étapes sont en effet nécessaires avant l'intervention chirurgicale. Nous décrivons ici ces étapes qui interviennent après qu'un médecin ait proposé un patient comme candidat à une chirurgie.

1.1.1.1 Récolte des données

Tout d'abord, un dossier complet est réalisé pour le patient, dans lequel ses antécédents médicaux et chirurgicaux ainsi que toutes les informations nécessaires à la prise de décision par les praticiens sont consignés. Des analyses complémentaires peuvent être demandées et leurs résultats consignés également dans le dossier. Enfin, des acquisitions d'images peuvent être réalisées et jointes au dossier. Cette étape peut précéder l'intervention de plusieurs mois si celle-ci ne revêt pas de caractère urgent.

1.1.1.2 Décision d'intervention

Un *staff* de praticiens regroupant chirurgiens, médecins de diverses spécialités et infirmières, examine ensuite le dossier du patient afin de déterminer si celui-ci peut être candidat ou non à une chirurgie. Lors de cette réunion les praticiens tentent de quantifier un rapport bénéfice/risque pour le patient. L'opération n'aura lieu que si ce rapport est bon, et si l'intervention est jugée "faisable".

La notion de "faisabilité" d'une intervention telle qu'elle est utilisée lors de cette réunion est dépendante de plusieurs facteurs, dont l'expérience du chirurgien qui est susceptible d'opérer. Un cas difficile ne sera pas évalué de la même façon par un novice que par un expert, et aura plus de risques d'être rejeté par le novice. La faisabilité est aussi dépendante de l'état de santé général du patient. Un patient très âgé aura plus de risques de complications.

Enfin, notons que l'estimation de la faisabilité oblige d'une certaine façon à commencer dès cette étape la planification, c'est-à-dire à élaborer une stratégie d'intervention. En effet, le chirurgien va devoir dire s'il pense pouvoir trouver facilement une stratégie d'intervention pour ce patient. S'il n'en est pas certain, il se peut que le patient soit refusé pour la chirurgie. Cela peut être le cas par exemple pour une intervention de neurochirurgie si le cerveau du patient est trop atrophié. On remarque donc qu'à cette étape, faute d'une stratégie sûre et évidente, certains patients ne peuvent pas être opérés.

1.1.1.3 Planning pré-opératoire

Une heure avant l'intervention (ou pour certains types d'interventions, cela peut être quelques heures avant ou même la veille), une petite équipe de chirurgiens se réunit à nouveau pour établir la stratégie d'intervention qui sera utilisée. C'est la phase de *planification* (ou *planning*) pré-opératoire. Elle peut avoir lieu pendant la longue phase de préparation du patient, lorsqu'il est placé en salle d'opération, recouvert de champs stériles, badigeonné de désinfectant, et éventuellement anesthésié. Cette étape de planification se fonde principalement sur l'image pré-opératoire. Si les images utilisées pour le diagnostic étaient un peu anciennes, de nouvelles acquisitions d'images complémentaires plus à jour peuvent être nécessaires.

La planification a deux objectifs principaux : localiser avec précision la cible de l'in-

tervention (tumeur, structure anatomique) et déterminer la stratégie à adopter pour l'atteindre et suivant le cas l'enlever, la détruire, ou la stimuler. Une phase préparatoire de fusion de données peut être nécessaire en cas d'images multimodales. Par exemple, si le patient a subi un CT et une IRM, il peut être nécessaire de superposer les images grâce à une étape de recalage (voir section 2.2) afin de les visualiser dans un même référentiel. Ensuite, la phase de localisation de la cible peut consister en une simple visualisation, un pointage à la souris, un détournement manuel ou semi-automatique, ou encore une localisation à l'aide d'un atlas anatomique si la cible est peu ou pas visible. Un atlas anatomique est en quelque sorte l'image d'une anatomie statistiquement moyenne, sur laquelle sont repérées et étiquetées toutes les structures anatomiques utiles. Il peut être comparé à une carte routière qu'on superposerait sur une image satellite, et qui permettrait de localiser plus facilement par exemple un carrefour particulier, à condition d'être mise à l'échelle et placée correctement. Là encore un recalage, éventuellement manuel, permet de placer correctement l'atlas anatomique sur l'image du patient, afin de trouver la cible.

Enfin, vient l'étape d'élaboration de la stratégie d'intervention. Selon la difficulté de l'opération, l'expérience du chirurgien, ses habitudes, ou les outils informatiques disponibles, cette étape peut aller de la simple décision rapide qu'il suffit de mémoriser (par exemple "je vais passer entre ces deux côtes"), à une très longue phase d'essai/erreur avec un outil informatique pour définir le placement précis d'un outil (par exemple des angles à reporter sur un cadre de stéréotaxie). Cette phase peut se révéler très délicate, notamment si l'outil chirurgical doit passer près de structures vitales.

1.1.1.4 Intervention, restitution de la stratégie planifiée

La dernière étape est la restitution du scénario planifié en salle d'opération. Là encore, selon le type d'intervention, on peut aller de la simple application d'une stratégie mémorisée, à l'assistance par ordinateur, avec toute une palette de techniques intermédiaires parfois étonnantes. En effet, certains chirurgiens n'hésitent pas à reporter au crayon sur une simple feuille de papier l'angle d'une trajectoire d'outil qu'ils ont planifiée à partir des images pré-opératoires, puis à apporter la feuille en salle d'opération, et à placer la feuille verticalement perpendiculairement au patient pour viser avec leur outil. Heureusement, de plus en plus de techniques de guidage beaucoup plus fiables et précises voient le jour notamment grâce à l'utilisation de la réalité augmentée, comme par exemple celles décrites dans les travaux de S. Nicolau [NPS⁺09] ou de L. Maier-Hein [MHPS⁺07] pour la RFA, ou de la robotique comme par exemple les travaux de B. Maurin et B. Bayle [MBP⁺08]. En neurochirurgie, les systèmes de neuronavigation permettent de mettre en correspondance les images tridimensionnelles pré-opératoires avec la position du patient, sans utiliser de cadre de stéréotaxie.

Par ailleurs, il est courant que des acquisitions d'images soient encore effectuées pendant l'intervention, par exemple afin de vérifier la position des outils chirurgicaux par rapport aux structures anatomiques, ou encore les effets de l'intervention en cours (restes de cible non encore traités, hémorragies en cours, ...). Ces acquisitions peuvent être faites par CT, par IRM interventionnel, par échographie, ou encore par radiographie.

1.1.2 Cadre et objectif

Parmi les différentes étapes citées ci-dessus, nous nous sommes plus particulièrement intéressés à la phase d'élaboration de la stratégie d'intervention dans l'étape de planification. Nous avons remarqué que pour certaines interventions, notamment celles qui ciblent des structures anatomiques qui pouvaient être situées en profondeur dans le corps, et qui nécessitaient l'introduction d'un outil linéaire pour l'atteindre, cette phase pouvait être très difficile et fastidieuse. En effet, la trajectoire de cet outil est en général longue et entourée de structures vitales à éviter, et doit répondre à de nombreux critères.

L'essentiel des approches décrites dans ce mémoire est donc dédié à la phase d'élaboration de la stratégie d'intervention. Cependant, nous gardons en tête toutes les autres phases de la chaîne, notamment au niveau du choix des représentations des données et des solutions, afin que celles-ci s'intègrent parfaitement au processus. Notamment, la perspective d'utiliser une trajectoire planifiée pour guider le geste chirurgical au moyen de techniques de réalité augmentée ou pour guider un robot a été prise en compte dans le choix de la représentation graphique des structures anatomiques et des trajectoires.

1.2 Les outils d'assistance à la planification

De nombreux outils d'aide à la planification d'opérations chirurgicales ont été développés ces dernières années. En général, une visualisation 3D du patient est fournie à partir de reconstructions d'images CT ou IRM. Cependant, dans la plupart des cas, ces outils n'effectuent qu'une simulation ou une prédiction des effets attendus à partir d'un scénario proposé par le praticien, afin de le valider ou de l'éliminer. A notre connaissance, très peu d'outils essaient de calculer automatiquement le scénario le plus adapté. C'est ce qui fait le caractère original de nos recherches. Nous passerons rapidement dans cet état de l'art les pléthoriques simulateurs d'opérations chirurgicales qui n'ont pas spécifiquement pour objectif la planification mais plutôt la validation d'un scénario proposé par le chirurgien, ainsi que les outils de planification collaborative, qui ne répondent pas tout à fait à la même problématique.

Comme exemples des simulateurs mentionnés ci-dessus, nous pouvons citer au niveau national les travaux du TIMC-IMAG à Grenoble, dans l'équipe GMCAO, notamment ceux autour de la prédiction de résultat de chirurgie oculaire par modélisation biomécanique [Lub03], ou encore les travaux de l'équipe Asclepios (ex-Epidaure) du Centre Inria Sophia Antipolis - Méditerranée, sur la validation de scénario pré-opératoire en neurochirurgie [BCR⁺02]. Nous pouvons également citer les travaux plus focalisés sur la planification pour la robotique par Coste-Manière et al [ACM03], et par Latombe et al. [TSLA95]. Au niveau international, de nombreux travaux ont également été menés sur les simulations pré-opératoires. Il serait difficile d'être exhaustif, mais on peut citer par exemple des travaux en simulation pré-opératoire utilisant la réalité augmentée au Graz Univ. Hospital en Autriche [RBB⁺04], ou encore le développement du logiciel 3D-Slicer au SPL à la Harvard Medical School [PHK04]. Les travaux de Chang et al [CN04] sur l'effet de la radiofréquence sur

des tumeurs du foie permettent de calculer l'étendue de la nécrose pour une trajectoire donnée, en fonction de la température fournie et de la durée d'exposition à la chaleur. D'autres travaux prennent en compte également la perfusion des tissus et notamment la présence de gros vaisseaux sanguins à proximité de la zone traitée pour estimer l'étendue de l'effet du traitement [PWP05].

Des travaux très intéressants, dont l'objectif est beaucoup plus proche du nôtre, ont été menés par Brunenberg et al. [BVVV⁺07] dans le cadre de la stimulation cérébrale profonde. Leur approche parcourt la crête supérieure des gyri (ou circonvolutions cérébrales) dans une zone d'intérêt limitée, et estime pour chaque point de ces crêtes la possibilité de l'utiliser comme point d'insertion. Nous pensons que ce type de méthode est trop restrictif et peut ne pas trouver toutes les solutions possibles. Nous ne prenons pas en considérations de tels a priori, et souhaitons considérer toutes les zones d'intervention possibles sans avoir besoin de prédéfinir un ensemble de zones possibles. D'autre part, cette approche est forcément dédiée à un seul type d'intervention possible alors que nous souhaitons une approche plus générique. Pour la même application chirurgicale, Schumann et al. [SBT⁺10] ont présenté plus récemment une autre approche basée sur des masques de segmentation plutôt que sur des représentations polygonales des structures anatomiques. Cependant, il n'y a pas eu d'évaluation clinique. Dans le domaine de la neurochirurgie "keyhole" (interventions pratiquées au travers d'un trou très petit pratiqué dans le crâne, à l'aide de micro-instruments), Shamir et al. [STD⁺10] ont suivi une approche qui fonctionne également directement sur les voxels des images du cerveau, et leur assigne des valeurs de risque. Mais dans ces travaux, seul un critère de risque est pris en compte pour proposer une solution, alors que nous avons constaté que ce critère n'était pas le seul pris en compte par les neurochirurgiens dans le choix d'une stratégie.

Dans le domaine de la résection de lésions du cerveau, d'autres travaux existent, qui essaient de calculer automatiquement un chemin d'accès pour la neurochirurgie [FES⁺03, VDTB97]. Cependant, ils se focalisent souvent sur une contrainte particulière, comme par exemple éviter les vaisseaux afin qu'ils ne soient pas endommagés [FES⁺03], ou ne prennent pas en compte certains critères comme la visibilité des structures anatomiques (équivalente à un calcul de trajectoire pour le champ de vision du microscope, de la même façon que pour les outils). D'autres approches utilisent des atlas [VDTB97] pour faire appliquer une solution générique prédéfinie à un cas particulier, alors que nous souhaitons un calcul de solution spécifique au patient. Nous retenons l'idée d'utiliser des atlas qui est intéressante, mais nous envisageons de les mettre à profit d'une autre façon : ce point sera développé dans la partie perspectives de ce mémoire (chap. 8.2).

Concernant l'abdomen, les travaux de Butz et al. en 2000 sur la cryoablation (une autre technique de thermo-ablation de tumeurs basée sur le froid) ont à notre avis été les précurseurs dans le domaine de la planification automatisée de trajectoire [BWT⁺00]. Ces premiers travaux consistaient à optimiser un placement d'aiguille de façon à maximiser le volume de tumeur inclus dans la zone d'effet tout en minimisant la quantité de tissus sains détruits. Cependant, ils ne prenaient pas en considération les autres structures anatomiques environnantes dans les calculs ce qui pouvait conduire à des trajectoires impossibles à réaliser dans la pratique, de même que les travaux de Altrogge et al. [AKP⁺06]. Ces derniers

ont proposé une approche qui calcule la distribution de la température dans les tissus, mais ne prend pas non plus en compte l'environnement. Un état de l'art plus complet dans ce domaine peut être trouvé dans la thèse de Claire Baegert [Bae09]. Nous avons pour notre part proposé dès 2003 une approche basée sur la formalisation de contraintes chirurgicales qui peuvent être résolues pour proposer des trajectoires optimales pour l'ablation de tumeurs par hyperthermie [VSP⁺03].

D'autres équipes s'intéressent par ailleurs à l'assistance à la planification de scénarios chirurgicaux basée sur les ontologies, l'information et la connaissance, avec formalisation de procédure chirurgicale et aide au processus décisionnel. Par exemple, nationalement à Rennes [JM07]. Internationalement, on peut citer par exemple des travaux sur l'assistance par étude du geste chirurgical [MICL01, MWB⁺00] ou encore pour assister le processus décisionnel pendant l'opération [DBT⁺04, FSB⁺05]. Il s'agit ici plutôt d'études sur le côté cognitif du processus chirurgical.

Cependant, à chaque fois, les travaux cités n'explorent qu'un aspect du problème. Soit les images sont exploitées pour en tirer de l'information à afficher, soit des connaissances sont exploitées pour aider à la décision. Nous nous proposons d'utiliser conjointement les connaissances, la formalisation de l'expertise sous forme de contraintes, et les données spécifiques au patient provenant des images, pour offrir un outil complet tirant parti de toutes ces informations dans leur ensemble, puisque le processus décisionnel n'est pas basé uniquement sur l'un ou l'autre de ces aspects.

1.3 Planification d'insertion d'outils rectilignes

Nous avons choisi de restreindre le champ de nos travaux à une certaine famille d'interventions, qui sont les insertions d'outils rigides rectilignes ou assimilés. Par assimilés, nous entendons des outils qui ont une certaine forme, un certain volume, mais dont la forme et/ou le volume ne changent pas au cours du temps, et qui ont un axe principal pour lequel on cherche une trajectoire d'insertion. Ce choix a été motivé par le fait qu'il est assez simple de modéliser informatiquement ce type de trajectoires, et cependant la planification de telles interventions présente des difficultés considérables pour le chirurgien. Par ailleurs, ce type d'opération mini-invasive est de plus en plus répandu, notamment en raison d'un bon rapport bénéfices/risques pour le patient.

Contrairement à de nombreux outils de planning chirurgical dont un aperçu a été donné à la section précédente, nous n'avons pas choisi de nous focaliser sur un seul type d'intervention particulier. Cela nous a conduits à définir une méthode suffisamment générique pour être adaptable à toute une famille d'outils et d'interventions qui partagent de nombreux points communs. Parmi cette famille, nous avons expérimenté notre approche sur deux types d'interventions différentes afin de montrer qu'elle était effectivement facilement adaptable : l'ablation de tumeurs hépatiques par radiofréquence percutanée (RFA), et la stimulation cérébrale profonde (SCP). L'étude sur la RFA ainsi que toutes les expérimentations ont pu être réalisées grâce à un étroit partenariat avec le Pr. Gangi et le Dr. Buy du service de radiologie B de l'Hôpital Civil de Strasbourg, ainsi qu'avec l'IRCAD à

Strasbourg. De même, les travaux sur la SCP ont été réalisés grâce à une collaboration avec le Dr. Haegelen et les Prs. Pascualini et Morandi du service de neurochirurgie du CHU Pontchaillou de Rennes, ainsi qu'avec l'EPI VisAGeS de l'INRIA Rennes Bretagne - Atlantique.

Dans les sections qui suivent, nous expliquons en quoi consistent ces interventions et nous expliquons les problématiques de planification relatives à chacune d'elles. Puis nous terminons en montrant quels sont les points communs à ces deux interventions ainsi qu'à toute la famille d'interventions avec outils rigides rectilignes ou assimilés.

1.3.1 Ablation de tumeurs hépatiques par radiofréquence percutanée

1.3.1.1 L'intervention

L'Ablation de tumeurs hépatiques par RadioFréquence percutanée (RFA) est une technique de chirurgie mini-invasive, c'est-à-dire qui permet d'opérer un patient sans l'ouvrir. Bien que la chirurgie ouverte reste encore le traitement le plus couramment utilisé de nos jours pour la résection d'une partie atteinte du foie, les techniques mini-invasives d'ablation locale offrent une alternative intéressante, de plus en plus pratiquée notamment lorsque la chirurgie classique ne peut pas être utilisée. En effet, ce genre de technique permet une intervention moins lourde, plus courte, qui peut ne pas nécessiter d'anesthésie générale, et qui induit un séjour hospitalier post-opératoire moins long. Elle permet notamment d'opérer des patients dont l'état de santé ne permettrait pas une intervention lourde de résection hépatique. Elle permet également d'intervenir sur des patients chez lesquels les tumeurs sont disséminées dans un trop grand nombre de parties du foie. Néanmoins dans l'étant actuel des techniques, il n'est possible de traiter que des petites tumeurs inférieures à 4 ou 5 cm de diamètre, et pour des tumeurs plus étendues la chirurgie ouverte reste la technique de choix.

L'intervention de RFA consiste à insérer à travers la peau une aiguille dont la pointe sera placée directement dans la tumeur. Cette aiguille, qui est reliée à un générateur électrique, dispense un courant qui induit un échauffement des tissus. Les tissus chauffés pendant suffisamment longtemps à une température supérieure à 60°C sont considérés comme détruits et vont se nécroser. L'objectif de cette intervention consiste donc à placer l'aiguille de façon optimale et à envoyer un courant suffisant, de façon à être sûr que la totalité des cellules cancéreuses est bien incluse dans le volume de tissus portés à plus de 60°C (Fig.1.1) [MD01, Gol01, RDC⁺04]. En fonction du modèle d'aiguille (Fig.1.2), de sa forme et de la partie émettrice, la zone de nécrose induite ne sera pas identique. Par exemple, une aiguille monopolaire ou tripolaire induira une forme de nécrose plus ou moins ellipsoïdale avec axe principal dans le sens de l'aiguille ou entre les 3 aiguilles, une aiguille à ombrelle déployable induira plutôt une nécrose en forme de cerise, c'est-à-dire plus creusée aux pôles et plus large [DBDW⁺01]. Par ailleurs, la forme du volume de nécrose peut également être influencé par d'autres facteurs comme la présence de vaisseaux à proximité, ayant un effet refroidissant, ou une pathologie du patient comme par exemple la cirrhose impliquant une plus grande conductivité des tissus.

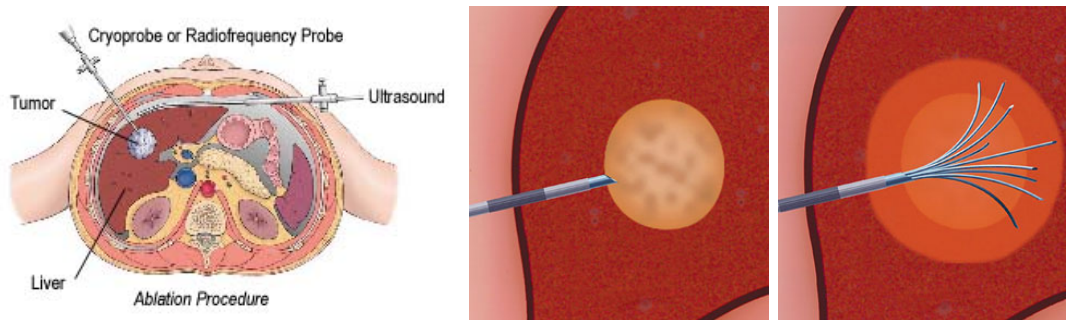


FIGURE 1.1: Ablation de tumeurs hépatiques par RFA : l'aiguille est insérée jusqu'au foie à travers la peau. Dans le cas représenté il s'agit d'une aiguille à ombrelles, de multiples électrodes sont alors déployées. A la fin du traitement un volume comprenant la tumeur et une marge de tissus sains est brûlé.

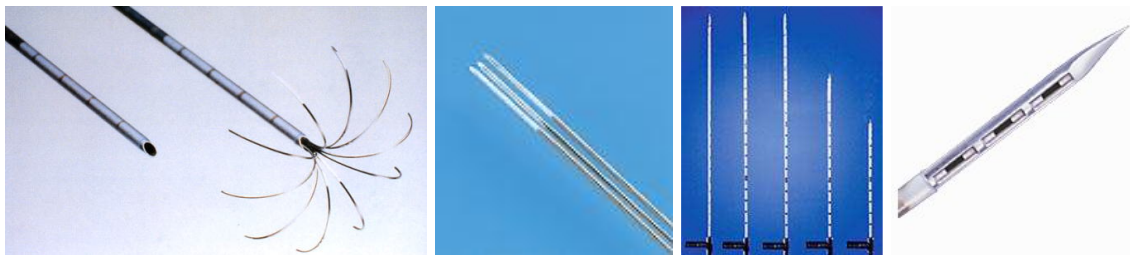


FIGURE 1.2: Différents modèles d'aiguilles de RFA : à gauche, une aiguille en "ombrelle" déployable (LeVein) ; au milieu une aiguille tripolaire avec système de refroidissement du corps de l'aiguille par circulation d'une solution saline (Radionics) ; à droite, différentes tailles d'aiguilles monopolaires simples (Berchtold), avec vue détaillée de la pointe émettrice.

La patient est en général éveillé et sous anesthésie locale. Il est sanglé sur une table de scanner CT ou d'IRM interventionnel. C'est un radiologue interventionnel qui opère. Il insère l'aiguille selon une trajectoire prédéfinie pendant le planning pré-opératoire. Il surveille la progression de l'aiguille dans le corps grâce à des acquisitions scanner ou IRM à différentes étapes de l'insertion, afin de vérifier s'il est bien dans la bonne direction, si l'aiguille n'a pas dévié de sa trajectoire, mais également si une structure anatomique à éviter n'est pas sur le chemin (notamment un vaisseau pour éviter une hémorragie). Entre les acquisitions scanner ou IRM, il peut s'aider également de l'imagerie échographique pour suivre le cheminement de l'aiguille, toutefois l'intérêt de cette technique est affaibli par la présence des côtes qui peuvent altérer l'image échographique et empêcher une bonne visualisation.

Lorsque l'aiguille est bien positionnée, le générateur est démarré et envoie du courant pendant une durée d'environ une dizaine de minutes. Ensuite, une acquisition d'image est effectuée afin de vérifier si tout le volume tumoral semble bien brûlé, et s'il n'y a pas de complications.

Ce type d'intervention est particulièrement adapté aux de petites tumeurs qui présentent un diamètre maximum de 4 à 5 cm. Dans le cas de tumeurs plus grosses, on préférera le plus souvent la résection d'une partie du foie. Cependant, dans des cas de grosses



FIGURE 1.3: Planning d'une intervention de RFA devant le négatoscope. Image IRCAD

tumeurs sur des patients inopérables, on pourra tout de même être amené à envisager la radiofréquence, mais alors il sera nécessaire de brûler la tumeur en plusieurs insertions d'aiguilles. Il faudra alors calculer un recouvrement des volumes de brûlure de façon à ce que la totalité du volume de la tumeur soit bien brûlé et qu'aucune cellule ne soit oubliée en limite d'intersection. De même, en cas de tumeurs petites mais multiples, donc inopérables en raison de leur trop grande dispersion dans le foie, on utilisera également plusieurs insertions d'aiguilles, les volumes d'effet de celles-ci ne se recouvrant pas nécessairement, mais pouvant éventuellement être en interaction si elles sont proches les unes des autres.

1.3.1.2 La planification

A notre connaissance, il n'existe pas encore d'outil commercial d'assistance à la planification de ce type d'intervention, ni automatisé ni manuel. Un radiologue interventionnel, seul ou assisté d'une petite équipe, étudie les CT scan pré-opératoires exposés sur un négatoscope (Fig.1.3), essaie de se représenter l'anatomie du patient en 3D avec les dispositions respectives des organes les uns par rapport aux autres, ainsi que la localisation de la pathologie. Il en déduit l'estimation d'une trajectoire convenable pour l'aiguille de radiofréquence. L'un des effets de bord de cette méthode est que beaucoup de praticiens ont tendance à choisir des trajectoires d'aiguille situées dans le plan de coupe des images pré-opératoires, ce qui facilite leur tâche mais nuit à la qualité de l'ablation. Or, une trajectoire choisie ou répercutée avec une précision insuffisante peut conduire à une mauvaise couverture de la tumeur, et donc à une récurrence à partir des cellules non atteintes par le traitement [KM10].

Différents critères sont pris en compte dans le choix de la trajectoire d'aiguille. Après de nombreux entretiens avec des experts du domaine, une étude de la littérature, et plusieurs observations sur site, nous avons rendue explicite une liste de règles qui semblent faire l'unanimité parmi les praticiens. Cependant, certaines règles ne sont pas forcément exprimées explicitement par les experts, et sont parfois utilisées intuitivement. Il est par ailleurs possible que nous n'ayons pas encore listé la totalité des règles utilisées. C'est pourquoi nous attachons une grande importance à la généricité de notre approche, qui nous permet d'ajouter à la volée une nouvelle règle dès qu'elle est explicitée. Voici la liste actuelle des

règles que nous avons utilisées dans notre étude, exprimées en langage naturel :

- (a) "L'outil ne doit pas blesser les organes vitaux"
- (b) "L'outil ne peut pas traverser les os"
- (c) "Le praticien préfère une trajectoire directe"
- (d) "On privilégie un placement permettant de préserver au maximum les tissus sains"
- (e) "On doit placer la pointe de l'aiguille dans la tumeur"
- (f) "Toute la tumeur doit être détruite"
- (g) "On utilise une aiguille de 15 cm de long"
- (h) "L'aiguille ne doit pas arriver trop tangentiellement par rapport à la surface du foie pour ne pas glisser dessus"
- (i) "Il faut inclure au minimum 1 cm de foie sain dans la trajectoire avant d'atteindre la tumeur afin de pouvoir cautériser la trajectoire en retirant l'aiguille"
- (j) "L'aiguille doit passer le plus loin possible des organes (poumons, cœur, estomac, rate, ...) et des vaisseaux"

Ces règles ne sont pas toutes prises en compte de la même façon lors du planning. Certaines sont impératives alors que d'autres sont plutôt traitées comme des préférences à satisfaire au mieux des possibilités. Certaines peuvent même parfois être transgressées si le chirurgien estime que le rapport bénéfice/risque attendu est positif. Par exemple, certains radiologues interventionnels peuvent envisager de transpercer un poumon si c'est la seule trajectoire envisageable, et s'ils pensent que le pronostic vital peut être amélioré avec une tumeur traitée mais un pneumothorax à soigner plutôt qu'avec une tumeur non traitée. Nous expliquons dans les parties ultérieures de ce mémoire comment nous prenons en compte ces règles et leurs spécificités pour reproduire au mieux le processus de planning par calcul automatique.

Un dernier point à évoquer est la décision d'intervention. Le planning pré-opératoire peut être également l'occasion de découvrir qu'il n'existe pas de trajectoire réalisable pour le patient, ou bien que quelque soit la trajectoire choisie la zone de nécrose ne pourra pas recouvrir la totalité de la tumeur. Actuellement, lorsqu'il est trop difficile de trouver un passage pour l'aiguille, il se peut que le chirurgien décide de ne pas opérer car c'est trop risqué. Un logiciel de planning automatisé peut permettre d'indiquer au chirurgien qu'un tel passage existe. Par ailleurs, Si le chirurgien a un doute sur le résultat final, s'il n'est pas sûr que la totalité de la tumeur sera nécrosée avec la trajectoire choisie, là encore un logiciel de planning automatisé peut permettre de prédire l'effet et de confirmer ou infirmer la possibilité de traitement total. Sur ce dernier point, il s'agirait d'inclure au logiciel de planning une partie simulateur de diffusion de température dans les tissus. Nous n'avons pas étudié ce sujet, car nous nous sommes focalisés sur la partie résolution du problème du calcul de trajectoire. Mais cela fait partie des perspectives envisagées à moyen terme, qui seront évoquées dans la partie 8.2.

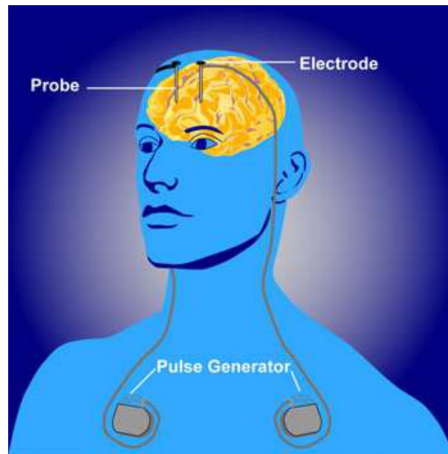


FIGURE 1.4: Stimulation cérébrale profonde. Une ou deux électrodes de stimulation sont implantées dans le cerveau, et reliées à des générateurs placés sous la peau au niveau de la poitrine. Image National Institute of Mental Health

1.3.2 Stimulation cérébrale profonde

1.3.2.1 L'intervention

La Stimulation Cérébrale Profonde (SCP) est une technique de neurochirurgie qui consiste à implanter une électrode dans le cerveau pour stimuler électriquement une structure anatomique du cerveau située en profondeur afin d'inhiber certaines fonctions. Il s'agit d'une électrode définitive, qui est reliée à un générateur implanté au niveau de la poitrine, et qui stimule de façon permanente la zone d'intérêt. Cette technique est particulièrement utilisée pour soigner la maladie de Parkinson afin d'inhiber les tremblements. Elle donne également de très bons résultats sur les tremblements essentiels et la dystonie. Plus récemment, elle a été expérimentée avec succès pour traiter des cas de dépression sévère, de TOCs, de syndrome de Tourette, des douleurs chroniques, le syndrome du membre manquant, et est actuellement testée pour l'épilepsie. Cependant, elle n'est utilisée qu'en dernier recours, lorsque les traitements plus courants notamment médicamenteux n'ont pas ou plus d'efficacité et que les symptômes sont trop handicapants pour permettre une qualité de vie acceptable.

En fonction des symptômes du patient, différentes cibles peuvent être choisies, comme le Noyau Sous-Thalamique (NST), le Globus Pallidus Interna (GPI) ou la partie caudale du noyau Ventro-Latéral du thalamus (VLc) (structure également fréquemment citée sous le nom de Vim pour noyau Ventral Intermédiaire du thalamus). On peut également choisir une implantation dans une seule hémisphère, ou une implantation bilatérale.

L'intervention en elle-même dure environ 4h. La veille ou le matin de l'intervention, on fixe sur la tête du patient un cadre de stéréotaxie, qui est un dispositif mécanique vissé sur le crâne en 4 points. Il permet de régler une trajectoire de façon précise à l'aide de 3 coordonnées x , y , z qui sont celles de la cible, et de 2 angles A et B , qui sont réglés grâce à des parties coulissantes et rotatives (voir Fig.1.5). Un porte-outil est fixé sur le cadre : celui-ci contient un micro-descendeur motorisé qui permet d'insérer les électrodes dans le



FIGURE 1.5: Cadre de stéréotaxie Leksell. Le cadre est fixé au crâne par des vis. Il permet le réglage fin d'une trajectoire qui sera exécutée par le biais d'un porte-outil équipé d'un micro-descendeur motorisé.

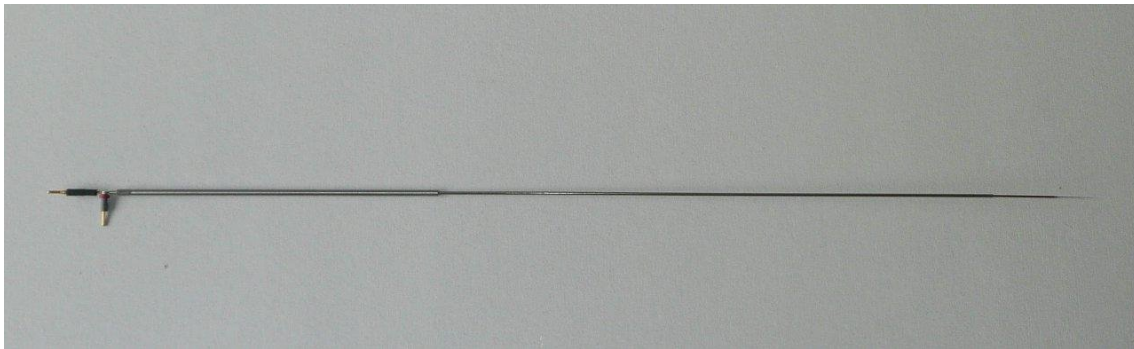


FIGURE 1.6: Micro-électrode de test de SCP, insérée dans son tube-guide

cerveau avec une précision de l'ordre du micron.

Lors de l'intervention, une première électrode appelée micro-électrode de test, insérée dans un tube-guide, est implantée dans le cerveau (Fig.1.6). l'ensemble électrode de test / tube-guide est relativement rigide. A la pointe de la micro-électrode se trouve une partie émettrice de courant et une partie capteur pour effectuer des mesures d'activité neuronale (Fig.1.7). Le patient est alors réveillé, afin qu'un neurologue puisse faire passer quelques tests simples de motricité, de souplesse des membres, d'élocution, et de vision, pendant que l'on fait varier la profondeur de l'électrode et l'intensité du courant envoyé. Lorsque la position qui correspond au meilleur résultat sur le patient est trouvée, on mémorise cette position, puis on retire l'électrode de test pour insérer à la place une électrode définitive (Fig.1.6). Celle-ci est plus souple, et sera fixée au crâne au niveau de la zone de craniotomie.

Une difficulté supplémentaire pour les chirurgiens résulte du phénomène appelé "brain shift". Lorsque la dure-mère est incisée, différents facteurs comme la différence de pression intra-crânienne, la gravité, se combinent pour causer des déformations et déplacements de structures souples du cerveau (Fig.1.9). Ainsi, la trajectoire planifiée peut ne plus être correcte vis-à-vis d'une configuration du cerveau qui s'est déformée. De plus, si l'on place d'électrode alors que le cerveau a subi le brain shift, le cerveau en reprenant sa forme initiale

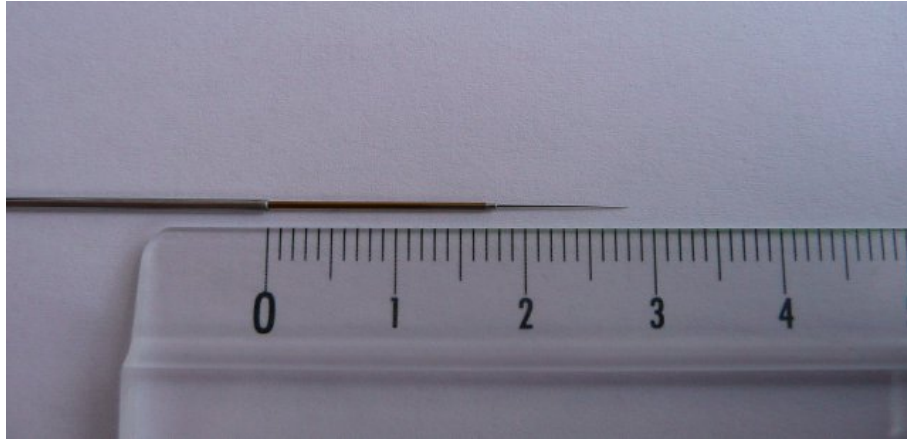


FIGURE 1.7: Pointe de la micro-électrode de test de SCP. A gauche la partie grise est le tube-guide. Ensuite la partie orange cuivrée est le corps de la micro-électrode. La petite partie grise d'environ 1mm permet d'envoyer la stimulation électrique. Enfin, la partie la plus fine d'environ 1 cm de long à droite est le capteur d'activité neuronale.

après la fermeture du crâne et la restauration de la pression intra-crânienne normale va déformer à son tour cette électrode définitive qui est souple. Dans l'idéal, un planning devrait tenir compte de ces facteurs. Dans la réalité, le chirurgien adapte son planning pendant l'intervention, si par exemple il s'aperçoit à l'ouverture du crâne qu'un vaisseau est finalement situé sur la trajectoire à cause du brain shift. Après l'intervention, si l'électrode a suffisamment bougé pour que le traitement ne soit plus efficace, on peut parfois changer de plot pour la stimulation. Cependant, le chirurgien ne tient pas compte durant le planning de l'éventuel brain shift qui pourrait survenir pendant l'intervention. L'approche de planning automatisée que nous avons suivie ne tient pas compte non plus d'un éventuel brain shift, mais ce point sera discuté en tant que perspective dans la partie 8.2.

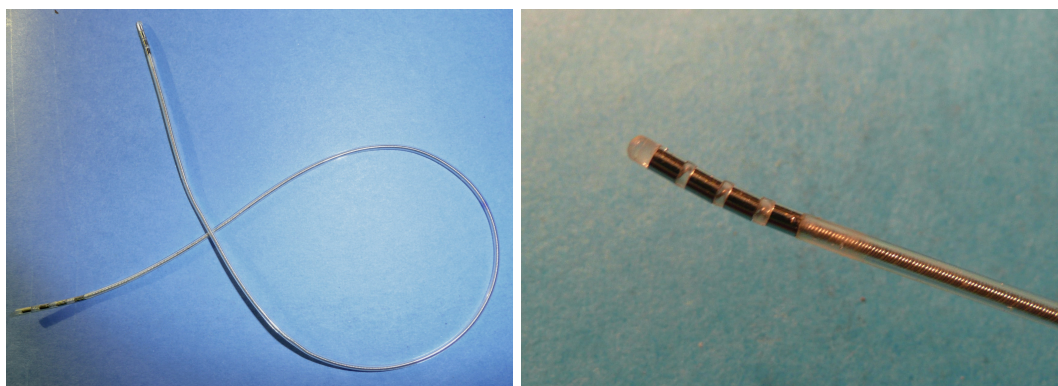


FIGURE 1.8: A gauche, une électrode définitive de SCP : elle est beaucoup plus souple que la micro-électrode de test. A droite l'extrémité de l'électrode définitive. Elle supporte 4 plots de stimulation, mais seul sera activé chez le patient : les 4 plots permettent de faire varier la profondeur de la stimulation en cas d'implantation imprécise ou si l'électrode s'est déplacée.

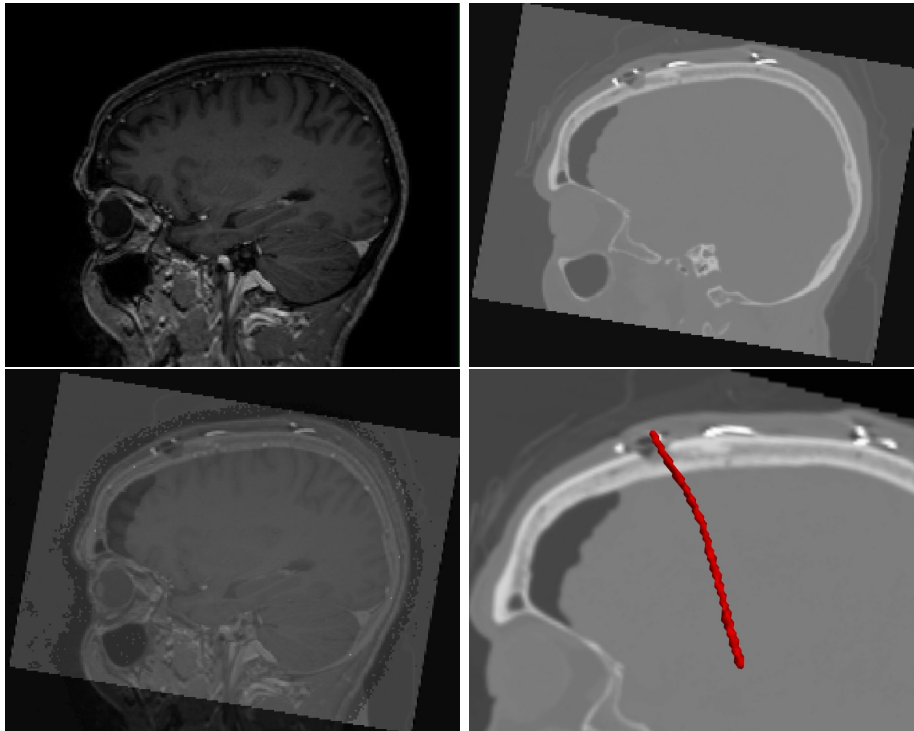


FIGURE 1.9: Le phénomène de “brain shift” : en haut à gauche, une IRM pré-opératoire ; en haut à droite, un CT post-opératoire recalé sur l’IRM : on voit que la partie frontale du cerveau s’est déformée pour faire place à une cavité apparaissant en noir ; en bas à gauche, une superposition de l’IRM et du CT en transparence montrant la partie du cerveau qui s’est déformée. Le cerveau met plusieurs jours après l’intervention pour reprendre sa position et sa forme initiale. En bas à droite, l’électrode en rouge (reconstruite d’après le CT post-opératoire) apparaît déjà déformée.

1.3.2.2 La planification

Contrairement à la RFA, la SCP fait l’objet de quelques outils logiciels commerciaux pour assister la planification. A titre d’exemple, les neurochirurgiens du CHU de Rennes Pontchaillou utilisent le logiciel Framelink de la Stealthstation Medtronic, tandis que les neurochirurgiens de la Pitié-Salpêtrière à Paris utilisent Advantage Windows de General Electrics. Cependant, ces outils sont relativement incomplets. Ils permettent en général :

- de visualiser les images pré-opératoires,
- de recalcr des images pré-opératoires de différentes modalités,
- de recalcr un atlas anatomique sur les images pré-opératoires, afin d’aider à repérer des structures peu ou pas visibles à l’image
- de localiser manuellement des repères anatomiques tels que la Commissure Antérieure et la Commissure Postérieure (CA-CP), qui permettent de définir le repère de Talairach, couramment comme référentiel en neuroanatomie, ou encore la cible,
- de proposer une trajectoire, généralement basée sur des angles standard, mais ne tenant absolument pas compte de l’image et des structures anatomiques présentes,
- de modifier la trajectoire standard proposée, soit interactivement, soit par saisie d’angles chiffrés, par mécanisme d’essai/erreur,
- de visualiser l’image dans l’axe de la trajectoire pour vérifier la proximité de certaines

- structures,
- d'identifier grâce à une localisation interactive la position du cadre de stéréotaxie sur l'image pré-opératoire,
- de convertir des coordonnées (de la cible, de la trajectoire) dans différents repères : repère de l'image IRM, repère de Talairach, repère du cadre de stéréotaxie

Cette aide est déjà précieuse pour les neurochirurgiens, mais elle nécessite encore trop souvent un long travail d'essais/erreurs, faisant ainsi varier la durée du planning de 1h à 2h, avec un temps dédié à la recherche de la trajectoire optimale qui peut aller de 15mn à 1h. Par ailleurs, ces logiciels ne fournissent en général pas d'indication sur la qualité de la trajectoire choisie, par exemple on ne sait pas à quelle distance on se trouve des ventricules, ou de vaisseaux, et on ne sait pas s'il aurait existé une solution meilleure, par exemple plus éloignée de ces structures.

Ici encore, différents critères sont pris en compte dans le choix de la trajectoire de l'électrode. Une fois encore, de nombreux entretiens avec des experts du domaine, l'étude de la littérature, et l'observation sur site, nous ont permis d'établir une liste de règles qui semblent faire l'unanimité parmi les praticiens. Et ici également, certaines règles ne sont pas forcément exprimées explicitement par les experts, et sont parfois utilisées intuitivement. Voici la liste des règles que nous avons considérées dans notre étude, exprimées en langage naturel :

- (a) "L'outil ne doit pas traverser les ventricules"
- (b) "L'outil ne doit pas traverser les vaisseaux, mais comme on ne voit pas toujours les vaisseaux, on essaie plutôt d'éviter les sillons sur toute leur profondeur, dans lesquels les vaisseaux sont situés"
- (c) "La pointe de l'électrode doit être positionnée dans la cible"
- (d) "On préférera une trajectoire d'électrode dont l'orientation est la plus proche possible de l'axe principal de la cible (oblongue)"
- (e) "L'électrode entre par le côté du crâne dans lequel la cible est située"
- (f) "Pour des raisons esthétiques, l'électrode doit entrer dans le crâne par un point situé dans une zone pourvue cheveux"
- (g) "On est limité par le cadre de stéréotaxie pour choisir un angle d'insertion : maximum 180° en latéral, 170° en antéro-postérieur"
- (h) "La limite du raisonnable pour l'angle d'attaque est de minimum 30° par rapport à la surface du crâne"
- (i) "L'aiguille doit passer le plus loin possible des structures à risque (ventricules, vaisseaux)"
- (j) "En général, on ne passe pas derrière le sillon central"
- (k) "Il faut éviter que la trajectoire soit trop proche de la vis reliant le crâne au pilier du cadre"
- (l) "Autant que possible il vaut mieux essayer d'éviter de traverser des fibres"
- (m) "En cas d'implantation bilatérale, il faut au moins 2cm de distance entre les 2 trous"

- (n) "En cas de réimplantation, il faut au moins 2cm de distance avec le précédent trou"
- (o) "Il faut tenir compte de la largeur du barillet pour avoir une trajectoire bien dégagée sur 2cm de large"
- (p) "On peut préférer une trajectoire directe"

1.3.3 Outils rectilignes : points communs

La description de ces deux techniques d'intervention et de leur planification, met en évidence de nombreux points communs qui sont en fait partagés par toute une famille d'outils chirurgicaux rectilignes ou assimilables. Ces similitudes concernent à la fois l'outil chirurgical, l'effet qu'il produit, et les règles utilisées pour définir leur position optimale. Ainsi, elles peuvent s'exprimer au travers de la définition de ce qu'est pour nous un outil faisant partie de cette famille, et de ce qu'est une solution au problème de planification de leur trajectoire.

1.3.3.1 L'outil et son effet

Dans les deux cas, l'outil chirurgical utilisé au moment de l'insertion dans le corps est un objet long, métallique, très fin et rectiligne. Qu'il soit appelé aiguille ou électrode (on parle ici de la micro-électrode de test), il est relativement rigide (il reste possible de le courber, mais très légèrement). La planification de sa trajectoire peut être vue comme la définition d'une demi-droite positionnée relativement à une cible.

Dans les deux cas, l'outil chirurgical est utilisé dans l'objectif d'agir sur des tissus ou structures anatomiques, et produit donc un effet localisé. Quel que soit le modèle d'aiguille de radiofréquence ou d'électrode de stimulation, nous connaissons la position de la partie de l'outil (ici situé près de la pointe) où se situe la source de diffusion de l'effet. La forme et la taille des effets produits par ces types d'outils ont été largement étudiés, à la fois lors d'expérimentations ex-vivo [DBDW⁺01], ou par simulations numériques de propagation thermique [PWP05] ou électrique [MGST04].

D'autres techniques d'intervention utilisant des outils similaires et pour lesquels nous n'avons pas encore expérimenté notre approche peuvent également entrer dans cette famille. Nous pensons par exemple aux biopsies, à différentes ponctions, ou à l'anesthésie péridurale. L'assistance à la planification n'est pas toujours utile pour des cibles proches de la surface de la peau et pour lesquelles la trajectoire est très facile à déterminer. Toutefois, notre approche est utile à la planification de traitement de cibles plus profondes, comme le sont les noyaux cérébraux ou les tumeurs du foie. Mais jusqu'où pouvons-nous aller pour inclure des techniques et des outils dans la famille que nous souhaitons définir ?

Parmi les autres techniques qui peuvent être rencontrées, on peut citer par exemple dans le cadre du traitement des tumeurs du foie, la cryoablation (que nous avons déjà très brièvement mentionnée dans ce chapitre) qui consiste à placer simultanément plusieurs aiguilles dans le foie qui neutralisent des cellules hépatiques en les gelant. Dans ce

type d'intervention, des aiguilles chauffantes sont aussi placées pour préserver des zones sensibles. Ici une difficulté supplémentaire est de déterminer l'interaction entre les effets chauffants et refroidissants des différents outils. Dans ce cas, l'assistance à la planification serait également très utile pour gérer des outils multiples entrant en interaction. A noter qu'on peut envisager de considérer ce type d'outil non pas comme plusieurs outils chirurgicaux utilisés simultanément, mais comme un seul outil constitué d'un ensemble d'aiguilles, et dont la forme n'est pas unique mais qui peut prendre plusieurs configurations possibles. Ainsi, si l'on examine les solutions candidates les unes après les autres, la "forme" ou la configuration de l'outil changerait entre chaque candidate.

Dans le même esprit, on peut également envisager d'étendre notre approche à d'autres types d'outils pour lesquels la proximité avec notre famille d'outils semble moins évidente, mais qui nous semblent tout de même avoir des similitudes. Par exemple, la radiothérapie IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy), utilisée principalement pour traiter des tumeurs du cerveau ou de la prostate, consiste à irradier une cible successivement selon différents angles. Des faisceaux de rayons de faible intensité sont envoyés de différents endroits, de manière à ce que l'effet soit maximum dans la zone où ils se superposent. On peut ainsi éviter de trop irradier des zones environnantes sensibles. On pourrait considérer ici les faisceaux de rayons comme des outils dont on cherche à calculer la trajectoire, mais aussi les caractéristiques. Ici encore, l'ensemble des rayons pourrait être considéré comme un seul outil de configuration modifiable.

Les deux exemples d'outils chirurgicaux que nous venons d'évoquer n'entrent pas dans le cadre de notre étude, et seront examinés en tant que perspectives, et seront plus détaillés dans le chapitre 8.2. Nous ne considérerons que la famille des outils chirurgicaux rectilignes ou assimilés simples et à forme fixe. On peut ainsi établir la définition suivante pour le mot *outil*, que nous utiliserons largement dans la suite de ce mémoire pour désigner de façon brève les outils chirurgicaux rectilignes ou assimilés simples à forme fixe :

Définition 1 *On désignera par **outil** un instrument chirurgical simple, d'une seule pièce, rectiligne, rigide, à forme fixe, et défini par 3 caractéristiques : la forme géométrique de son support, la forme géométrique de l'effet qu'il produit, et le placement relatif de l'effet par rapport à la forme du support.*

1.3.3.2 Les règles utilisées, la définition d'une solution

Les autres similitudes qui peuvent être relevées concernent les règles appliquées pour trouver une solution au problème de planification de trajectoire, ainsi que la définition même d'une solution. Dans notre cas, une solution au problème peut être représentée par le placement d'un outil dans un espace tridimensionnel, associé à l'ampleur de l'effet nécessaire pour traiter la zone.

Définition 2 *Une **solution** à un problème de planification de trajectoire rectiligne en chirurgie représente un placement d'outil possible. Le placement d'un outil est composé d'une direction (2 degrés de liberté (DOF)), un point d'origine (3 DOF), et une donnée*

supplémentaire pouvant représenter l'intensité de l'effet (1 DOF). Ce placement, pour être solution, doit satisfaire les règles de l'intervention.

Afin de trouver une solution, le praticien utilise un ensemble de règles qui lui permettent de restreindre progressivement le champ des localisations possibles et de raffiner un positionnement jusqu'à obtenir un positionnement optimal à ses yeux. On peut constater que ces règles ont des motivations variées (impossibilité physique, danger, préférence ergonomique ou esthétique), mais ont toujours une expression en lien avec la géométrie. Elles font référence à des mesures de longueur, de distance, d'angle, ou se réfèrent à des organes ou structures anatomiques environnantes ayant une forme et une position connues. La règle d'évitement d'organes ou de structures à risque est presque toujours utilisée.

Pour ces types d'interventions, ce qui est recherché est systématiquement la position optimale pour l'outil, c'est-à-dire celle qui permettra grâce à sa localisation et son intensité d'effet, de satisfaire le mieux possible les règles énoncées au départ, en fonction de l'anatomie particulière du patient. Cependant, il ne nous semble pas souhaitable de ne proposer qu'une seule solution au praticien. Le praticien doit pouvoir rester maître de son choix et faire son choix en ayant le maximum d'information possible à sa disposition. Nous pensons qu'il est préférable de proposer au praticien plusieurs solutions possibles, en lui indiquant la qualité de chacune des solutions vis-à-vis des règles imposées, et en lui permettant de naviguer parmi ces solutions.

1.4 Conclusion

Nous avons présenté ici le cadre médical qui sert de toile de fond à tous les travaux présentés dans ce mémoire. Il est en quelque sorte le fil conducteur qui relie toutes nos contributions aux différentes disciplines scientifiques détaillées dans les chapitres suivants.

Nous avons expliqué que les chirurgiens sont en forte demande d'assistance pour la planification d'interventions impliquant le calcul d'une trajectoire pour l'insertion d'un outil rectiligne, qui se fait pour le moment soit mentalement, soit à l'aide d'outils incomplets. Il nous semble que ce qui manque dans ces outils est entre autres l'intégration de l'expertise du domaine. Nous avons donc voulu dresser un plan de la situation actuelle des interventions auxquelles nous nous sommes intéressés, et des outils de planification courants lorsqu'il existent.

Nous avons ensuite détaillé les processus de planification effectués en routine clinique par les chirurgiens pour les deux interventions que nous avons choisies comme applications de nos travaux, ainsi que les règles qui régissent les choix de trajectoires. Puis nous avons fait le bilan de ce qui rapproche ces deux interventions au sein d'un même type d'interventions que nous avons qualifiées d'insertions d'outils rectilignes simples, d'une seule pièce, rigide, à forme fixe. Nous avons défini les outils chirurgicaux étudiés, et établi que pour être choisie, une trajectoire d'un tel outil devait obéir à un ensemble de règles, toujours en lien avec la géométrie et un placement relatif dans l'espace.

Ces études nous ont amenés à étudier un formalisme dont la syntaxe puisse être suffisamment flexible pour s'adapter aux évolutions et variations de techniques du domaine, et dont la sémantique reflète les contraintes géométriques sous-tendues. Nous nous sommes inspirés d'une part de la modélisation déclarative, et d'autre part de la problématique de la résolution de contraintes géométriques telle qu'elle est abordée dans notre équipe. En effet, ce cadre, selon nous, est celui qui reflète le mieux la nature de ces règles et nous permet d'avoir un cadre mathématique aisé à manipuler, et qui met à profit les images médicales du patient. Nous avons souhaité suivre une approche générique et modulaire afin de pouvoir résoudre tout type de règle énoncée dans le cadre de la résolution de ce type de problème, en fournissant un catalogue de briques de base permettant d'écrire de nouvelles règles facilement. Ces méthodes sont détaillées dans les chapitres suivants.

La principale de nos contributions concernant ce chapitre est d'ordre cognitif. Elle a consisté à dresser un premier état des lieux des procédures de planification, et à en faire une analyse et un bilan en vue d'une formalisation. Cela a impliqué d'assister à de nombreuses séances de planning ainsi qu'à des interventions pour mieux comprendre les chaînes de traitements, et à effectuer de nombreuses interviews de chirurgiens et de radiologues interventionnels en France et à l'étranger. Afin d'aller encore plus loin dans la formalisation de ces procédures, nous avons récemment lancé un questionnaire pour la SCP avec le concours de la société francophone de neurochirurgie, afin de recueillir le plus grand nombre de données sur les pratiques des différents centres. Les résultats seront prochainement dépouillés, analysés puis publiés. Cette étude est actuellement menée au sein du projet ANR ACouStiC, démarré en janvier 2011, et dont nous parlons plus loin dans ce mémoire.

Chapitre 2

L'image

De nos jours, les chirurgiens se reposent énormément sur l'image médicale, tant au moment du diagnostic, que de la préparation de l'acte chirurgical, ou de l'intervention elle-même. On parle alors de chirurgie guidée par l'image. Dans ce chapitre, nous nous intéressons aux différents types d'images médicales et à leurs modes d'acquisition, en expliquant leurs propriétés, les informations qu'elles peuvent nous apporter, et les traitements qui sont nécessaires pour pouvoir les exploiter dans nos recherches sur la planification automatisée.

Nous nous intéressons également aux images de synthèse que le domaine de l'informatique graphique nous permet de générer. Nous expliquons dans quel cadre les images de synthèse servent de support à nos calculs, mais également de moyen de visualisation des résultats. Nous expliquons également le lien que nous établissons entre les images sources acquises et les images de synthèse. Ce chapitre correspond à la partie non grisée du synoptique rappelé à la Fig.2.1.

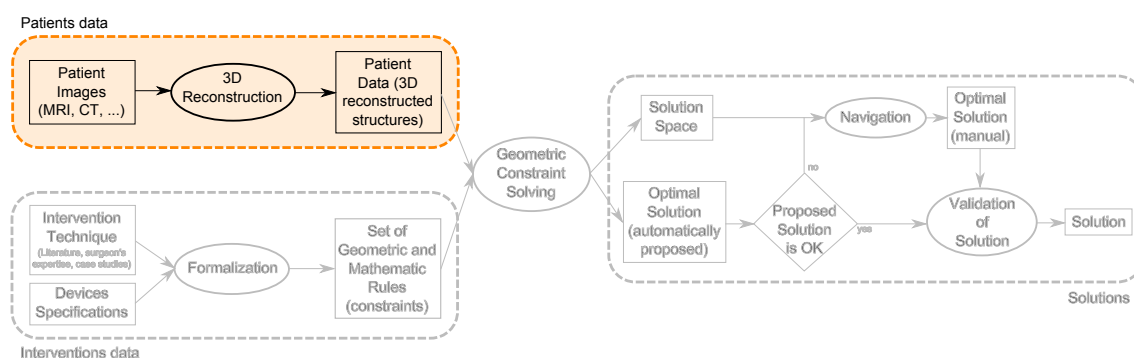


FIGURE 2.1: Synoptique : l'image au sein du processus d'assistance à la planification

2.1 Images sources : modalités d'acquisition

Il existe un grand nombre de modalités d'acquisition d'images médicales. Les différentes technologies utilisées ont été développées pour répondre à des besoins différents en matière de structures anatomiques à visualiser, ou de besoin de suivi dans le temps ou non. Pour le moment, il n'existe malheureusement pas de technologie "magique" permettant de visualiser en une seule acquisition la totalité des informations anatomiques et physiologiques,

qui font souvent l'objet d'acquisition séparées. Il devient alors nécessaire de recouper les informations issues des différentes acquisitions pour avoir une vue d'ensemble du patient. Nous présentons très rapidement ci-dessous quelques-unes des modalités d'imagerie les plus fréquemment utilisées en médecine et chirurgie, en expliquant les structures anatomiques qu'elles permettent généralement de visualiser. Cette partie permettra au lecteur peu familier avec les modalités d'imagerie médicale de mieux comprendre pourquoi nous utilisons pour nos algorithmes des images sources provenant de telle ou telle modalité d'imagerie, et quelles sont les autres modalités d'imagerie qui pourraient nous apporter des informations intéressantes à l'avenir. Nous expliquons également brièvement quelques avantages et inconvénients de certaines modalités d'imagerie, qui éclairent certains points de notre étude.

2.1.1 Les modalités d'imagerie que nous avons utilisées pour les données source

Imagerie tomодensitométrique (CT-scan) L'imagerie tomодensitométrique (ou CT-scan) consiste à mesurer l'absorption des rayons X par les tissus. Des images des structures anatomiques sont générées à partir des données d'absorption. On obtient des images sous forme de "coupes" 2D prises à intervalles réguliers, qui mises les unes à côté des autres forment un volume 3D isotrope ou non (Fig.2.2). Cette technique d'imagerie permet de bien visualiser les parties osseuses, ainsi que les vaisseaux si l'on injecte au patient un produit de contraste à base d'iode. Les tissus mous en revanche sont en général moins nets qu'avec l'IRM. Cette modalité d'imagerie a l'avantage d'être très rapide. Elle présente cependant l'inconvénient majeur d'être irradiante pour le patient, au même titre que les rayons X. Le scanner présente un important problème pour la santé du radiologue interventionnel, qui se trouve à proximité de l'appareil pendant les interventions et les différentes acquisitions. L'inconvénient de l'irradiation implique que lors de certaines procédures de radiologie interventionnelle, comme celle que nous étudions en tant qu'application : l'ablation de tumeurs hépatiques par radiofréquence, si le suivi de l'insertion de l'aiguille dans le corps se fait par acquisitions CT régulières, alors ces coupes sont en général de taille réduite (localisée autour du trajet) et sur quelques épaisseurs seulement, afin d'irradier le patient le moins possible. Ce point sera discuté lorsque nous évoquerons les images intra-opératoires que nous pouvons utiliser, au paragraphe 2.4.3.2.

IRM L'imagerie par résonance magnétique ou IRM est basée sur une technique de résonance magnétique nucléaire. Des ondes électromagnétiques à haute fréquence sont envoyées sur le corps et le signal réémis par certains atomes est mesuré. On identifie ainsi la composition chimique et donc la nature des tissus en chaque point du volume 3D. De la même façon qu'avec le CT-scan, on obtient une série de coupes 2D qui forment un volume 3D. Cette modalité d'acquisition est beaucoup plus longue que le CT-scan, ce qui peut induire des artefacts de mouvements périodiques comme la respiration, ou de mouvements du patient, et a également l'inconvénient d'être très bruyante. Un autre inconvénient de cette méthode d'imagerie est la nécessité de ne pas utiliser de métal, ce qui interdit une utilisation en interventionnel avec des outils chirurgicaux classiques : il est nécessaire dans ce

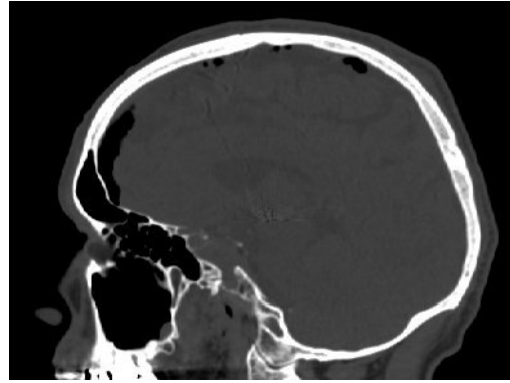


FIGURE 2.2: Exemple de CT-scan du cerveau. Les parties osseuses sont bien visibles, hyperintenses, mais les tissus mous sont peu visibles.

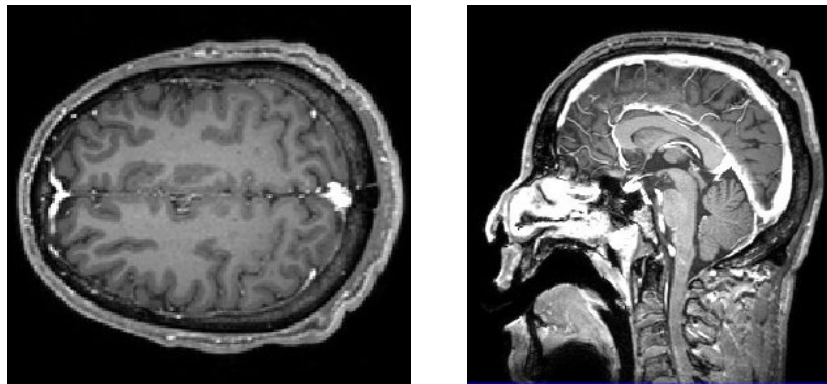


FIGURE 2.3: Exemple d'IRM du cerveau (IRM T1 avec injection de gadolinium)

cas de s'équiper d'outils spéciaux. Pour la même raison, en général on ne peut pas disposer d'IRM post-opératoire après implantation d'électrode métallique, comme pour l'une des applications que nous avons étudiée : la stimulation cérébrale profonde. Par contre, elle présente l'avantage majeur d'être inoffensive. Cette modalité, souvent de meilleure qualité que le CT-scan, est préconisée pour une bonne visualisation des tissus mous, qui présentent des contrastes élevés. En revanche, les parties osseuses ainsi que les vaisseaux sont moins facilement visibles. Afin de mieux voir les vaisseaux, on peut procéder à une injection de gadolinium sur le patient, qui est un produit de contraste non iodé rehaussant la couleur des vaisseaux à l'imagerie (Fig.2.3). L'IRM peut être acquise avec différentes pondérations : T1 (pondération dite « anatomique ») où la graisse apparaît hyperintense (couleur claire) et l'eau hypointense (couleur foncée), ou T2 (pondération dite « tissulaire ») dans laquelle l'eau et les œdèmes apparaissent hyperintenses et la graisse hypointense, en fonction de ce qui est recherché sur l'image. Les deux types de pondération ne sont pas systématiquement effectués selon les centres, ce qui peut parfois poser un problème de repérage de certaines structures anatomiques (voir paragraphe 2.4.2).

Ces deux modalités sont celles avec lesquelles nous avons principalement travaillé. Il existe cependant un certain nombre d'autres modalités, qui permettent de visualiser des structures anatomiques supplémentaires. Pour le moment, nous n'utilisons pas d'image issue de ces modalités pour nos algorithmes, mais nous allons néanmoins en évoquer quelques-

unes dans le paragraphe suivant car elles pourraient nous être utiles pour améliorer nos résultats à l'avenir, ce qui sera développé dans le chapitre 8 Perspectives.

2.1.2 Autres modalités d'imagerie

Radiographie médicale Examen peu coûteux et rapide, il a été et reste très pratiqué. Il consiste à restituer en niveaux de gris la différence d'opacité des tissus aux rayons X. On obtient une projection planaire superposant les structures anatomiques visibles, dont les principales sont les structures osseuses, ainsi que les outils chirurgicaux si la radiographie est prise pendant une intervention (voir paragraphe 2.4.3.2).

Échographie L'échographie est une technique basée sur l'utilisation d'ultrasons, émis à partir d'une sonde qui mesure également en retour l'intensité des ultrasons qui sont réfléchis par les structures anatomiques. Cette modalité est le plus souvent utilisée pour le diagnostic, la surveillance de structures dans le temps, l'interventionnel. Elle sert cependant parfois de référence au moment de la préparation d'un acte chirurgical, par exemple pour le planning dosimétrique en curiethérapie. On pourrait imaginer utiliser les images échographiques intra-opératoires (voir paragraphe 2.4.3.2) dans notre cas, cependant la qualité relativement pauvre et sujette aux artefacts notamment si des os sont en surface, et un champ de vision réduit, n'en font pas une modalité d'imagerie de prédilection pour notre application. Par ailleurs, il est impossible avec cette modalité de disposer d'un volume d'image complet d'une zone du patient. Depuis peu il existe des échographes 3D, qui constituent peut-être une possibilité à envisager.

Angiographie L'angiographie a pour objectif de visualiser les vaisseaux sanguins qui ne sont pas détectables sur des images radiographiques classiques. Elle consiste à introduire un produit de contraste radio-opaque au patient par le moyen d'un cathéter, ce qui la rend invasive, puis à prendre les radios. Lorsqu'on utilise le scanner pour cet examen, on parle d'angioscanner : l'avantage est alors que l'acquisition, plus rapide, permet une simple injection du produit de contraste par intraveineuse, ce qui est moins invasif. L'angiographie permet de détecter beaucoup plus nettement les vaisseaux sanguins, et leurs éventuelles pathologies, dans le corps du patient. Cependant, pour des préparations d'interventions autres que la chirurgie vasculaire, l'angiographie n'est pas effectuée de façon systématique. Cet examen nous permettrait de fournir à nos algorithmes des réseaux vasculaires de très bonne qualité, ce qui n'est souvent pas le cas avec des techniques plus courantes.

Imagerie du Tenseur de Diffusion (DTI) L'imagerie du tenseur de diffusion (Diffusion Tensor Imaging, ou DTI), également appelée IRM de diffusion, est basée sur la technique d'IRM. Elle permet de connaître la diffusion des molécules d'eau, en particulier dans le cerveau, ce qui permet de détecter les faisceaux de matière blanche du cerveau (Fig.2.4). Cette modalité d'imagerie apporte des informations pour le diagnostic de certaines pathologies, mais permet également de localiser ces fibres, qu'il peut être souhaitable d'éviter,

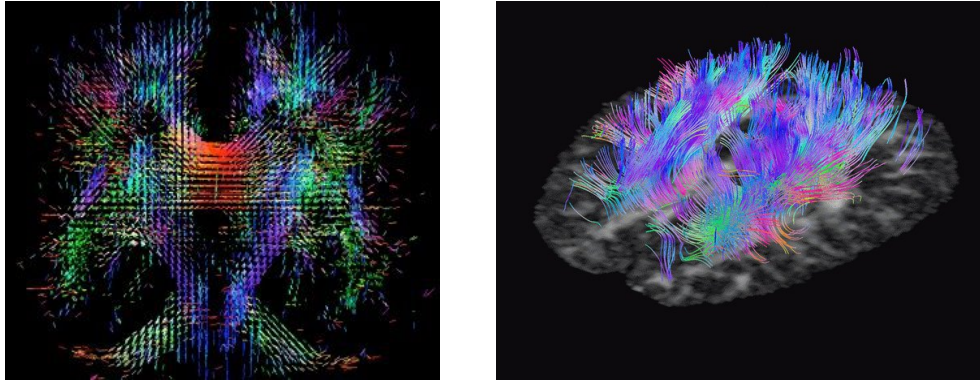


FIGURE 2.4: A gauche, exemple d'image DTI. Image tirée de <http://diffusion-tensor.blogspot.com/>. A droite, un image DTI traitée par suivi de fibres du cortex. Image extraite de [ZB02]

pour la préparation de certaines interventions. Un traitement de suivi de fibres permet reconstituer l'architecture des axones [MvZ02]. Pour le moment, nous n'avons pas encore utilisé de telles données pour la planification d'interventions, mais il s'agit d'une piste très intéressante sur laquelle nous nous penchons, car il est très probable que l'évitement des fibres soit à considérer pour certaines interventions.

Imagerie fonctionnelle La tomographie par émission de positons (PET scan) et l'IRM fonctionnelle sont les deux modalités d'acquisition qui permettent d'obtenir des images fonctionnelles, c'est-à-dire qui permettent de visualiser des activités du métabolisme des cellules. Elles servent principalement au diagnostic, mais peuvent à l'occasion également être utilisées pour la préparation d'interventions, pour la localisation d'une pathologie difficilement visible avec d'autres modalités, ou encore par exemple si des zones fonctionnelles particulières du cerveau doivent être évitées.

Ces deux derniers examens seraient utiles pour la planification automatisée d'interventions en neurochirurgie, mais là encore ils ne sont pas toujours effectués de façon systématique avant les interventions.

La plupart des ces modalités d'acquisition produisent des images au format DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine). C'est un format qui se veut standard de référence, même si bien souvent quelques différences existent entre les images produites selon le type et le fabricant de matériel.

2.2 Les traitements informatiques

Malheureusement, aucune des techniques d'acquisition présentées ci-dessus ne fournit des images parfaites, nettes et bien contrastées. Or la netteté et le contraste sont les deux qualités qui importent beaucoup lors du diagnostic ou de la prise de décision, lorsque le praticien se base sur ces images. Par ailleurs, lorsque des images provenant de différentes modalités sont nécessaires à la prise de décision, il est souvent indispensable de pouvoir



FIGURE 2.5: Exemple de débruitage. Image bruitée à gauche, et débruitée par filtre NL-means à droite. Image extraite de [CYP⁺08]

les superposer, afin de recouper les informations plus facilement. Ainsi, depuis quelques années, de nombreux traitements informatiques sur ces images brutes ont été développés, permettant d'améliorer la lisibilité des images, de les superposer, mais également d'autres calculs automatiques ou semi-automatiques, comme la segmentation, ou le suivi de fibres.

Nous ne présentons pas ici tous les traitements possibles sur des images médicales, mais uniquement certains d'entre eux que nous avons utilisés et appliqués sur nos images sources afin de les rendre utilisables par nos algorithmes. Cette partie s'adresse en particulier au lecteur peu familier avec les méthodes de traitement d'images, afin d'améliorer la compréhension des données sources que nous utilisons pour nos algorithmes.

Débruitage Le bruit d'une image est une dégradation aléatoire de la qualité de l'image. Le débruitage est un traitement d'image qui vise à supprimer ce bruit pour améliorer la netteté de l'image, et pour faciliter sa visualisation et la détection de formes. Ce traitement a fait l'objet de très nombreuses études, essayant de trouver un bon compromis entre qualité obtenue et temps de calcul. Elles sont toutes basées sur la même approche, qui est de corriger l'intensité d'un pixel courant en faisant une moyenne avec les intensités de ses voisins plus ou moins proches. La plupart des méthodes ont été étudiées pour des images 2D, mais certaines ont fait l'objet d'une adaptation aux images médicales 3D, par exemple : la diffusion anisotrope [GKKJ92, WRV98], le filtrage bilatéral [WCY04], le filtrage basé ondelettes [Now99, BZ03], ou encore des approches hybrides [WZ06]. Nous avons choisi d'utiliser sur nos images une méthode basée sur l'utilisation du filtre des moyennes non locales (NL-means), adaptée pour les images tri-dimensionnelles par Coupé [CYP⁺08] (Fig.2.5). Cette méthode présente l'avantage de ne pas se baser uniquement sur le voisinage direct du voxel courant, mais d'utiliser la redondance de l'information sur l'ensemble de l'image, ce qui améliore ses résultats. Le débruitage d'une image facilite non seulement sa visualisation par l'œil humain, mais également les traitements d'images ultérieurs.

Recalage Lorsqu'on travaille avec plusieurs séries d'images, et que l'on souhaite recouper les informations, il est nécessaire d'appliquer un recalage tridimensionnel afin de se placer dans un référentiel commun. C'est le cas lorsque :

- les images ont été acquises avec la même modalité d'imagerie, pour le même patient, à des instants différents (par exemple dans le cas de suivi de l'évolution d'une pathologie)
- les images ont été acquises avec la même modalité d'imagerie, pour des patients différents (par exemple pour la création d'atlas statistiques)
- les images ont été acquises avec des modalités d'imagerie différentes, pour le même patient (par exemple pour visualiser des structures anatomiques de densités différentes qui ne répondent pas de la même manière aux différentes modalités d'imagerie)

On parle de recalage intra-patient lorsque les images proviennent du même patient (Fig.2.6 : recalage), ou inter-patient sinon. Dans le cas d'un recalage intra-patient, un recalage rigide peut parfois suffire par exemple pour le crâne. En revanche, dans le cas de recalage de parties déformables du corps (par exemple l'abdomen) ou encore dans le cas de recalage inter-patient, il peut être nécessaire d'utiliser un recalage non rigide. Dans notre étude, nous avons utilisé des images multi-modales du même patient, et avons opté pour l'approche de recalage rigide utilisant l'optimisation Newuoa (avec information mutuelle comme fonction de coût) développée par Wiest dans [WDYPB07]. Nous avons également utilisé un recalage affine proposé par Hellier dans [HB03] lorsqu'un recalage inter-patient non-rigide était nécessaire. C'était le cas notamment lorsque nous avons utilisé des images d'un template d'images pour définir une fois pour toutes certaines zones, qu'on a ensuite recalées sur les différents patients.

Segmentation La segmentation est un partitionnement de l'image en différentes zones selon un certain critère. En imagerie médicale, ce partitionnement consiste le plus souvent à délimiter des régions d'intérêt correspondant à des structures anatomiques (Fig.2.7). Il peut être soit manuel, soit automatisé.

De très nombreuses approches de segmentation automatisée existent (croissance de régions, contours actifs, seuillage, ligne de partage des eaux, histogramme, champs de Markov, etc.) éventuellement hybrides. Dans de nombreux cas, comme notamment la croissance de régions ou les contours actifs, les algorithmes nécessitent tout de même l'initialisation du processus de manière manuelle, par exemple en désignant des points de départ (graines) appartenant à l'une ou l'autre région.

La segmentation manuelle consiste à délimiter à la main les frontières entre deux zones, ou à colorer à la main une région. C'est un processus qui peut être long, car la coloration doit se faire sur chaque coupe 2D de l'image 3D. Les outils de segmentation manuelle proposent parfois une assistance sous la forme d'une croissance de régions 2D à partir d'un point désigné par un utilisateur, ou encore sous la forme d'une interpolation entre coupes permettant de ne segmenter que sur une coupe sur deux ou trois par exemple. Si l'automatisation de la segmentation évite de passer par une étape fastidieuse de segmentation manuelle, celle-ci peut tout de même parfois s'avérer nécessaire lorsqu'une mauvaise qualité

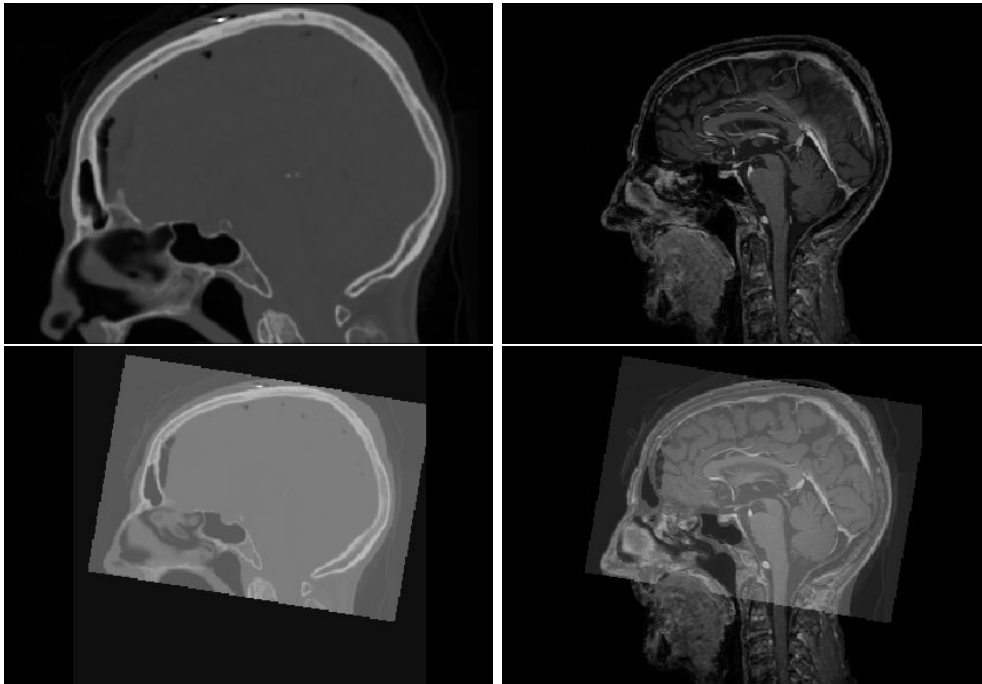


FIGURE 2.6: Exemple de recalage intra-patient. En haut à gauche, un CT scan du patient ; en haut à droite, une IRM du même patient. En bas à gauche, le CT a été recalé sur l'IRM ; en bas à droite, le CT recalé a été superposé sur l'IRM et affiché en transparence

d'image empêche les algorithmes automatisés de donner un résultat précis.

2.3 Image reconstruite

Actuellement, les radiologues et chirurgiens se reposent encore essentiellement sur une visualisation des images à laquelle ils sont très habitués : la simple visualisation de séries de coupes 2D, soit par impression sur films et placement sur un négatoscope, soit par visualisation sur ordinateur. Dans le premier cas, les coupes sont imprimées les unes à côté des autres. Dans le second cas, le praticien fait défiler les coupes à la souris. Cependant,

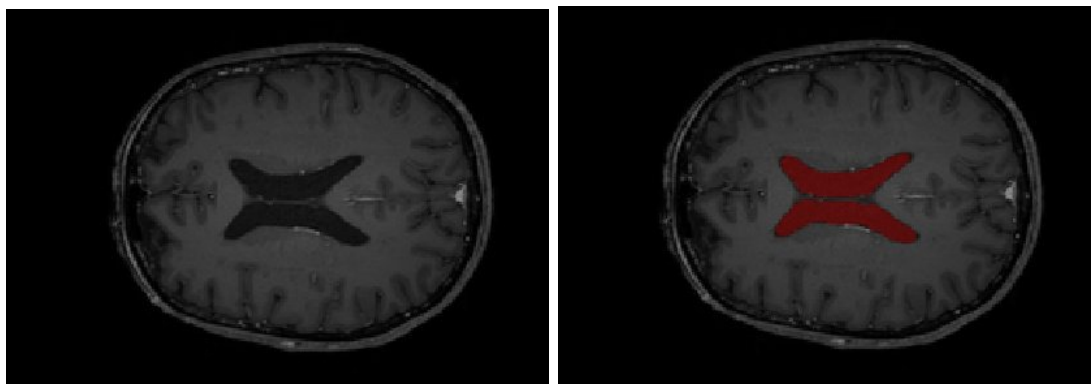


FIGURE 2.7: Exemple de segmentation de ventricules. À droite, la région correspondant aux ventricules a été colorée en rouge

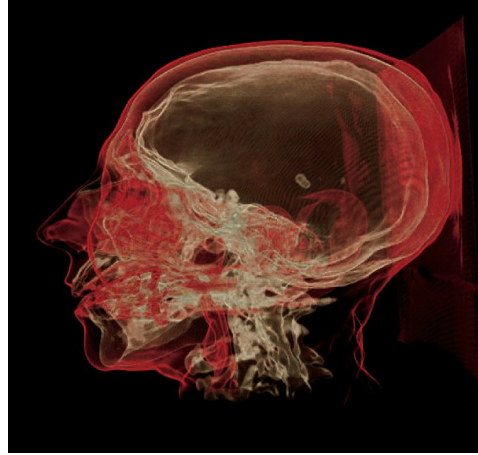


FIGURE 2.8: Exemple de rendu volumique de la tête. Image extraite de [MDM10]

depuis quelques années, commencent à se développer des méthodes à base d'images de synthèse facilitant la visualisation.

Les images de synthèse permettent au chirurgien de visualiser en 3D l'anatomie du patient. Il existe principalement 2 techniques de visualisation : le rendu volumique, ou le calcul d'isosurfaces. Mais les reconstructions 3D peuvent également servir de base à des calculs informatiques, notamment pour des logiciels de simulation ou de planification chirurgicale. Dans ce cas, on utilisera plutôt le calcul d'isosurfaces, ou encore la reconstruction en maillages volumiques.

Rendu volumique Le rendu volumique (volume rendering) [DCH88] commence à être proposé par les constructeurs dans les logiciels qui accompagnent le matériel d'imagerie, permettant ainsi au praticien une visualisation 3D directement à la sortie de l'acquisition. Il consiste à utiliser un lancer de rayons. Pour chaque pixel de l'écran, un rayon partant du point de vue le traverse, puis traverse le volume, et calcule des valeurs le long de ce rayon. On utilise une fonction de transfert pour les composer et déduire la couleur du pixel à afficher à l'écran (Fig.2.8). Cette technique est très utilisée, mais est coûteuse en temps de calcul. Lorsque l'utilisateur souhaite visualiser le volume en faisant varier le point de vue, il faut effectuer les calculs à chaque mouvement ce qui cause souvent un mouvement très saccadé et lent. En général, les logiciels utilisant ce type de visualisation pallient ce phénomène en simplifiant les calculs au cours du mouvement, pour n'effectuer les calculs dans leur intégralité et proposer une visualisation fine qu'à l'arrêt du mouvement, une fois arrivé dans une position fixe.

Calcul d'isosurfaces Une autre façon de visualiser l'anatomie des patients est de calculer des isosurfaces représentant le bord des structures anatomiques. On commence par réaliser une segmentation (manuelle ou semi-automatique) sur l'image, afin de bien localiser les différentes structures. Ensuite, pour chaque structure anatomique, on utilise un algorithme de reconstruction 3D tel que celui des Marching Cubes [LC87] pour reconstituer un maillage surfacique 3D triangulaire. Cet algorithme est basé sur une liste de configu-

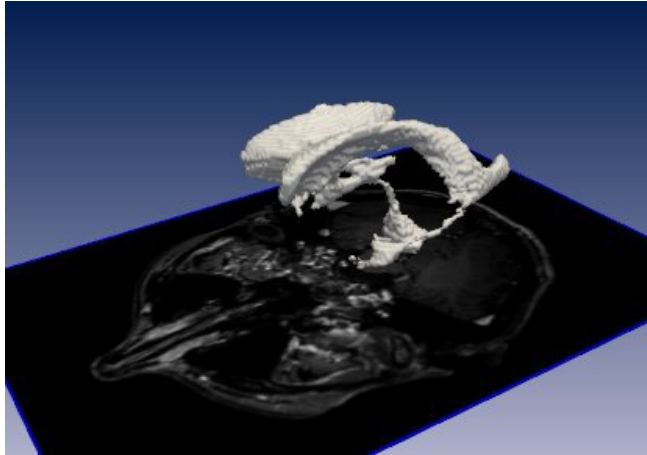


FIGURE 2.9: Exemple de maillage surfacique 3D triangulaire des ventricules. Le maillage a été reconstruit à partir de l'image IRM dont une des coupes apparaît sous le maillage, et qui a été segmentée. L'image et la segmentation dont est issu le maillage sont celles de la Fig.2.7

rations possibles de voxels, auxquelles sont associées des configurations de voisinages de triangles. On parcourt le volume de la structure à reconstruire et on crée le maillage au fur et à mesure, en fonction des configurations de voxels rencontrées. Un exemple de maillage surfacique 3D triangulaire est montré Fig.2.9.

Maillages volumiques Les simulateurs de chirurgie, qui proposent par exemple la découpe d'organes ou la simulation de déformations de tissus mous, ont besoin de plus que la simple surface de l'organe. Ils nécessitent la modélisation de leur structure interne, sous la forme de volumes tétraédriques. L'obtention d'un maillage volumique se fait généralement en 3 étapes, quelle que soit la donnée de départ (maillage surfacique ou volume discret). On commence par placer des sommets dans le volume, en fonction des critères souhaités : soit une répartition homogène, soit en respectant une certaine fonction de densité par exemple.

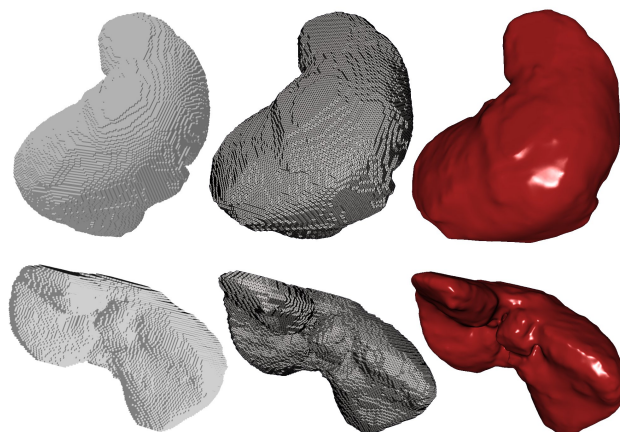


FIGURE 2.10: A gauche, le foie est sous la forme de voxels, masque 3D directement issu de la segmentation. Au milieu, le foie est sous la forme de maillage triangulaire surfacique, obtenu après un marching cubes. A droite, on a appliqué une texture.

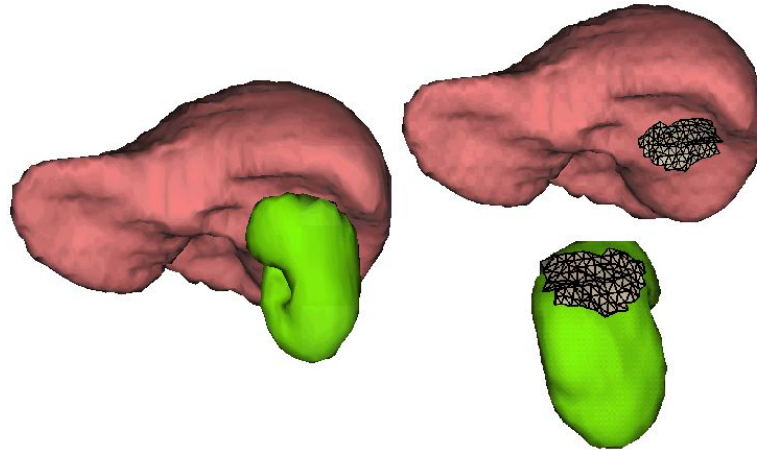


FIGURE 2.11: Exemple de maillage tétraédrique du foie et d'un rein. Le maillage a été reconstruit en simultané, de telle façon que le foie et le rein sont adjacents mais il n'y a pas d'inclusion de l'un dans l'autre. Méthode du Delaunay discret sur les pointels. Image extraite de [Bol07]

Ensuite, on place également des sommets sur la surface, de façon à ce que la forme de l'objet à mailler soit le mieux possible préservée, par exemple en adaptant la densité des sommets à la courbure de la surface. Cette étape est simplifiée dans le cas d'une donnée de base sous forme d'un maillage surfacique, puisqu'on prend directement les sommets de ce maillage. Enfin, on applique une tétraédrisation de Delaunay contrainte dans le cas du maillage surfacique, ou un algorithme de croissance de régions dans le cas du volume de départ discret [BYB09, BBC⁺09]. Dans le cas d'une tétraédrisation simultanée de plusieurs organes, une propriété intéressante peut être obtenue : on peut faire en sorte que les maillages de deux organes adjacents ne s'intersectent pas, ce qui pourrait être le cas avec une simple reconstruction organe par organe à cause d'erreurs d'approximations durant la reconstruction (voir Fig.2.11).

Dans le cas de l'assistance automatisée à la planification d'interventions, nous souhaitons utiliser l'image à différentes fins. L'image de départ, image acquise, devra toujours être disponible pour le praticien habitué à s'y référer. Nous souhaitons également utiliser des images de synthèse sous forme de scène 3D afin d'améliorer la visualisation 3D de l'anatomie et des pathologies du patient, et d'affranchir le praticien de l'effort de représentation 3D mentale. Nous souhaitons également utiliser les images de synthèse pour représenter les résultats de nos calculs, les propositions de scénarios d'intervention, et éventuellement prolonger la planification par de l'entraînement grâce à la réalité virtuelle. Les images, sous leurs différentes formes, brutes ou traitées, serviront également de base à nos calculs en fournissant les données nécessaires à nos algorithmes. Nous expliquons dans le paragraphe suivant les informations que nous pouvons extraire de ces images.

2.4 Informations à extraire de l'image médicale

Lorsque le praticien examine une image médicale, il en extrait naturellement et instinctivement certaines informations, comme la disposition, la forme et la taille des organes les uns par rapport aux autres, la localisation, taille, et forme de la pathologie et la proximité des organes qui l'entourent. Cela nécessite souvent un effort de reconstruction mentale en 3 dimensions, une gymnastique de l'esprit qui prend du temps à être maîtrisée. Le praticien se sert également de l'image pour imaginer, dans la cas de la planification, ou visualiser, dans le cas de l'imagerie pendant l'intervention, le trajet de ses outils chirurgicaux au sein des structures anatomiques.

Dans le cadre de l'assistance automatisée à la planification chirurgicale, nous nous intéressons également à toute information qui peut être extraite des images de façon automatique ou semi-automatique. Cette assistance a pour objectif d'aider le praticien dans sa prise de décision. Elle doit au minimum être capable d'extraire les mêmes informations que lui, notamment la géométrie des structures anatomiques, et leur topologie.

2.4.1 Informations standard

Informations topologiques En premier lieu, lors d'une planification, le praticien observe ou cherche à se représenter la disposition des structures anatomiques entre elles et principalement de la pathologie par rapport aux autres structures anatomiques. La localisation de la pathologie, et la position des organes qui l'entourent, seront déterminants dans le choix d'un chemin ou d'un volume d'accès.

Ainsi, les informations intéressantes sont principalement des inclusions, adjacences, et situations relatives. Ces informations peuvent être extraites après segmentations des différentes structures anatomiques concernées, et éventuellement reconstructions. Ici, une reconstruction simultanée des différents organes peut s'avérer intéressante pour gérer les adjacences et les inclusions.

Une reconstruction en maillages volumiques peut par ailleurs permettre de gérer également les intersections entre maillages. Si dans certains cas les intersections ne sont pas souhaitées (par exemple avec deux maillages adjacents qui seraient reconstruits séparément avec des erreurs d'approximations), dans d'autres cas les intersections ont véritablement lieu d'être. C'est le cas par exemple de la veine porte qui entre dans le foie pour y diriger le sang provenant des organes digestifs. Pour des problématiques de planification opératoire dont les règles prises en compte portent sur chaque structure anatomique séparément, cela ne pose pas de problème. Par contre, si l'on souhaite inclure dans la planification la prise en compte de phénomènes biomécaniques ou physiologiques, alors la connaissance et la gestion de ces intersections peut être nécessaire. Ainsi, si l'on souhaite prendre en compte la déformation du foie sous l'effet de la respiration pour planifier une insertion d'aiguille, il faudra également gérer la déformation de la veine porte à l'intérieur aussi bien qu'à l'extérieur du foie, partiellement solidairement de celui-ci.

Informations géométriques Deuxièmement, le praticien s'intéresse également à des informations géométriques sur les structures anatomiques, principalement sur leur forme et leur localisation dans l'espace. Ces informations peuvent également être extraites après segmentation, et éventuellement reconstruction. Elles sont utiles par exemple pour estimer des courbures de la surface, trouver des intersections avec un outil chirurgical, ou encore détecter une tangence entre un outil chirurgical et une structure anatomique.

En stéréotaxie, il est également important de pouvoir transformer certaines coordonnées dans différents repères. On peut exprimer la localisation d'un point dans 3 repères différents : le repère de l'imageur, le référentiel de Talairach [TT88] qui repose son système de coordonnées sur la localisation de 2 points caractéristiques du cerveau (le bord supérieur-postérieur de la commissure antérieure (CA) et le bord inféro-antérieur de la commissure postérieure (CP) dans le plan médio-sagittal), et le système de coordonnées du cadre de stéréotaxie tel que celui de Leksell. Ceci implique que lors d'une telle planification, le neurochirurgien cherche à retrouver ces repères sur l'image, en localisant les points CA et CP, et en repérant par opérations semi-automatiques les repères du cadre de stéréotaxie volontairement en hypersignal.

Informations numériques Une grande variété d'informations numériques peuvent aussi être extraites des images, ou des formes segmentées ou maillages qui en sont issus. On peut citer par exemple les calculs de volumétrie, de distances entre deux points ou entre deux structures anatomiques, de distance entre un outil et une structure anatomique, des surfaces (par exemple d'un volet osseux pour la craniotomie, ou d'une surface de résection). On peut également mesurer des angles : angles d'insertion d'un outil par rapport à la surface du corps, d'un outil par rapport à la surface d'un organe ou à sa direction principale s'il est oblong, entre deux outils.

Certaines informations sont plus faciles à calculer d'après les volumes, d'autres d'après les surfaces. Par exemple, un calcul de volumétrie sera plus aisé sur un ensemble de voxels. Inversement, le calcul de l'angle entre une trajectoire candidate et la surface d'une structure anatomique sera plus facile à partir d'une représentation surfacique de la structure. C'est pourquoi nous avons choisi de conserver les deux modèles de représentation. A l'issue de l'étape de segmentation, on dispose des structures anatomiques sous forme de volumes de voxels ; puis après la reconstruction surfacique on dispose des mêmes structures sous forme de surfaces triangulées. Les deux seront utilisées à différentes étapes des calculs en fonction des fonctions à appliquer et de la forme qui leur est la plus adaptée.

Certaines de ces informations, notamment la topologie et la géométrie, sont déjà à disposition des chirurgiens même s'ils n'ont pas d'outil informatisé, en tout cas en ce qui concerne les structures anatomiques du patient. D'autres informations, issues des calculs par ordinateur, constituent des connaissances supplémentaires qui apportent un plus à notre outil par rapport à la planification classique.

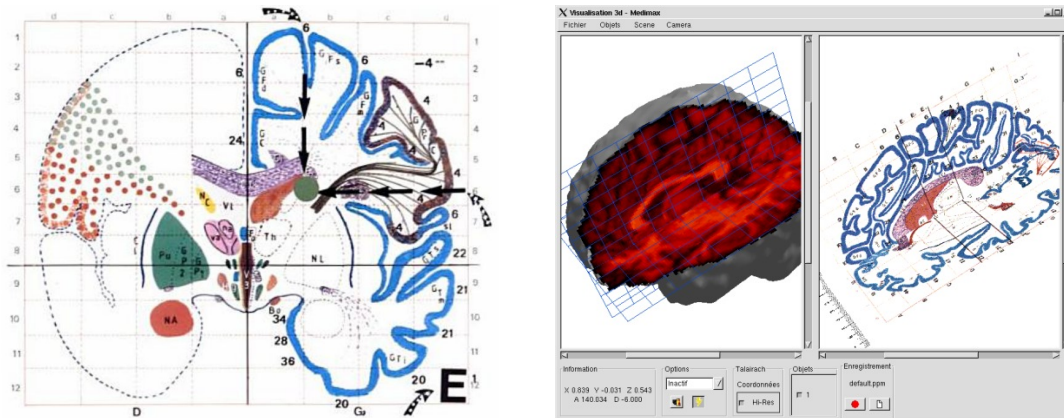


FIGURE 2.12: Image extraite de l'atlas de Talairach [TT88] (à gauche), et utilisation de l'atlas de Talairach dans un logiciel d'imagerie médicale, ici Medimax de l'équipe "Imagerie In Vivo" du LINC (à droite)

2.4.2 Informations difficiles ou impossibles à extraire

Il existe un type d'informations que l'on souhaiterait pouvoir extraire des images, mais qui en réalité s'avère extrêmement difficile à réaliser, y compris pour les praticiens. Il s'agit des informations sur certaines structures anatomiques très difficilement décelables sur l'image. Dans la pratique, pour trouver ces structures, le praticien se repose sur 2 approches possibles. Premièrement, il peut utiliser des repères anatomiques et arriver à situer la structure anatomique par rapport à ce repère. Par exemple, pour situer le noyau sous-thalamique dans le cerveau, on se basera sur la localisation de la substance noire et du noyau rouge voisins, visibles sur des images IRM T2 [DRT⁺04].

La deuxième approche possible est l'utilisation d'atlas anatomiques. Les atlas sont des cartographies d'une région du corps humain, qui répertorient les structures anatomiques et leurs emplacements moyens. Ces cartographies sont réalisées à partir de grands ensembles d'images, en général de nombreux patients différents, sur lesquelles sont réalisées des analyses statistiques permettant de déterminer des formes et localisations standard des structures. On peut utiliser un tel atlas pour repérer une structure peu ou pas visible sur l'image d'un patient, en effectuant un recalage non rigide de l'atlas sur l'image du patient, en s'aidant de repères tels que des structures nettement visibles pour faire coïncider les deux images. Par exemple, pour le cerveau l'atlas de Talairach est très utilisé et aide lui aussi à repérer le noyau sous-thalamique [TT88]. Ces deux approches présentent quelques risques d'erreur, mais sont néanmoins suffisamment précises et utiles aux chirurgiens pour être utilisées couramment en routine clinique, et les atlas sont généralement disponibles dans les outils d'assistance à la planification du commerce.

2.4.3 De quelles images extraire quelles informations ?

Toutes les modalités d'imagerie que nous avons décrites au paragraphe 2.1 n'ont pas la même utilité et la même utilisation, en fonction des structures anatomiques à visualiser ou à analyser, des conditions d'acquisition possibles, ou des besoins en termes de rapidité, de

temps réel, ou de sécurité par exemple. Nous avons déjà expliqué brièvement les différentes modalités et leur indication. Nous précisons dans cette section quelles modalités nous avons utilisées dans nos expérimentations, et à quel moment, en expliquant quelles informations on peut en extraire.

Notre étude a porté sur l'assistance pré-opératoire. La méthode de résolution que nous avons étudiée utilise donc des images pré-opératoires comme données de base, et ces images sont les seules disponibles en routine clinique pendant le planning. Cependant, afin de valider notre méthode a posteriori par étude rétrospective, nous avons eu également besoin de données intra-opératoires ou post-opératoires pour comparer nos résultats à l'approche effectivement suivie par le chirurgien. Dans les paragraphes suivants, nous trouvons donc les données utiles aux calculs uniquement dans la partie pré-opératoire, et les données utiles à la validation expérimentale dans les 3 parties.

2.4.3.1 Images pré-opératoires

Le type d'images pré-opératoires acquises pour un patient varie selon le type de pathologie, la localisation et le type de structures anatomiques environnantes, mais également selon le centre hospitalier, le matériel disponible et les habitudes des praticiens. Cette variété de pratiques pourrait se révéler gênante en vue d'une automatisation de la chaîne de traitement, certaines données pouvant selon les cas être disponibles ou non, et de plus ou moins bonne qualité. Cependant, nous partons du principe que les praticiens font en sorte d'avoir à leur disposition toutes les informations nécessaires au choix de la stratégie d'intervention. Nous avons donc à notre disposition les mêmes informations dans les images source, et nos calculs doivent pouvoir aboutir en se basant sur les mêmes données.

Pour les tumeurs hépatiques, certains centres font des acquisitions IRM, et d'autres des acquisitions CT en pré-opératoire. En général, le patient reçoit un produit de contraste qui lui est injecté afin de mieux faire apparaître les vaisseaux sanguins à l'image. Cependant, il arrive parfois que des patients ne puissent recevoir ce produit pour cause d'allergie, ce qui implique que les vaisseaux sont beaucoup moins visibles. Dans ce cas, on ne distingue souvent que les plus gros vaisseaux. De ces images, nous pouvons donc extraire les formes de la pathologie et des principales structures anatomiques environnantes (côtes et colonne, foie, poumons, cœur, rate, reins, estomac, aorte, système vasculaire du foie, et peau), qui sont obtenues par segmentation puis reconstruction 3D. Grâce aux logiciels de reconstruction automatisée de l'IRCAD, cette opération est assez rapide. La reconstruction de l'intestin pose souvent plus de problèmes à cause des convolutions, et nécessite plus de traitements mais est néanmoins possible. On obtient ainsi une cartographie complète de l'environnement de la tumeur.

Pour la stimulation cérébrale profonde, l'acquisition pré-opératoire est plutôt IRM T1 ce qui permet de bien visualiser les structures du cerveau, mais on dispose en général également d'un CT pré-opératoire acquis le jour même qui permet de visualiser le cadre de stéréotaxie qui vient d'être posé sur la tête du patient. Les vaisseaux sont souvent peu visibles, à moins de disposer d'une acquisition IRM T1 avec injection de gadolinium, ce qui fait apparaître les

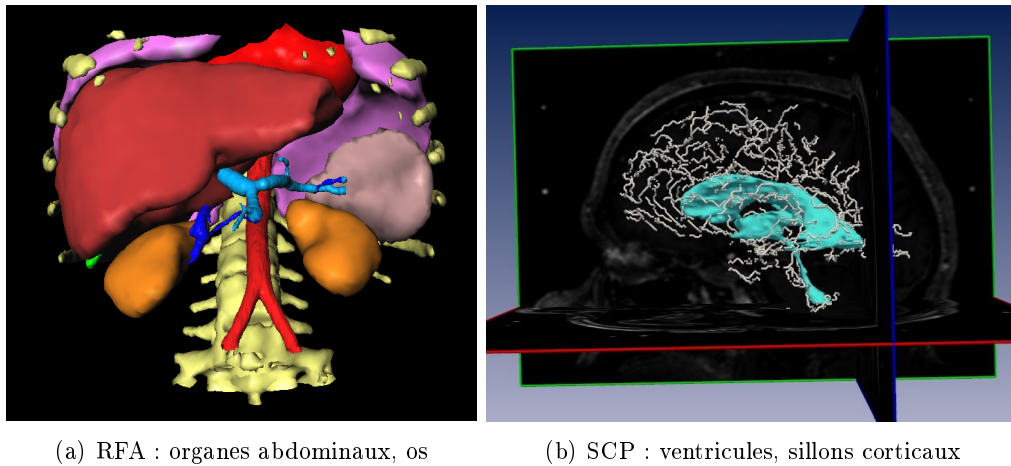


FIGURE 2.13: Représentations des structures anatomiques d'intérêt sous forme de maillages surfaciques triangulaires, pour les deux types d'interventions

vaisseaux en hypersignal. Les structures anatomiques d'intérêt qui peuvent être segmentées puis reconstruites assez facilement, automatiquement ou manuellement, avec les logiciels de l'équipe Visages auxquels nous avons accès ainsi que les logiciels de MITK [WWW⁺05], sont notamment : les ventricules (Figs.2.7 et 2.9), le crâne, la peau, la trace externe des sillons. On pourrait également à l'avenir utiliser les informations de courbure de l'opérateur *Mlvv* [LGBB97] pour repérer la totalité du volume des sillons, ou mieux encore la segmentation des vaisseaux si une angiographie était réalisée, ainsi que la tractographie si cette imagerie était effectuée en routine pour repérer les fibres neuronales.

Des exemples de structures d'intérêt, reconstruites sous forme de maillages surfaciques triangulaires, sont visibles Fig.2.13 pour chacune des deux applications sur lesquelles nous avons expérimenté nos méthodes.

2.4.3.2 Images intra-opératoires

Les images intra-opératoires constituent pour certaines interventions une vérité terrain utilisée pour la validation. C'est le cas par exemple de la radiofréquence hépatique, pour laquelle la présence des aiguilles dans le corps ne dure que le temps de l'intervention. Il n'est plus possible après intervention de repérer quelle a été la trajectoire. Avec la méthodologie employée par les praticiens du service de radiologie interventionnelle de l'Hôpital Civil de Strasbourg durant la période de notre étude, les images intra-opératoires consistaient seulement en quelques coupes CT (de l'ordre de 3 ou 4), dans l'axe de l'aiguille (quelques fois oblique), et parfois recentrées sur la zone d'intérêt au lieu d'englober toute la largeur du patient comme c'est le cas pour l'image pré-opératoire. Il est donc assez difficile de recalculer avec précision ces images intra-opératoires sur l'image pré-opératoire et d'obtenir une vérité terrain utilisable. D'autres centres pratiquent également un suivi de l'insertion d'aiguille sous échographie. Cependant, les images échographiques sont de faible qualité, et très sujettes aux artéfacts. De plus, l'angle de vue est réduit, et il faut recalculer la position et la direction des images visualisées en fonction de la position de la sonde, ce qui n'est pas

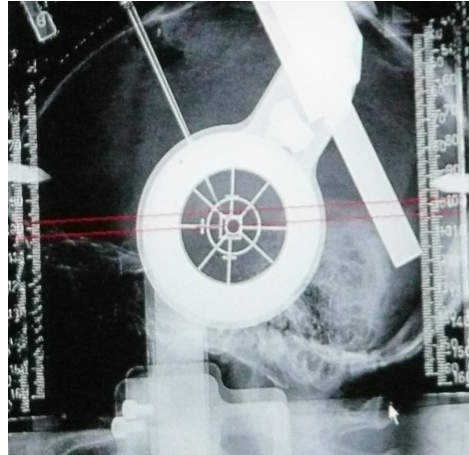


FIGURE 2.14: Radio intra-opératoire acquise pendant une intervention de stimulation cérébrale profonde à l'Hôpital de la Pitié-Salpêtrière. On aperçoit le placement de deux électrodes. La cible est localisée au centre du viseur (cercle intérieur) du cadre de stéréotaxie.

immédiat et requiert un système de tracking et de recalage. Nous ne considérons pas ces images comme exploitables dans l'immédiat, cependant nous suivrons à l'avenir l'évolution des possibilités de ce type d'imagerie.

Pour la stimulation cérébrale profonde, les images intra-opératoires permettent de visualiser la position des micro-électrodes de test pendant l'intervention. Il s'agit en général de simples radios. Pour le moment, nous n'exploitons pas ces images. Cependant, selon les modalités précises de leur acquisition, elles peuvent contenir des informations très intéressantes sur la trajectoire effectivement suivie lors de l'intervention, notamment lorsque le cadre de stéréotaxie est également visible (comme c'est le cas à la Pitié Salpêtrière, voir Fig.2.14). Elles pourraient donc être exploitées pour la validation rétrospective.

2.4.3.3 Images post-opératoires

Les images pré-opératoires constituent également une vérité terrain exploitable pour la validation de la méthode sur certaines interventions. Par exemple, pour la stimulation cérébrale profonde, le CT post-opératoire permet de visualiser l'électrode définitive, de la segmenter et de la reconstruire en 3D. On peut ainsi effectuer des calculs sur la position et l'orientation de cette électrode, la distance qui la sépare des principales structures environnantes. On peut également quantifier une éventuelle déformation qu'elle aurait subi suite au remplacement des structures anatomiques déformable après fermeture de la boîte crânienne. L'évolution de ces déformations peut également être suivie dans le temps, si plusieurs acquisitions post-opératoires sont réalisées à différents intervalles de temps. L'étude de ces déformations n'est pas abordée dans ce manuscrit, mais elle sera évoquée au chapitre 8.2 sur les perspectives.

2.5 L'image pour la restitution des résultats

Dans les outils actuels d'assistance à la planification d'intervention, qui encore une fois ne permettent en général que le positionnement manuel d'un outil pour bien choisir une trajectoire, la présentation de l'information est essentiellement visuelle. Nous présentons cependant dans cette section quelques alternatives qui ont été étudiées par d'autres équipes, ainsi que celle que nous proposons à base de réalité virtuelle.

2.5.1 Les solutions usuelles

La majorité des logiciels propose de visualiser la trajectoire candidate placée dans les coupes 2D selon les 3 axes du volume d'image (sagittal, coronal, axial). Cette représentation est très utile pour les chirurgiens ou radiologues habitués à étudier les coupes d'images issues de l'acquisition. De nombreux logiciels proposent également aujourd'hui une visualisation tridimensionnelle de la scène 3D reconstruite, ce qui permet une meilleure représentation des positionnements respectifs des structures anatomiques dans l'espace et affranchit le praticien de ce travail mental. En complément, ces logiciels peuvent proposer des informations supplémentaires, comme par exemple les coordonnées de la trajectoire dans différents repères, notamment le repère de l'imageur, le repère CA-CP, ou le repère du cadre de stéréotaxie, ou encore des distances par rapport à des repères anatomiques.

L'interaction quant à elle se fait principalement à la souris pour la plupart des logiciels commerciaux de planning installés dans les hôpitaux. Dans le meilleur des cas, la trajectoire se définit à la souris. Dans le pire des cas, la souris n'est même pas utilisée pour interagir et la modification de la trajectoire doit se faire en entrant au clavier des angles en degrés.

2.5.2 Les difficultés

Ce type courant de visualisation des résultats pose différents problèmes :

- **2D** : La visualisation 2D des coupes selon les 3 axes ne permet pas d'avoir une bonne visualisation d'ensemble de l'anatomie du patient. Même si ce mode d'affichage est apprécié des praticiens, il est difficile de se rendre compte de l'agencement tridimensionnel des structures anatomiques.
- **3D : la superposition**. Sur l'affichage en 3D, les différents organes se superposent et se masquent les uns les autres. Ce problème est souvent pallié par l'utilisation de la transparence : une structure anatomique peut être mise en transparence partielle ou totale pour mieux visualiser les autres structures qui se trouvent derrière elle. Cependant, la transparence partielle pose des problèmes lorsque plusieurs structures superposées sont transparentes, les couleurs se mélangent et la visualisation est détériorée.
- **La surcharge d'informations** : d'une façon générale, les scènes anatomiques 3D sont déjà bien chargées d'informations, les structures anatomiques comme nous venons de l'expliquer au point précédent étant déjà en grand nombre et se masquant

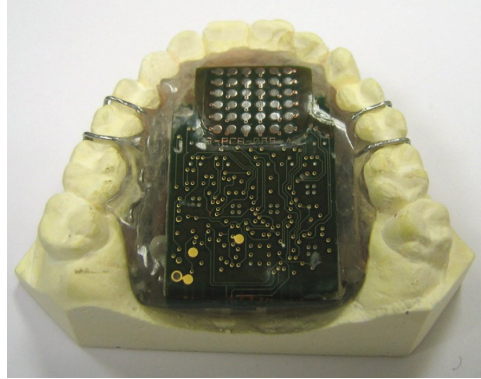


FIGURE 2.15: Prototype de stimulation électro-tactile sur la langue pour le guidage de geste chirurgical. Image extraite de [RBO⁺07]

mutuellement. L'affichage des résultats d'un calcul de trajectoire vient s'ajouter à une information visuelle déjà bien fournie.

- **Trajectoire unique** : les logiciels commerciaux proposent d'aider à placer manuellement une trajectoire, mais n'offrent pas de vision d'ensemble des trajectoires qui auraient été possibles. On ne visualise que la trajectoire candidate, sans certitude qu'il s'agit de la meilleure solution.

2.5.3 Des alternatives

Quelques alternatives ont été proposées pour répondre aux problèmes posés par la visualisation des résultats et par la grande quantité d'informations à afficher. Celles-ci sont notamment basées sur l'utilisation d'autres sens, principalement celui du toucher. En effet, le sens de l'ouïe est lui aussi très sollicité en salle d'opération où de nombreux matériels de monitoring utilisent des alertes sonores.

Le sens du toucher a été étudié principalement dans le domaine du guidage d'interventions chirurgicales, avec aide au suivi d'une trajectoire préalablement choisie. Cependant, ce sens pose lui aussi des problèmes d'utilisation en salle d'opération, où les mains du chirurgien sont occupées à tenir les outils chirurgicaux. C'est pourquoi des périphériques basés sur le toucher mais adaptés à d'autres parties du corps ont été étudiées. On peut citer notamment les travaux de l'équipe du TIMC-IMAG, qui a proposé l'utilisation d'une stimulation électro-tactile sur la langue [RBO⁺07] (Fig.2.15) visant à transmettre des informations sur la déviation du mouvement d'une aiguille tout en permettant au chirurgien de ne pas quitter des yeux la scène chirurgicale, ou encore l'utilisation d'une ceinture vibrante [BDC⁺10].

D'autres équipes, comme le groupe VRAI de Lausanne, ont préféré mettre en œuvre un dispositif haptique sur lequel l'outil chirurgical est directement fixé, et qui permet de diriger la main du chirurgien le long de la trajectoire choisie [HRH⁺04] (Fig.2.16).

Les dispositifs haptiques ont également été largement utilisés dans le domaine de la simulation d'interventions chirurgicales (par exemple, la chirurgie abdominale [CJA⁺10], le

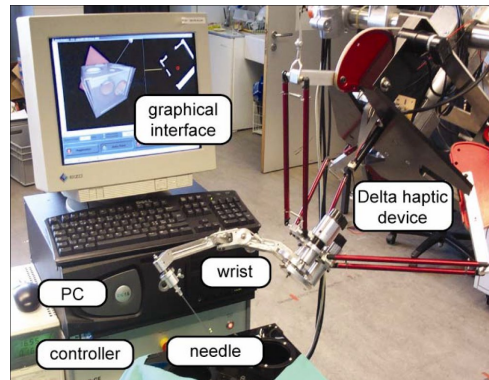


FIGURE 2.16: Prototype pour l'assistance haptique au geste dans le cadre de la biopsie guidée par image CT. Image extraite de [HRH⁺04]

fraisage d'os [PPT⁺03, MSB⁺06], la chirurgie laparoscopique ou transluminale [YSK⁺10], la chirurgie orthopédique [HCW⁺04]), afin d'avoir une simulation tactilement réaliste. De même, pour améliorer la commande de robots de chirurgie à pilotage indirect, l'haptique a été utilisé afin de matérialiser les collisions [MPB⁺04, Oka04]. Cependant, ces applications n'ont pas tout à fait le même but que le nôtre.

Dans le chapitre 5 de ce mémoire, nous expliquons comment nous avons également utilisé des interfaces haptiques. Nous avons mis à profit le retour d'effort pour la prise de connaissance de résultats, en n'ayant pas d'objectif de rendu réaliste de collisions ou de sensations, mais plutôt une matérialisation d'informations par un rendu autre que visuel.

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre, placé sous le thème général de l'image sous toutes ses formes, nous avons tout d'abord fait le point sur les données images sources. Nous avons détaillé les techniques actuelles d'imagerie médicale couramment utilisées en routine clinique, que ce soit dans le cadre de nos deux applications étudiées, ou dans un cadre plus large. En effet, même si certaines modalités d'imagerie ne sont pas actuellement prescrites pour la RFA ou la SCP, il n'est pas exclu qu'elles le soient à l'avenir car les techniques d'interventions sont en constante évolution.

Nous avons ensuite fait le bilan des informations qui pouvaient être extraites de ces images. Nous avons également évoqué toutes les techniques courantes d'analyse et de traitement d'images qui pouvaient être réalisées sur les images sources afin d'extraire les informations nécessaires. Ces informations à extraire doivent correspondre au moins à toutes celles qu'utilise couramment le chirurgien lors de sa planification, mais de nombreuses autres peuvent également être calculées et apporter des aides utiles au moment du choix de la stratégie d'intervention.

Enfin, l'image intervient également en toute fin de processus, au moment de la prise de connaissance des résultats fournis au chirurgien. Nous avons évoqué très brièvement les techniques usuelles de visualisation de résultats, ce thème étant abordé plus largement au

chapitre 5.

Ce chapitre ne relate pas de contribution scientifique propre sur les thèmes du traitement d'image ou de la synthèse d'image, mais place cette fois-ci nos travaux dans le contexte de l'image en général, et celui de l'image médicale en particulier, qui sont fortement connectés à nos recherches. En effet, l'image est en quelque sorte la matière première de nos algorithmes. De données précises, justes, et en nombre suffisant, dépendent la qualité de nos résultats. Une attention particulière a donc été accordée aux images et aux maillages utilisés tout au long de nos travaux, et à l'étude des différentes possibilités d'obtention de données de qualité et adaptées à nos besoins.

Chapitre 3

Les connaissances

Assister utilement le chirurgien lors de la préparation de son acte ne consiste ni à reproduire ce qu'il aurait pu faire seul, ni à essayer de le remplacer. Un logiciel d'assistance doit plutôt lui apporter les informations supplémentaires qu'il lui est difficile de visualiser ou de calculer seul.

Pour cela, l'ensemble des données et connaissances utilisées par le logiciel doit recouvrir au minimum les mêmes données que celles dont dispose le praticien. Or celui-ci dispose de deux données de base : les images du patient et son expertise du domaine. Ainsi, s'il est nécessaire qu'un outil d'assistance à la planification soit capable de retrouver des informations sur l'image comme nous l'avons montré au chapitre précédent, il est également indispensable que le logiciel incorpore des connaissances sur l'acte chirurgical qui est préparé.

Ce chapitre décrit la manière dont nous avons formalisé le corpus des connaissances couramment exploitées dans la planification d'actes chirurgicaux. Ce chapitre correspond à la partie du synoptique non grisée sur la figure 3.1.

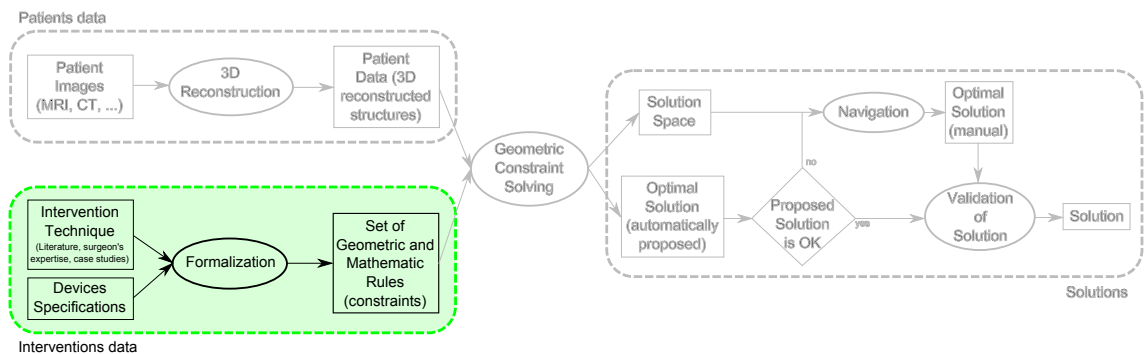


FIGURE 3.1: Synoptique : les connaissances au sein du processus d'assistance à la planification

3.1 Les connaissances : des données hétérogènes

La planification d'une intervention sur un patient résulte de l'application des règles usuelles régissant ce type d'intervention particulier, sur un patient particulier ayant ses propres spécificités anatomiques, pathologiques, physiologiques, par un praticien particulier ayant ses habitudes, ses préférences, son caractère, son expérience propre. Une planification d'intervention résulte donc de la combinaison de trois facteurs complexes qui lui sont spécifiques et qui font de chacune un acte unique.

Les connaissances sont donc :

- les spécificités du patient (images ou autres données médicales) qui constituent les données de base sur lesquelles s'appuient les calculs
- les règles d'une intervention qui constituent un ensemble de relations à satisfaire qui combinent ces données de bases
- les préférences du praticien qui constituent une pondération, une combinaison particulière des règles d'une intervention

Les règles de pratique d'une opération peuvent évoluer dans le temps en fonction de nouvelles techniques, de nouveaux matériels, ou de nouvelles conclusions issues d'études de cas. Les préférences varient d'un praticien à l'autre, et peuvent même varier au cours du temps pour un même praticien, en fonction de son expérience. Enfin les données des patients sont bien entendu toujours différentes d'un patient à l'autre. Cette variabilité implique qu'un outil de planification se doit d'être modulaire afin de pouvoir s'adapter à ces évolutions et à ces différences, et doit pouvoir être facilement mis à jour par le praticien ou un membre de son équipe si possible.

3.1.1 Nature des connaissances

Les connaissances sous-tendues par le domaine proviennent de diverses sources et sont de formes et de natures variées. Ainsi, les connaissances provenant du patient peuvent être soit sous la forme d'images acquises avant l'intervention, soit sous la forme d'informations textuelles ou chiffrées provenant du dossier médical (par exemple des facteurs de risque). Les connaissances sur l'intervention peuvent être extraites de l'expertise de chirurgiens, en langage naturel, ou extraites de la littérature, en langage naturel également ou encore sous forme de statistiques. Les connaissances sur les préférences d'un chirurgien particulier peuvent être données en langage naturel, ou éventuellement recueillies par un questionnaire ou par le choix de pondérations, ou encore par observation.

Toutes ces considérations nous placent naturellement dans le cadre de la modélisation déclarative où la modélisation d'une scène géométrique, ici l'outil en position optimale, exploite différents corpus de connaissances relatifs au domaine pour produire la scène répondant le mieux aux contraintes courantes en fonction des règles de l'art. Nous nous trouvons ainsi à devoir décrire un "objet géométrique" dans un sens assez large au moyen de diverses données.

3.1.2 La géométrie comme base commune

Pour bien saisir les liens entre la scène géométrique modélisée et les données hétérogènes récoltées à divers moments du processus, il nous faut rappeler la problématique traitée ici. Il s’agit de calculer automatiquement un placement d’outil chirurgical rectiligne dans un environnement constitué de nombreuses structures anatomiques, et ce en tenant compte de contraintes définies par les règles de l’art. Il s’agit donc d’explicitier très précisément comment se traduisent toutes les connaissances à notre disposition en contraintes géométriques décrivant les placements d’une demi-droite qui sont optimaux suivant certains critères.

Ces contraintes de (que nous abrègerons souvent en “*positionnement*” dans la suite de ce mémoire) sont implicites ou explicites. Lorsqu’elles sont explicites, elles sont en général exprimées en langage naturel. Elles font toujours référence à d’autres structures anatomiques environnantes, se positionnant par rapport à elles. Par exemple, on peut trouver des contraintes d’évitement d’organes, de préférences de localisation par rapport à des repères anatomiques courants, de ciblage, d’intervalles de distances à respecter, ou encore des contraintes de positionnement par rapport à des parties de surfaces comme des tangences ou des angles relatifs à des surfaces.

Cet ensemble de contraintes géométriques fait donc intervenir les données spécifiques au patient, et en particulier la géométrie de son anatomie qui peut être extraite des images, les règles de l’intervention qui constituent l’expression d’une combinaison géométrique de ces données, ainsi que les préférences du praticien qui permettent de combiner toutes les contraintes géométriques. On comprend qu’exprimer les connaissances par le biais de la géométrie permet de les décrire en utilisant une base commune. Pour cela, nous utilisons une formalisation des contraintes à partir d’un univers géométrique, décrit plus loin en section 3.3.

Nous reprenons ci-dessous les définitions 1 d’un *outil* chirurgical rectiligne ou assimilé simple à forme fixe, et 2 d’une *solution*, données de façon informelle au paragraphe 1.3.3.2, qui constituent un point commun entre toutes les opérations chirurgicales faisant intervenir Ce type d’outil. Nous les adaptons pour entrer dans notre cadre de modélisation géométrique. Nous illustrons nos explications avec différents exemples : le placement d’aiguilles de RFA et de cryoablation, les sources d’ultrasons focalisés, et les électrodes de SCP.

Définition 3 *Un outil est une extension des demi-droites dans l’espace, définie par 6 coordonnées : un point dans l’espace (3 coordonnées), une direction (2 angles), et une donnée supplémentaire (indiquant par exemple la puissance appliquée ou la taille de l’effet).*

Par exemple, pour le positionnement d’une aiguille de cryoablation, le support est une aiguille rectiligne, et l’effet est un ellipsoïde qui est centré sur la chambre de décompression. Toutes les autres informations sur l’outil peuvent être déduites de ces données modélisables par 6 valeurs.

L’expert décrit l’outil avec une terminologie spécifique, par exemple “aiguille”, “électrode”, etc., et peut faire une description approximative de l’effet, soit avec un vocabulaire

géométrique comme “forme cylindrique de 5mm de long et une section de 3mm” ou par un vocabulaire plus imagé tel que “une forme et une taille comparable à une cerise”. Afin de résoudre les contraintes, nous avons besoin de la description la plus concrète possible des effets et de l’outil. Pour le moment, pour chaque outil expérimenté nous avons utilisé une demi-droite pour modéliser son support. Nous avons modélisé la forme de son effet par un maillage surfacique triangulaire, dont la forme et la taille (éventuellement variable) nous ont été indiquées par la littérature et confirmées par les experts, de même que le placement relatif de l’effet par rapport au support.

Notons que la définition que nous donnons d’un outil suppose déjà une hypothèse simplificatrice structurelle par rapport à un outil quelconque de chirurgie. En effet, dans le cas des outils rectilignes ou assimilés simples à forme fixe, leur rotation autour de leur propre axe n’a pas de conséquence donc deux angles suffisent à définir leur orientation. A contrario, la définition de l’orientation d’un outil quelconque dans l’espace nécessiterait trois coordonnées de rotation et non deux. Par exemple, en neurochirurgie on peut utiliser un barillet pour insérer plusieurs électrodes simultanément. La rotation de ce barillet autour de son axe longitudinal a pour conséquence le déplacement des électrodes. Si l’on considère l’ensemble des électrodes insérées simultanément comme un outil chirurgical quelconque, alors 3 valeurs sont nécessaires pour définir son orientation. Dans des travaux futurs, pour une généralisation à des outils quelconques, il sera nécessaire de réintroduire cette troisième rotation. Nous aborderons ce point dans la section 8 Perspectives.

Pour des raisons d’efficacité, en raison de l’indépendance de la variable correspondant au volume de la nécrose par rapport aux variables de position, nous avons posé une hypothèse qui simplifie le cas général où on ne considère pas un type particulier d’outil. Il est en effet assez facile de voir que dans une recherche de positionnement d’outil il est possible de se concentrer uniquement sur les 5 coordonnées de position et d’orientation, et de traiter la 6ème valeur correspondant à l’effet à part. Dans notre cas qui est assez simple, nous pouvons nous permettre de traiter ce 6ème paramètre comme une règle de préférence sans que cela ait de conséquence. Nous définissons ainsi les *trajectoires*, qui seront les variables manipulées pendant la résolution. Dans la suite du mémoire, nous évoquerons fréquemment notre problème de planification comme un problème de choix d’une trajectoire. Néanmoins, nous gardons à l’esprit que dans de futures extensions de nos travaux à des outils multiples ou à géométrie variable (par exemple des aiguilles de cryoablation insérées simultanément et dont les effets interagissent entre eux), il faudra obligatoirement prendre en compte ce dernier paramètre en même temps que les autres car l’effet sera totalement dépendant de la configuration de l’outil. Nous aborderons également ce point dans la section 8 Perspectives.

Définition 4 *On appellera trajectoire ou trajectoire candidate une instanciation de 5 des coordonnées définissant l’outil : les 3 coordonnées de position dans l’espace, et les 2 angles donnant sa direction. Une trajectoire (candidate) est une variable.*

Notons que le mot trajectoire peut avoir une connotation balistique, et se référer au déplacement d’un objet dans le temps. Dans notre cas, l’outil chirurgical étant rectiligne et considéré comme rigide, son trajet dans le corps est confondu avec sa position finale. C’est

pourquoi par abus de langage, nous utilisons ce mot pour les deux sens possibles, comme synonyme de positionnement.

Enfin, nous redéfinissons ci-dessous les *solutions* d'un problème de planification de trajectoire qui constituent les résultats de la résolution. Ces notions et un travail sur la généralité de l'approche ont été présentés dans [EVBS09].

Définition 5 *Une solution à un problème de planification de trajectoire rectiligne en chirurgie correspond au positionnement possible d'un outil, c'est-à-dire à une instanciation des valeurs définissant l'outil qui réponde aux règles de l'intervention. Il s'agit d'une trajectoire satisfaisant les règles et permettant de trouver une valeur de la 6ème coordonnée réalisable qui satisfait également les règles.*

Pour la RFA, une trajectoire candidate est la définition d'une position de la pointe de l'aiguille, d'une direction de l'axe principal de l'aiguille. Lorsque la pointe de l'outil est localisée dans la tumeur, que la position de l'aiguille satisfait toutes les règles de l'intervention (évitement d'organes, etc.), et qu'en plus cette trajectoire permet de trouver une puissance délivrée par le générateur telle que l'effet recouvre la totalité de la tumeur, alors la trajectoire candidate et la puissance trouvée forment une solution.

Par ailleurs, nous cherchons à aller plus loin dans la définition de solution, puisque nous recherchons non pas tous les positionnements d'outil réalisables, mais le ou les positionnements d'outil optimaux. Nous étendons ainsi la définition à celle de *solution optimale*.

Définition 6 *Une solution optimale à un problème de planification de trajectoire rectiligne en chirurgie correspond au positionnement possible d'un outil, c'est-à-dire à une solution, qui en plus satisfait au mieux les règles indiquant des préférences.*

Nous verrons plus loin dans le mémoire que dans la pratique, le 6ème paramètre est traité par le biais d'une règle de préférence. Nous avons déjà dit que, dans la suite de ce mémoire, nous ramènerons souvent le problème à un problème de choix de trajectoire. Par le même raccourci, nous utiliserons souvent les expressions *solution* ou *solution optimale*.

Nous allons maintenant expliquer quel type d'approche géométrique nous avons choisi de suivre pour décrire ces connaissances, et modéliser tous les concepts mis en jeu lors de la résolution du problème.

3.2 Approche de description : la modélisation déclarative

Une partie de ce travail consiste à modéliser un processus de décision pour une intervention. Cette tâche s'apparente à celle de création d'une *ontologie*, qui est une description structurée des éléments d'un domaine, incluant les concepts ainsi que les relations entre ces concepts. Une intéressante description de l'utilisation des ontologies pour la chirurgie guidée par la connaissance peut être trouvée dans le mémoire d'habilitation de P. Jannin [Jan05]

auquel nous invitons le lecteur à se référer pour plus de précisions sur le domaine. Cependant, il nous a semblé que les outils logiciels habituellement utilisés pour les descriptions d'ontologies étaient quelque peu disproportionnés par rapport à la relative spécialisation du problème que nous avons à décrire.

Ainsi, nous avons préféré approcher la description d'une façon différente, par la modélisation déclarative. La modélisation déclarative est une discipline issue de la modélisation géométrique, plus particulièrement de la modélisation par contraintes. Dans la section qui suit, nous rappelons les principes de la modélisation par contrainte et de la modélisation déclarative sur laquelle s'appuie notre description des connaissances permettant de les résoudre.

3.2.1 Modélisation par contraintes

La modélisation géométrique par contraintes consiste à spécifier des objets ou des scènes géométriques à l'aide de propriétés géométriques, des contraintes, qu'ils doivent satisfaire. Cela passe typiquement par la résolution du système constitué par l'ensemble des contraintes décrivant l'objet et la possibilité de choisir une des solutions lorsque le système de contraintes en présente plusieurs.

Définition 7 *Une contrainte est une expression logique reliant des variables de décision, chacune d'elles prenant une valeur dans un domaine.*

exemples : $x < y$, $A \neq B$, $C \in \{\text{blanc}; \text{noir}\}$

Les contraintes réduisent l'espace des solutions possibles du problème. Une solution au problème doit satisfaire toutes les contraintes simultanément. Le problème peut être *sous-contraint*, il existe alors plusieurs voire une infinité de solutions. Il peut être *bien contraint*, et il y a alors un nombre fini de solutions parmi lesquelles des outils logiciels permettent souvent d'en choisir une. Il peut encore être *sur-contraint*, et il n'existe alors pas de solution au problème. Un éventail d'approches de modélisation par contraintes, ainsi que leurs avantages et leurs limites, peut être trouvé par exemple dans [KGC98], ou dans le cadre de la CAO [JTNM06]. Une solution à un problème de modélisation par contraintes peut être définie par :

Définition 8 *Une solution à un problème constitué de plusieurs contraintes est un ensemble d'instanciations des variables de décision (un n -uplet de valeurs) tel que toutes les contraintes sont satisfaites.*

On peut facilement rapprocher la définition d'une solution à un problème de modélisation par contraintes (définition 8 ci-dessus), de celle de solution d'un problème de planification de trajectoire rectiligne en chirurgie (définition 5). La résolution de problèmes tels que celui-ci peut donc être résolue par ces techniques. Les règles de l'intervention constituent la base à partir de laquelle on déduit les contraintes géométriques. Nous avons vu que ces

règles, qui font partie des connaissances décrites paragraphe 3.1, sont exprimées sous différentes formes, le plus souvent en langage naturel. Elles doivent donc être traduites sous la forme de contraintes pour pouvoir être utilisées et résolues.

3.2.2 Modélisation déclarative

La modélisation déclarative consiste à représenter un modèle en le décrivant, plutôt qu'en décrivant les actions qui permettent de le construire (approche procédurale). Ainsi, un logiciel pour la modélisation déclarative doit pouvoir à la fois interpréter la déclaration de ce modèle, et traiter la description pour en tirer le résultat que l'on souhaite en extraire (visualisation du modèle, proposition de toutes les solutions correspondant à la description du modèle, etc.).

Par ailleurs, la description du modèle est souvent complétée par le logiciel en utilisant un corpus de connaissances propre au domaine considéré, ce qui permet compléter des descriptions par des considérations évidentes aux yeux des experts du domaine et de proposer les solutions les plus plausibles possibles.

3.2.2.1 Composition d'un modeleur déclaratif

Un modeleur déclaratif comprend trois parties [Gai07] : la phase de *description*, où l'utilisateur décrit ses attentes grâce à des outils d'interaction ou un langage spécifique, la phase de *résolution*, où le solveur produit un ou plusieurs modèles répondant à la description, et la phase de *prise de connaissance* pendant laquelle le résultat de la résolution est présenté au concepteur, avec possibilité d'exploration des solutions. Ceci correspond exactement aux 3 phases que nous avons mises en œuvre. Nous expliquons dans ce chapitre les connaissances qui font partie de la phase de description. Dans le chapitre suivant nous exposons notre méthode pour la phase de résolution. Enfin dans le chapitre 5 nous présentons la phase de prise de connaissances des résultats par visualisation et réalité virtuelle.

3.2.2.2 Un modeleur déclaratif pour la chirurgie interventionnelle

La modélisation déclarative est de plus haut niveau que la modélisation par contraintes. En effet un modeleur déclaratif interprète des propriétés décrivant les objets à modéliser dans un langage plus proche du langage naturel ce qui le rend plus intuitif [CDMM98]. La modélisation déclarative a surtout été utilisée en CAO jusqu'à présent. Cependant, la démarche utilisée par les chirurgiens pendant la planification d'une intervention est assez similaire : le chirurgien n'a pas une idée précise de la stratégie d'intervention qu'il va adopter, il se base sur l'observation des données images, et sur les connaissances acquises sur le type d'intervention, et applique les contraintes dictées par les règles usuelles pour choisir sa stratégie. Nous pensons donc que cette approche est adaptée pour simuler une planification. Mais plus encore : là où le chirurgien n'entrevoit peut-être qu'une partie des possibilités et fait un choix qui n'est peut-être pas optimal, en particulier si son expérience

est limitée, un solveur de modélisation déclarative pourrait trouver de façon exhaustive toutes les solutions possibles à son problème et détecter la ou les solutions optimales. C'est cette automatisation et cette amélioration que nous proposons dans ce mémoire.

Avec la modélisation déclarative, les propriétés décrivant la scène peuvent être imprécises, le langage naturel permettant de nuancer les propriétés. Par exemple, un objet peut être décrit comme "assez grand", une ligne comme "légèrement courbée", ou deux éléments de la scène comme "très proches". L'approche par modélisation déclarative se prête donc naturellement à notre problème. En effet, nous avons des règles définies en langage naturel, transformables en contraintes géométriques, et qui sont à résoudre.

A noter qu'il peut y avoir une infinité de solutions à un problème de planification de trajectoire en chirurgie, car c'est en général un problème sous-contraint. La plupart des règles données réduisent l'espace des solutions mais il reste tout un sous-espace de possibilités. Les chirurgiens choisissent alors dans ce sous-espace des solutions possibles la solution qui leur semble "*optimale*", en appliquant des règles plus imprécises ou tout au moins qui n'éliminent pas des possibilités mais indiquent des préférences, comme par exemple la règle (c) énoncée au paragraphe 1.3.1.2 : "*Le praticien préfère une trajectoire directe*". En cela, la modélisation déclarative est bien adaptée à cette dernière spécificité de notre problème, qui pose également des questions sur l'optimalité : qu'est-ce qu'une solution optimale ? Y a-t-il une unique solution optimale ? Comment la trouver parmi toutes les solutions ? La façon de choisir cette solution optimale, et donc finalement la définition de l'optimalité pour ce problème de planification, font partie intégrante des connaissances que nous devons exploiter. Nous répondons à ces questions dans le paragraphe suivant.

3.2.3 Optimalité

Lors d'une planification, le chirurgien choisit parmi l'ensemble des solutions possibles la trajectoire qui, selon lui, est la solution optimale. Une solution optimale est celle qui satisfait au mieux un ensemble de critères qui n'ont pas un caractère strict mais qui sont à optimiser au mieux simultanément. Parmi les règles que nous avons énoncées au chapitre 1, certaines vont donner lieu à des contraintes strictes, comme par exemple la nécessité d'éviter les organes environnants, d'autres vont donner lieu à des contraintes à optimiser, comme les règles énonçant des préférences. C'est le traitement de ce deuxième type de règles qui va dégager d'un espace de solutions possibles une ou plusieurs solutions optimales.

Définition 9 *Une solution optimale à un problème constitué de plusieurs contraintes dont certaines expriment des contraintes à optimiser est un ensemble d'instanciations des variables de décision (un n -uplet de valeurs) tel que toutes les contraintes sont satisfaites, et les contraintes à optimiser sont satisfaites au mieux.*

3.2.3.1 Optimisation multi-critères

Les problèmes d'optimisation, mono-critères ou multi-critères, ont largement été étudiés dans la littérature. Ils se ramènent le plus souvent à la résolution de fonctions appelées *fonctions objectif* (ou *fonction de coût*, ou encore *critère d'optimisation*), que l'on cherche à minimiser. Elles prennent en paramètre un certain nombre de *variables de décision*, que l'on fait varier jusqu'à trouver un minimum de la fonction. L'ensemble des valeurs possibles des variables de décision représente l'*espace de recherche*.

Une difficulté récurrente de ces problèmes d'optimisation est la présence de minimums locaux. De nombreuses méthodes d'optimisation existent, qui diffèrent dans la façon de faire varier les variables. Celles-ci sont plus ou moins sensibles aux minimums locaux. Dans le mémoire de thèse de Claire Baegert [Bae09], on peut trouver en section 2.2 une étude très intéressante sur l'optimisation et une description des méthodes les plus fréquemment utilisées, avec leurs avantages et leurs inconvénients respectifs. Nous renvoyons donc le lecteur à ce passage pour plus de précisions sur le sujet.

Dans la partie qui suit, nous rappelons quelques éléments sur l'optimisation pour faciliter la compréhension de la suite du mémoire. Nous évoquons tout d'abord la Pareto-optimalité, puis nous expliquons la méthode que nous avons choisie pour combiner plusieurs critères.

3.2.3.2 Pareto-optimalité

Dans les problèmes d'optimisation multi-objectifs, il est courant de recourir à la notion de Pareto-optimalité, nommée ainsi en référence au sociologue et économiste italien Vilfredo Pareto. Il a introduit le concept d'optimum de Pareto en économie, qui correspond à un état dans lequel on ne peut améliorer le bien-être d'un individu sans détériorer celui d'un autre. En réalité, une solution dite optimale à un problème d'optimisation multi-critère ne peut en réalité pas être réellement optimale au sens où elle ne peut être optimale pour tous les critères à la fois. Il y a donc un ensemble de solutions qui trouvent un compromis entre l'optimisation des différents critères. Ces solutions sont regroupées sur ce que l'on appelle le front de Pareto.

Ce concept est illustré sur la Fig.3.2 avec un problème d'optimisation à 2 fonctions objectif. Le front de Pareto est matérialisé par une ligne rouge. Pour n'importe quel point situé au-dessus de ce front, on peut trouver un point du front qui est meilleur sur au moins un des critères sans être moins bon sur les autres. Inversement, pour tout point du front, on ne peut pas trouver un point qui est meilleur sur un critère sans être moins bon sur au moins un autre. Les points du front représentent l'ensemble des meilleurs compromis. Pour plus de détails sur le sujet, nous invitons de lecteur à se référer à [CS02].

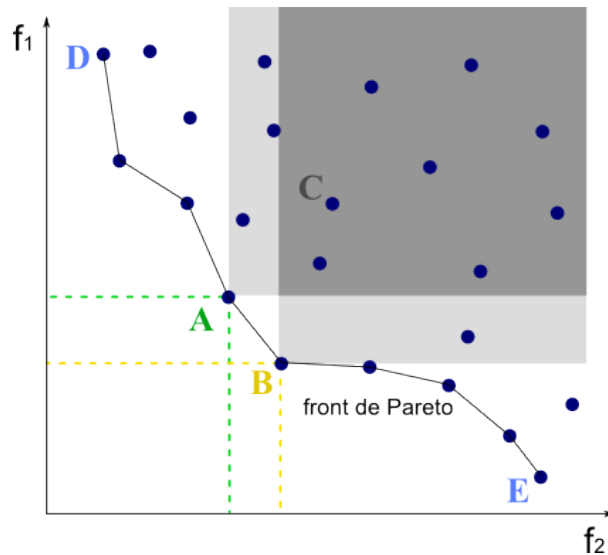


FIGURE 3.2: Pareto-optimalité : exemple pour un problème d'optimisation à 2 fonctions objectif. Les solutions A et B sont des solutions Pareto-optimales, puisqu'elles ne sont dominées par aucune autre solution. Elle font donc partie du front de Pareto. La solution C est dominée à la fois par A et B (zones grisées) puisqu'elles améliorent simultanément les 2 fonctions objectif. La ligne reliant D à E matérialise le front de Pareto.

3.2.3.3 Combinaison agrégative de critères

La notion de Pareto-optimalité ne permet cependant que d'aider à la résolution d'un problème en indiquant les meilleurs compromis, mais ne permet pas de décider lequel de ces compromis sera finalement choisi. Choisir un point parmi le front de Pareto revient en quelque sorte à déterminer l'importance qu'on accorde à chacun des critères de l'optimisation. Par exemple, sur la Fig.3.2, si l'on choisit de donner une priorité totale à la fonction f_1 par rapport à f_2 , on considérera le point E comme optimal car il minimise f_1 . Inversement, si l'on choisit de donner une priorité totale à la fonction f_2 par rapport à f_1 , on considérera le point D comme optimal car il minimise f_2 . Si l'on choisit des priorités proches pour les deux fonctions mais avec un léger avantage à f_2 , on prendra probablement le point B.

Ainsi, si l'on souhaite faire un choix, il devient utile de définir une façon de combiner les critères. Il existe trois méthodes de résolution multi-critères lorsqu'on se place du point de vue de l'utilisateur. La première, dite *a priori*, consiste à définir à l'avance les priorités entre les critères, afin de laisser à la résolution le soin de trouver le compromis qui correspond le mieux. La deuxième, dite *progressive*, consiste à affiner le choix des compromis au fur et à mesure du déroulement de l'optimisation, ce qui a l'inconvénient de ne pas être un processus complètement automatique. La troisième méthode, dite *a posteriori*, consiste à proposer toutes les possibilités du front de Pareto et à laisser l'utilisateur naviguer parmi ces solutions en fin de processus, afin de choisir un compromis. Il est également possible d'utiliser des méthodes hybrides [CS02].

Nous avons choisi d'utiliser une méthode *a priori*. En effet, comme nous l'avons décrit

en début de ce chapitre, nous disposons de connaissances sur l'expertise de l'intervention, que nous mettons à profit pour définir non seulement la liste des règles utilisées couramment par les praticiens, mais également la façon dont celles-ci sont prises en compte de façon plus ou moins prioritaire.

Nous nous sommes orientés vers l'utilisation des *méthodes agrégées*, qui sont basées sur l'idée qu'un problème multi-critères peut être ramené à un problème mono-critère simple si l'on cherche à optimiser une seule fonction objectif globale résultant d'une combinaison des fonctions objectif individuelles. Notre outil de planification est ainsi un solveur contenant un module dédié à l'optimisation d'une fonction objectif unique.

Parmi les méthodes agrégées, nous nous sommes plus particulièrement intéressés à la *méthode de pondération*, qui est la plus courante et qui est très efficace. Avec cette méthode, la combinaison des fonctions objectif individuelles est une somme pondérée par des facteurs représentant l'importance que l'on donne aux différents critères. En d'autres termes, on choisit n poids w_i tels que $w_i \geq 0$ et $\sum_{i=1}^n w_i = 1$. La résolution du problème multi-critères se ramène alors à la résolution du problème mono-critère suivant :

$$\text{Minimiser } \sum_{i=1}^n w_i f_i(\vec{x}), \quad \vec{x} \in S \subset R^N$$

où \vec{x} est le vecteur des variables de décision, et S l'espace de recherche de ces variables.

Ainsi, avec cette méthode, une pondération des différents critères doit être choisie à l'avance, et un seul point pareto-optimal est solution. Cette méthode a l'avantage de fournir une solution unique automatiquement, contrairement aux méthodes progressives ou a posteriori, qui impliquent un travail interactif d'élagage en milieu de processus ou de parcours en fin de processus. Néanmoins cette méthode oblige à déterminer des poids pour chaque critère, ce qui n'est pas toujours facile a priori. Cela peut être surmonté aisément en proposant à l'utilisateur de déterminer des pondérations initiales en début de processus, puis de faire varier les poids interactivement en fin de processus de façon à constater l'influence des différents critères. On pourrait penser qu'on perd alors l'intérêt de ne pas recourir à l'une des deux autres méthodes dont l'inconvénient était justement le recours à l'interactivité. Cependant, la méthode a priori conserve tout de même deux avantages : 1) elle propose en premier lieu la solution unique qui correspondait le mieux aux intentions initiales de celui qui a établi les poids, et 2) les variables sur lesquelles on interagit en fin de processus sont les poids des différents critères, donc on sait quel critère on privilégie pendant l'interaction, alors qu'avec la méthode a posteriori on navigue en général parmi les solutions en tâtonnant. Cette interactivité sera abordée plus loin dans ce mémoire, au chapitre 5 sur la visualisation des résultats.

A noter qu'une limitation connue de la méthode de pondération est qu'elle ne permet d'atteindre toutes les solutions de la surface de compromis que lorsque celle-ci est convexe. Pour contourner ce problème et mieux contrôler la convergence, nous avons mis en place une méthode de partitionnement de l'espace des solutions, expliquée plus loin en section 4.2 du chapitre sur la résolution. Cependant, une autre méthode agrégée pourrait également

facilement être utilisée à la place de la méthode de pondération. En effet, nous avons choisi de ne pas coder en dur l'utilisation de la méthode de pondération dans le solveur mais de laisser le choix de la façon d'écrire la fonction objectif globale. Nous allons voir dans la section suivante comment nous formalisons les données dans un fichier indépendant du solveur, chargé au lancement de l'application, et qui contient non seulement la description des connaissances et des objets nécessaires à la résolution, mais inclut également la définition de la fonction agrégée. Ainsi, nous avons un système générique et modulaire.

3.3 Formalisation des données

Nous l'avons vu, les données dont nous disposons sont de différents types, principalement les images du patient et les connaissances sur l'intervention. Nous avons déjà expliqué que nous avons choisi la géométrie comme base commune de description de ces données. Nous rappelons également notre souci de généralité, qui nous incite à ne pas programmer directement les règles de l'intervention dans le solveur, mais à réaliser un solveur qui s'adapte à toutes les interventions, ou tout du moins pour le moment celles entrant dans le cadre de notre étude.

C'est pourquoi Nous avons donc conçu une architecture logicielle dans laquelle la description des données nécessaires aux calculs est placée dans un fichier de contraintes chargé au démarrage de l'application, en fonction de l'intervention choisie. Cela nous a naturellement conduit à définir un méta-langage de description, et à implémenter un interpréteur de ce langage intégré au solveur. Nous décrivons dans cette section la syntaxe et la grammaire utilisées.

3.3.1 Univers géométrique

Nous avons brièvement évoqué en section 3.1.2 que nous utilisons un univers géométrique pour formaliser les contraintes de positionnement. Cet univers géométrique est composé de types et d'opérateurs arithmétiques et géométriques. L'univers géométrique que nous avons défini inclut les types usuels, tels que les entiers, les nombres réels, les booléens, mais également des types composés comme *point*, demi-droite (*ray*), outil (*tool*), forme (*shape*), ou *solution* (voir quelques exemples dans le tableau 3.1). Les formes géométriques de type *shape* peuvent être de type maillage surfacique triangulaire ou ensemble de voxels, et correspondent en principe à des structures anatomiques provenant de la segmentation des images médicales, comme décrit dans le chapitre 2. Les types *tool* et *solution* correspondent aux définitions 3 et 5 d'un outil et d'une solution.

En plus des types, nous avons également défini des opérateurs : les opérateurs usuels tels que *plus*, moins (*minus*), multiplier (*mult*), diviser (*divide*), et (*and*), ou (*or*), ainsi que des opérateurs complexes tels que par exemple des distances entre objets géométriques (*distMin*), ou entre l'outil et une structure anatomique (*distToolOrgan*), des angles entre vecteurs (*angle*), ou un opérateur de calcul d'occlusion (*visible*). Les profils de quelques opérateurs sont présentés sur le tableau 3.2.

TABLE 3.1: Notre univers géométrique actuel

Types	Exemples
point	point d'origine d'un outil, intersection surface d'organe/outil
shape	organe, zone d'effet
tool	électrode, aiguille
solution	solution candidate, solution optimale

TABLE 3.2: Exemples d'opérateurs complexes et leurs profils

$\text{lengthOfTool} : \text{tool} \rightarrow \text{float}$	$\text{distToolOrgan} : \text{tool} \times \text{solution} \times \text{shape} \rightarrow \text{float}$
$\text{volumeOfEffect} : \text{tool} \times \text{solution} \rightarrow \text{float}$	$\text{distEffectOrgan} : \text{tool} \times \text{solution} \times \text{shape} \rightarrow \text{float}$
$\text{centerOfGravity} : \text{shape} \rightarrow \text{point}$	$\text{coverZoneOrgan} : \text{tool} \times \text{solution} \times \text{shape} \rightarrow \text{bool}$
$\text{dist2Pts} : \text{point} \times \text{point} \rightarrow \text{float}$	$\text{toolInsertionPoint} : \text{shape} \times \text{solution} \rightarrow \text{point}$

Nous avons ainsi une base commune pour décrire les variables, constantes, et les règles dans un langage d'expression commun. Les variables sont les trajectoires candidates. Les constantes sont les formes géométriques de type *shape* issues des images médicales. Elles constituent l'ensemble des structures anatomiques environnantes auxquelles on se réfère dans les règles. Bien que ces structures soient souvent des tissus mous, nous les considérons comme constantes car actuellement notre solveur travaille sur une représentation rigide de l'anatomie du patient.

3.3.2 Formalisation des contraintes

Dans cet univers géométrique, les contraintes sont transcrites sous la forme de termes combinant opérateurs, les variables et les constantes. A partir d'un énoncé de contrainte en langage naturel, nous avons traduit ces contraintes sous forme de fonctions de coût faisant intervenir la géométrie, puis nous les avons retranscrites sous forme de termes.

Afin d'illustrer cette modélisation, prenons un exemple avec la règle (p) en SCP mentionnée à la section 1.3.2.2. Celle-ci indique : "on peut préférer une trajectoire directe". Cela signifie qu'on privilégie les trajectoires les plus courtes. Pour calculer cela, nous avons écrit la fonction de coût (3.1), qui calcule la différence d_1 entre la longueur du trajet de l'aiguille et la longueur minimale possible entre la cible et la peau (distTargetSkull). La longueur du trajet de l'aiguille est donnée par la distance entre la pointe de l'aiguille (toolTip) et le point d'insertion (insertionPoint).

$$f_{\text{depth}}(X) = \text{distMin}(\text{toolTip}, \text{insertionPoint}) - \text{distTargetSkull} \quad (3.1)$$

Pour des raisons de normalisation, afin d'avoir des ordres de grandeur comparables pour les différentes contraintes, on transforme cette différence de longueur d_1 en une valeur entre 0 et 1. Pour cela, on utilise la longueur maximale acceptable pour le trajet de l'aiguille

(*maxPathLength*), à laquelle on retranche la longueur minimale possible entre la cible et la peau (*distTargetSkull*), ce qui nous donne d_2 , la différence maximale acceptable entre les longueurs. Enfin, la valeur entre 0 et 1 est obtenue en divisant la différence d_1 par la différence maximale d_2 . Cette valeur est obtenue par la fonction de coût modifiée (3.2).

$$f_{depth}(X) = \frac{distMin(toolTip, insertionPoint) - distTargetSkull}{maxPathLength - distTargetSkull} \quad (3.2)$$

Nous transformons ensuite la fonction de coût représentant la contrainte en un terme utilisant les opérateurs, constantes et variables disponibles. Dans notre exemple, la fonction de coût (3.2) donne lieu au terme (3.3) suivant :

$$\begin{aligned} & \text{divide(minus(distMin(toolTip, insertionPoint), distTargetSkull),} \\ & \quad \text{minus(maxPathLength, distTargetSkull))} \end{aligned} \quad (3.3)$$

On procède de même pour toutes les contraintes géométriques à décrire. Pour chaque intervention, l'ensemble des contraintes est écrit dans un fichier chargé au lancement du solveur. Nous avons utilisé un langage basé sur le système des balises XML pour séparer les définitions, et donner quelques attributs. Par exemple, le terme (3.3) est écrit de la façon suivante :

$$\begin{aligned} & \langle \text{soft_constraint name="depth" label="sc_depth" minValue="0" maxValue="1"} \rangle \\ & \quad \text{divide(minus(distMin(toolTip, insertionPoint), distTargetSkull),} \\ & \quad \quad \text{minus(maxPathLength, distTargetSkull))} \\ & \langle / \text{soft_constraint} \rangle \end{aligned} \quad (3.4)$$

Les attributs d'une contrainte sont un bref descriptif (*name*), un identifiant (*label*) qui permet de réutiliser ce terme dans un autre terme, et les valeurs minimum (*minValue*) et maximum (*maxValue*) que peut prendre le résultat.

Dans ce fichier, sont aussi définies quelques constantes numériques, comme par exemple la longueur maximale d'une aiguille (*maxPathLength*), ou l'angle minimum avec lequel on peut arriver par rapport à la surface du foie (voir règle (h) section 1.3.1.2).

$$\begin{aligned} & \langle \text{data name="min insertion angle" label="tangency_angle" show="true"} \rangle \\ & \quad 20 \\ & \langle / \text{data} \rangle \end{aligned} \quad (3.5)$$

Dans cet exemple, on peut voir un attribut supplémentaire, l'attribut *show*. Lorsqu'il prend la valeur *true*, cela signifie que cette donnée est modifiable par l'utilisateur dans l'interface.

Enfin, on définit également dans le fichier quelques constantes comme des raccourcis pour des valeurs calculées fréquemment utilisées, comme par exemple *distTargetSkull* que nous avons déjà évoquée, qui est définie par :

```
<data name="distance skull/target" label="distTargetSkull">
  distmin( skin, center( target ) )
</data>
```

(3.6)

Les tableaux présentés en Annexes A et B montrent les fichiers de contraintes géométriques utilisés pour nos deux applications.

Ainsi, à partir de notre univers géométrique, on peut ainsi facilement écrire n'importe quelle contrainte à partir du moment où elle peut être exprimée avec des opérateurs et des données disponibles. Cela nous permet d'avoir un solveur qui peut s'adapter aux évolutions des interventions, des instruments, ou être utilisé pour de nouvelles interventions du même type, ou avec de nouvelles données.

3.4 Conclusion

Ce chapitre montre comment les connaissances sont formalisées dans notre approche et comment elles sont traduites dans un cadre géométrique. En effet, nous avons conclu au chapitre 1 que le problème de planification de trajectoire d'outil chirurgical rectiligne revenait à un problème de géométrie dans l'espace qui consistait à placer une demi-droite selon diverses contraintes d'ordre géométrique.

Nous avons expliqué pourquoi nous avons choisi d'utiliser la modélisation déclarative afin d'exprimer les contraintes géométriques qui constituent la formalisation de ces connaissances sur l'intervention. Une modélisation de type procédural, qui consisterait à décrire la suite d'actions à effectuer pour atteindre un certain placement, ne conviendrait pas à notre problème qui est exprimé sous la forme d'un ensemble non ordonné de règles à satisfaire simultanément. Au contraire, la modélisation déclarative nous permet d'exprimer cet ensemble de règles comme données du problème. La résolution, exposée dans le chapitre qui suit, se charge de trouver toutes les solutions possibles.

Il peut y avoir une infinité de solutions à un problème de planification de trajectoire en chirurgie, car c'est en général un problème sous-contraint. Parmi ces solutions, on souhaite trouver la ou quelques-unes des solutions optimales, ce qui nous a conduit à définir ce que nous entendions par optimalité pour notre problème. Nous avons ainsi présenté des méthodes d'optimisation multi-critères, en particulier la méthode de pondération, qui seront utilisées au chapitre suivant.

Enfin, nous avons décrit le cadre formel qui nous permet d'exprimer les contraintes géométriques sous forme de termes prédicatifs construits sur un certain *univers géométrique* et un méta-langage de description de termes syntaxiques. Dans le chapitre suivant, nous

détaillons la méthode de résolution en deux étapes, que nous avons implémentée dans notre solveur.

La chirurgie guidée par la connaissance est un domaine qui trouve de nombreuses applications notamment grâce à la définition d'ontologies, par exemple pour la nomenclature et la définition de terminologies communes, ou l'optimisation de flux d'information et de traitement médical (*surgical workflow*) [Jan05]. Il nous semble que la formalisation de connaissances est encore assez peu utilisée pour l'aide à la réalisation de gestes chirurgicaux, même si quelques équipes s'y sont intéressées [MNT05, MWB⁺00, MICL01], et reste en tout cas très marginale dans le domaine de la planification chirurgicale. C'est ce qui fait l'originalité de notre contribution. Dans le domaine plus général du calcul de trajectoires (souvent trouvé sous l'appellation de *path planning*), par exemple pour des robots ou des bras articulés, ou encore dans le domaine encore plus général de l'optimisation globale de processus, il nous semble que des méthodes de formalisation de règles comme la nôtre sont intéressantes à développer.

Chapitre 4

Résolution de contraintes géométriques, optimisation

Ayant décrit les informations médicales dont nous disposons, c'est-à-dire d'une part les images spécifiques au patient et d'autre part les connaissances sur l'intervention, nous présentons maintenant la façon de les utiliser pour résoudre le problème de planification. Cette étape correspond à la partie centrale du synoptique sur la figure 4.1. La résolution est la deuxième phase du processus de modélisation déclarative.

Comme nous l'avons expliqué au chapitre précédent, certaines des règles données réduisent l'espace des solutions mais il reste tout un sous-espace de possibilités dans lequel les chirurgiens choisissent la solution qui leur semble "*optimale*" en appliquant d'autres règles indiquant des préférences. Nous avons suivi la même démarche en mettant en œuvre une résolution du problème en deux étapes.

Après avoir décrit au chapitre précédent comment nous formalisons les règles en contraintes géométriques, nous exposons maintenant comment nous les résolvons. Nous expliquons tout d'abord le principe général de résolution en deux étapes, puis nous détaillons ces deux étapes. La première consiste à élaguer l'espace des trajectoires candidates afin de ne conserver qu'un sous-espace correspondant à l'ensemble des solutions au problème. Dans la deuxième, nous appliquons un algorithme d'optimisation multi-critères pour choisir une solution optimale parmi cet ensemble.

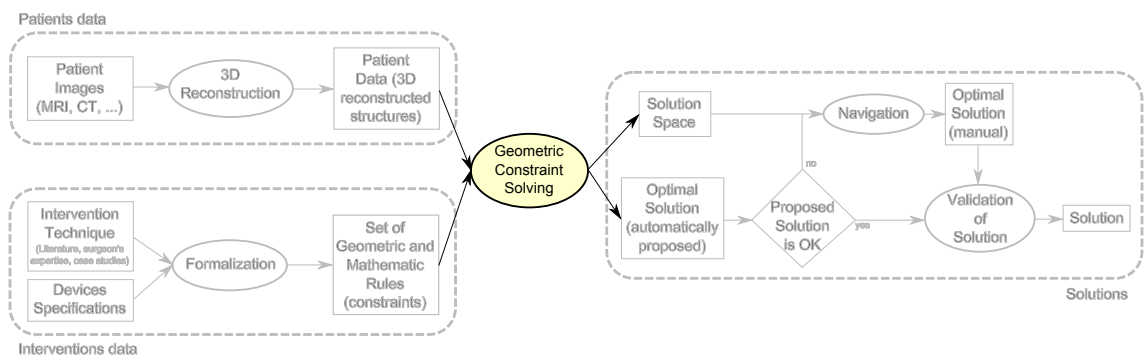


FIGURE 4.1: Synoptique : la résolution des contraintes géométriques au sein du processus d'assistance à la planification

4.1 Principe général de notre approche de résolution

4.1.1 Représentation des contraintes sous forme d'arbres

Nous avons expliqué au chapitre précédent dans la section 3.3.2 que nos contraintes géométriques étaient formalisées sous la forme de termes combinant, à l'aide d'opérateurs, les données provenant des images du patient et des règles de l'intervention. Comme tous les termes, elles peuvent donc être vues comme des arbres syntaxiques dont les nœuds sont les opérateurs et les feuilles sont les arguments. Si nous reprenons l'exemple commencé à la section 3.3.2, avec la formalisation de la règle de longueur de trajectoire en SCP, la contrainte (3.3) peut être représentée par l'arbre de la Fig.4.2, dans lequel les opérateurs sont en rouge, les constantes en bleu et les variables en vert.

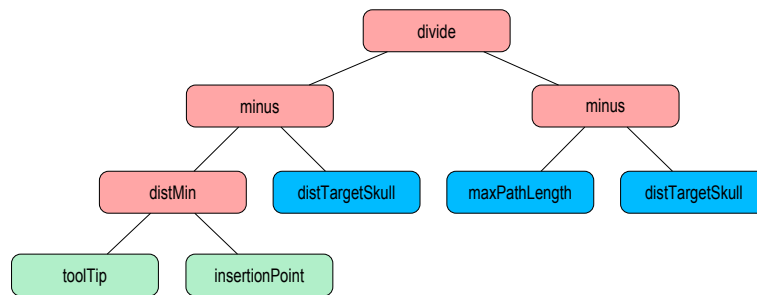


FIGURE 4.2: Représentation de la contrainte de longueur de trajectoire (3.3) sous forme d'arbre. Les nœuds en fond rouge sont les opérateurs, les feuilles en fond bleu sont les constantes, et les feuilles en fond vert sont les variables

Il en va de même pour toutes les autres contraintes. Nous avons ainsi un arbre par contrainte géométrique. La modélisation des contraintes sous forme d'arbres offre l'avantage de permettre une représentation et une manipulation aisées dans des langages à objets. Ces arbres sont construits grâce à l'utilisation d'un interpréteur XML qui a été intégré dans le solveur. La résolution de ces contraintes peut se ramener à la résolution par évaluation stricte (également appelée évaluation par valeur) des arbres représentant les contraintes en les parcourant en profondeur d'abord.

Pour évaluer un terme à un instant donné, nous envoyons une requête d'évaluation de la racine de l'arbre syntaxique du terme. La requête d'évaluation est transmise alors dans l'arbre selon un parcours en profondeur suffixé. L'un des grands avantages de l'utilisation de cette méthode est que l'on peut mémoriser les valeurs des nœuds pour éviter de les réévaluer si leur valeur ne change pas, par exemple s'il représente une donnée ou bien une expression calculée dont la valeur ne varie pas en fonction de la trajectoire. Lorsqu'une valeur est modifiée, par exemple la trajectoire, on marque les nœuds utilisant cette valeur, ainsi que tous les nœuds parents de ceux-ci. Ainsi on ne provoque la réévaluation d'un nœud lors du prochain parcours que lorsque la valeur de l'un de ses fils a changé. Pour plus de détails concernant cette méthode, nous renvoyons le lecteur à la thèse de Claire Baegert [Bae09], dont la Fig.4.3 illustrant la résolution des termes est extraite.

Un autre avantage de cette représentation des contraintes est qu'elle est relativement

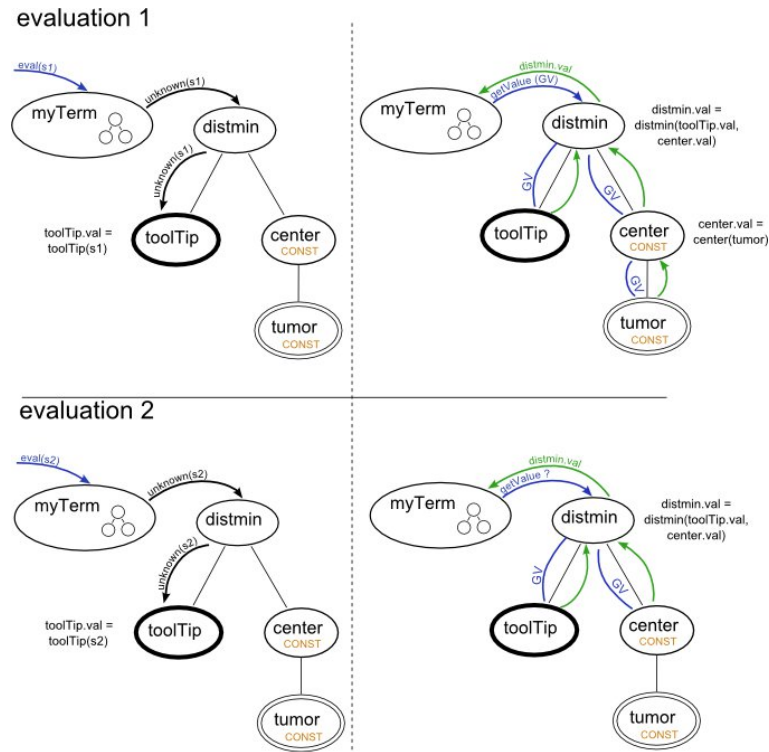


FIGURE 4.3: Evaluation d'un terme par parcours en profondeur. L'évaluation du terme se déroule en deux étapes : propagation de la valeur de l'inconnue puis évaluation. Les requêtes d'évaluation sont en bleu et les réponses en vert. Lors d'une seconde évaluation, les nœuds constants ne sont pas réévalués. Image extraite de [Bae09]

intuitive. Pour une écriture plus aisée des termes, nous avons imaginé d'exploiter cette représentation dans une interface dédiée à la construction interactive de contraintes. L'idée est de pouvoir créer des arbres syntaxiques en manipulant directement des nœuds à la souris, en les positionnant et en les combinant en créant des connexions entre ces nœuds. Les nœuds manipulés seraient choisis à partir d'une bibliothèque de nœuds disponibles, correspondant à l'ensemble des opérateurs de l'univers géométrique, l'ensemble des données, et les variables. Une fois l'arbre visuellement créé, un interpréteur le convertirait en terme, qui serait ensuite ajouté à un fichier de contrainte nouveau ou existant. Le stage de M1 de Lauranne Weill que j'ai encadré en 2008 [Wei08] était orienté sur cette idée. Une première version d'interface a été implantée (voir Fig.4.4) à l'issue de ce stage. Cependant cette interface n'inclut pas encore l'interpréteur, qui reste à réaliser (voir section 8 Perspectives).

4.1.2 Deux types de contraintes

Cependant, toutes les contraintes ne sont pas équivalentes. Nous avons vu que certaines d'entre elles devaient impérativement être respectées, nous les appelons *contraintes strictes*. D'autres sont des préférences à optimiser, nous les appelons *contraintes souples*. Elles seront traitées séparément lors de la résolution.

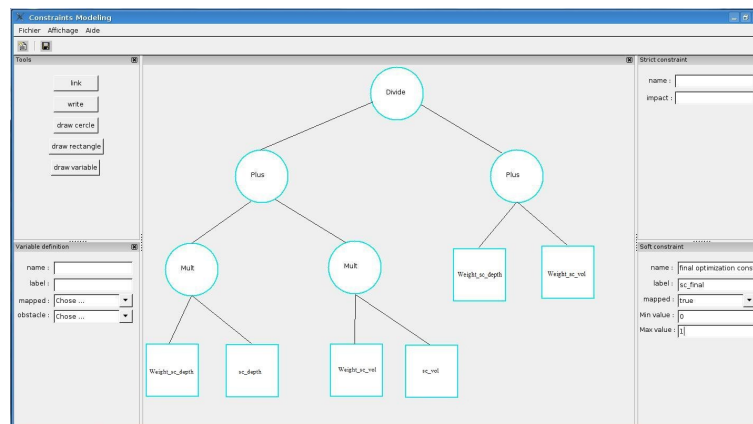


FIGURE 4.4: Interface de création de nouvelles contraintes géométriques par manipulation directe de nœuds et construction interactive d'arbre syntaxique. Image extraite de [Wei08]

4.1.2.1 Contraintes strictes

Les contraintes strictes représentent des contraintes à satisfaire obligatoirement. Parmi ces contraintes, on trouve par exemple des contraintes d'évitement d'organes, ou des contraintes dues aux spécifications du matériel. Ce sont en général des interdictions, autrement dit des contraintes booléennes. Une contrainte stricte est satisfaite si pour une valeur de trajectoire candidate donnée, elle prend la valeur *vrai*.

Les contraintes strictes définissent l'*espace des solutions possibles*. Toute trajectoire située en dehors de cet espace est à rejeter. Toute contrainte appartenant à cet espace est réalisable, mais pas forcément optimale.

La résolution de ces contraintes strictes revient donc à élaguer un espace de trajectoires candidates, afin d'éliminer les trajectoires non réalisables. Chaque contrainte stricte possède son propre espace des solutions possibles. L'espace des solutions possibles global est constitué par l'intersection des espaces de solutions possibles des différentes contraintes. Cela revient aussi à élaguer l'espace progressivement, afin d'éliminer les trajectoires ne satisfaisant pas une contrainte au moins.

4.1.2.2 Contraintes souples

Les contraintes souples représentent des contraintes à optimiser. Ce sont des contraintes correspondant à des fonctions objectif à valeurs numériques à maximiser ou minimiser. Par exemple, minimiser la longueur du trajet de l'aiguille, ou maximiser la distance par rapport aux organes à risque, sont des contraintes souples. On a donc affaire à un problème d'optimisation multi-critères.

Comme évoqué à la section 3.2.3.3, nous nous sommes orientés vers l'utilisation d'une méthode agrégée. Nous estimons que ce type de méthode se prête très bien à notre représentation des contraintes sous forme de termes ou d'arbres. En effet, la contrainte agrégative

globale se construit et s'écrit facilement à partir des contraintes souples, qui sont combinées entre elles à l'aide de simples opérateurs de multiplication et d'addition. Pour cela, nous avons fait en sorte que toutes les fonctions objectif soient des fonctions à minimiser, et que celles-ci soient normalisées (valeurs entre 0 et 1) afin d'avoir des ordres de grandeur comparables.

La Fig.4.5 illustre la représentation de la contrainte globale. On peut y voir l'agrégation des quatre contraintes souples individuelles. On peut noter qu'il semble y avoir 3 variables différentes (en vert) : *toolTrajectory*, *toolTip* et *insertionPoint*. En réalité, il n'y a qu'une seule variable, qui est la trajectoire candidate de l'outil dénommée *toolTrajectory*. Les deux autres dénominations nous permettent d'accéder plus facilement à certaines valeurs couramment utilisées dans ces problèmes (respectivement la position de la pointe de l'outil et le point d'insertion de l'outil sur la peau), et qui sont simplement calculables à partir de la trajectoire candidate *toolTrajectory*. Ces deux dénominations cachent donc en réalité des petits sous-arbres, fonctions de la trajectoire candidate, et qui utilisent d'autres opérateurs. Par exemple, *insertionPoint* est calculé comme l'intersection entre la trajectoire candidate et le maillage de la peau.

4.2 Partitionnement de l'espace des solutions

4.2.1 Représentation de l'espace des trajectoires

La première étape de la résolution de ces contraintes est l'élagage de l'espace de trajectoires candidates. Tout d'abord, il faut définir l'espace de trajectoires candidates. Nous rappelons qu'une trajectoire est une demi-droite définie par 5 coordonnées, représentant un point de l'espace et une direction. Le point est situé à la pointe de l'outil inséré dans la cible, et la direction est celle de la demi-droite allant de la pointe de l'outil vers le point d'insertion sur la peau.

Le problème qui se pose est la visualisation d'un tel espace de trajectoires. Il s'agit d'un hyper-volume à 5 dimensions, très difficile à représenter dans une scène 3D. Pour des raisons d'ergonomie et de facilité de visualisation, nous avons donc opté pour une autre représentation. Nous représentons un espace de trajectoires par une surface sur la peau, qui matérialise l'ensemble des points d'insertion. Cette méthode a l'avantage d'être beaucoup plus intuitive, mais elle présente l'inconvénient de ne représenter qu'une version simplifiée de l'espace des trajectoires. En effet, par un même point d'insertion sur la peau, on peut faire passer plusieurs trajectoires valides mais avec des positions et des directions différentes.

Cela peut poser problème au moment de sélectionner un point d'insertion comme représentant une solution ou non : parmi les différentes trajectoires possibles qui passent par ce point, certaines peuvent être solution d'autres non ; alors ce point représente-t-il une solution ? Nous avons donc établi quelques conventions pour cette représentation. Un point d'insertion ne fera partie de l'espace des solutions que si toutes les trajectoires passant par ce point sont solutions. A noter que parmi ces trajectoires, toutes ne se valent pas,

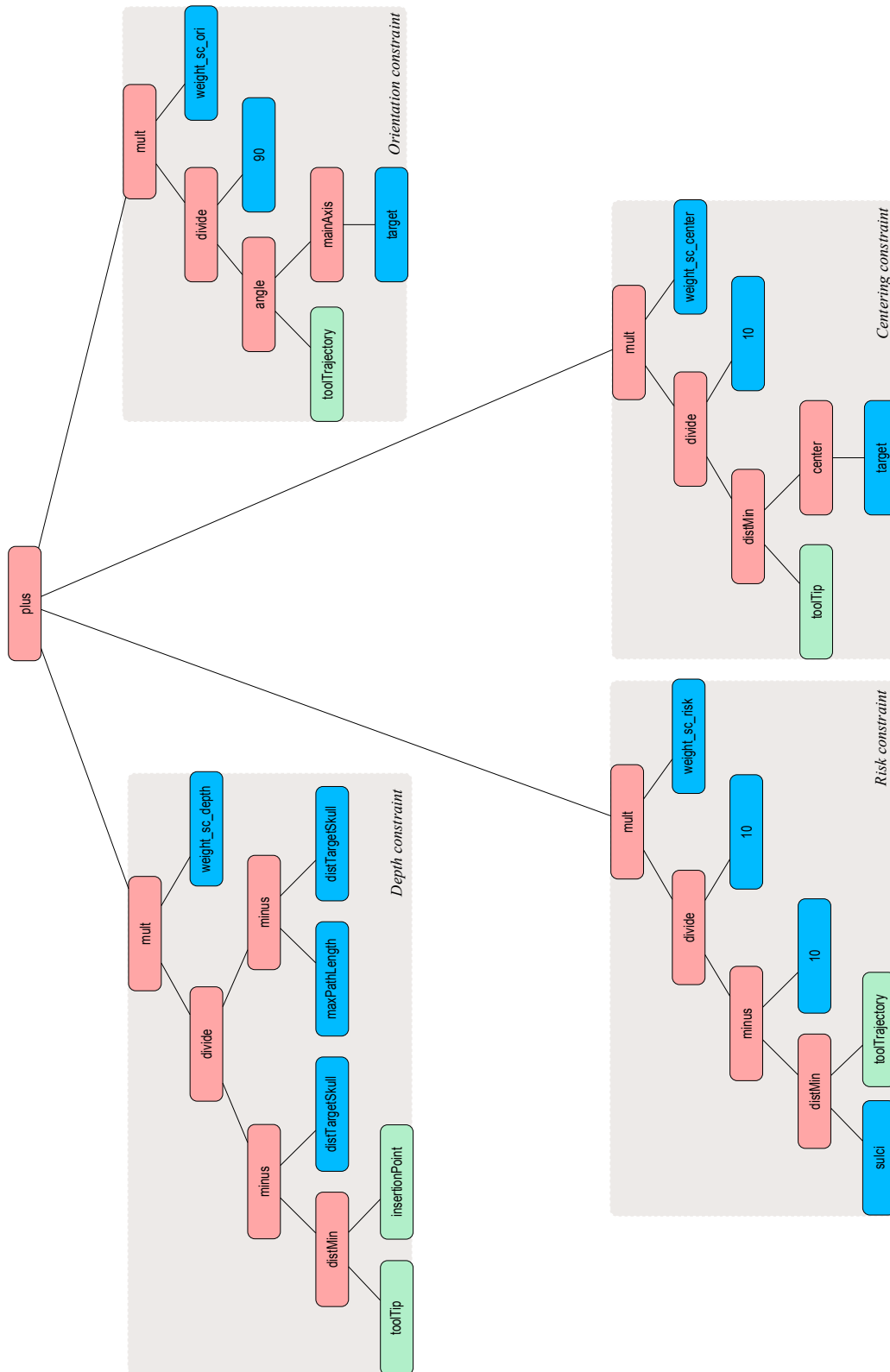


FIGURE 4.5: Représentation de la fonction objectif agrégée globale sous forme d'arbre. Les 4 sous-arbres grisés correspondent respectivement aux 4 contraintes souples individuelles. Les nœuds en fond rouge sont les opérateurs, les feuilles en fond bleu sont les constantes, et les feuilles en fond vert sont les variables

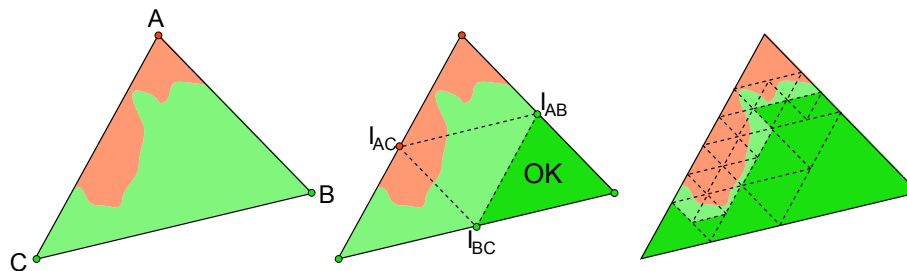


FIGURE 4.6: Subdivision des triangles au bord des zones solutions

et certaines sont meilleures que d'autres. Une autre convention concerne donc également la représentation de la qualité de ce point solution. Ce sujet sera abordé plus loin dans la partie 5.1.

4.2.2 Élagage de l'espace des trajectoires

Le processus d'élagage part d'un espace de trajectoires initial. L'espace des trajectoires étant représenté par l'ensemble des points d'insertion, nous avons tout naturellement choisi d'utiliser les maillages surfaciques triangulaires de la peau comme *espace initial* (ou *zone initiale*, ou *maillage initial*). Un exemple de maillage initial peut être vu dans le chapitre 7 concernant l'application de SCP, sur la Fig.7.2 où nous n'avons utilisé que la partie supérieure de la peau du crâne, les insertions étant déconseillées ailleurs. L'élagage consiste donc à éliminer du maillage initial tous les triangles qui ne satisfont pas les contraintes strictes, pour ne conserver qu'un sous-maillage représentant les *zones solutions* (ou *zones d'insertion*, ou *maillage solution*).

Notre algorithme parcourt la liste des triangles du maillage initial. Pour chaque triangle :

- si l'ensemble du triangle ne satisfait pas les contraintes, alors il est éliminé
- si l'ensemble du triangle satisfait toutes les contraintes, alors il est conservé
- si une partie du triangle seulement satisfait toutes les contraintes, alors il est subdivisé, et les sous-triangles sont placés en queue de liste

Le processus de subdivision est illustré sur la Fig.4.6. Cette approche de subdivision adaptative permet d'avoir un maillage plus précis aux frontières des zones solutions. En effet, sans subdivision, l'élimination est trop grossière, et de grandes zones peuvent être oubliées (jusqu'à 56% de surface) selon la disposition, la forme et la taille des triangles du maillage initial. Des exemples de zones solutions avec subdivision de maillage aux frontières sont montrés sur la Fig 4.7. Sur cette image, on peut voir que des composantes connexes entières sont absentes de la version sans subdivision. Cette approche a été publiée dans les articles [BVSS07b] et sa version étendue [BVSS07c], auxquels le lecteur est invité à se référer pour plus de précisions.

Nous obtenons ainsi pour un patient donné et un ensemble de contraintes d'intervention donné, une cartographie des zones solutions, c'est-à-dire des zones sur la peau des zones

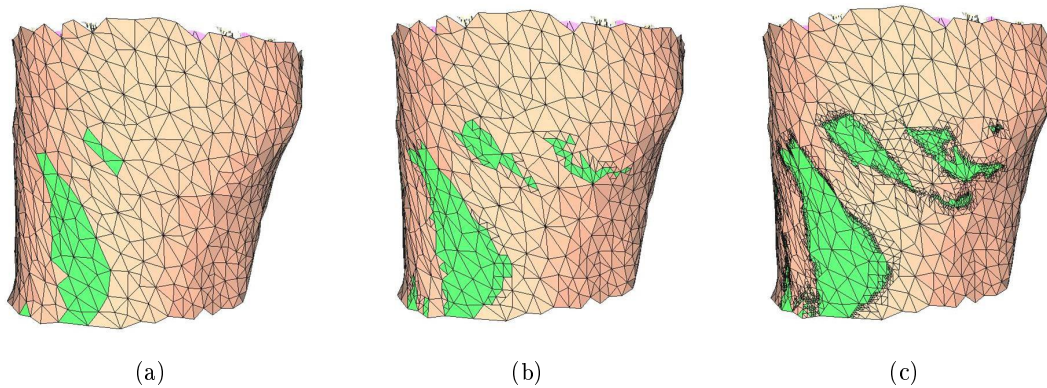


FIGURE 4.7: Maillage de la peau utilisé comme espace de trajectoires initial, puis élagué pour former l'espace conservé comme zones solutions (en vert). Figure (a) : calcul sans subdivision. Figure (b) : calcul avec 1 niveau de subdivision. Figure (c) : calcul avec 3 niveaux de subdivision. Sans subdivision, de grandes parties voire des composantes connexes entières sont oubliées. Au-delà de 3 niveaux de subdivision, le gain n'est plus significatif.

sur lesquelles une insertion d'outil est réalisable. D'autres exemples de zones solutions pour la RFA et la SCP sont données respectivement dans les chapitres 6 et 7, sur la Fig.6.1 où les zones solutions sont en transparence, et sur la Fig.7.9 où le maillage des zones solutions est en blanc.

4.2.3 Une contrainte particulière : l'évitement de structures anatomiques

Parmi les contraintes strictes, il existe une contrainte classique que l'on retrouve dans tous les problèmes de planification de trajectoire : l'évitement d'obstacles. Dans notre cas, les obstacles sont des organes ou structures anatomiques à éviter, soit parce qu'il est dangereux de les traverser (risque d'hémorragie ou de pneumothorax par exemple) ou bien parce que ces structures sont impossibles à traverser (par exemple les côtes dans le cas de la RFA).

Un algorithme naïf, basé sur la méthode expliquée à la section précédente, serait de parcourir le maillage initial et pour chaque triangle d'insertion candidat parcourir chaque maillage des structures anatomiques obstacles pour voir si l'un de ses triangles s'interpose entre la cible et le triangle d'insertion candidat. Cet algorithme naïf prend plusieurs dizaines de minutes à être calculé, ce qui le rend inutilisable dans des conditions normales. Nous avons donc cherché à accélérer ces calculs, au prix d'une technique ad hoc. Nous aurions pu également mettre en place une méthode d'accélération des calculs d'intersection par partitionnement de l'espace telle que les octrees, cependant cette méthode est dépendante du nombre et de la taille des maillages considérés. Il est évident qu'une méthode exploitant au mieux les capacités des GPU modernes est encore plus efficace, car elle ne dépend pas des maillages des obstacles.

Notre approche consiste à voir le problème d'évitement d'obstacle comme un problème de calcul d'occlusion. En effet, si l'on place un observateur dans la cible et qu'il

regarde le maillage initial, il ne pourra observer que les triangles de ce maillage qui ne sont pas masqués par des obstacles. Ainsi, en effectuant un rendu de la scène observée, et en calculant quels sont les triangles réellement visibles et en éliminant ceux qui ne le sont pas, on obtient le maillage solution pour la contrainte d'évitement. Afin de couvrir tout l'espace des trajectoires possibles, on effectue six rendus, selon les six directions de l'espace 3D. Pour un calcul rapide des occlusions, nous avons utilisé l'extension OpenGL ARB_OCCLUSION_QUERY, qui permet de connaître le nombre de pixels correspondant à l'affichage d'une primitive OpenGL. Cette méthode a été mise en place sous la forme d'un opérateur nommé *visible*.

La Fig.4.8 illustre notre méthode sous la forme d'une coupe 2D. Sur la partie 4.8(a) de la figure, on peut voir les 4 vues qu'il est possible de calculer depuis un voxel. Nous avons dit section 4.2.1 qu'un point d'insertion sur la peau ne ferait partie de l'espace des solutions que si toutes les trajectoires passant par ce point étaient solutions. Ainsi en ce qui concerne la contrainte d'évitement, pour qu'un point d'insertion soit considéré comme valide il faut que ce point soit visible depuis n'importe quel endroit de la tumeur, afin d'être

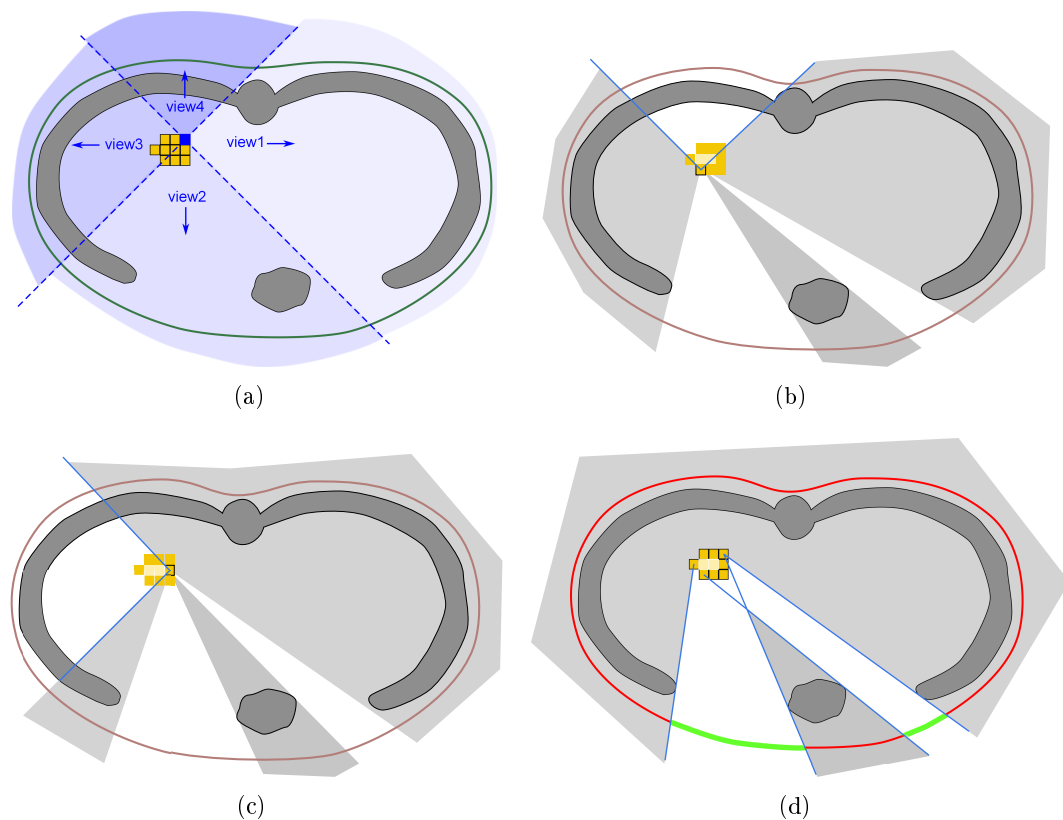


FIGURE 4.8: Détermination de la visibilité depuis un volume, illustration en coupe 2D. Les voxels de la cible considérés sont en jaune. (a) illustration des vues possibles depuis la cible et selon les différentes directions. (b) et (c) les calculs sont effectués pour les voxels du bord, uniquement suivant les vues dirigées vers l'extérieur du volume. Les zones grisées représentent les parties cachées par les obstacles. Les deux figures représentent le calcul de la visibilité à partir de deux voxels particuliers du volume. (d) résultat final une fois tous les calculs effectués pour tous les voxels du bord et dans toutes les vues, la partie visible du maillage initial depuis la cible est alors la zone verte en gras.

sûr d'atteindre toute la cible depuis ce point sans rencontrer d'obstacle. Notre méthode va donc parcourir tous les voxels du bord de la cible pour calculer les rendus. Afin d'éviter des redondances, les rendus ne seront pas lancés sur les faces qui sont dirigées vers l'intérieur de la cible (Figs. 4.8(b) et 4.8(c)). Enfin, sur l'image 4.8(d), on peut voir la partie de la peau en vert qui est visible depuis la totalité de la cible en jaune. Cette méthode a été décrite dans l'article [VBS⁺05]. Puis en collaboration avec A. Seitel et L. Maier-Hein du DKFZ à Heidelberg (qui développe la plateforme de traitement d'images médicales MITK) une accélération de la méthode a été publiée dans l'article [SES⁺11]. Nous renvoyons le lecteur à ces publications pour de plus amples informations.

Une fois l'espace des solutions défini sous la forme d'un maillage ne contenant que les triangles par lesquels l'outil peut être inséré en respectant les règles de faisabilité, il reste à rechercher la ou les solutions optimales au problème. Nous expliquons cette deuxième étape dans la section suivante.

4.3 Recherche de solution optimale

La deuxième étape de la planification automatisée consiste à trouver la ou les trajectoires optimales parmi celles qui ont été calculées comme étant solution au problème. Pour cela, comme évoqué à la section 4.1.2.2, nous résolvons les contraintes souples représentées par l'arbre définissant la contrainte agrégative globale, ce qui nous permet d'appliquer une optimisation mono-critère.

4.3.1 Le problème des minimums locaux

Comme nous l'avons mentionné à la section 3.2.3.1, les méthodes d'optimisation multi-critères sont sensibles aux minimums locaux. Pour contourner ce problème de convergence, nous avons élaboré une heuristique permettant de détecter dans la fonction objectif globale les vallées les plus intéressantes, afin de ne lancer le processus d'optimisation qu'à l'intérieur de sous-espaces restreints à ces vallées. Ce processus se passe en deux phases.

La première phase, que nous appelons *phase d'initialisation*, consiste en un échantillonnage de l'espace des solutions issu des contraintes strictes. L'espace des solutions est échantillonné de façon régulière en faisant varier deux angles, avec pour centre de rotation le barycentre de la cible, selon un pas de taille prédéfinie. On aurait pu échantillonner l'espace des solutions en prenant les sommets du maillage mais alors l'échantillonnage aurait été dépendant de la finesse du maillage. En échantillonnant avec des angles réguliers, nous assurons une homogénéité de l'échantillonnage et une maîtrise de la taille des échantillons. Pour chaque échantillon, on évalue les fonctions objectif des différentes contraintes souples, puis la fonction objectif globale.

On repère alors les vallées intéressantes, en sélectionnant des échantillons d'intérêt et en les regroupant en composantes connexes. Le choix des échantillons d'intérêt se fait soit en définissant un ε par rapport à l'évaluation minimale trouvée, soit en définissant le nombre

de vallées qu'on s'autorise à conserver. Si l'on choisit de définir un ε , on ne maîtrise pas le nombre d'échantillons qui seront conservés, et on peut potentiellement obtenir trop de vallées d'intérêt la valeur choisie pour ε est trop grande. A l'inverse, si l'on préfère définir le nombre de vallées, on risque de conserver des échantillons trop éloignés du minimum. Nous avons choisi une méthode hybride, qui consiste à utiliser un ε avec un nombre maximum d'échantillons à conserver. Nous laissons toutefois la possibilité au chirurgien de modifier interactivement la valeur d' ε et/ou le nombre maximum d'échantillons. Pour le moment, la valeur d' ε est choisie empiriquement, mais nous envisageons d'étudier une méthode pour un choix judicieux de ce paramètre (voir section 8).

Dans une deuxième phase, nous lançons une optimisation locale dans chaque vallée sélectionnée, à partir de la trajectoire dont l'angle correspond à l'échantillon dont l'évaluation est minimum pour cette vallée. Nous avons émis l'hypothèse qu'à l'intérieur de ces vallées, il n'y a qu'un seul minimum et que l'algorithme d'optimisation va converger vers ce minimum. Pour confirmer cette hypothèse, nous avons étudié en profondeur une contrainte souple représentative, qui est celle de minimisation du volume de l'effet pour la RFA. Nous avons démontré que dans le cas de cette fonction objectif, le problème des minimums locaux affectait uniquement le choix d'un axe d'aiguille, car pour un axe d'aiguille fixé, la fonction objectif réduite à 3 paramètres de position avait un seul minimum en raison de sa convexité. Ensuite, nous avons utilisé une méthode exhaustive parcourant un échantillonnage régulier des axes d'aiguille possibles afin de montrer que notre méthode convergait effectivement vers le minimum théorique. Cette étude peut être consultée dans le détail dans [BVS⁺07] ainsi que dans la thèse de Claire Baegert [Bae09]. Nous n'avons pas analysé cette propriété pour l'ensemble des contraintes souples. Cependant, intuitivement, nous pensons que la même démarche peut être facilement adoptée pour toutes celles que nous avons utilisées car elles sont également convexes (linéaires, quadratiques, ou bi-quadratiques). Nous envisageons de le démontrer dans des travaux ultérieurs. Par ailleurs, afin de s'assurer d'une convergence, une étude plus poussée de la taille de l'échantillonnage choisie lors de la phase d'initialisation reste à effectuer.

4.3.2 Méthode d'optimisation et choix de solution optimale

Pour chaque vallée d'intérêt, nous lançons une optimisation mono-critère de la fonction objectif globale. Il existe différentes méthodes classiques d'optimisation mono-critère : des méthodes d'optimisation locale telles que la méthode de Nelder-Mead (ou descente du simplexe), ou la descente de gradient, et des méthodes basées sur des méta-heuristiques globales telles que le recuit simulé ou les méthodes évolutionnaires. L'avantage des méthodes par méta-heuristiques est qu'elles permettent de faciliter la sortie d'une vallée pour éviter les minimums locaux. Elles ont cependant l'inconvénient d'être souvent relativement lentes.

Étant donné le contexte de nos travaux, destinés à être utilisables en routine clinique, nous avons privilégié une méthode à convergence rapide et précise vers un minimum local, la méthode de Nelder-Mead. La phase d'échantillonnage et de détection de vallées nous permet de contourner le problème de la présence d'autres minimums locaux, difficile à

gérer par cette méthode. Elle présente par ailleurs l'intérêt de ne pas nécessiter de calcul de gradient, puisqu'elle est uniquement basée sur l'évaluation de la fonction objectif. Cette méthode est donc applicable à n'importe quel type de fonctions.

A la fin du processus d'optimisation, nous obtenons pour chaque vallée d'intérêt une solution optimale. Selon les paramètres initialement choisis pour ε et pour le nombre maximum de vallées sélectionnées, on a une seule ou plusieurs trajectoires calculées comme optimales à ε près, pour la pondération des contraintes souples choisie.

La phase de résolution est alors terminée. Elle est suivie par une phase de présentation des résultats et d'exploration des solutions, qui est présentée au chapitre suivant. Celle-ci doit être ergonomique et intuitive, et présenter les informations de la façon la plus claire et la plus utile possible.

4.4 Conclusion

Les méthodes de résolution que nous avons développées dans ce chapitre permettent de trouver des solutions à un problème posé sous la forme de contraintes géométriques formalisées, en les séparant en deux catégories. Les contraintes strictes, booléennes, posent un problème sous-contraint qui permet de construire un espace de solution. Puis une méthode d'optimisation agrégée dégage de l'espace des solutions une ou quelques solutions optimales, en résolvant les contraintes souples numériques. Notre solveur, qui est la mise en pratique de nos algorithmes, comprend un moteur d'évaluation d'opérations géométriques, un algorithme spécifique pour le traitement des obstacles, un algorithme d'élagage de maillage de l'espace des solutions à partir des contraintes strictes, et un algorithme d'optimisation de la contrainte souple agrégative. Cette méthode de résolution en deux phases, ainsi que les algorithmes liés à cette méthode et le travail sur la modularité, constituent le cœur de notre contribution sur cet aspect. La mise en œuvre de cette méthode de résolution a donné lieu à un important travail de développement, qui a abouti au solveur initialement nommé RF-Sim.

Par ailleurs, cette méthode de résolution loin d'être spécifique à notre problème, peut être parfaitement adaptée à d'autres types de problèmes modélisables par des contraintes connues a priori, et dont certaines sont strictes comme des interdictions ou des obligations, et d'autres sont souples comme des préférences. Par exemple, la modélisation déclarative a souvent été utilisée pour des problèmes d'agencement ou d'architecture. Dans ce type de problèmes, on trouve des règles telles que "le canapé doit être placé le plus loin possible de la télévision, mais le plus perpendiculairement possible à celle-ci", ou encore "l'assise de la chaise doit être sous la table". Ces règles peuvent également être réparties en contraintes strictes et contraintes souples. Dans l'exemple précédent, la première serait une contrainte souple, la deuxième une contrainte stricte. Pour ce problème, notre méthode de résolution pourrait ainsi définir un espace des solutions, dans lequel la chaise pourrait évoluer dans un espace restreint à quelques centimètres de marge autour de la table, et dirigée vers celle-ci, le canapé quant à lui n'aurait pas de restriction de placement. Ensuite, une optimisation permettrait de placer le canapé contre un mur en face de la télévision. Dans cet exemple,

le problème reste sous-contraint et de trop nombreuses solutions sont encore équivalentes, en particulier concernant le placement de la chaise. Une tâche très difficile serait alors de visualiser l'ensemble des solutions possibles et l'ensemble des solutions optimales, qui seraient en grand nombre et superposables.

Le chapitre suivant explique comment nous avons choisi de représenter assez simplement dans un premier temps l'espace des solutions et la qualité de toutes les solutions de l'espace, puis dans un deuxième temps comment nous avons exploité la réalité virtuelle et les interfaces à retour d'effort afin de faciliter la prise de connaissance de résultats dans un environnement visuellement encombré. Dans la partie perspectives, nous évoquons également les perspectives d'évolution de nos algorithmes vers la résolution de problèmes à solutions de dimensions supérieure, ainsi que les problèmes de visualisation que cela engendrera. La réalité virtuelle et les interfaces haptiques ont été également étudiés en prévision du problème de la représentation difficile de solutions de dimension supérieure.

Chapitre 5

Visualisation des résultats, réalité virtuelle

La prise de connaissance des résultats est la dernière étape de la résolution en modélisation déclarative. C'est une étape décisive, car la présentation des résultats doit conduire au choix de la trajectoire qui sera suivie pendant l'intervention. La visualisation doit donc permettre au chirurgien de prendre sa décision en connaissance de toute information utile.

Nous estimons qu'un logiciel d'assistance à la planification ne remplacera jamais le chirurgien dans sa prise de décision, et que celui-ci doit toujours rester maître de son choix. Un tel logiciel doit plutôt lui faciliter la tâche en lui apportant toute l'assistance utile sous la forme d'informations. La ou les trajectoires calculées comme optimales sont une information, mais qui n'est pas suffisante. C'est pourquoi nous proposons également de visualiser les autres choix possibles et leur qualité, et ce de plusieurs façons.

Ce chapitre présente nos travaux sur le thème général de la visualisation des résultats et la navigation parmi l'espace des solutions, qui ont été abordés selon des angles très variés. Ils vont de la simple visualisation 2D avec réalisation d'une interface, à des techniques plus élaborées utilisant la réalité virtuelle et l'haptique pour contraindre et guider la navigation. Ce chapitre correspond à la partie de droite du synoptique sur la figure 5.1.

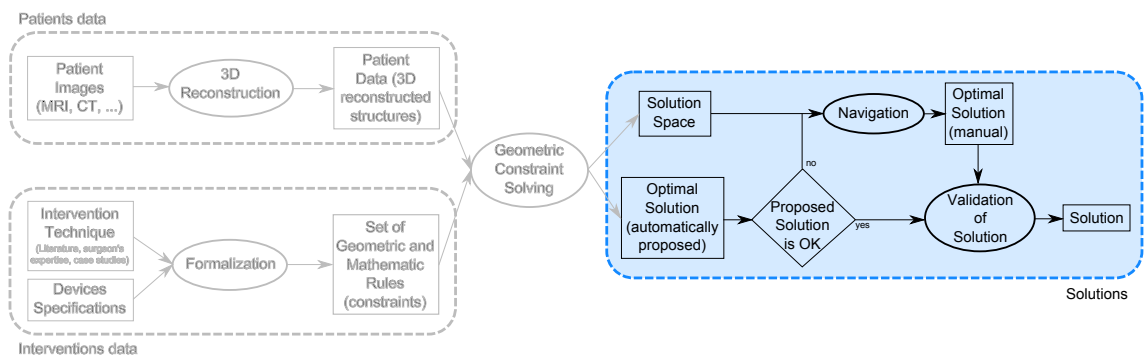


FIGURE 5.1: Synoptique : la navigation parmi les solutions au sein du processus d'assistance à la planification

5.1 Prise de connaissance des solutions

Pour choisir la trajectoire qu'il va réaliser, le chirurgien se fonde principalement sur l'image du patient acquise avant l'intervention. Les logiciels d'assistance à la planification permettent d'ajouter à la visualisation de l'image médicale un certain nombre d'informations pour l'aider dans son choix et l'aider à la réalisation du geste opératoire.

Un certain nombre de techniques issues du traitement et de la synthèse d'images sont mis en œuvre dans la plupart de ces logiciels, notamment des algorithmes de segmentation, de recalage, de reconstruction et de visualisation de scènes 3D, des atlas anatomiques, ou encore la possibilité de visualiser la scène dans l'axe de l'outil chirurgical ou de suivre le parcours de la lumière d'une structure anatomique.

En plus de ces fonctionnalités, d'autres informations sont parfois également très utiles au chirurgien. Par exemple, savoir quelle est la structure anatomique la plus proche d'une trajectoire candidate et connaître la distance qui les sépare peut donner au chirurgien une bonne indication sur le degré de risque de cette trajectoire. Cependant, dans la plupart des logiciels actuellement utilisés, ces indications ne sont disponibles que lorsque l'on sélectionne un positionnement d'outil et que l'on demande ces renseignements. Ainsi, il faut en général effectuer un long travail de tâtonnement pour comparer les trajectoires entre elles.

5.1.1 Cartes de couleurs

Nous avons choisi une approche différente qui consiste à afficher, en plus de la ou des trajectoires optimales calculées, les informations sur la qualité de toutes les autres solutions possibles. Nous affichons cette information sous la forme d'une carte de couleurs sur la peau du patient. A chaque point d'insertion possible est affectée une couleur variant du vert pour les meilleurs points au rouge pour les plus mauvais, en passant par un dégradé de couleur pour les solutions de qualité intermédiaire.

La coloration est fonction de l'évaluation de la fonction objectif. On réalise une carte de couleurs par fonction objectif, c'est-à-dire une carte par contrainte souple et une carte pour la contrainte agrégative. Les fonctions objectif étant normalisées, les évaluations peuvent prendre des valeurs entre 0 et 1. On utilise l'échantillonnage calculé en phase d'initialisation (voir section 4.3.1), pour lequel on a mémorisé les évaluations de toutes les fonctions objectif.

Ces évaluations ne représentent, pour des points de l'espace de solutions régulièrement espacés (mais qui ne font pas partie du maillage), qu'une évaluation grossière de la fonction objectif. En effet, pour chaque point de l'échantillonnage, elle correspond à l'évaluation de la trajectoire passant par ce point et aboutissant au barycentre de la cible. Or nous avons vu qu'il existe plusieurs trajectoires possibles qui passent par un point d'insertion et dont l'extrémité est dans la cible, mais pas nécessairement au barycentre. L'évaluation associée à un point d'insertion ne correspond donc qu'à celle de l'une des trajectoires passant par ce point. Cependant, elle donne une bonne approximation de la qualité de l'ensemble des

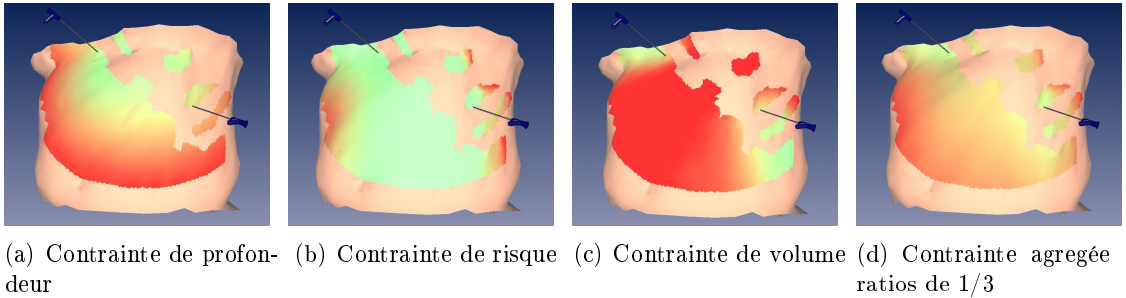


FIGURE 5.2: Exemple de visualisation de la qualité des points d'insertion pour la RFA sous la forme de cartes de couleurs, avec deux solutions optimales matérialisées par des aiguilles. La qualité des points d'insertion est affichée pour les contraintes souples individuelles (a) (b) et (c), et pour la contrainte agrégée globale (d). A chaque fois, les meilleurs points sont en vert, les moins bons en rouge, avec une palette de couleurs intermédiaires. Les figures sont extraites de [Bae09]

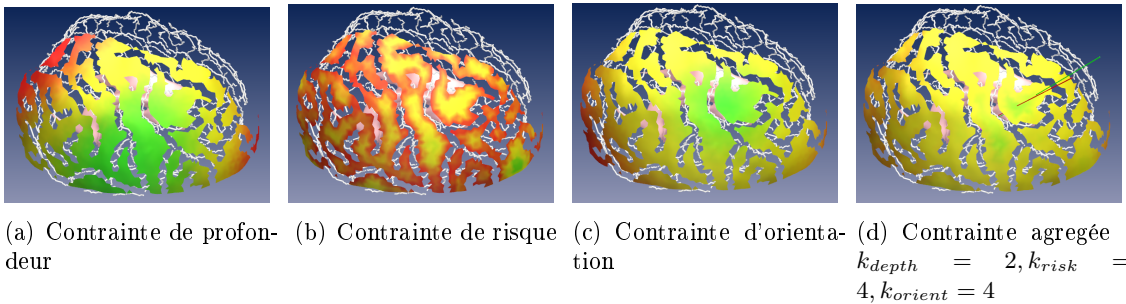


FIGURE 5.3: Exemple de visualisation de la qualité des points d'insertion pour la SCP sous la forme de cartes de couleurs. Ici encore, il y a une carte de couleurs par contrainte souple (a) (b) et (c), et une pour la contrainte agrégée (d). Sur la carte (d) la ligne rouge représente la trajectoire calculée comme optimale, la ligne verte correspond à la trajectoire choisie par le chirurgien pour l'intervention. Sur cet exemple, la peau a été mise en transparence

trajectoires passant par ce point.

Pour afficher la carte des couleurs, c'est-à-dire colorer les triangles du maillage, la couleur associée à chaque sommet du maillage est calculée, et le triangle est rempli avec un dégradé en fonction des couleurs des sommets. Des exemples de colorations sont montrés sur les Fig.5.2 et 5.3.

5.1.2 Modification interactive des poids des contraintes souples

La carte de couleurs correspondant à la fonction objectif globale est dépendante du choix des poids donnés aux différentes contraintes souples. Nous proposons ainsi au chirurgien de modifier ces poids interactivement dans l'interface. La mise à jour de la carte de couleurs globale ne nécessite que le recalcul de la fonction objectif globale, les autres contraintes n'étant pas modifiées. Cette mise à jour est quasi instantanée, ce qui permet une très bonne interactivité, et permet au chirurgien de voir très rapidement les effets de la modification de ces poids.

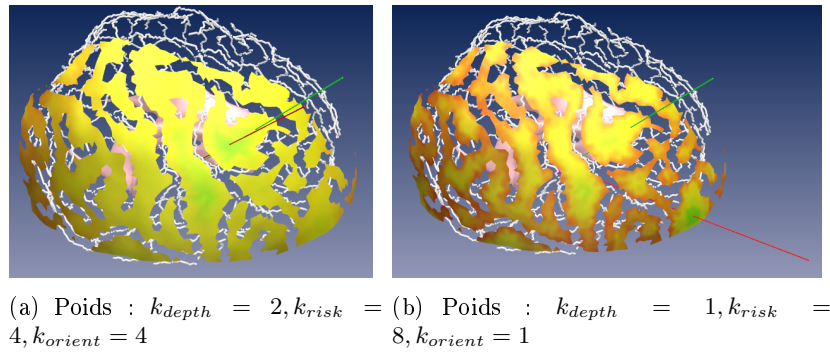


FIGURE 5.4: Cartes de couleurs pour la contrainte agrégée pour des pondérations différentes des contraintes souples. Sur les deux figures, la ligne rouge représente la trajectoire calculée comme optimale en fonction des pondérations, la ligne verte représente la trajectoire effectivement choisie par le chirurgien pour l'intervention. On peut noter ici l'importance d'un bon choix des pondérations

La Fig.5.4 illustre le résultat d'une modification de la pondération des contraintes souples. On peut constater que, pour des valeurs différentes des pondérations, non seulement les cartes de couleurs sont modifiées mais également la trajectoire optimale, ici représentée par une ligne rouge. Il est donc très important de bien choisir les pondérations utilisées pour la fonction agrégée. Nous avons choisi d'initialiser ces pondérations par des valeurs définies en collaboration avec les chirurgiens. Cependant, pour plus de souplesse, nous permettons au chirurgien qui utilise le logiciel de faire varier ces pondérations afin de parcourir d'autres choix possibles.

Nous avons expliqué à la section 3.2.3.2 les notions de Pareto-optimalité et de front de Pareto. Nous avons indiqué que le front de Pareto correspondait à l'ensemble des points constituant les meilleurs compromis entre les fonctions objectives individuelles. Le fait d'avoir

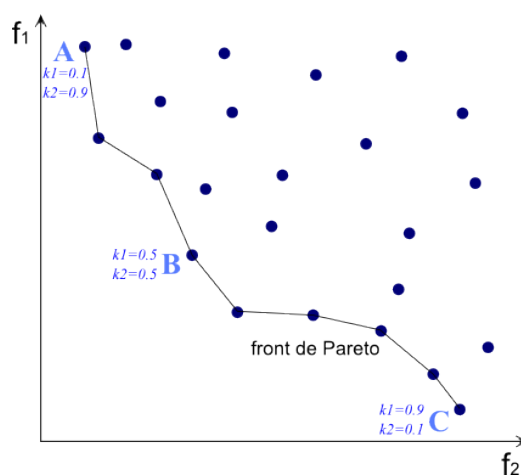


FIGURE 5.5: Les solutions du front de Pareto correspondent à différentes pondérations k_1 et k_2 données respectivement aux fonctions f_1 et f_2 . On peut naviguer de compromis en compromis en modifiant l'importance qu'on accorde à chacune des fonctions objectif. Par exemple, pour favoriser f_1 au détriment de f_2 , on peut poser $k_1 = 0.9$ et $k_2 = 0.1$ alors on obtiendra la solution C qui minimise f_1 mieux que f_2 . Inversement, la solution A correspond à une préférence donnée à la minimisation de f_2 . La solution B est une solution qui équilibre les minimisations de f_1 et f_2 .

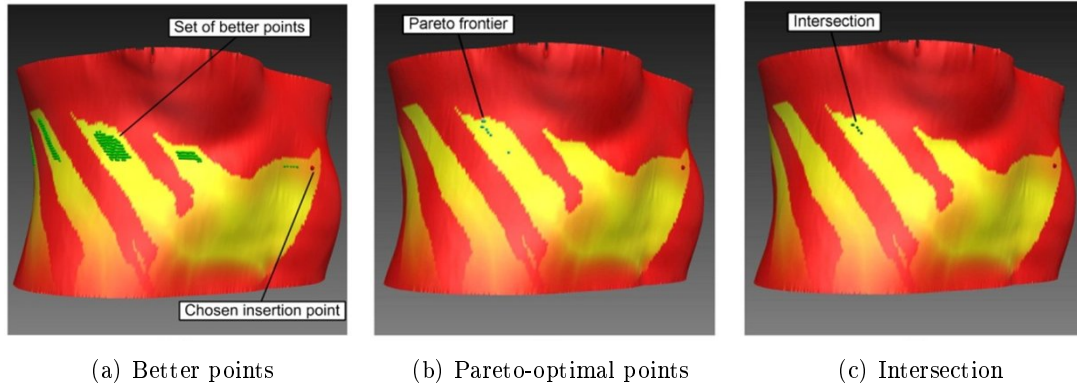


FIGURE 5.6: Visualisation des résultats selon Seitel et al. Pour une solution sélectionnée, on calcule l'ensemble des points meilleurs (a), l'ensemble des points du front de Pareto (b) et on affiche l'intersection de ces deux ensembles (c) qui correspond au points Pareto-optimaux meilleurs. Image extraite de [SES⁺11]

choisi une fonction objectif agrégée par pondération pour ramener notre problème multi-critère à un problème mono-critère implique qu'un seul point de ce front de Pareto (accompagné éventuellement de quelques voisins hors front mais très proches à ε près) est sélectionné comme le compromis optimal parmi les meilleurs compromis. Faire varier les poids des contraintes souples revient ainsi à parcourir le front de Pareto et à naviguer de compromis en compromis. La Fig.5.5 illustre la navigation sur le front de Pareto en variant les pondérations.

Dans [SES⁺11], issu de notre collaboration avec le DKFZ de Heidelberg, A. Seitel a proposé une alternative pour la visualisation des résultats et le parcours de solutions, illustrée à la Fig.5.6. Elle consiste à afficher d'abord uniquement une carte de couleurs pour une fonction agrégée pondérée semblable à celle que nous venons de décrire, mais sans montrer de solution optimale. Ensuite, lorsque le chirurgien sélectionne une solution de son choix sur la carte de couleurs à l'aide de la souris, un ensemble de solutions qui ont un meilleur score au moins pour l'une des contraintes souples sans avoir un moins bon score dans une autre est calculé, cette fois sans tenir compte des pondérations initiales. Ces points sont nommés les "*points meilleurs*", et sont illustrés Fig.5.6(a). Le front de Pareto est également calculé, c'est-à-dire l'ensemble des points qui optimisent simultanément tous les critères, pour toutes les pondérations possibles (Fig.5.6(b)). Enfin, l'intersection de ces deux ensembles (les points meilleurs et le front de Pareto, Fig.5.6(c)) est calculée, pour obtenir les "*points Pareto-optimaux meilleurs*" que la solution actuellement sélectionnée. Une représentation de ces ensembles de points sur un exemple à deux fonctions objectif est illustrée sur la Fig.5.7. Le calcul de ces points permet de ne montrer au chirurgien qu'un nombre réduit de solutions intéressantes. En d'autres termes, le système fournit au chirurgien une information pour qu'il puisse éventuellement orienter son choix vers une autre solution qui satisfait mieux les critères, éventuellement d'une façon différente. Cependant, l'ensemble affiché des points Pareto-optimaux meilleurs que l'actuelle solution n'indique pas quels critères sont mieux satisfaits et quels autres le sont moins bien, car la sémantique et la proportion des fonctions optimisées par chaque point n'est pas indiquée par cet affichage. Il reste alors tout un travail de parcours à tâtons de ces solutions pour

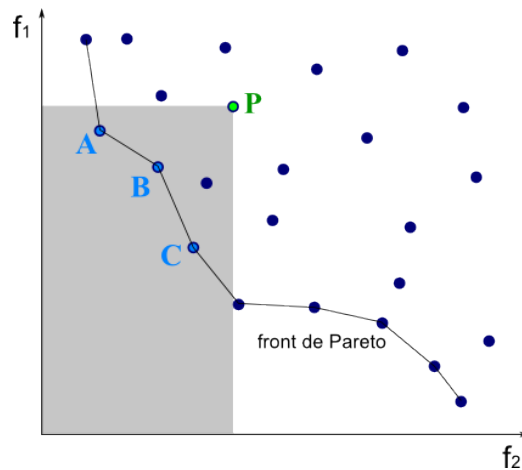


FIGURE 5.7: Illustration de la méthode de visualisation des solutions de Seitel et al. [SES⁺11]. Lorsque l'utilisateur sélectionne le point P, le système lui montre l'ensemble des points meilleurs (zone grise) qui minimisent l'une des fonctions sans avoir un plus mauvais score pour une autre. Puis, en réalisant l'intersection entre cet ensemble et le front de Pareto, on obtient les points Pareto-optimaux meilleurs, sur notre exemple les points A et B.

trouver celle qui convient le mieux. Cette méthode offre des avantages mais semble un peu moins intuitive, car le chirurgien a moins de contrôle sur l'importance relative des différents critères et doit passer plus de temps à naviguer parmi les solutions pour obtenir la même information.

5.2 Navigation dans des espaces de solutions

Le mode de visualisation de résultats que nous avons exposé dans les sections précédentes est relativement intuitif. Cependant, il présente un inconvénient : la carte de couleurs affichée sur la peau masque les structures anatomiques internes, et en particulier la cible et son environnement. Lorsque le chirurgien visualise l'ensemble des solutions, il ne peut pas en même temps par exemple estimer visuellement la proximité d'une zone avec une structure, ou vérifier l'angle d'attaque de la trajectoire par rapport à la cible.

En réalité, l'un des problèmes fréquemment rencontrés dans les simulateurs chirurgicaux ou les outils de planification avec affichage sous forme de scène 3D est la surcharge visuelle. Les informations à afficher simultanément sont très nombreuses. Tout d'abord, la scène 3D représentant le patient est elle-même très chargée, puisque de nombreuses structures anatomiques doivent être visualisées et qu'elles se masquent entre elles. En général, on utilise un système d'affichage par transparence totale ou semi-transparence pour pouvoir apercevoir les structures plus profondes à travers les structures de surface. Cette technique est couramment utilisée, même si elle est imparfaite et que la transparence pose elle-même souvent des problèmes, notamment lorsque plusieurs couches de structures anatomiques sont en transparences superposées.

Aux objets 3D représentant l'anatomie du patient, on ajoute encore souvent un ou plusieurs outils chirurgicaux, et des coupes IRM ou CT. Dans cet environnement 3D déjà

chargé on doit encore afficher des informations supplémentaires en particulier les résultats d'une planification comme la nôtre, qui s'affiche sous forme de maillage 3D.

Afin de pallier ces problèmes, et d'atténuer la surcharge d'informations visuelles, nous nous sommes orientés vers l'expérimentation de techniques de réalité virtuelle faisant intervenir l'affichage 3D et des interfaces haptiques.

5.2.1 Visualisation en affichage immersif

La première technique que nous avons expérimentée pour améliorer la navigation dans l'espace des solutions est l'affichage en environnement immersif. Nous avons porté notre solveur, avec l'application de planification de RFA, sur une station Workbench de type Consul 2 écrans de Barco, avec lunettes actives à obturation. Nous avons expérimenté deux types de périphériques d'interaction, les gants de données 5DT Data Glove 5, et un Flystick de chez A.R.T. à 6 degrés de liberté.

Les gants de données sont des gants à fibre optique qui mesurent la flexion des doigts ainsi que l'orientation de la main. Des événements d'interaction sont générés lorsque la main se place dans une configuration particulière et/ou à un emplacement particulier. L'idée de départ était de simuler la préhension d'une aiguille de radiofréquence par le pincement de deux doigts et sa manipulation par le déplacement de la main qui porte le gant de données. La main pouvait également manipuler la scène 3D pour déplacer ou tourner le patient dans la position souhaitée. Cette technique a montré un bon réalisme dans le geste, mais s'est montrée trop imprécise pour l'application que nous visions.

Nous avons donc expérimenté une deuxième technique d'interaction, cette fois avec un Flystick, sorte de joystick 3D dont les mouvements (translation et rotation) sont repérés grâce à un tracking optique. Dans un premier temps, nous avons choisi de matérialiser l'aiguille de radiofréquence au bout du Flystick, comme si celui-ci était un porte-outil (voir Fig.5.8). Cette technique a l'avantage d'être très réaliste, mais présente rapidement un problème de confort d'utilisation lorsqu'on utilise le Flystick à la fois pour manipuler l'aiguille et la scène 3D. En effet, si l'on déplace l'aiguille et qu'on la dépose à un certain endroit, puis on la lâche pour manipuler la scène 3D, puis que l'on souhaite la reprendre, alors soit on doit replacer le Flystick à l'endroit très précis où est maintenant située l'extrémité de l'aiguille et bien dans l'axe, soit on fait effectuer un "saut" de placement et d'orientation à l'aiguille pour rejoindre l'extrémité du Flystick, ce qui se révèle assez gênant à l'utilisation dans les deux cas. Pour cette raison, nous avons finalement opté pour une utilisation du Flystick en mode "manipulateur", c'est-à-dire que le Flystick se comporte comme une main virtuelle, avec laquelle on peut attraper l'extrémité de l'aiguille pour la déplacer. Cette technique est moins réaliste mais plus confortable à utiliser. Ces expérimentations ont été décrites dans [VSG05].

Ces techniques de visualisation et d'interaction en environnement immersif permettent de remédier à une partie à nos problèmes de surcharge visuelle, en ajoutant la sensation de profondeur pour mieux visualiser la disposition des structures anatomiques dans la scène 3D, et en offrant à l'utilisateur la possibilité de placer son point d'observation plus

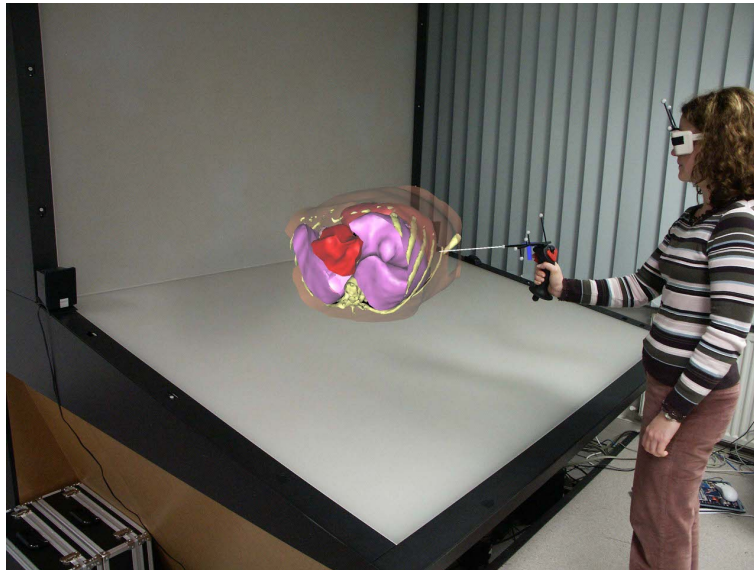


FIGURE 5.8: Solveur de planification en environnement immersif, de type Consul 2 écrans de Barco avec lunettes à obturation. Interaction avec un Flystick A.R.T.

facilement. Elles offrent également l'avantage d'être à une échelle grandeur nature, ce qui rend le système très réaliste. Cependant, elles ne répondent que partiellement au problème de surcharge visuelle, car la visualisation des solutions se fait toujours par un maillage de couleurs qui masque les autres organes et même en se déplaçant l'observateur reste un peu gêné. D'autre part, les systèmes de réalité virtuelle restent encore chers et volumineux, et il est peu réaliste d'envisager pour le moment l'installation de tels appareillages en salle de planification. C'est pourquoi nous nous sommes orientés vers une autre possibilité utilisant l'haptique, que nous décrivons à la section suivante.

5.2.2 Navigation haptique dans un espace de solution contraint

Nous avons expérimenté l'utilisation des interfaces haptiques à différentes fins. Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés à l'utilisation classique des interfaces haptiques, c'est-à-dire la simulation réaliste de gestes avec représentation des forces qui s'exercent en fonction du placement de l'actuateur. Dans un deuxième temps, nous nous sommes penchés sur l'utilisation des interfaces haptiques dans un but moins courant : la matérialisation de propriétés non visuellement représentées. Enfin, en marge de ces expérimentations directement liées à notre problème de planification et de visualisation de scène médicale, nous avons mené également quelques expérimentations sur des menus haptiques afin d'améliorer le confort d'utilisation des logiciels utilisant de type d'interfaces.

5.2.2.1 Simulation haptiquement réaliste du geste

Nous avons tout d'abord étudié l'utilisation des interfaces haptiques pour amener du réalisme tactile au geste de percement de la peau et de résistance à certains déplacements une fois l'outil chirurgical inséré. Cette étude a été menée dans un objectif d'utilisation

de notre outil de planification d'intervention également pour la formation des chirurgiens à ce type de tâche. L'idée était d'ajouter en fin de processus de planification un module de répétition du geste avant intervention afin de mieux le préparer, et de rendre cette répétition réaliste au niveau tactile. Cette étude a été effectuée avec l'application pour la RFA. Elle a été initiée par l'encadrement du stage de DEA de Daniel Marjoux en 2003, puis achevée et publiée dans [VSG05].

Pour ces expérimentations, nous avons utilisé des interfaces haptiques de type bras articulés à stylet de Sensable Technologies (voir photo Fig.5.9) : un Phantom Desktop à 3 degrés de liberté, et un Phantom Premium à 6 degrés de liberté. Tous deux ont 6 degrés de liberté en capture du mouvement (3 translations et 3 rotations), mais le Phantom Desktop n'a que 3 degrés de liberté en retour d'effort (3 translations) et le stylet reste libre, tandis qu'avec le Phantom Premium le 3 rotations du stylet sont également contraintes en retour d'effort.



FIGURE 5.9: Simulation using Phantom Premium 6dof haptic device

Afin de représenter les forces qui s'exercent sur l'aiguille, nous avons distingué les deux phases de l'insertion d'une aiguille jusqu'à la cible. Il y a tout d'abord une phase de contact avec la surface de la peau, puis une phase de pénétration pendant laquelle l'aiguille subit des frictions. Nous avons utilisé une méthode à base de proxy.

Dans la première phase, lorsque l'aiguille n'a pas encore pénétré dans la peau, celle-ci peut soit être en contact statique avec la peau, soit glisser sur celle-ci. Il y a alors une déformation de la peau autour du point de contact, et une force est renvoyée par la surface. On considère que l'aiguille impose le déplacement d'un sommet du maillage, le point de contact, et l'amène à une position T . La distance r entre T et la position de repos P_o du point de contact nous donne la force \vec{f}_e exercée sur l'aiguille : $\vec{F} = \vec{f}_e = -k r \vec{u}_r$, où k est le coefficient d'élasticité caractérisant le tissu et \vec{u}_r le vecteur unitaire dans la direction de P_o à T (voir Fig.5.10(a)).

Si l'aiguille "recule", la pointe glisse sur la surface. Dans ce cas, le point P_o est mis à jour

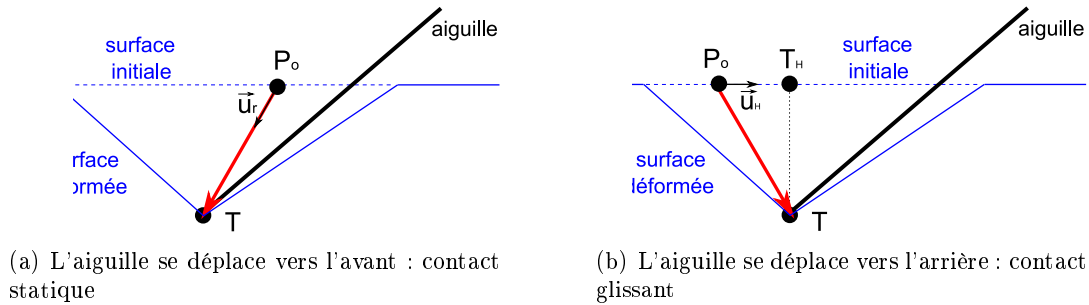


FIGURE 5.10: Détermination des forces avant la pénétration dans les tissus

et devient un point d'équilibre virtuel. Dans ce mode, qui se produit lorsque la projection de \vec{f}_e sur la surface excède un seuil F_G , la force exercée sur la pointe de l'aiguille devient $\vec{F} = \vec{f}_{eN} - k r_G \vec{u}_H$, où \vec{f}_{eN} est la composante normale de \vec{f}_e , nécessaire pour éviter l'insertion de l'aiguille dans les tissus, \vec{u}_H est le vecteur unitaire le long de la droite passant par P_o et la projection orthogonale de T sur la surface, et r_G est un paramètre dépendant des caractéristiques de l'aiguille, des tissus, et de la pression sur la surface (voir Fig.5.10(b)).

En parallèle à notre étude sur l'insertion d'aiguille, nous avons dévié ce mode de glissement de son objectif initial pour réaliser une simulation de palpation au doigt, illustrée Fig.5.11(c), pour permettre par exemple de sentir les côtes ou les vertèbres, simplement en augmentant le seuil de percement des tissus.

Lorsque la force nécessaire pour traverser les tissus est atteinte, l'aiguille commence la phase de pénétration. On suppose que la direction ne change pas lors de l'insertion de l'aiguille. Deux forces peuvent être distinguées, une force de friction linéaire, supposée distribuée de façon homogène le long de l'aiguille, et une force à la pointe de l'aiguille. Étant donnée la relative lenteur du déplacement de l'aiguille, nous avons choisi de décrire le

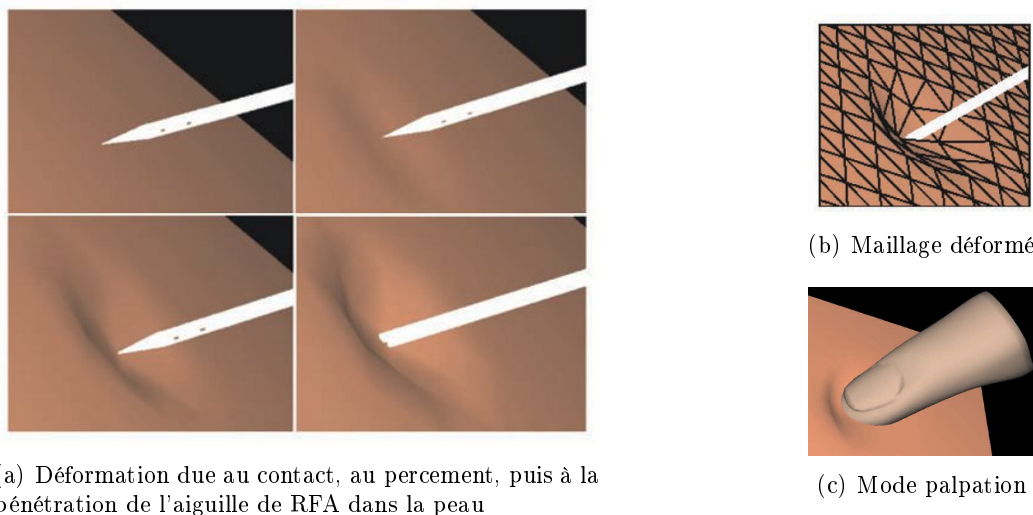


FIGURE 5.11: Déformation visuelle de la peau lors de l'insertion d'une aiguille de RFA ou de la palpation avec périphérique haptique

comportement mécanique en fonction de son déplacement. Les deux forces sont modélisées par des modèles élastoplastiques. Cette modélisation mécanique met en jeu des coefficients d'élasticité, qui dépendent des types de tissus traversés. Pour cela, nous avons utilisé l'étude de ces coefficients par B. Maurin et al. dans [MGB⁺04] pour les différents organes traversés jusqu'à la cible. Toutes ces forces sont calculées en temps suffisant pour la fréquence de rafraîchissement requise par le matériel haptique (1 kHz), de façon à avoir une réponse satisfaisante du bras Phantom.

Par ailleurs, une fois insérée l'aiguille de RFA ne peut plus bouger dans les rotations autres que son axe. Simuler cette restriction est relativement facile avec un Phantom Premium à 6 degrés de liberté. Avec un Phantom Desktop à 3 degrés de liberté, nous avons choisi d'utiliser une illusion pseudo-haptique, telle que décrite par A. Lecuyer dans [LBCC01]. L'illusion haptique permet de donner à l'utilisateur une sensation haptique différente de celle qui est pourtant effectivement restituée par le matériel simplement en modifiant le retour visuel. Si l'aiguille semble visuellement bloquée en rotation, alors l'utilisateur aura automatiquement tendance à ne pas faire tourner le stylet du Phantom alors que celui-ci n'est pourtant pas réellement bloqué, et pourra même avoir la sensation qu'il a été bloqué. Cette technique nous permet également de pallier la faible puissance des moteurs des Phantoms, qui ne permettent pas un rendu réaliste des contacts avec des objets rigides, ce qui nous est utile pour simuler un contact avec l'os.

Enfin, nous avons mis en place une déformation de la surface des tissus à l'intérieur d'une zone d'influence entourant le point de contact, de façon à visualiser le contact et l'insertion de façon réaliste (voir Figs.5.11(a) et 5.11(b)). Nous renvoyons le lecteur à l'article [VSG05] pour plus de précisions.

5.2.2.2 Matérialisation de l'espace des solutions et de leur qualité

Dans un deuxième temps, nous avons étudié la représentation de l'espace des solutions dans un environnement visuel très chargé. Nous sommes convaincus qu'une piste pour décharger le canal visuel est d'exploiter les autres sens. Comme nous l'avons évoqué à la section 2.5.3, quelques alternatives ont été proposées dans la littérature pour contourner ce problème en utilisant d'autres sens, en particulier le toucher, mais principalement pour guider le geste en salle d'opération, ou dans des simulateurs réalistes. Pour notre part, nous avons choisi encore une fois d'utiliser l'haptique, mais ici l'objectif n'est plus la reproduction d'un geste réel de façon réaliste ni le guidage.

Cette section relate les études que nous avons réalisées dans ce sens depuis 2004, et qui ont été soutenues au départ par l'Université avec un BQR (Bonus Qualité Recherche) en 2004 le projet "CASPER", ainsi que par le CNRS avec une ATIP Jeunes Chercheuses et Jeunes Chercheurs en 2005 le projet "CASPER2". Ces études se sont prolongées jusqu'à aujourd'hui, les résultats les plus prometteurs ayant été réalisés lors du stage de M2 recherche d'Alex Ocampo encadré en 2010.

L'idée générale est de matérialiser l'emplacement des solutions ainsi que leur qualité de façon haptique, ce qui nous évite de les afficher, et nous permet de voir à nouveau les struc-

tures anatomiques sous-jacentes. Il s'agit donc de représenter uniquement haptiquement un ensemble de valeurs dépendantes d'une position et restreintes à une zone délimitée par une frontière rigide.

La matérialisation haptique de propriétés ou de valeurs a été très peu abordée jusqu'à présent dans la littérature. L'étude qui se rapproche le plus de la nôtre porte sur la perception de couleurs pour des aveugles. Kahol et al. ont élaboré un système permettant de donner des informations sur les couleurs en utilisant le toucher [KFBP06]. Le principe est de représenter une couleur en matérialisant 3 plans haptiques, chacun étant caractérisé par un niveau de friction plus ou moins élevé et représentant la valeur d'une composante. L'utilisateur doit alors imaginer le mélange des trois pour se représenter la couleur finale. Le nombre de niveaux de frictions différents décelables étant peu élevé, on ne peut représenter qu'un nombre limité de couleurs différentes. Une couleur quelconque est alors associée à la couleur représentée qui lui est la plus proche. Une quatrième composante est utilisée, sous forme de force d'attraction, qui peut prendre trois valeurs selon si la couleur est inchangée, éclaircie ou assombrie. Au final, 21 couleurs sont représentées.

Si Kahol et al. ont utilisé la friction et l'attraction, de notre côté nous avons cherché quelle était la modalité la plus adaptée à l'exploration de notre espace de solutions. Les qualités requises d'une exploration haptique utile est selon nous une bonne intuitivité, une facilité et un confort d'utilisation, une bonne efficacité en termes de temps et de stratégie d'exploration, et une reconnaissance précise des valeurs explorées. Nous avons donc étudié cinq modalités haptiques différentes (friction, attraction, gravité, viscosité, vibrations) et nous les avons comparées selon ces différents critères. La modalité de *friction* s'oppose au mouvement de l'utilisateur de manière plus ou moins intense en fonction de la valeur du score à l'endroit exploré. La modalité *attraction* surfacique attire l'utilisateur vers les zones de faible valeur, de façon plus ou moins intense en fonction de la différence entre la valeur à la position courante et la valeur à la zone visée. La modalité *gravité* consiste à utiliser des effets d'attraction vers la surface des solutions depuis une certaine hauteur, pour faire ressentir à l'utilisateur la valeur du score à l'endroit exploré lorsqu'il passe au-dessus de la surface. La modalité *viscosité* consiste à simuler des mouvements dans un liquide dont le coefficient de viscosité varie en fonction de la valeur du score à l'endroit exploré : elle est peu importante aux zones à faible score et plus intense aux endroits à score élevé. L'inconvénient de la viscosité est l'effet d'inertie qui est induit. Enfin, la modalité *vibrations* consiste à faire vibrer le stylet à une fréquence variable en fonction de la valeur du score à l'endroit exploré. Les résultats de l'étude préliminaire sur 20 sujets dans une application de test est consultable dans [Oca10].

La modalité viscosité apparait clairement comme la plus mauvaise parmi les cinq testées, à la fois par rapport aux résultats objectifs ou subjectifs : elle est la moins précise et la plus désagréable. La modalité vibrations obtient des résultats étonnamment contrastés. Elle est la meilleure modalité du point de vue subjectif, alors que les mesures montrent qu'elle est la modalité la plus lente, et la 4ème en termes de précision. Les trois autres modalités, friction, attraction et gravité, semblent obtenir des résultats relativement similaires. Du point de vue subjectif elles se classent respectivement deuxième, troisième et quatrième sans qu'il puisse être observé de différence statistiquement significative. Du point de vue

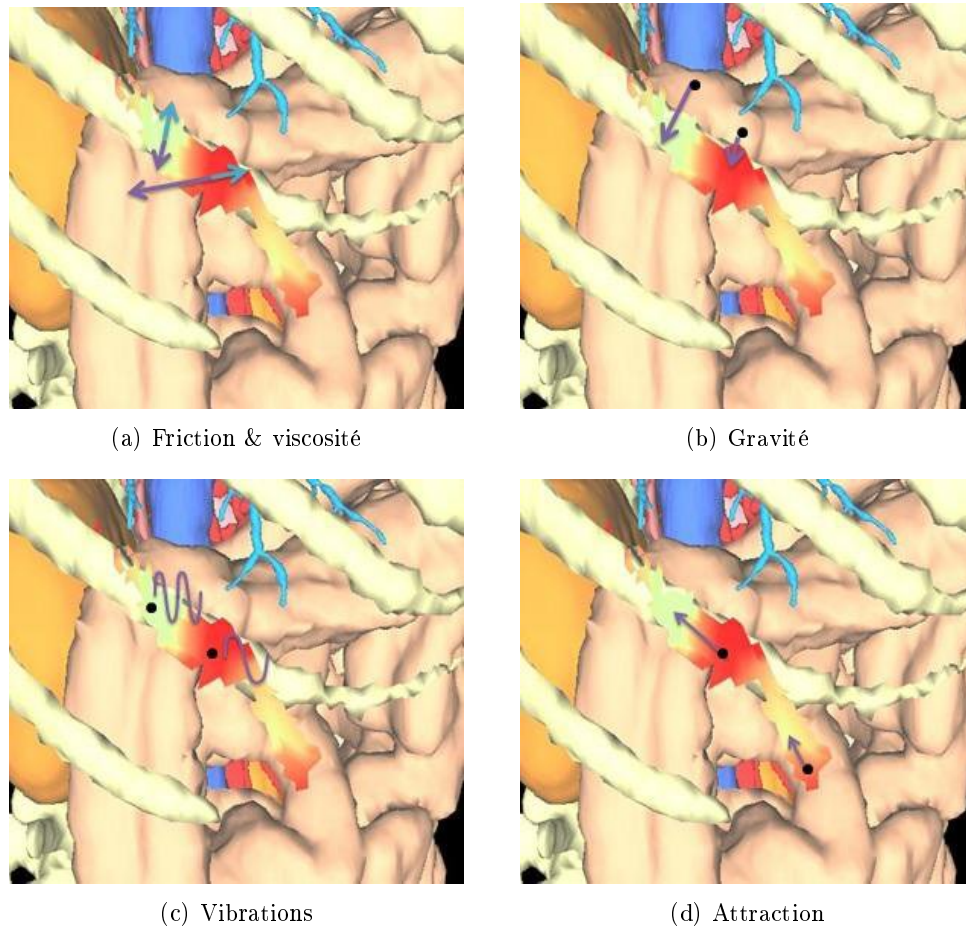


FIGURE 5.12: Les différentes modalités expérimentées et la façon dont elles pourraient être utilisées pour la représentation de l'espace des solutions. Pour chaque exemple, on illustre les sensations possibles dans des zones de "mauvaises" solutions et des zones de "bonnes" solutions

objectif, elles s'interclassent différemment selon le critère considéré. La modalité gravité arrive en tête en terme de précision, la modalité friction est la plus rapide et la modalité attraction obtient la meilleure stratégie d'exploration. Aucun des résultats énoncés n'est cependant statistiquement significatif par rapport aux deux autres modalités. Pour notre application à visée chirurgicale, la précision est très importante. Nous avons donc choisi de privilégier la précision par rapport aux autres critères. Le choix de modalité s'est donc porté sur la friction et la gravité, qui restent à implémenter dans le logiciel.

Pour une modalité haptique, la précision de la reconnaissance des valeurs explorées est corrélée à la différenciation qui peut être faite entre deux intensités fournies par cette modalité. La notion de *seuil différentiel* (également appelé "Just Noticeable Difference" ou JND) correspond au changement minimum d'intensité d'une force remarquable par un humain [YBB08]. La loi de Weber [Web34] indique que ce n'est pas la variation entre deux valeurs qui rend le changement perceptible mais la proportion de la variation entre ces deux valeurs. Pour un stimulus d'intensité I donné, la fraction de Weber-Fechner stipule que le seuil différentiel relatif est constant, autrement dit : $\frac{\Delta I}{I} = k$ où ΔI représente la JND. Par exemple, si la JND pour des poids est de 10%, alors il est aussi difficile de distinguer un

objet de 1kg d'un objet d'1.5kg qu'un objet de 10kg d'un objet de 15kg.

Nous avons extrait de plusieurs études dans la littérature des JND calculées pour les différentes modalités que nous avons expérimentées. Dans nos expérimentations, nous avons utilisé cinq niveaux d'intensité d'effets différenciables et reconnaissables, c'est-à-dire des variations entre niveaux supérieures à la JND. Il serait intéressant d'étudier les variations optimales des niveaux d'intensité dans les modalités choisies pour une reconnaissance précise des valeurs explorées. Enfin, la modalité de vibration a été écartée dans un premier temps en raison de ses faibles résultats en termes de précision. Cependant, au vu de ses très bons résultats en termes d'évaluation subjective par les sujets, il serait intéressant d'étudier si malgré son seuil différentiel élevé de 20%, il ne serait pas possible de trouver tout de même des niveaux de vibrations ergonomiquement acceptables et mieux reconnaissables.

5.2.2.3 Expérimentation annexe : menu haptique

Au long de nos expérimentations avec les interfaces à retour d'effort, nous avons constaté un problème récurrent, qui se situe un peu en marge du reste de nos travaux, mais qu'il nous a paru intéressant d'étudier. Dans les applications existantes utilisant le retour d'effort, très peu de solutions existent pour assister les tâches de désignation 3D, qui peut se révéler assez difficile. En particulier contrôler l'application et naviguer dans un menu se font très souvent à la souris. Quelques solutions existent pour contrôler l'application avec des menus 3D avec un périphérique à retour d'effort, mais le plus souvent elles exploitent très peu voire pas du tout la propriété haptique.

Pour le moment, l'interaction assistée par l'haptique se repose principalement sur des effets magnétiques [OMBG00], ou sur des forces de gradient sur tout l'environnement [VN05]. Concernant l'interaction dans des menus, l'haptique semble apporter un intérêt lorsque correctement utilisée [KW04]. Cependant, la plupart du temps de simples menus 2D classiques sont simplement adaptés pour la 3D et améliorés avec des "indices" haptiques, par exemple signalant simplement un changement de rubrique, et le plus souvent la disposition verticale usuelle sur station 2D est conservée. Il a même été montré que dans certains cas l'haptique pouvait faire décroître les performances en termes de temps de sélection de tâches [OBG01].

L'interaction dans l'espace reste difficile et inconfortable pour l'utilisateur si celui-ci n'est pas assisté par des techniques spécifiques et adaptées. Nous avons proposé une approche dédiée à l'interaction 3D et plus particulièrement aux menus 3D, qui améliore les performances et la satisfaction pour des tâches de désignation en environnement 3D. Cette approche est inspirée d'une étude de Yamada et al. [YOTH02]. Ils ont proposé une assistance haptique pour une tâche de sélection dans une grille magnétique de points distribués de façon régulière dans l'espace 3D. Ils comparent une méthode dans laquelle chaque plan ou arête se comporte comme un guide magnétique, avec la grille magnétique traditionnelle où seuls les sommets sont magnétiques.

Dans la technique proposée par Yamada et al., le pointeur est haptiquement contraint sur la grille. Notre technique, plutôt que d'attirer et de maintenir le pointeur sur des arêtes, lui permet plutôt de les toucher et de glisser dessus en direction d'un sommet. Cette

technique, que nous avons nommée *murs haptiques*, peut être généralisée à n'importe quelle configuration de cibles dans un espace 3D qu'il est possible de partitionner en polyèdres convexes, en partant du principe que l'on glissera non seulement sur les arêtes mais aussi sur les faces intérieures des polyèdres. En particulier, nous nous sommes intéressés à une configuration particulière de polyèdre, les polygones réguliers extrudés, qui nous ont servi de base à la réalisation d'un menu 3D haptique que nous avons expérimenté et comparé avec différentes modalités. Pour un bon confort d'utilisation et une meilleure précision, nous avons ajouté un "plan haptique" sur lequel se repose le pointeur et qui correspond à la face inférieure du polyèdre, et ce pour toutes les modalités testées. Ces travaux ont été initiés lors du stage de M2 recherche de Jean-Christophe Hennequin en 2008 [Hen08], puis améliorés au cours de différents stages d'Alex Ocampo en 2009 et 2010, tous co-encadrés avec Antonio Capobianco expert en ergonomie.

Dans [EVC09], nous avons comparé la modalité *HardBorders*, qui est une technique de murs haptiques simples, à une modalité sans haptique et à une modalité classique de cibles magnétiques (à laquelle nous nous référerons sous le nom de *Magnet* dans la suite du document). Dans [EC10], nous avons également mis en œuvre et comparé des modalités dérivées des murs haptiques ou hybrides, telles que le menu en étoile à pointes haptiques (*StarBorders*), ou le menu à murs haptiques et cibles magnétiques (*MagnetHard*). Toutes ces modalités sont illustrées Fig.5.13. Le menu 3D haptique dans l'application de test avec laquelle ont été expérimentées ces modalités est montré sur la Fig.5.14. Pour nos expérimentations, les rubriques de menu sont représentées de façon simplifiée par des sphères. Les tests ont été effectués avec un Phantom Premium 6 dof décrit précédemment (même si ce menu ne nécessite pas particulièrement 6 degrés de liberté en retour de force).

Enfin, dans [CE10] nous avons également expérimenté deux modalités de sélection possible des rubriques de menu, nommées *ReleaseButton* et *ExceedBorders*. La première est la classique sélection de rubrique par pression sur le bouton du stylet au moment où le pointeur se situe dans la cible. La deuxième, proposée par Hwang et al. dans [HKLC03], nous a semblé s'adapter au mieux à nos modalités à base de murs haptiques, et consiste à sélectionner une rubrique simplement en la traversant ou en la touchant. Ainsi, on peut voir les techniques *HardBorders*, *StarBorders* et *MagnetHard* comme des entonnoirs vers le sous-menu correspondant à la rubrique traversée.

L'expérimentation la plus complète est celle présentée dans [CE10]. Afin de comparer ces modalités, nous avons suivi un protocole de test, que nous avons soumis à 24 sujets. Le protocole inclut tout d'abord, pour chaque sujet, une courte session d'entraînement. Puis les sujets doivent effectuer une série de 10 tâches constituées chacune de 2 sélections successives. Ces 10 tâches doivent être répétées pour chaque combinaison entre une modalité haptique et une modalité de sélection. Pour éviter un effet d'apprentissage des sujets, un ordonnancement des modalités en carré latin a été utilisé. Durant les tests, cinq valeurs ont été mesurées : la précision du ciblage, le temps d'accomplissement de la tâche, le nombre de ré-entrées dans la cible, la différence entre la distance parcourue et la longueur du chemin le plus court, et le taux d'erreur. Enfin, nous avons effectué une analyse de variance à un facteur (one-way ANOVA) ainsi qu'un test HSD de Tukey sur les valeurs mesurées, afin de relever les différences statistiquement significatives entre les modalités relativement

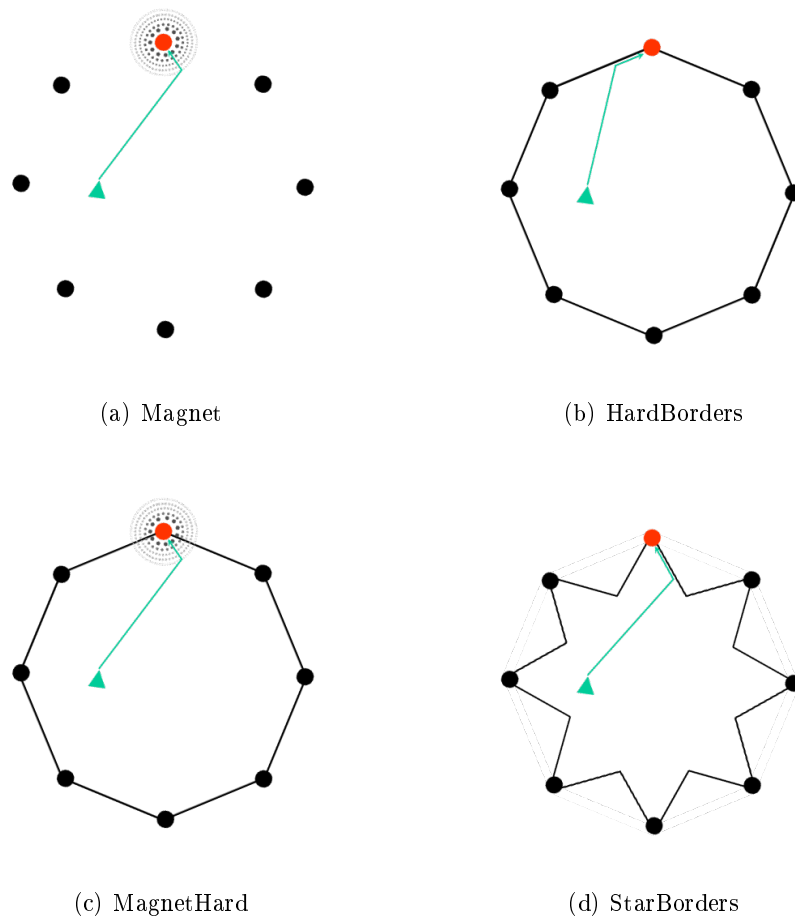


FIGURE 5.13: Modalités haptiques (en projection 2D) utilisées dans notre expérimentation. Il s’agissait de cliquer sur une cible (sphère rouge) choisie aléatoirement parmi un ensemble d’objets (sphères noires), depuis une position initiale du pointeur (triangle vert). Le trajet du pointeur est représentée par le trait vert. Les “murs haptiques” sont représentés par les arêtes noires, et l’attraction magnétique par le dégradé autour de la cible.

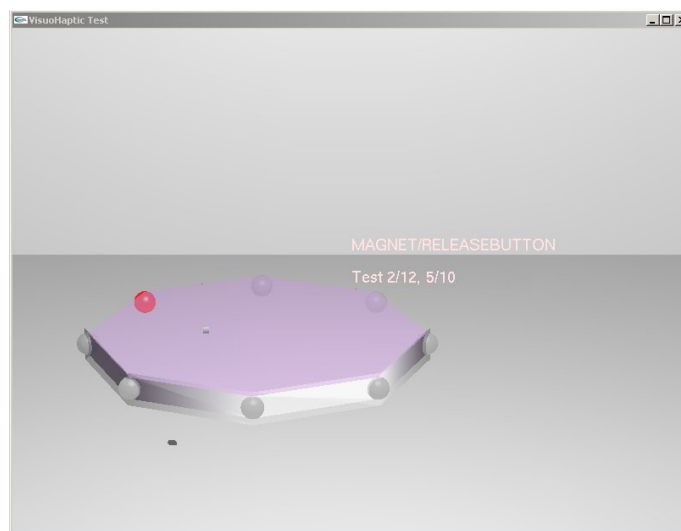


FIGURE 5.14: Menu 3D haptique polyédrique. Le pointeur peut glisser le long des faces.

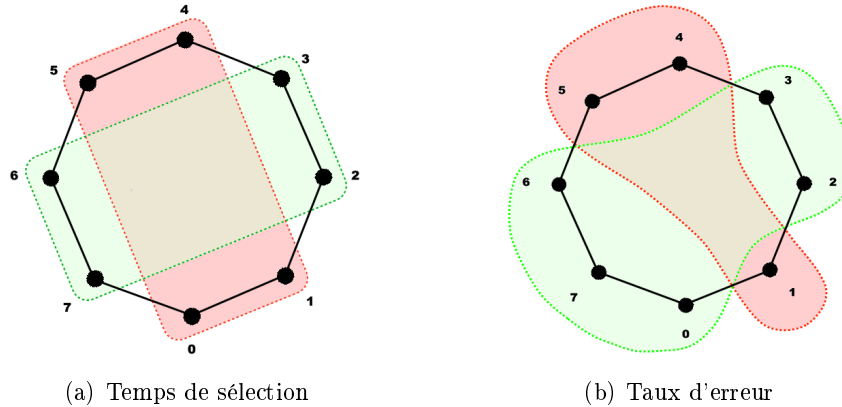


FIGURE 5.15: Influence de la position des cibles sur le temps de sélection et sur le taux d'erreur de ciblage. En rouge, les cibles obtenant les moins bons résultats, en vert les meilleurs.

à chacune des valeurs. Nous avons également effectué une évaluation subjective par un questionnaire rempli par les sujets à l'issue des séries de tests.

Les résultats statistiques montrent clairement que la modalité sans aide haptique au ciblage et la modalité par attraction magnétique ont les plus mauvais résultats en termes de précision, de temps de pointage, de parcours de pointeur avant d'atteindre la cible, et de taux d'erreur. Les techniques à base de murs haptiques obtiennent de meilleurs résultats sur tous ces points, et semblent en outre appréciées par les utilisateurs. La modalité en étoile apporte plus de précision, cependant elle a de moins bons résultats en termes de temps, surtout lorsque deux cibles successives doivent être atteintes : les retours intérieurs de la forme étoile gênent le parcours d'une cible à une autre. La modalité MagnetHard obtient de moins bons résultats que le simple HardBorders, suggérant que l'attraction magnétique pénalise cette modalité.

Par ailleurs, nous avons constaté que le placement des cibles influençait significativement le temps de sélection ainsi que le taux d'erreur. Les schémas de la Fig.5.15 illustrent les placements des rubriques qui obtiennent les meilleurs et les moins bons scores de temps et de taux d'erreur respectivement. Dans les deux cas, on observe une sorte "d'axe d'accessibilité", qui correspond à la direction gauche-droite. Nous pensons que cela peut être expliqué par une plus grande difficulté à effectuer un geste dans le sens de la profondeur car cela implique l'utilisation d'un plus grand nombre de groupes musculaires. Le mouvement gauche-droite ne nécessite qu'un mouvement de poignet alors que le mouvement en profondeur nécessite le mouvement de tout le bras. Par ailleurs, cet axe est légèrement tourné dans le sens anti-horaire, probablement parce que les testeurs étaient tous droitiers et que cette direction est celle de leur avant-bras pendant l'utilisation avec le Phantom.

Enfin, nous avons observé de meilleurs résultats de la sélection par modalité ExceedBorders qu'avec ReleaseButton. Les meilleurs résultats de ExceedBorders ont été obtenus en combinaison avec la modalité HardBorders, ce qui a confirmé notre intuition que ExceedBorders était la technique de sélection la plus adaptée à notre système de murs haptiques. Nous avons donc conclu que la combinaison HardBorders/ExceedBorders est la plus adap-

tée pour la sélection dans ce type de menu 3D.

Ces travaux ont récemment été améliorés par l'ajout de niveaux de sous-menus, qui s'ouvrent sur le côté de la cible sélectionnée. Cependant, la faible taille de l'espace haptique pose rapidement des problèmes d'accès aux cibles les plus éloignées, qui peuvent être localisées en bout de course du bras haptique voire à l'extérieur de l'espace haptique, à partir d'un certain diamètre et d'un certain nombre de sous-menus. Nous étudions actuellement un moyen de remédier à ce problème, par exemple en ramenant progressivement le stylet au centre de l'espace.

5.3 Conclusion

Ce chapitre expose nos travaux concernant la représentation perceptible des résultats de résolution de contraintes géométriques. Nous avons exploré plusieurs façons de visualiser ces résultats, de naviguer dans l'espace des solutions, ou de représenter les résultats autrement que visuellement. Nous avons tout d'abord expliqué comment nous visualisons la qualité de chaque solution de l'espace des solutions par une carte de couleurs. Nous avons montré comment celle-ci pouvait être mise à jour instantanément lors de la modification des valeurs des pondérations des contraintes souples, par une simple évaluation de la racine de l'arbre avec conservation des valeurs inchangées des différentes contraintes individuelles. Nous avons ensuite évoqué nos contributions autour de la réalité virtuelle, avec visualisation et interaction 3D pour une meilleure perception des résultats et de leur placement dans la scène 3D. Enfin, nous avons montré comment nous mettions à profit un périphérique à retour d'effort dans une étude originale autour de la navigation contrainte dans un espace de résultats avec assistance haptique.

Nous pensons que ce dernier aspect de navigation contrainte par le retour d'effort et de "visualisation haptique" est particulièrement novateur et prometteur d'une façon générale. En réalité virtuelle, même avec un affichage 3D qui apporte déjà une amélioration sensible de la perception des volumes de la scène 3D, beaucoup de problèmes subsistent. Notamment, la perception de la profondeur, absolue ou relative des objets les uns par rapport aux autres, reste difficile. L'interaction précise, la sélection d'objets en environnement denses, restent souvent en-dessous de ce qu'on pourrait espérer, et n'ont à notre avis pas encore été traités de façon suffisamment convaincante.

Il nous semble que sur ces sujets, l'haptique a encore beaucoup à apporter. Même si le guidage par l'haptique est un sujet qui a déjà été étudié dans la littérature, nous pensons que beaucoup reste à faire dans ce domaine. En particulier, l'influence du couplage visuel-haptique, qui a été étudiée à l'occasion de l'encadrement du stage de M2R de Jean-Christophe Hennequin [Hen08] mais non détaillé dans ce mémoire, est une piste que nous souhaiterions approfondir. Nous pensons que la déconnexion de l'haptique par rapport au visuel, que nous avons déjà effleurée lors de nos études sur la matérialisation de valeurs et sur le menu haptique, constitue une voie de recherche intéressante pour l'avenir, et encore trop peu exploitée en interaction.

Dans la partie perspective, nous montrerons que la réalité virtuelle et les interfaces à retour d'effort deviendront encore plus indispensables alors que nos méthodes de résolution passeront à des solutions de dimension supérieure. Dans ce type de problème, il sera quasiment impossible de visualiser l'ensemble des solutions. C'est également dans cet esprit d'anticipation des problèmes de visualisation que nous avons construit ces recherches autour de la réalité virtuelle. Nous aborderons ce sujet dans les perspectives.

Les précédents chapitres ont exposé nos méthodes de formalisation, de résolution, et de visualisation. Dans les deux chapitres qui suivent, nous présentons maintenant nos résultats sur les deux applications chirurgicales que sont la RFA et la SCP, avec validation rétrospective sur des cas de patients fournis par nos partenaires hospitaliers.

Chapitre 6

Application 1 : la radiofréquence hépatique

Au long de ce mémoire, nous avons montré que notre approche était générique. Nous avons souhaité qu'elle puisse s'appliquer à différentes interventions sans avoir à programmer à chaque fois du code spécifique.

Nous avons expérimenté notre outil avec 2 types d'interventions qui ont en commun d'être difficiles à planifier car elles nécessitent d'implanter un outil rectiligne pour atteindre une cible en tenant compte de différentes contraintes. Notamment, elles partagent la contrainte d'évitement de structures environnantes à risque, tout en ne se basant que sur des images (IRM ou CT) qu'on ne visualise en général qu'en projection 2D. Nous présentons les résultats pour les deux applications sous la forme de deux articles.

La première application est l'ablation de tumeurs du foie par radiofréquence hépatique (RFA pour RadioFrequency Ablation). Il s'agit d'une technique d'hyperthermie, qui consiste à insérer une aiguille directement au cœur de la tumeur afin de chauffer les cellules cancéreuses à une température suffisante pour provoquer leur nécrose. La procédure de planification de ce type d'intervention a été décrite à la section 1.3.1.2.

L'article reproduit dans ce chapitre, qui présente nos résultats sur la RFA, a été publié dans les actes de la conférence MICCAI en 2007. Il illustre une partie du travail de thèse de Claire Baegert. Après avoir rappelé brièvement la méthode, déjà abordée dans ce mémoire, il détaille les résultats d'expérimentations a posteriori sur 16 tumeurs du foie issues de 7 cas de patients reconstruits.

6.1 Abstract

In this paper, we propose a method based on multiple criteria to assist physicians in planning percutaneous RFA on liver. We explain how we extracted information from literature and interviews with radiologists, and formalized them into geometric constraints. We expose then our method to compute the most suitable needle insertion in two steps : computation of authorized insertion zones and multi-criteria optimization of the trajectory within this zones. We focus on the combination of the criteria to optimize and on the optimization step.

6.2 Introduction

New minimally invasive methods have recently been developed to treat patients with not resectable liver tumors. These methods achieve in situ destruction thanks to chemical agents or temperature. We focus on percutaneous radiofrequency ablation (RFA) that is one of the most used and effective methods, and involves only a short hospital stay and a reduced cost. Guided by CT or ultrasound images, the physician inserts a needle through the patient's skin. A radiofrequency alternating current flow is then delivered so that tissues close to the needle tip are heated and coagulate above 60C.

Experience of the operator highly affects the chances of a complete ablation and the risks of complications [PNL⁺04]. Our work is aiming at providing a planning software based on collected physicians expertises to recommend an optimal strategy for each operation. In the following, we first recall other works that have already been accomplished in the domain of minimally invasive surgery planning. Secondly, we expose how we have formalized some information from the expertise of radiologists to define criteria influencing the strategies. Then we explain our methods to merge and solve them in order to propose an adapted solution for each operation. Finally, we evaluate our results on virtual patients and we discuss the further developments.

6.3 Related works

We wish our planning software to be used in the operating room, after the CT acquisition and before the intervention in order to work on accurate data. This gives about 30 minutes for both reconstruction and planning processes. The planning process consists of choosing the best strategy among a lot of candidate trajectories, taking into account the whole anatomy of the patient. That is why, for each considered trajectory, the corresponding necrosis zone (that we will call *lesion* in the rest of the paper) must be predicted as precisely and quickly as possible.

Several studies focused on automatically optimizing tools position in order to minimize damage to surrounding tissues. Altrogge et al. [AKP⁺06] proposed an optimization method based on the simulation of temperature within tissues. However the resulting trajectory does not take into account surrounding organs and no computation time is indicated. Butz et al. [BWT⁺00] focused on cryoablation. They proposed an optimization of probes position in a secure window provided by the physician. Other studies related to prostate cryosurgery also have to be mentioned [LSR04] [BSD⁺00]. Both works combine planning with thermal exchange simulation, with the drawback of a long computation time. Moreover one of the models is restricted to 2D and the second requires manual interventions for optimization.

Interesting works have been performed on computer planning of robotically assisted minimally invasive surgery for heart interventions [ACM03]. Like in RFA planning, the issue is to propose a strategy that respects several constraints and optimizes several criteria. However, optimization is performed by an exhaustive search within a very limited number

of incision sites, that would not be possible in a reasonable time in our case, as we showed in [BVSS07b], as the search domain is too wide. For this reason, we focused our studies on a multi-criteria optimization process.

6.4 Characterization of the constraints governing RFA planning

In an earlier paper [VBS⁺05] we were taking into account one single constraint : the inclusion of the entire tumor while minimizing the amount of destroyed healthy tissues. However in practice several criteria are considered, some of them being disqualifying, others being to optimize. The rules that motivate the strategy for each operation are not clearly enunciated and may vary between specialists. However, the most essential of them appear recurrently. In this section we selected some of those recurrent criteria from medical literature, that were confirmed by our expert practitioners. Of course the weights of the criteria can be adjusted and extra criteria could be added (see section 6.4.3).

6.4.1 Analysis of medical literature

Although RFA is a recent technique, many medical studies that detail the different aspects of this operation have been published. We focus on liver tumors RFA, but our work could easily be adapted to other cancer location. We consider the percutaneous approach for which the preoperative planning takes an important place because of the limited visibility during the intervention.

RFA is generally conceivable for non-resectable small tumors (smaller than 5 cm). The ablation of bigger tumors is possible but often requires multiple needle insertions that raise the risk of misplacement and incomplete tumor destruction [Cur03]. The RF-lesion has to include a 0.5-1cm margin around the tumor. Lesion shape and size vary according to specific material used [MNM⁺03]. The theoretical shape of the lesion is a spheroid, with different small/big axis ratio according to the needle model. In practice shape is influenced by the cooling effect of large vessels in the neighbourhood [DBDW⁺01].

The operation is successful if no recurrent tumor is noticed at the original site during the follow-up. Rates of local recurrence vary between studies depending on different parameters [MNJ⁺05], but tumor's size, location and physician's experience highly influence chances of success. Different kinds of complication can occur [RDC⁺04]. Patient's organs, vessels, or bile ducts can be damaged during needle placement or thermal ablation. Cancerous cells may adhere to the needle during its removal and result in the development of a new tumor along the needle path. Remaining functional liver may have been overestimated. The needle trajectory must be chosen in order to minimize these risks.

6.4.2 Selected constraints

The constraints cited by specialists can be classified into 2 categories : strict constraints and soft constraints. A needle trajectory (considered in a first approach as rectilinear) has to fulfill all strict constraints to belong to the solution space. Among all solutions, the proposed trajectory has to satisfy at best the soft constraints. We selected the following four strict constraints that have to be fulfilled :

- The trajectory must not cross any vital organ, bone or major blood vessel,
- The insertion depth must be below needle size,
- The insertion angle in the liver must not be tangent to liver surface in order to prevent risks of gliding on the surface during insertion,
- The trajectory must include a safe portion of the liver in order to enable cauterization of the path.

Among all solutions, the final strategy has to optimize soft constraints. We selected the three following ones :

- **Volume of healthy tissues ablated** : the needle should be placed so that the shape of the RF-lesion is as close as possible to target volume : remaining hepatic reserve is maximized and ablation can be done in a minimal number of needle insertions.
- **Distance to vital organs** : a trajectory that is very close to vital organs should often be penalized because in practice a little deviation from the planned trajectory is unavoidable. It is important to minimize risks of fatal injury.
- **Insertion depth** : short trajectories are often privileged because long trajectories increase risks of imprecision.

These categories of constraints are different by nature : soft constraints are continuous, whereas strict constraints are boolean. Strict constraints are combined using a simple intersection of their solution spaces (see section 6.5.1). For soft constraints, we chose a global approach that merges them into a unique function to optimize. In the following section we present this approach and discuss about other combination possibilities.

6.4.3 Determination of the global minimization function

First, let us describe more precisely our optimization problem. The following functions express formally the different constraints we want to optimize :

- *lesion_volume* : $\mathbb{R}^5 \rightarrow \mathbb{R}_+$, denoting the volume of the minimal lesion including the tumor and margin, according to the 5 degrees of freedom of the needle (3 for the needle tip position and 2 for the angles),
- *depth* : $\mathbb{R}^5 \rightarrow \mathbb{R}_+$, denoting the depth of insertion (distance between insertion point and target point),
- *distance* : $\mathbb{R}^5 \times O \rightarrow \mathbb{R}_+$, denoting the minimal distance from the needle to an organ belonging to the set O of surrounding organs.

The rough combination of these functions would be meaningless, since they do not have the same order of magnitude. We then consider pseudo-normalizations performed specifically for each function in adequacy with its semantic before combining them.

For function *lesion_volume*, we define function f_v by the formula

$$f_v(X) = \frac{\text{lesion_volume}(X) - \min_{x \in D}(\text{lesion_volume}(x))}{P \cdot \min_{x \in D}(\text{lesion_volume}(x))}$$

where X represents any needle placement, D the set of eligible placements that correspond to an appropriate access to the tumor. P is a critic proportion of volume above which the volume loss is considered too important (experimental value : 60%).

Function *depth* is also linear, because we think that the penalty increases linearly according to the depth of insertion as well. We consider function f_d defined by

$$f_d(X) = \frac{\text{depth}(X) - \min_{x \in D}(\text{depth}(x))}{\text{needle_length} - \min_{x \in D}(\text{depth}(x))}$$

For function *distance*, we want the measure of the risk to increase more quickly when the needle comes close to an organ. To this end, it is convenient to use a square root function. We also want to add the collision risks for all the organs, so we simply use a sum. Therefore, we obtain function f_r defined by

$$f_r(X) = \sum_{o \in O} \sqrt{\max(0, \frac{\text{dist_limit}_o - \text{distance}(X, o)}{\text{dist_limit}_o})}$$

where dist_limit_o represents a set of parameters representing a security distance that should be observed for each organ. In order to eliminate the risk of a negative value inside the square root, we take the max between 0 and the value found. A negative value would occur if the needle is significantly far from the organ, so it is acceptable to consider in that case that the function is minimized and equal to zero.

We then define function f_{all} that is a linear combination of the three others :

$$f_{all}(X) = a_v \cdot f_v(X) + a_r \cdot f_r(X) + a_d \cdot f_d(X)$$

with $a_v, a_r, a_d \in [0, 1]$ and $a_v + a_r + a_d = 1$. These three weights represent the importance of each criteria in the final decision. A linear combination has been chosen because it is a predictable and intuitive function, and provides weights to act on each constraint. It can be objected that the minimization of this function could result in a trajectory that satisfies badly one of the constraints. However if one soft constraint must be satisfied more than the others, the corresponding weight should be set in consequence or it should be included in strict constraints. Finally, the proposed trajectory respects the strict constraints and minimizes the final function f_{all} . In the following section, we present the method we developed to compute this trajectory.

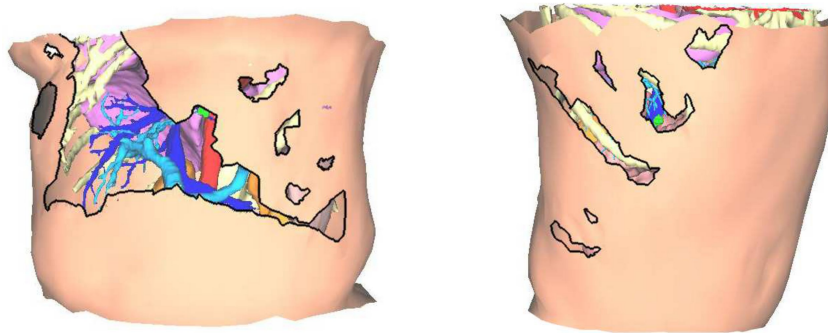


FIGURE 6.1: Examples of insertion zones :
Holes in the skin represent possible needle access to the tumor.

6.5 Determination of the needle insertion strategy

6.5.1 Determination of possible solutions

First of all, before choosing an optimal path, it is important to determine the set of all possible trajectories with precision. We developed a method that automatically computes the possible insertion zones on the skin and that has been the subject of an earlier publication [BVS⁺07]. A needle insertion in the resulting zone guarantees that the strict constraints presented earlier are satisfied. Then a trajectory is considered as eligible and belongs to D only if it crosses the insertion zone (see examples of zones on Fig. 6.1).

6.5.2 Optimization phase

Like in most of optimization problems, we face a large number of possibilities that cannot be entirely studied in a reasonable computation time. Moreover most of existing optimization methods do not completely avoid the problem of local minima. We developed a method in two steps. The initialization step finds, after a rough discretization of the angular space, one or more trajectories that seem close to the minimal. Then these trajectories are used as starting points for a local minimization and resulting values are compared to select the best choice. In a previous paper [BVSS07b], we showed that this two-step method was fast and efficient on local minima, by comparing with the exhaustive one, with one single criterion.

The initialization step of multi-criteria optimization consists in discretizing the angular parameters space, by evaluating f_{all} only for trajectories with a chosen step of 6 with a fixed needle tip position. In this discretization we select trajectories resulting in a nearly minimal evaluation ($f_{all}(t) = \min_{u \in zone}(f_{all}(u)) + \varepsilon$). From each selected trajectory, we perform a local optimization thanks to downhill simplex method that has proven to converge quickly and to provide precise results in our earlier works.

6.5.3 Results

case	no. of traj.	tot. opt. time (s)	lesion vol. (min. vol.) (cm ³)	close vital structures (mm)	insertion depth (cm)
1	1	27	12.3 (11.7)	none	4.2
2	2	24	3.3 (3.3)	none	4.9
3	1	20	3.2 (3.0)	none	4.3
4	1	18	2.5 (2.5)	none	5.9
5	2	34	2.7 (2.7)	none	5.4
6	2	32	9.4 (9.3)	none	6.5
7	3	32	10.1 (9.6)	none	5.0
8	2	24	5.9 (5.9)	none	5.32
9	1	17	6.6 (6.0)	none	4.2
10	2	31	3.3 (3.1)	none	6.6
11	1	24	4.8 (4.6)	none	5.3
12	2	24	5.0 (5.0)	none	5.7
13	2	22	3.9 (3.4)	vena cava : 5.0	7.1
14	3	29	3.1 (2.8)	none	8.7
15	2	21	8.5 (8.4)	right lung : 6.6	12.2
16	1	17	5.7 (5.4)	none	6.3

TABLE 6.1: Evaluation of the optimal trajectory regarding the soft constraints.

Our method has been tested on 16 tumors in 7 virtual reconstructions of real patient cases and results are shown on Tab. 6.1. For all these patients, the total optimization phase (initialization + local optimization for each initial trajectory) took around 30 seconds, with a pentium 4 3.2GHz, 2Go RAM with a GeForce 7800GT. Most of the time, one or two trajectories are selected by the initialization step. The trajectory proposed for each case is quite satisfying with respect to the three criteria. If we compare the volume of the lesion of the proposed trajectory with the minimal lesion possible volume in the insertion zone, we notice that the volume loss is low (average 4,4% more than min. vol.). Insertion depth of the optimal trajectories are around 5 cm that should facilitate a precise placement of the needle during the operation. In most of the cases no vital structures are approached within 1cm (0.5cm for vessels) of the needle trajectory. In case 13 vena cava is 5mm and in case 15 lung is 6.6mm close to the final trajectory. In both cases, proximity is unavoidable because of the location of the tumors. In all cases it is possible to determine quickly what are the best access points.

The results of the initialization can be visualized as color maps on the skin (see Fig 6.2). The software also provides the possibility to interfere in the proposed solution : the weights of each criteria (default : $\frac{1}{3}$) can be modified by the physician if he wishes to privilege one criteria. Once the optimization phase has been performed, a modification of the weights results in a real-time update of the initialization and of the color maps. An additional local optimization is sufficient to update the optimal trajectory.

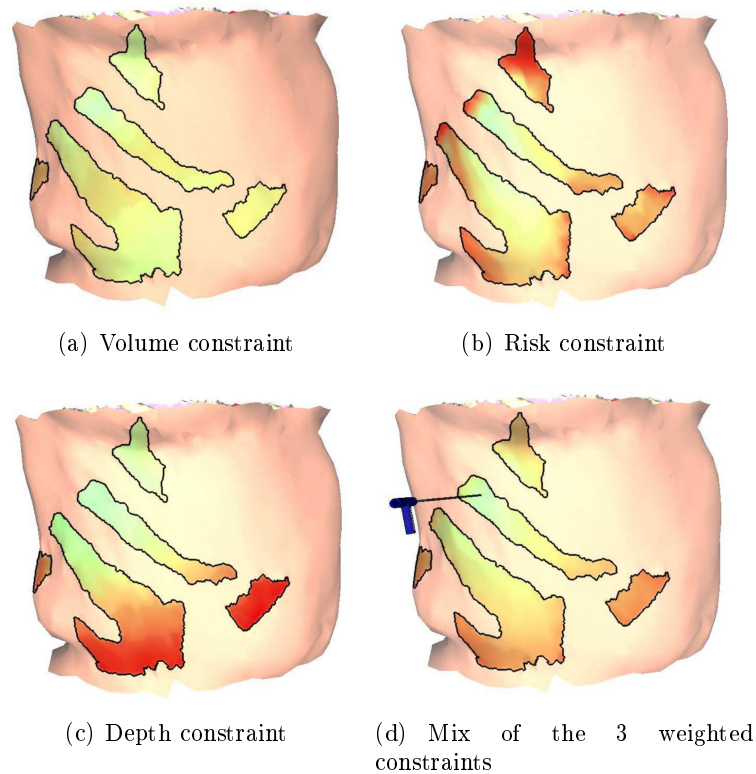


FIGURE 6.2: Proposed trajectory and accuracy regarding the different constraints. Best locations are light-colored and worst locations are dark-colored.

6.6 Conclusion and future works

We proposed two kinds of geometric constraints to formalize medical expertise in planning RFA treatment. The resolution of strict constraints results in an insertion zone on the skin representing possible trajectories for the specific case. Among them a trajectory that satisfies at best the soft constraints has to be chosen. We proposed a minimization function that represents the different constraints affected by their respective weights. We solved the optimization problem in two steps : initialization thanks to a global study of the problem then local optimization from interesting needle positions. We showed that our method proposes a satisfying result regarding selected constraints in a few minutes.

Our results were shown to radiologists. For a few cases, we compared informally their estimated strategy with our computed trajectory. Although we did not perform numerical measurements, we noticed that we obtained close results, except once where we gave a better proposition according to the clinician. In addition to the theoretical validation exposed in this paper and the assessment by experts, we plan to implement a functionality to compare numerically our result with per-operative images. Further discussions with radiologists will also allow us to continue studying with more precision the implicit rules governing RFA, and even to make new constraints appear.

RFA is a recent technique and corresponding rules and devices can evolve in the fu-

ture. Moreover, the approach to each operation can vary between physicians. For these reasons, we want to have a flexible software that can adapt itself to changing constraints. Constraints definition is currently directly integrated in the software's code and cannot easily be modified. It could be worthwhile to separate it from the software and to make it accessible for enhancements by expert users. We are thinking about using declarative modeling to achieve this. This way, our software could be easily adapted to other cancer location or to other kind of minimally invasive therapies.

Chapitre 7

Application 2 : la stimulation cérébrale profonde

Dans ce chapitre, nous présentons une deuxième série de résultats, cette fois sur l'application de SCP, dont la procédure de planification a été décrite à la section 1.3.2.2. Rappelons qu'il s'agit d'une technique utilisée notamment en traitement de la maladie de Parkinson ou de tremblements, qui consiste à implanter une électrode dans le cerveau pour stimuler une structure située en profondeur, ce qui a pour effet de réduire les symptômes.

Ce chapitre est également présenté sous la forme d'un article accepté à IJCARS, et qui est à paraître. Il rapporte l'étude effectuée pendant ma délégation à l'INRIA Rennes - Bretagne-Atlantique, au sein de l'EPI Visages. Il montre les résultats sur 30 cas d'implantations, issus de 18 patients dont certains ont reçu une implantation bilatérale considérée comme 2 cas distincts, et le tout sur 3 cibles anatomiques différentes (NST, GPi, VLc).

La présentation de cette deuxième série de résultats met en avant la généralité de notre approche, qui peut s'adapter très simplement à toute intervention impliquant l'insertion d'un outil chirurgical simple rectiligne. Il suffit de déterminer les règles de l'intervention, de les formaliser en termes, et de les écrire dans le fichier XML des contraintes.

7.1 Abstract

Purpose We present an approach to find the optimal trajectory of an electrode, for assisting surgeons in planning Deep Brain Stimulation (DBS).

Methods We first show how we formalized the rules governing this surgical procedure into geometric constraints. Then we explain how we use a formal geometric solver along with multimodal medical images of the patient and a template built from 15 MRIs, to propose a space of possible solutions and the optimal one.

Results We performed a retrospective study on 30 implantations from 18 patients. For each case we computed a trajectory with our solver, and compared with the trajectories of the electrodes that were actually implanted. Our trajectories have only an average difference of 6.45 degrees with reference trajectories, and have a better score regarding to the satisfaction of geometric constraints. Trajectories are computed in 2 mn.

Conclusion We have shown that our solver is able to compute automatically from a set of rules, pre-operative MR images, and weightings, a trajectory for the DBS electrode that is relevant and accurate, in a patient-specific framework.

7.2 Introduction

An increasing number of patients suffering from movement disorders such as Parkinson's disease or essential tremors are treated by Deep Brain Stimulation (DBS) [BWD90, BPG⁺94, LKP⁺98]. This intervention, discovered in the early 90's, consists in implanting an electrode in deep brain structures in order to stimulate a functional target with high-frequency electrical impulses, causing reliefs of the disease symptoms. This treatment has become very popular, as it is an adjustable and reversible alternative to the ablation of functional targets.

The procedure of DBS involves several phases [BCMP09]. Phase 1, setup : a stereotactic frame is set on the patient's head. Phase 2, pre-operative planning : the neurosurgeon chooses on pre-operative MR and CT images the best location for target stimulation, as well as the optimal entry point and direction (which we will often call *trajectory* or *position* in this paper) which will be used to reach the target with the electrode. In case of a bilateral implantation, both trajectories are planned during this phase. Phase 3, intervention and preparation of access : a hole is drilled in the skull at the previously defined entry point, in order to have an access towards the target. Phase 4, electrophysiological exploration : a test electrode is inserted along the planned trajectory, varying the depths of insertion with a micrometric precision. Sometimes other test electrodes are inserted 2mm beside the central electrode simultaneously or separately, to test nearby locations. The clinical response to stimulation is evaluated, in order to find the placement having the best benefits / side effects ratio. Phase 5, permanent electrode placement : when the best location is found, a permanent electrode replaces the test electrode in the brain. The permanent electrode is fixed on the skull. In case of a bilateral implantation, Phases 3-5 are performed on the other side of the brain. Phase 6 : the permanent electrode is connected to a pulse generator surgically implanted below the clavicle. This generator then needs to be programmed and adjusted.

This treatment is very efficient and brings a valuable quality of life to the patients, but it is also difficult to plan. The planning time varies depending on the experience of the physicians and the software tool that is used. This is a crucial step where the decision-making process looks for all available data (*e.g.*, medical images and clinical scores), information (*e.g.*, clinical data) and knowledge (*e.g.*, digital atlases, books). In some centers, this process involves several clinicians (*e.g.*, neurosurgeons, neurologists, neuropsychologists) and can take up to 1h30 to find a good planning, half of the time to locate the target and the other half to choose the direction of the electrode. The tedious and long planning phase mainly relies on the study of the pre-operative patient images (such as MRI and CT) and requires many of manual operations. Even if the navigation software provides assistance for the different operations, the registration of the images acquired with different modalities still requires many of manual adjustments, the target needs to be manually defined, and the standard placement proposed by the software is rarely appropriate, forcing the neurosurgeon to adjust it using a trial and error approach.

Some studies underlined the importance of the trajectory and electrode location on possible clinical and neuropsychological side effects following surgery [YWSJ09], and on

the complications such as hemorrhages which is the most common [LGEZ⁺04], underlining the interest of planning safe trajectories. The objective of the work presented in this paper is to provide the neurosurgeon with a planning tool able to assist him/her in the decision making process, by finding a safe and optimal linear trajectory for the implantation of a DBS electrode from given patients medical images.

7.3 Related and previous works

In DBS surgical planning, various approaches with different purposes have been already proposed : 1) to help in finding automatically the target [DCK⁺05, GPP07], 2) to simulate the electric field of the electrode stimulation and its propagation in the surrounding tissues [CBL⁺10], and 3) more recently to automatically compute safer trajectories of the surgical electrodes. In this study we focus on this last topic, for which we will detail a few interesting works below. Some authors proposed interesting attempts of automatic targeting methods, for various kinds of surgeries. However, they also have some drawbacks that we would like to overcome.

The first studies on automatic computations of optimal linear trajectories for surgery planning were described for thermal ablations of hepatic tumors [AKP⁺06, ACM03, VSP⁺03, BVSS07a, BVS⁺07, SES⁺11, SBT⁺10]. Actually, from the computer science point of view, planning a placement of thermal probes in the liver has many of similarities with planning a placement of electrodes in the brain. The action of computing an optimal trajectory is the same, only the conditions of the “optimality” and the modeling of the tools and effects change. Altrogge et al. [AKP⁺06] studied hepatic RadioFrequency Ablation (RFA) needle placement : authors tried to fit a volume of effect to a target by using numerical optimization. They modeled the distribution of the temperature by taking into account some surrounding vessels, however they did not take into account the presence of all other surrounding organs and the possible intersection of the tool with vital structures.

Robotically assisted interventions also need an accurate planning to be safe and successful. In 2003, Adhami et al. [ACM03] proposed an interesting method using a translation of the qualitative and quantitative description of an intervention in a mathematical structure that could be formally defined, manipulated, and optimized. However, the authors confessed a long computation time. The same year, Essert-Villard et al. also set the foundations of an approach based on the formalization of surgical constraints that could be solved to propose optimal trajectories for RFA [VSP⁺03]. The present study is inspired from further works of this team [BVSS07a, BVS⁺07] showing how to combine several constraints. This approach has the advantages of taking into account the whole anatomy of the patient, and to be fast enough for being used by the surgeons. The computation times have recently been improved even more with the works in collaboration with Seitel et al. [SES⁺11]. More recently, Schumann et al. [SBT⁺10] presented a similar approach based on segmentation masks rather than polygonal representations of the anatomical structures. They also used a weighted combination of constraints. The authors reported a total computation time of 6 seconds for determining suitable insertion trajectories on a standard computer. However,

an evaluation showing the clinical suitability of such a trajectory planning system was not performed.

In image guided neurosurgery, a number of authors proposed planning methods. But most of the early planning tools required many manual interventions [BA03, FES⁺03, LHL02, NYY02, VDTB97]. More recently, Shamir et al. [STD⁺10] proposed an approach for planning trajectories in image-guided keyhole neurosurgery. Like Schumann et al. [SBT⁺10], they worked directly on voxels of the brain images, and assigned risk values to them. In this approach, only the risk criterion was taken into account. Brunenberg et al. presented in [BVVV⁺07] one of the works most related to ours, as they focused on DBS electrodes placement. However, authors restricted the search to a limited set of possible entry points, avoiding possibly good trajectories to be discovered. We prefer to let the software decide by itself possible entry points, in order to study all possible solutions as long as they satisfy the rules of the intervention. We would also like to keep in mind an idea of genericity, with a constraint-based solver usable on any kind of linear trajectory planning, and easy to adapt to the description of new surgical rules with new constraints.

This paper presents a method for automatic computation of DBS electrode trajectories, based on the resolution of geometric constraints inspired from [BVSS07a, BVS⁺07], and extending the preliminary results presented in [EC10]. Our approach is based on two types of data : pre-operative patient-specific images, and the rules specific to the intervention. We first detail in Section 7.4.1 the approach we used to determine the surgical rules followed by surgeons for DBS planning, and detail how we treated them, either formalizing them into geometric constraints or simply adjusting some parameters. Then in Section 7.4.2, we explain how we obtained the patient-specific data from images. In Section 7.4.3, we expose our approach and the formal solver we developed to solve geometric constraints with image data. Section 7.4.4 exposes the formalized constraints we defined for DBS planning. Then we present the experiments including 3 different targets that are usually stimulated : the Sub-Thalamic Nucleus (STN), the Globus Pallidus internus (GPi) [STR⁺06] and the caudal part of the Vento-Lateral nuclei of the thalamus (VLc) (sometimes also called the Ventral Intermediate nucleus of the thalamus, or VIM) [KPLW00], and the retrospective study on 30 implantations from 18 patients. We compare the results of our automatic trajectory computation with the reference trajectory segmented from post operative CT images.

7.4 Materials and methods

7.4.1 Analysis of rules governing DBS planning

When designing a method for automated computer-assisted surgical planning, it is crucial to follow knowledge elicitation approaches for understanding the surgical decision-making process. For the computation of the DBS electrode trajectory, we aimed at identifying implicit and explicit rules used by neurosurgeons when selecting a best possible trajectory. These rules were intended to be translated in a second step into numerical constraints used by the solver to calculate the trajectory.

From an initial study of the literature about DBS planning, we designed a questionnaire that allowed us to gather the surgeon’s knowledge on which the reasoning will be based. During 3 interviews, we submitted the questionnaire individually to two neurosurgeons who participated in our study : one of them with an experience of approximately 100 DBS implantations, and the other with about 200 implantations.

The questionnaire was intended to converge towards a set of identified rules constituting the main concerns used for planning in clinical routine. It contained a list of proposed rules and asked if they were relevant or not. The neurosurgeons also had the possibility to add extra rules that were not mentioned. Additionally, we asked them to give weights to the rules, according to the importance they see for each of them. As expected, some of the proposed rules were set aside by the surgeons while others were added, and they underlined the importance of some of the rules while lowering the importance of others. Some of the rules were mentioned as being mandatory to satisfy, whereas others could be seen as preferences. For this last type of rules, we jointly defined a weighting with both surgeons, which represented at best the impression they had of their importance. Then, an average of the proposed weightings has been computed for each rule (which will be referred to as k_i in the rest of the paper), and used for our experiments.

After the questionnaire was filled, we debriefed with these neurosurgeons to sum up the rules. The ones we chose and their formalization or parameterization are presented below.

- (1) **Place the electrode into the target.** The first obvious rule that was identified was that the electrode tip must be in the target. This rule strongly restricts the space of possible positions. Our solver expects the definition of a target, and has been natively designed to consider only the 3D positions of the tool with the tip inside the target (see Fig.7.1). This rule must be satisfied.

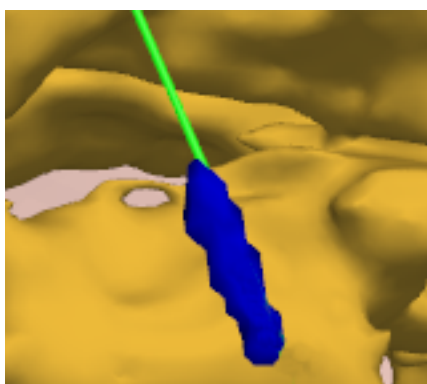


FIGURE 7.1: The tip of the electrode has to be in the target. Here the target is the blue shape and the computed trajectory represented as a green line. As explained in section 7.4.2, the target we used is not the actual anatomic structure, but a segmentation of the contacts of the reference target. The yellow shape in the back is a part of the ventricles mesh.

- (2) **Position of the insertion point.** The insertion point on the head has to be located in the upper surface of the skin of the head, as the surgeon will never implant the electrode through the lower parts of the head. This is not only due to accessibility reasons, but also to aesthetics reasons. We provide our solver with an initial insertion

zone corresponding to the scalp of the head (see Fig.7.2) : this mesh will often be referred to as *skin mesh* or *initial insertion zone* in the rest of the paper. This rule must be satisfied.

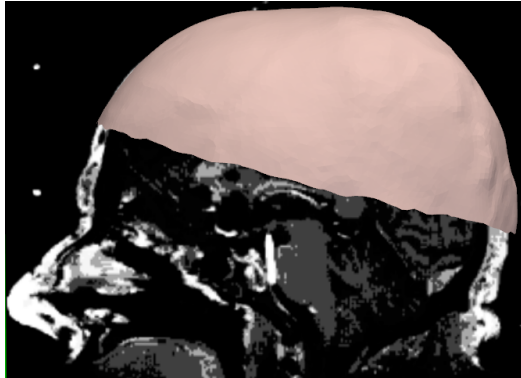


FIGURE 7.2: Initial insertion zone : upper surface of the skull’s skin mesh. This mesh is used as a basis to determine the possible solutions. As explained in section 7.4.2, this mesh is built from a mono-subject anatomical template made from 15 3T MR acquisitions, and adapted to each specific patient’s pre-operative MRI (background) with an affine registration.

(3) **Path length restriction.** This rule concerns the maximal length of the path (see Fig.7.3), which restricts the field of research. According to neurosurgeons instructions, we formalized this rule by assuming that the path has to be shorter than 90mm. In practice, this rule mainly allows us to eliminate implicitly the half of the head which is opposite to the side of the target as possible locations of insertion. This rule must be satisfied.

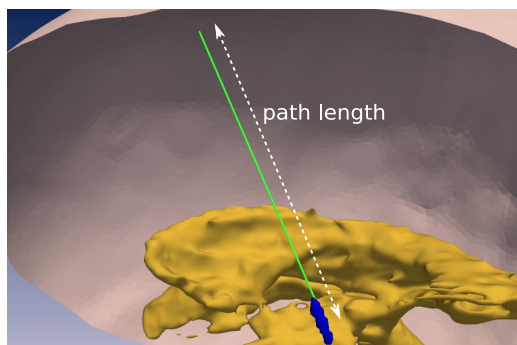


FIGURE 7.3: The path length is the distance between the candidate entry point and the tip of the electrode, here represented by its trajectory (green line). The tip is located inside the mesh of the target.

(4) **Avoid risky structures.** We need to find an electrode placement that avoids crossing vital or risky structures. For DBS, the identified “obstacle” structures include the ventricles and the vessels. Vessels are numerous in the brain, and generally located in cortical sulci. Unfortunately they are often invisible when images are acquired without contrast agent or angiography. So the neurosurgeons usually rely on the anatomical location of the sulci and avoid trajectories passing through them. We chose to add the avoidance of cortical sulci as a proper rule (see ventricles and sulci on Fig.7.4). We formalized this by assuming that the insertion point in the skull of the patient has

to be visible from the target, without any occlusion by one of the cerebral structures considered as obstacles. This rule must be satisfied.

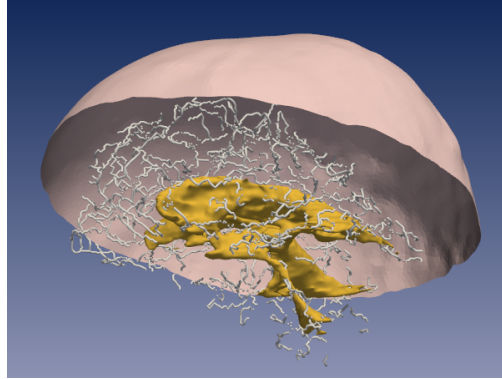


FIGURE 7.4: The trajectory has to avoid ventricles (here in yellow) and the cortical sulci. Here the cortical sulci are represented by a set of meshes located at their external traces (white intricate mesh).

- (5) **Minimize the path length.** Even if we are sure that the path is shorter than the maximum length defined by rule #3, minimizing the length of the path as much as possible reduces the risks of an imprecision when performing the implantation. We formalized this rule by assuming that the proportion between the length of the path and the shortest distance between target and the skin mesh (defined in rule #2) has to be minimal. This rule is a preference, so it can't be merged with rule #3 because their natures are different. Let us note however that this rule is not always mentioned by surgeons, so it has been given a low weighting.
- (6) **Maximize the distance between electrode and risky structures.** Even if we are sure that the electrode will not cross any risky structure thanks to rule #4, it is less risky if the trajectory passes as far as possible from those structures. We formalized this rule by assuming that the distance between the electrode and the structures designated as risky has to be maximized. The distance between the electrode and a structure is the distance between the candidate trajectory and the closest point of the mesh representing the structure. This rule is a preference.
- (7) **Optimize the orientation of the electrode depending on target shape.** Another rule expressed by surgeons was to have the trajectory axis as close as possible to the main axis of the target, when the target is oblong (see Fig.7.1). This way, they can try several possible depths by simply pulling the electrode in or out to cover almost all of the target without needing another insertion at a different location. We formalized this rule by assuming that the angle between the axis of the electrode and the main axis of the target has to be minimized. This rule is a preference.
- (8) **Placing the tip as close as possible to the center of the target.** Once again, even if we are sure that the tip of the electrode will be placed inside the target thanks to rule #1, we would like to have the tip as close as possible to the center of the target. We formalized this rule by assuming that the distance between the tip and the center should be minimized. This rule is a preference.

7.4.2 Input data

Our algorithm uses a set of spatially defined objects, such as : an initial insertion zone, the target, and all structures that come into play in the constraints as obstacles or risky structures. They need to share the same reference coordinate system so we chose to use the patient’s pre-operative MRI coordinate system. In this section, we describe how we obtained the data.

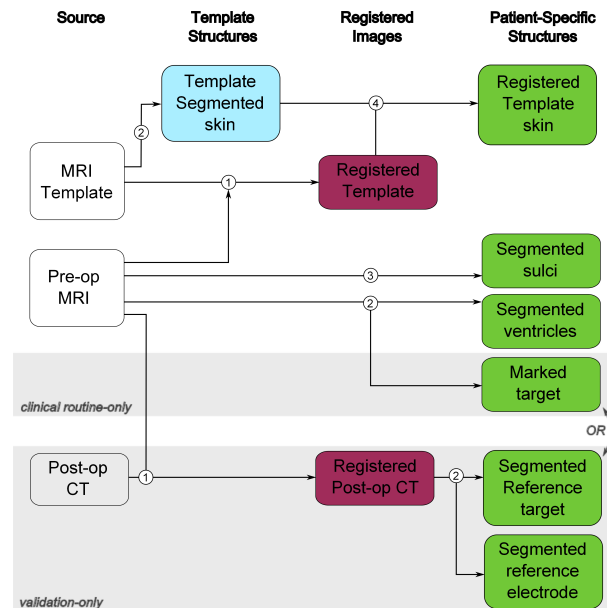


FIGURE 7.5: Graph of input data. Three images sources (left, in white) and four different treatments (①, ②, ③, ④) were used to obtain the reconstructed anatomical structures (in medium green). Intermediate steps produce registered images (in dark pink) and template structures (in light blue). In the lower part of the graph, the 2 parts with the gray backgrounds correspond to the treatments and structures required respectively if the system is used in clinical routine, or for the validation process. For the experiments described in this paper, we used the “*validation-only*” part.

The images were acquired with the same image acquisition protocols (see Fig.7.5) : one pre-operative 3T T1-weighted MR (1 mm x 1 mm x 1 mm, Philips Medical Systems), one pre- and one post-operative CT scans (0.44 mm x 0.44 mm x 0.6 mm for post-operative acquisitions and 0.5 mm x 0.5 mm x 0.6 mm for pre-operative acquisitions, GE Healthcare VCT 64). The MRI and the pre-operative CT were acquired just before the intervention, and the post-operative CT was acquired a few days after, however we didn’t use the pre-operative CT in our study. MRI and post-operative CT images were first subjected to a series of fully automatic processes (numbered ① on Fig.7.5). They were denoised with a Non-local means algorithm [CYP⁺08]. A bias correction algorithm based on intensity values [Man00] was applied on MR images. Then, CT images were rigidly registered (cost function : Mutual Information) to pre-operative MR images using Newuoa optimization [WDYPB07].

From these co-registered images, we extracted anatomical structures either with semi-automatic segmentation using MITK (Medical Imaging Interaction ToolKit [MNMW09] developed by the DKFZ (German Cancer Research Center in Heidelberg)) : operations

numbered ② on Fig.7.5, or thanks to an automatic process : numbered ③ on the figure. The brain was segmented from pre-operative MRI thanks to an extraction approach [MCF98] from BrainVISA image processing software platform [CMG⁺01]. From this initial segmentation, the cortical sulci were automatically segmented using an algorithm based on curvature information [LGBB97].

In this study, we focused on the computation of the trajectory to reach a target, and not on the delineation of the target. Our goal was to compare our proposition with reference trajectories. To this end, we needed to use the exact same target position as the one actually performed during the intervention so that the comparisons would not be disturbed by possible errors of locations of the target. For this purpose we segmented the contacts of the electrode (that appear as bright in the post-operative CT) as a small oblong 3D mesh and used this mesh as the target (as seen on Fig.7.1, blue shape), instead of segmenting the actual target. This is represented by the lower gray “*validation-only*” part of Fig.7.5, with the “*segmented reference target*”. In clinical routine, the neurosurgeon simply marks the location of the target in the planning software, sometimes assisted by an atlas – this is illustrated on Fig.7.5 by the “*clinical routine-only*” gray part, with the so-called “*marked target*”. Additionally, we segmented the reference electrode from post-operative CT for validation purposes.

We then computed 3D meshes from the segmented volumes by using the Marching Cubes approach [LC87].

We applied a particular process to one of the anatomical structures : we manually segmented the initial insertion zone (skin) once for all on a mono-subject anatomical template made from 15 3T MR acquisitions at high-resolution (0.25 mm x 0.25 mm x 0.25 mm) [LHF⁺10]. This zone does not include the entire surface of the skin surrounding the skull but it covers the usual location of the hair to take into account aesthetics. An additional process was applied to the 3D mesh of this surface : we homogenized the sizes and angles of the triangles of the mesh thanks to an isotropic remeshing algorithm described in [BK04]. As we will explain later, this mesh is used as a base for the 3D mesh of the solution space and subdivided on the borders, so an homogeneous mesh is advisable. Then thanks to an affine registration [HB03], this surface mesh was automatically adapted to each studied patient’s MRI (operation numbered ④, see also Fig.7.2), sparing us a systematic manual segmentation.

As all 3D structures were either obtained from pre-operative MRI, or obtained from a CT that was registered to pre-operative MRI, or obtained from an MRI template and then registered to pre-operative MRI, anatomical structures and objects were defined in the same common space.

7.4.3 Global strategy

Our strategy consists in formalizing the rules described in Section 7.4.1 into geometric constraints in order to solve them with a constraints solver. Among those constraints, some are boolean (#1, #2, #3, #4) : they are rules that must be satisfied. Others are numerical

(#5, #6, #7, #8), and were mentioned earlier as preferences. The first ones are called *strict constraints*, and define the space of all possible solutions. The second ones are *soft constraints* that need to be optimized at best, according to weighting factors k_i defined by the surgeon that represent the importance of each particular soft constraint in relation to the others. Among the space of possible solutions, the optimal path will be the one that satisfies the soft constraints at best. Let us note that constraints #1 and #2 are not solved but included as input image data in our solver (as target and skin meshes). The two other strict constraints and four soft constraints are translated into geometric constraints as explained in Section 7.4.4.

When programming our solver, we gave a great importance to the genericity in our approach, our goal being to dispose of a generic solver able to be used for any surgical intervention involving a path planning for a rectilinear tool. Therefore, our solver takes as input data not only the images and segmented cerebral structures, but also the rules of the intervention written in a specifically defined meta-language, and written in a separate XML (Extensible Markup Language) file which is loaded when the software is launched. If we want to add an extra constraint, we only have to write it in this file.

A solution is constituted by a position in the 3D space for the electrode. It can be represented indifferently either by a point (*i.e.* the tip of the electrode) and a direction, or by two points. We chose to use the second alternative that was more intuitive, by using the tip and the insertion point on the skin. For the insertion point, we start with an *initial solution space* constituted by the mesh of the *initial insertion zone* representing the upper part of the scalp. For the tip point, we start with the whole target.

The solving process is performed in two steps. The first phase consists in reducing the initial insertion zone by eliminating the triangles of the polygonal mesh that do not satisfy the totality of the strict constraints. Triangles of the mesh that satisfy only partially the strict constraints are subdivided into 4 subtriangles thanks to a simple quadrisection operator, in an iterative process, such as in [BVSS07b]. The second phase consists in a numerical optimization of the soft constraints. Each soft constraint corresponds to a cost function to minimize. In order to take into account all constraints with a weighting factor defined by the expert, we chose to combine them into an aggregative cost function. After an initialization of the process, consisting in a rough evaluation of the values at some insertion points homogeneously spread over the zone of possible insertion points, we compute some connected components around the best candidate points, and we start an optimization using Nelder-Mead optimization method from the best candidate. This way we avoided to fall into local minima, as described in a previous paper [BVS⁺07].

7.4.4 Implementation of geometric constraints

Using the meta-language, the rules (or their corresponding cost functions) are translated as geometric constraints represented as terms, combining operators and known data, according to a geometric universe. The geometric universe we defined for our constants and unknowns includes the usual types (*e.g.* integers, real numbers, booleans) and composed

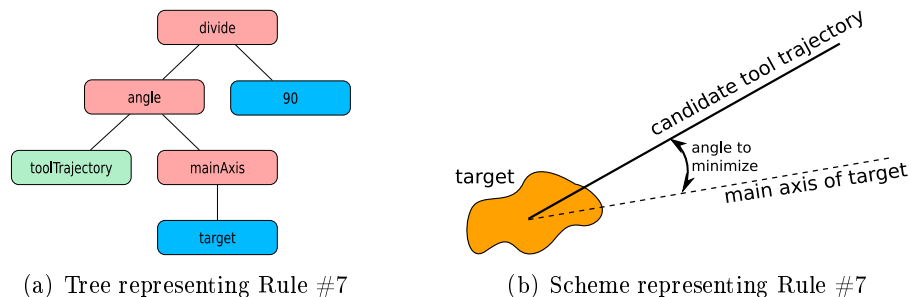


FIGURE 7.6: Different representations of Rule #7. (a) The tree shows how the term formalizing the rule is built, using operators (in pink), constants (in blue), and the variable (in green). (b) The scheme illustrates in a simple way the aim of rule #7 : minimization of the angle between the candidate trajectory and the main axis of a target which has an oblong shape.

types such as *point*, *tool*, *shape*, or *solution*. We also defined operators : usual operators such as plus, minus, multiply, and, or, as well as complex operators as for instance *distMin*, *distToolOrgan*, *angle*, *visible*. In order to add an extra constraint in the XML file, the necessary operators must have already been defined. The terms can be seen as trees, which are solved using a depth-first approach.

7.4.4.1 Strict constraints

The rules corresponding to strict constraints are either natively satisfied if they are implicit rules (Rules #1 and #2 which are integrated under the form of input image data *target* and *skin* meshes), or transcribed as boolean terms, *i.e.* using boolean operators (Rules #3 and #4).

7.4.4.2 Soft constraints

The rules corresponding to soft constraints are translated into cost functions to minimize, then written under the form of terms using the available operators.

As an example of soft constraint, let us analyze Rule #7. This rule aims at optimizing the orientation of the electrode according to the shape of the target (as shown on Fig.7.6(b)). It is translated into a soft geometric constraint expressing that the angle between the trajectory of the electrode and the main axis of the target has to be minimal. It is computed by the minimization of a numerical cost function $f_{ori} : \mathbb{R}^5 \rightarrow [0, 1]$. This function applies the geometric operators *angle* (computing the angle between two directions) and *mainAxis* (computing the main axis of a 3D shape thanks to a PCA (Principal Component Analysis) of its vertices) to the unknown X and the given mesh *target*. The cost function is chosen in a way that the resulting values are between 0 and 1, in order to obtain an order of magnitude comparable to the cost functions of the other rules before combining them. Without this normalization, a rough combination of these functions would be meaningless. So we transform the formalization by saying that the ratio between the angle expressed in degrees and 90 has to be minimal. This way, f_{ori} tends to 0 if the angle is close to 0, and

TABLE 7.1: Strict and soft constraints in XML formalization

Strict constraints

```

<strict_constraint name="path length restriction" impact="insertionZone">
lower( distMin ( center(target), insertionPoint ), maxPathLength )
</strict_constraint>

<strict_constraint name="avoiding risky structures restriction" impact="insertionZone">
visible( insertionZone, targetVolume )
</strict_constraint>

```

Soft constraints

```

<soft_constraint name="minimize depth" label="sc_depth">
divide( minus( distMin(toolTip, insertionPoint), distTargetSkull ),
~~~~~minus(maxPathLength, distTargetSkull) )
</soft_constraint>

<soft_constraint name="minimize risk" label="sc_risk">
max( divide( minus( 10.0 , distMin (sulci, toolTrajectory) ), 10.0 ), 0 )
</soft_constraint>

<soft_constraint name="optimized orientation" label="sc_ori">
divide( angle ( toolTrajectory, mainAxis (target) ), 90.0 )
</soft_constraint>
(3)

<soft_constraint name="centering" label="sc_center">
divide( distmin ( toolTip, center (target) ), 10.0 )
</soft_constraint>

<soft_constraint name="final constraint" label="sc_final">
plus( mult(weight_sc_depth, sc_depth), mult(weight_sc_risk, sc_risk),
      mult(weight_sc_ori, sc_ori), mult(weight_sc_center, sc_center) )
</soft_constraint>
(4)

```

to 1 if the angle is close to 90 degrees. Function f_{ori} is then defined by cost function (7.1). In this equation, X represents the degrees of freedom in \mathbb{R}^5 of the trajectory of the tool.

$$f_{ori}(X) = \frac{angle(X, mainAxis(target))}{90} \quad (7.1)$$

To express this function as a constraint understandable by our solver, we use our meta-language and write it as a term. This term uses existing operators defined in the solver (*divide*, *angle*, *mainAxis*), constant data (*target* shape coming from the images, integer *90*), and the variable *toolTrajectory* which will be filled with a candidate value. The final constraint in XML syntax is shown in Table 7.1 line (3). The corresponding tree is illustrated on Fig.7.6(a) : operators are in red, given constant data are in blue, and the variable is in green. In the solver, we use this tree structure to represent the constraints. If a data or variable node is used in more than one constraint, it exists only once and doesn't have to be re-evaluated several times.

7.4.4.3 Aggregative soft constraint

The constraints we detailed in Section 7.4.1 were all written in XML syntax with the same approach, using our operators and data, and are shown on Table 7.1. The last soft constraint (“*sc_final*”, line (4)) is the aggregative constraint, that combines the four previously defined soft constraints with the chosen weighting factors k_i . It corresponds to the XML transcription of the aggregative cost function f , written line (7.2), which combines the cost functions f_{depth} , f_{center} , f_{risk} , f_{ori} , associated to the four soft constraints #5 (depth), #6 (risk), #7 (orientation), and #8 (centering) respectively.

$$\begin{aligned} f(X) = & k_d \cdot f_{depth}(X) + k_r \cdot f_{risk}(X) \\ & + k_o \cdot f_{ori}(X) + k_c \cdot f_{center}(X) \end{aligned} \quad (7.2)$$

7.4.5 The software

To apply our method, we developed our own geometric constraints solver. It is developed in C++ and based on MITK software system [WVW⁺05], and using ITK and VTK libraries. It includes a parser to read the XML constraint file and build the constraints tree. It also includes a set of operators on 3D meshes such as subdivision of triangles by quadrisection, and computations of the volume, or the distance to a line or a point.

To compute the non-intersection between the trajectory and the 3D meshes of the organs to preserve, we introduced a specific operator called “*visible*”. Even with spatial partition algorithm accelerating the computations, a naive ray/mesh intersection computation would still have been too time-consuming. We chose to take advantage of the GPU (Graphics Processing Unit) by performing renderings from the target’s point of view in the six possible directions covering the whole 3D space (right / left / front / back / up / down). This is illustrated with a 2D projection on Fig.7.7 showing only four of the views (right / left / front / back). On this example, only seven beams reach the initial insertion zone without hitting any obstacle (such as ventricles or cortical sulci). View 4 is totally occluded by the ventricles. We compute occlusions of the initial insertion zone thanks to the OpenGL extension `GL_ARB_occlusion_query`. Each triangle of the initial insertion zone which is not rendered because it is occluded by an organ is eliminated from the solution space. Triangles partly visible can be subdivided up to a fixed threshold. This algorithm has recently been improved in speed thanks to works with DKFZ Heidelberg (MITK) [SES⁺11], making the occlusion computation quite instantaneous (below 1 s.).

Our software finally includes a graphical interface, which allows to visualize the results and modify interactively some of the parameters. The results are shown under the form of a global color map representing the values of cost function f at each point of the insertion zone. The color map pictures the insertion points having the best results for f in green, those giving the worst results in red, and a range of progressive intermediate colors for the other points. Among the zones of best results, the optimal trajectory (*i.e.* passing through the point of minimal f) is shown as a red line. Let us note that in some cases there can

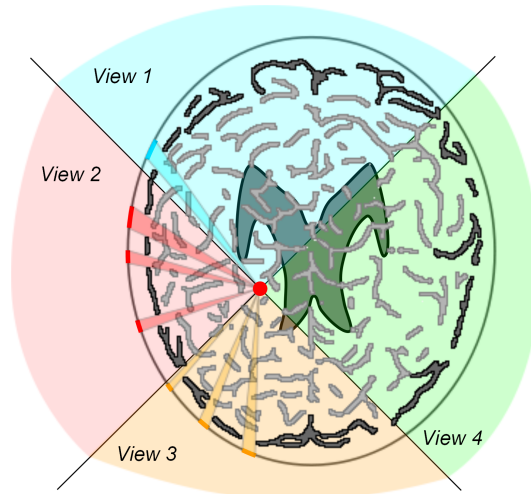


FIGURE 7.7: Scheme in 2D illustrating the six 3D renderings used to compute parts of the initial insertion zone not occluded by any obstacle mesh (ventricles, sulci). Here only 4 views from the target (red point) are represented : front/back/right/left. Up/down views are not shown.

be several trajectories considered as optimal, each one in a different “valley”. This can be configured by adjusting a parameter, choosing either an ε defining a range of acceptable values around the best value of f , or a number of first best trajectories to display. In that case, the user can browse the proposed alternative trajectories by simply clicking on a spin button.

If the user wants to see the results provided by another choice of weighting factors, it is possible to modify them by using the corresponding sliders (as illustrated on Fig.7.8). The software recalculates the global color map and the optimal trajectory and updates the view instantaneously. Indeed, the 4 color maps of the individual soft constraints (representing respectively the values of f_{depth} , f_{center} , f_{risk} , and f_{ori}) are computed once for all and don’t change if the weighting factors are modified. When the weighting factors change, only the simple aggregative cost function needs to be recomputed and this is instantaneous. The user can also consult the four color maps corresponding to the individual soft constraints, by selecting which map to visualize in a list.

7.4.6 Validation method

We performed a retrospective validation study of our method. For each case, we compared our solution with the actual position of the electrode that has been implanted in the patient, used as the reference trajectory. We worked on the assumption that the actual electrode was placed at best by the surgeons to fit simultaneously all the criteria, so our objective was to check if the solution we found automatically was close to this reference, or even a better solution regarding the criteria. That is why we measured the proximity of our computed trajectory with the reference trajectory, as well as the scores of both trajectories.

For each case, we computed the angle between our proposed optimal electrode trajectory and the reference trajectory. Let us recall that the reference electrode was segmented from



FIGURE 7.8: Snapshot of our software, showing the interface allowing to modify the settings, to change the color map to display, and to browse the proposed optimal trajectories if several are found

TABLE 7.2: Comparison between the trajectory produced by our planning (with weightings of $k_d = 1/k_c = 1/k_r = 4/k_o = 4$), and the reference trajectory

Type of target	Case #	Ref. traj. T_{ref}		Comp. traj. T_{plan}		Gain		Angle α betw. traj. (deg.)	Execution times		
		Score [0 - 1]	Dst. sulci (mm.)	Score [0 - 1]	Dst. sulci (mm.)	Score (%)	Dst. sulci (mm.)		Solut. space (s.)	Color maps (s.)	Optimization (s.)
GPi	1	0.398	2.052	0.233	6.573	41.46%	4.520	19.22	6.53	124.57	15.14
	2	0.200	6.222	0.114	8.206	43%	1.985	5.82	6.69	122.92	18.51
	3	0.230	6.042	0.221	6.299	3.91%	0.257	0.46	6.02	109.62	19.21
	4	1.000	0.054	0.166	9.424	83.4%	9.370	24.17	6.40	149.89	14.22
	5	0.298	4.396	0.172	7.491	42.28%	3.094	7.15	6.61	139.83	16.9
	6	0.430	1.263	0.230	8.103	46.51%	6.841	23.36	6.11	126.81	54.99
	7	0.400	5.714	0.262	11.677	34.5%	5.964	14.97	6.26	101.35	63.24
	8	1.000	0.555	0.177	8.918	82.3%	8.362	16.72	6.16	121.09	17.89
	9	1.000	0.648	0.174	7.606	82.6%	6.958	10.15	6.49	142.36	19.02
	10	0.343	3.157	0.121	9.178	64.72%	6.021	6.38	6.20	149.91	13.93
	11	0.360	1.480	0.200	5.961	44.44%	4.481	5.78	6.54	120.16	11.83
	12	0.345	3.228	0.257	6.795	25.51%	3.568	23.98	6.69	104.52	14.17
	13	0.228	6.140	0.178	6.809	21.93%	0.668	4.40	6.56	108.88	13.22
	14	0.309	3.892	0.199	6.446	35.6%	2.554	3.20	6.60	122.47	10.78
STN	15	0.264	5.746	0.121	8.133	54.17%	2.387	10.02	6.89	87.19	14.63
	16	0.350	2.850	0.239	5.379	31.71%	2.529	7.54	9.36	112.65	89.47
	17	1.000	0.750	0.165	8.301	83.5%	7.551	20.60	5.29	100.56	22.47
	18	0.361	2.790	0.209	7.107	42.11%	4.316	13.53	6.95	92.63	14.32
	19	0.329	3.490	0.262	5.753	20.36%	2.263	8.66	9.47	49.99	16.66
	20	0.401	1.740	0.219	4.900	45.39%	3.160	18.17	10.22	48.26	13.97
	21	0.397	2.425	0.305	4.768	21.19%	2.343	3.93	7.90	62.66	115.21
	22	0.338	2.748	0.244	5.365	27.81%	2.617	3.34	7.50	79.99	17.98
	23	0.362	1.946	0.270	4.858	25.41%	2.912	9.89	3.44	68.03	27.81
	24	0.408	1.184	0.195	7.275	52.21%	6.091	12.53	6.05	86.09	14.32
	25	0.354	2.239	0.135	7.958	61.86%	5.718	4.99	6.50	100.71	13.87
VLc	26	1.000	0.150	0.189	6.426	81.1%	6.096	11.76	5.80	87.98	16.23
	27	0.400	1.715	0.299	5.186	25.25%	3.471	9.18	7.22	80.89	125.90
	28	1.000	1.409	0.262	7.356	73.8%	5.947	20.50	6.98	92.51	19.28
	29	0.155	7.429	0.033	10.001	78.71%	2.572	5.15	7.10	88.52	14.81
	30	0.393	1.366	0.181	6.996	53.94%	5.630	7.78	1.68	112.06	17.58
AVERAGES		0.468	2.827	0.201	7.169	47.69%	4.342	11.11	6.61	103.17	28.58

post-operative CT, as explained in section 7.4.2 and illustrated on Fig.7.5 in the “validation-only” part. From this segmented electrode, we extracted its main direction by performing a PCA, to obtain a line we called “reference trajectory”. For both trajectories (computed and reference) we also computed the minimal distance to the sulci, and compared the results.

TABLE 7.3: Comparison between trajectories computed with different weighting factors : $k_d = 1/k_c = 1/k_r = 4/k_o = 4$ for T_{plan1} , and $k_d = 1/k_c = 1/k_r = 4/k_o = 10$ for T_{plan2}

Type of target	Case #	Comp. trajectory T_{plan1} 1/1/4/4			Comp. trajectory T_{plan2} (forced orient.) 1/1/10/4			Differences T_{plan1} / T_{plan2} (gain/loss)	
		Score [0 - 1]	Dst. sulci (mm.)	Angle α_1 (degrees)	Score [0 - 1]	Dst. sulci (mm.)	Angle α_2 (degrees)	Angle (%)	Dst. sulci (mm.)
GPi	1	0.233	6.573	19.22	0.192	3.802	7.58	-60.53%	-2.771
	2	0.114	8.206	5.82	0.082	8.204	5.61	-3.67%	-0.003
	3	0.221	6.299	0.46	0.163	6.297	0.43	-7.05%	-0.002
	4	0.166	9.424	24.17	0.167	8.922	21.24	-12.12%	-0.501
	5	0.172	7.491	7.15	0.123	7.496	6.99	-2.33%	+0.006
	6	0.230	8.103	23.36	0.205	4.321	2.93	-87.47%	-3.782
	7	0.262	11.677	14.97	0.205	4.335	3.71	-75.24%	-7.342
	8	0.177	8.918	16.72	0.172	5.820	13.90	-16.82%	-3.098
	9	0.174	7.606	10.15	0.149	7.515	7.70	-24.09%	-0.091
	10	0.121	9.178	6.38	0.122	9.144	6.10	-4.38%	-0.034
	11	0.200	5.961	5.78	0.148	5.959	5.72	-1.01%	-0.001
	12	0.257	6.795	23.98	0.179	4.467	3.76	-84.31%	-2.328
	13	0.178	6.809	4.40	0.137	6.808	4.40	+0.01%	-0.001
	14	0.199	6.446	3.20	0.158	6.446	3.34	+4.22%	0.000
STN	15	0.121	8.133	10.02	0.078	8.147	10.25	+2.25%	+0.015
	16	0.239	5.379	7.54	0.154	5.631	7.32	-2.82%	+0.252
	17	0.165	8.301	20.60	0.167	5.423	3.78	-81.64%	-2.878
	18	0.209	7.107	13.53	0.177	4.661	8.51	-37.13%	-2.446
	19	0.262	5.753	8.66	0.193	4.559	1.42	-83.55%	-1.194
	20	0.219	4.900	18.17	0.210	4.900	6.20	-65.85%	0.000
	21	0.305	4.768	3.93	0.221	4.702	4.22	+7.34%	-0.066
	22	0.244	5.365	3.34	0.167	4.744	2.75	-17.76%	-0.622
	23	0.270	4.858	9.89	0.196	4.483	7.19	-27.25%	-0.374
	24	0.195	7.275	12.53	0.161	5.234	8.58	-31.48%	-2.040
	25	0.135	7.958	4.99	0.108	7.958	5.09	+1.94%	0.000
VLc	26	0.189	6.426	11.76	0.144	6.209	10.37	-11.79%	-0.036
	27	0.299	5.186	9.18	0.211	4.893	6.28	-31.54%	-0.293
	28	0.262	7.356	20.50	0.186	3.385	6.43	-68.66%	-3.971
	29	0.033	10.001	5.15	0.027	10.087	5.16	+0.17%	+0.086
	30	0.181	6.996	7.78	0.145	6.983	6.46	-16.89%	-0.013
AVERAGES		0.201	7.169	11.11	0.158	6.051	6.45	-27.98%	-1.118

Finally, we reported the scores of both trajectories for all of the individual soft constraints and the aggregative soft constraint, *i.e.* the result of their respective cost functions, in order to quantify their quality regarding the rules defined by the neurosurgeons.

The experimentations were performed on images from the Department of Neurosurgery at Pontchaillou University Hospital in Rennes, France. We decided to retrospectively validate our software with DBS interventions targeting different anatomical structures in the brain : the globus pallidus interna (GPi), the subthalamic nucleus (STN), and the caudal part of the ventro-lateral nuclei of the thalamus (VLc). The two first ones are the most common sites for the placement of the lead in the case of dystonia and Parkinson's disease, and the 3rd one is more often used for non-Parkinsonian essential tremor. These targets are between 5 and 10 mm wide. Different types of electrodes were used, depending on the target : Medtronic 3389 when targeting the STN, and Medtronic 3387 for GPi and VLc. The contacts are more spaced on electrode Medtronic 3387, however this has no incidence on the planning. Our method can be used with any of these electrodes or others, as the important issue is the path towards the target that we model as a line.

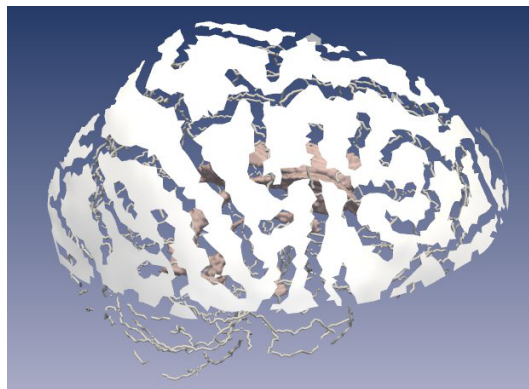


FIGURE 7.9: 3D mesh of the solution space resulting from the solving of strict constraints during phase 1 of the process for case #3. The initial *insertion zone* (skin mesh) has been reduced to the surface of points that satisfy the strict constraints

Our retrospective study was performed on 30 cases, constituted by 18 patients, some of which had a bilateral electrode implantation. We treated each side as a separate case for our study. Among those patients, there were 8 GPi targetings (14 electrodes), 6 STN (11 electrodes), and 4 VLc (5 electrodes). For each case, we performed the registrations, segmentations, and reconstructions described in Section 7.4.2 on preoperative and postoperative images, and we obtained the necessary 3D meshes of the structures and the targets. Then we launched the automatic planning application, using the constraints defined in Section 7.4.1, and for a start we chose weighting factors of 1 for k_d (soft constraint #5), 1 for k_c (soft constraint #8), 4 for k_r (#6), and 4 for k_o (#7) to compute f . The weighting factors were defined in collaboration with the neurosurgeons.

7.5 Results

The first step of our method computes a solution space, i.e. the surface where the insertion point can be located according to the soft constraints. An example of solution space can be seen on Fig.7.9 representing patient case #3. Then, the second step computes color maps on the solution space, to represent the quality of the different possible locations in relation to the soft constraints. Snapshots of color maps for patient case #3 are shown on Fig.7.11, where red parts represent the worst insertion locations, green parts represent the best insertion locations, with a range of intermediate colors. Figs.7.11(a), 7.11(b) and 7.11(c) show respectively the individual color maps for constraints #5 (length of path) representing values of f_{depth} , #6 (distance to sulci) representing values of f_{risk} , #7 (orientation) representing values of f_{ori} . A detail of the risk map is shown on Fig.7.10 : the direction of the sight is so close to a cortical sulcus that it doesn't cross the surface of possible entry points and we can see the target. On the sides of the cortical sulci, the areas of the surface of possible entry points is red on the borders, showing a risky proximity with the nearby cortical sulci. The color map for constraint #8 ("tip close to center of the target") is not shown as it offers little interest : it is mainly green and is only useful for adjustment. Fig.7.11(d) shows the color map resulting of the aggregative soft constraint

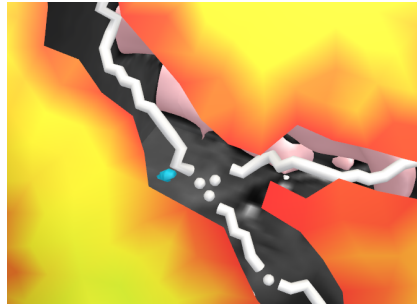


FIGURE 7.10: Detail of the risk map (in red/orange/yellow). The target is in blue, the cortical sulci in white, the pink shape in the back is a part of the ventricles, and the background is the grayscale MRI. The direction of the sight is so close to a cortical sulcus that it doesn't cross the surface of possible entry points and we can see the target. On the sides of the cortical sulci, the areas of the surface of possible entry points are red on the borders, showing a risky proximity with the nearby cortical sulci.

combining the others. The red line represents the optimal trajectory.

Let us call T_{plan} this optimal trajectory produced by our path planning algorithm, T_{ref} the reference trajectory of the electrode segmented from the post-operative CT, and α the angle between them. Angle α assumes a same origin for both trajectories which are coplanar : α is measured along this common plane. Results are shown on Table 7.2, along with the global score (*i.e.* the value of f) of each trajectory T_{plan} and T_{ref} , and the minimal distance to sulci. As explained in Section 7.4.4, the values of f are real numbers between 0 and 1 (0 being the best score and 1 the worst). They are the result of a minimization, and their proximity with zero represents in some way the degree of satisfaction of the weighted soft constraints. We can notice that in all cases T_{plan} has a better (smaller) global score than T_{ref} . The scores are improved by an average of 47.69%. Let us notice that in some cases such as case #4, the score of reference trajectory T_{ref} is 1.000 : its minimal distance to the sulci is so small that it received a disqualifying score.

On this table we can also see that in all cases our trajectory improves the distance to the sulci, which is increased by an average of 4.342 mm, signifying a less risky path. Angle α between T_{ref} and T_{plan} has an average of 11.11 degrees, which is a good result but not entirely satisfactory if our aim is to be as close as possible to the reference trajectory.

Execution times are also shown on this table. The computation of the solution space (surface of possible insertion) takes about 6.6 seconds. Then, coloring the maps takes an average of 103 seconds. The final optimization of the optimal trajectory takes less than 30 seconds. At the end, the entire process takes a little more than 2 minutes (average of 138.36 seconds). The experiments were performed on a 15" laptop, with a Dual Core CPU at 2.26 GHz and 4GB RAM, equipped with a NVIDIA GeForce Go 9300M GS GPU which is used to speed up occlusion computation.

In order to test the importance of the weighting factors, we performed again the experimentation with alternative factors. We chose to give more importance to the orientation of the trajectory by giving a factor of 10 to k_o (leaving the others unchanged). The results of this second experimentation is shown on Table 7.3. On this table, we compare the new

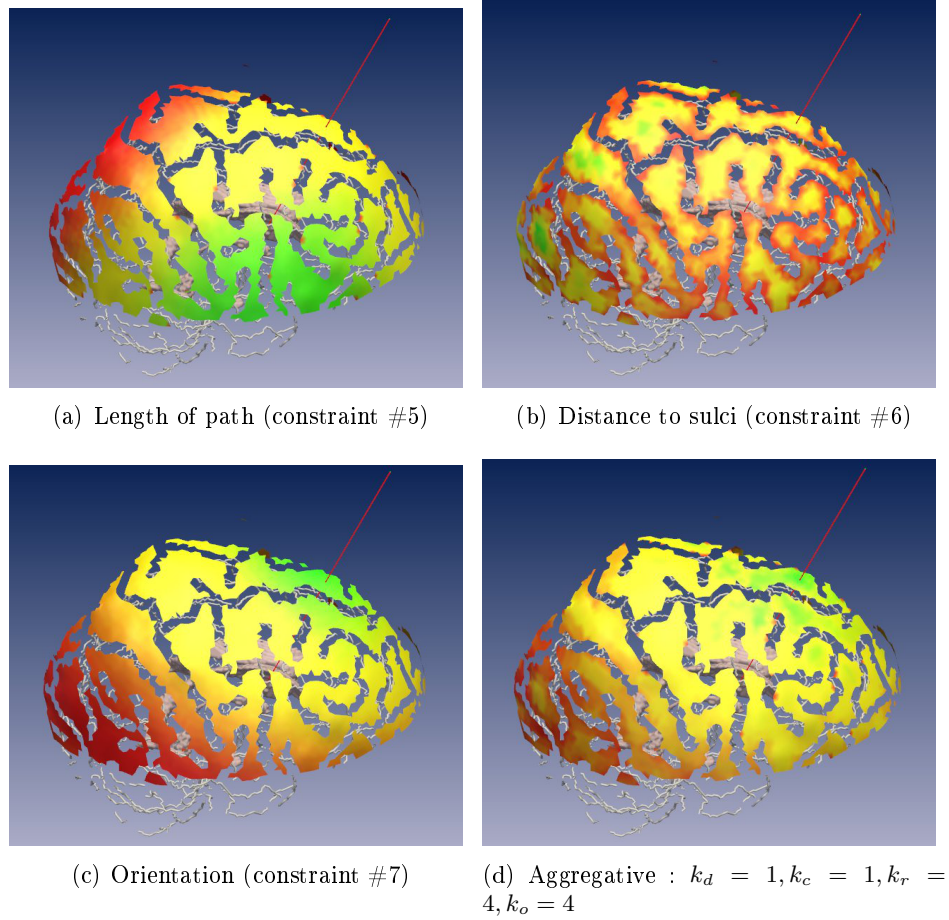


FIGURE 7.11: Color maps of the soft constraints obtained after phase 2 of the solving process : best zones are in green and worst are in red (patient case #3). In all snapshots the red line is the final trajectory T_{plan} , optimizing the aggregative soft constraint

trajectory T_{plan2} with the previous trajectory T_{plan} (which we renamed for the occasion T_{plan1}). The scores are improved, except for patient cases #4, #10, and #17, where the scores are nearly equal. The important observation here is that the angle between the reference trajectory and the computed trajectory is significantly improved : trajectory T_{plan2} is nearly 30% closer from T_{ref} than T_{plan1} . The improvement reaches up to 84%. Fig.7.12 illustrates an example of the proximity between our computed trajectory (T_{plan} , in red) and the reference trajectory (T_{ref} , in green). In the same time, the distance to sulci is smaller, which can be more critical. However, it is still greater than for the reference electrode, and the loss is only of about 1 mm which is quite small. So such weightings could also be considered. The setting of the weighting factors will be discussed in the next section.

Fig.7.13 shows a snapshot of the color map of the global aggregative soft constraint with the second set of weighting factors. Again, on this figure, the trajectory computed as optimal T_{plan} using the new weighting factors is shown as a red line. We can observe that the repartition of colors is different from Fig.7.11(d) : the new weighting factors favoured orientation over distance to sulci, and we see that there is less yellow around green zones in the upper right part, and inside red zones in the lower left part. The green zone is more

homogeneous and focused on the upper right part.

Fig.7.10 shows a detail of the color map of the risk constraint. The map stops where a trajectory towards the target (in blue) would meet an obstacle : here an approximation of a sulcal vessel represented by the white shape. This is resulting from the solving of strict constraint during phase 1. Along the borders, the map tends to be red, signifying the risk of passing too close. This is computed during the solving of soft constraints at phase 2.

7.6 Discussion

We proposed a method for assisting the surgeon's decision making process during DBS surgical planning. It first provides information for the neurosurgeon in the form of colored maps that allow the individual scores of the possible insertion areas for each of the defined rules to be seen very quickly and easily, facilitating the decision making. This method also computes an optimal path according to those rules, *i.e.* the path that has the best global score, result of the aggregative cost function, according to the chosen weightings. The computed angle α demonstrated that the trajectories performed by the expert neurosurgeon were not so far from our proposed path (average of 6.45 degrees with the second set of weightings), but not exactly the same. However in this kind of retrospective study it is difficult to compare the results with ground truth, as the trajectories that were actually used might not be the optimal ones. That is why we used constraints and weighting factors defined by the neurosurgeon and computed the scores from them, even if we were aware that using such validation metrics was biased by the fact that the method was built for minimizing these values.

We can analyze the results in different ways. The weighting factors in the aggregative cost function might have not been chosen at best, and might need to be refined to obtain a better fitting with the reference trajectory. Indeed, in most of cases (24 over 30) the angle between the computed trajectory and the reference trajectory was improved when using weighting factors favorable to the orientation aspect. This suggests that in clinical routine, the optimization of the orientation of the electrode relatively to the axis of the target may be of greater importance for the neurosurgeons than they thought when setting the weighting factors. However we can also say on the contrary that, as the rules and the weighting factors we used were defined by the neurosurgeons, the trajectories we plan better fit their theoretical criteria (the global scores of T_{plan} are better than the scores of T_{ref}), and maybe the planning tool they used in clinical routine did not provide them sufficient information and visibility for a correct selection. Anyway, we consider to study more precisely and refine the setting of the weighting factors in future works.

The method by Seitel et al. [SES⁺11] we cited in Section 7.3 uses the concept of Pareto-optimality to provide a set of optimal insertion points, *i.e.* all the points that satisfy all the criteria simultaneously at best for any weighting. Let us note that the optimal insertion point that our software proposes is on the Pareto frontier, *i.e.* it satisfies all the criteria simultaneously at best for a particular weighting, it is one of the Pareto-optimal points. So when a proposition has been done and the surgeon modifies the weighting factors

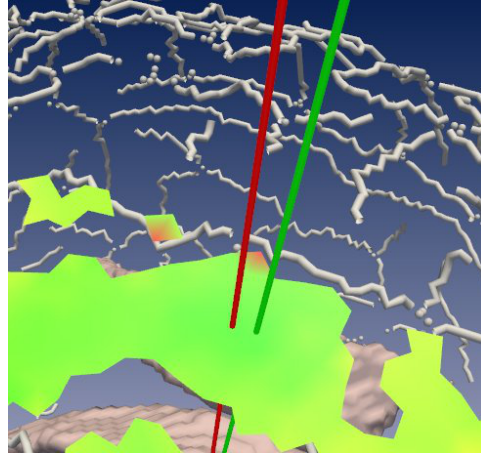


FIGURE 7.12: Detail of the result of Fig.7.13. The red line is the computed trajectory T_{plan} , and the green line is the reference trajectory T_{ref}

interactively, the new optimal solution that is shown is the Pareto-optimal point which corresponds to the new weightings. This way, the surgeon does not need to browse all the Pareto-optimal points to know which one satisfies which criteria the most. He/she already knows when giving the preference to some criteria over the others that the proposed trajectory is the one that satisfies this setting at best.

We might also discover in the future that a constraint is implicitly used by the neurosurgeon but has not been expressed so far. In that case, a great advantage of our approach is the modularity. The new constraint only has to be translated into a cost function, formalized, and simply added into the XML file, and it will be automatically taken into account in the next planning. For instance, if we want to eliminate the insertion areas located on the posterior part of the head, behind the central sulcus, we could easily add for instance a strict constraint restricting the angle of the trajectory with respect to the Talairach coordinate system to a certain range in the anterior-posterior rotation.

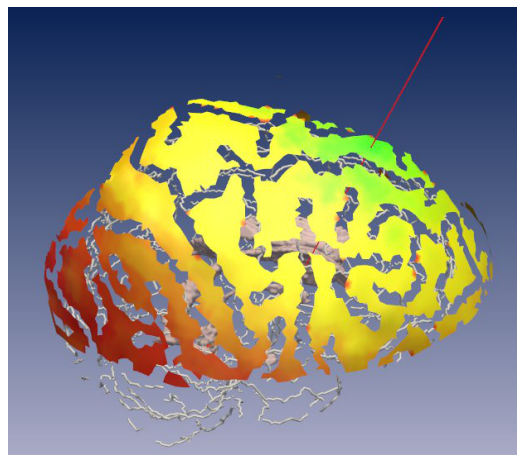


FIGURE 7.13: Color map of the aggregative soft constraint for patient case #3, for alternative values of the weighting factors : $k_d = 1, k_c = 1, k_r = 4, k_o = 10$. T_{plan} is at another location.

Other 3D shapes of structures could also be considered to participate in the computation. For instance, if the 3D mesh of vessels was available, we could load it with the other 3D structures in the software, and mark them as obstacles in order to take them into account in a simple way. In the same way, if we dispose of information about the functional zones and their 3D shape and location, for example thanks to an atlas or functional imaging, we can also integrate them as obstacles in the process. Our system is ready to receive any extra 3D mesh to consider, and any new constraint which can be expressed with the available operators. In terms of performance, each new constraint added to the list will slow down the process, in a proportion that usually depends on the size and level of refinement of the involved polygonal meshes. We did not compute this exactly, but we can estimate that each constraint represents a few seconds more, which keeps the process within a time reasonable enough to be used in practice.

We chose to use the 3D polygonal representations of all the anatomical structures, even if segmentation and reconstruction steps are required to obtain the meshes. Our choice was leaded by two factors. Firstly, the human eye is used to see surfaces of objects and, to our opinion, the volume rendering with transparent layers is still not ergonomic enough to be the best choice for visualizing the trajectory and its surroundings with a sufficient precision in perception. Secondly, one long term goal of this work is to use it in conjunction with neuronavigation, and to display the trajectory and the surrounding anatomical structures with augmented reality techniques. For this purpose, the polygonal meshes will be required and reconstructed anyway. This implies that we reconstruct the target, even in the case of targets that cannot be easily defined with an enclosed structure, such as for example the ventral interior internal capsule. This could be done with the help of anatomical atlases.

A point which could be improved is the shape of the trajectory itself. In the first phase of the intervention, when inserting the micro-electrodes for the electrophysiological tests, the neurosurgeon can use multiple tracks. So it would be beneficial if our solver would be able to take into account the possibility to have multiple tracks and find a cylinder-shaped trajectory clear from obstacles instead of just the linear trajectory. This long micro-electrodes mapping is often used to compensate the phenomenon of *brain shift* [WTS⁺05] which has been recognized as a possible source of inaccuracy.

Let us add that in order to measure the error, we used as the reference trajectory a line resulting from a PCA on the segmented reference electrode. This could be subject to discussion, as we could have chosen another ground truth : either the line joining the hole in the skull to the center of the target, or the planned trajectory recorded by the surgeons. Both the first one and the validation method we chose are approximations, not taking into account the bending of the electrode due to pneumoencephalus and brain shift. Taking the bending into account would suggest to be able to model and predict those deformations. We will work on this point in a close future. Using the trajectory that was planned by the surgeon before the intervention would have been an interesting alternative for our study, as this reference trajectory is also straight and does not take the bending into account either, however as this planned trajectory can sometimes be readjusted during the intervention if a vessel appears to be on the way, we preferred to use the real post-operative data.

Let us also notice that the different errors that might be present in the different steps of the process leading to our input data have not been measured. With current imaging technologies, intra-subject rigid registration appears to be very effective, especially when images are subject to reliable pre-processing tools. However, there could be slight uncertainties in the patient-to-template registration, the segmentation, or the reconstruction processes, which can possibly be cumulative, and temper our results. When dealing with deep brain structures in the brain, or vessels, the different image processing steps of the workflow should be as reliable as possible to minimize errors and reach sub-millimetric precision. Futures works will integrate these parameters in order to optimize trajectories accordingly.

Finally, this approach does not account for targets where the electrode tip should be outside of the target, for example multipolar stimulation of the dorso-ventral region of the subthalamic nucleus. For now we consider the trajectory as a line. In future works we will also study volumetric tools. This might be a lead if we consider the multiple stimulators as one volumetric tool.

7.7 Conclusion

We described an approach using a geometric constraint solver fed with two types of input data : the formalization of the rules governing DBS planning and patient-specific and generic images, to automatically compute an optimal placement for an electrode in the framework of assistance to DBS planning. The results we obtained show that the solutions proposed by our solver slightly differed from the solutions that were actually performed in clinical routine, but they were however close to them and had better scores regarding the rules defined by the surgeon themselves.

In the future we plan to feed the solver with other types of information which may be expressed by new rules and associated constraints, especially when new targets will be considered. The choice of the weighting factors could also be refined in a further study. The modularity of our system will facilitate such extensions.

Chapitre 8

Bilan et perspectives

8.1 Bilan

Ce mémoire présente ma contribution à la résolution d'un problème particulier, la planification d'opérations percutanées, mais qu'on peut généraliser à de nombreux problèmes où des questions de modélisation physiques ou géométriques —avec des équations précises à résoudre ou à optimiser— sont mélangées à des règles de l'art ou de bon sens rangées dans des corpus de connaissances donnés souvent de manière informelle. Par ailleurs, la visualisation au sens large des données —ici les nombreux facteurs dont la variation conditionne la réussite d'une opération— et des résultats a fait l'objet d'une étude particulière faisant appel à des technologies récentes pour lesquelles des méthodologies généralisables à des problèmes de visualisation en environnement dense ont été développées.

Le travail d'entretiens avec les praticiens, les visites durant lesquelles j'ai assisté à des plannings et des interventions chirurgicales, ont permis d'explicitier assez précisément les règles de l'art et d'en déduire des règles de placement géométrique. Cependant, la variabilité des cas, du matériel, du degré d'expérience du praticien, des pratiques en usage dans les différents centres, ajoutée aux constantes évolutions de la technique, m'ont conduite à m'interroger sur le cadre précis qui devait être modélisé, puis à définir un méta-cadre. Naturellement, ce travail d'analyse a donné lieu à une taxinomie partielle de la chirurgie interventionnelle dans laquelle le cadre général des opérations où il s'agit de placer un outil long, fin et rectiligne a été dégagé. Il a ainsi été défini un formalisme dont la syntaxe permet de s'adapter aux différents types d'opérations entrant dans ce cadre et dont la sémantique s'établit dans le domaine de la géométrie euclidienne.

Dans ce formalisme, les notions de contraintes strictes et contraintes souples qui catégorisent les règles selon leur degré d'exigence ont été définies. En théorie, on pourrait ne considérer qu'un seul type de contrainte, les contraintes strictes pouvant être vues comme des contraintes souples dont l'optimisation est impérative. Cela pourrait se traduire en pratique par exemple par la pénalisation des trajectoires ne les satisfaisant pas, avec un score rédhibitoire. Cependant, la différence sémantique entre contraintes booléennes impératives et contraintes numériques à optimiser m'a néanmoins conduite à pencher pour la séparation de ces contraintes, ce qui a également mené naturellement vers les définitions d'espace des solutions et de solutions optimales. Le partitionnement de l'espace en espace des solutions indexées par des valeurs de scores a par ailleurs l'avantage de permettre une

représentation intuitive.

L'utilisation de la modélisation déclarative implique des étapes difficiles en amont et en aval de la résolution, pour la formalisation et la navigation parmi les solutions. Faciliter ces tâches pour l'utilisateur a été l'un des objectifs de ce travail. L'étude menée sur la construction interactive de contraintes a constitué un premier pas vers une abstraction du méta-langage de description, et vers une future utilisation en routine clinique. La réalité virtuelle contribue également à l'ergonomie de la partie édition des solutions, notamment en apportant un guidage qui repose sur les contraintes pour limiter les recherches.

Finalement, l'assemblage de tous ces travaux menés dans différents domaines a permis de concevoir et implanter un logiciel qui a été expérimenté précisément tout d'abord avec la RFA, puis avec seulement quelques évolutions cosmétiques au niveau de l'interface pour le cas de la stimulation cérébrale profonde. Ce logiciel est plus qu'une preuve de concept, il montre l'apport des idées de la modélisation déclarative et de la réalité virtuelle dans le domaine de la chirurgie interventionnelle, sur une base de mesures validées.

Inversement, les études menées sont une contribution à divers domaines de l'informatique, allant de l'imagerie à l'optimisation, de la réalité virtuelle à l'intelligence artificielle, des sciences cognitives aux interfaces homme-machine, et les concepts présentés ne se limitent pas à notre cas d'étude. De nombreux problèmes modélisés par des corpus de règles pourraient également être résolus par catégorisation et délimitation d'un espace de solutions avant d'être optimisés. Les problèmes liés à la densité de l'affichage de scènes 3D, qu'elles représentent ou non des espaces de solutions ou de valeurs, et à la sélection et la navigation en environnements denses, sont encore des questions d'actualité auxquelles nos méthodes peuvent apporter des éléments de réponse.

Le caractère modulaire et générique de la formalisation et de la résolution, ainsi que les méthodes de présentation des résultats ne reposant pas uniquement sur la visualisation 2D, anticipent les évolutions futures de nos algorithmes. En effet, il reste de nombreuses questions en suspens sur les méthodes et applications actuelles, mais également de nombreux défis à relever dans le futur au niveau de l'extension de nos travaux en dimension supérieure, ainsi que dans d'autres domaines identifiés comme pouvant bénéficier de ces algorithmes. La section suivante donne une liste fournie bien que non exhaustive de pistes de recherches à plus ou moins long terme pour les années à venir.

8.2 Perspectives

8.2.1 Discussion sur les méthodes choisies, leurs limitations, et les perspectives d'évolution

8.2.1.1 Aspects liés à la formalisation

Choix des pondérations pour l'optimisation J'ai évoqué à la section 3.2.3.3 le choix d'une méthode agrégée par pondération pour l'optimisation multi-critère qui caractérise

une partie du problème. Aux sections 6.4.3 et 7.4.6, j'ai indiqué les valeurs initiales des pondérations qui ont été choisies pour chaque contrainte souple utilisée, pour les deux applications de RFA et SCP, tout en précisant que ces pondérations étaient modifiables interactivement par la suite. Ces pondérations ont été choisies empiriquement, par consensus avec les chirurgiens. Néanmoins, une étude approfondie du choix des pondérations est nécessaire. Celle-ci consisterait en une étude rétrospective d'un grand nombre d'interventions. Il s'agirait, pour chaque cas, de trouver les valeurs optimales de ces pondérations afin que la trajectoire d'outil calculée s'approche le plus possible de celle qui a été réalisée par le chirurgien. On obtiendrait une statistique sur le choix de pondération correspondant à la sélection du chirurgien. Cependant, cette méthode suppose l'hypothèse que la trajectoire choisie par le chirurgien constitue une vérité terrain. Or il n'est pas exclu de penser que le chirurgien, en l'état actuel des outils de planification et des informations à sa disposition, n'ait pas nécessairement choisi la trajectoire optimale par rapport à ses propres critères. C'est pourquoi cette étude permettrait d'initialiser les pondérations avec des valeurs fidèles aux choix usuels du chirurgien, même s'il ne me semble pas souhaitable de supprimer la possibilité de modifier interactivement ces pondérations et de naviguer dans l'espace des solutions.

Outils volumiques Pour le moment, la trajectoire d'outil est représentée par une demi-droite, et le nombre de paramètres définissant une trajectoire et qui sont à faire varier pendant l'optimisation est limité à 5. Cependant, si l'on peut admettre cette simplification pour la RFA, ou pour l'insertion d'une seule électrode de SCP, cette simplification ne sera plus possible lorsque les méthodes de calcul seront étendues à des outils chirurgicaux plus complexes. Par exemple, un barillet porte-outil pour l'insertion de plusieurs électrodes de SCP en simultané est parfois utilisé, et l'orientation de ce barillet a des conséquences sur le placement respectif des électrodes. Ainsi, il sera nécessaire d'ajouter un paramètre de rotation dans les calculs d'optimisation. Cela ne devrait avoir pour conséquence qu'un léger ralentissement des calculs.

Prise en compte d'autres types de données La méthode de résolution se base sur deux types de données, qui sont les règles issues de l'expertise du domaine et les maillages d'organes extraits des images pré-opératoires du patient. Cependant, je souhaite me pencher sur l'utilisation d'autres types de données. Ceux-ci peuvent également venir des images pré-opératoires, par exemple des informations sur les courbures des sillons corticaux pour mieux prendre en compte les structures. J'envisage également l'utilisation d'autres types d'imagerie non encore exploités, comme par exemple l'IRM de diffusion pour localiser les fibres du cerveau, qu'il peut être préconisé d'éviter. On peut imaginer utiliser des informations statistiques, par exemple en les regroupant dans un atlas dans lequel on étiquette les localisations de ciblage ayant mené aux meilleurs scores cliniques post-opératoires, afin de créer des contraintes favorisant un rapprochement vers les positions ayant les meilleures statistiques ou au contraire d'éviter celles qui conduisent à des complications post-opératoires, à des échecs, ou à des récidives. Des données médicales venant du dossier du patient pourraient également être prises en compte. Par exemple, entre autres, l'âge peut indiquer des risques d'atrophie cérébrale ; certaines pathologies peuvent influencer sur l'effet du traitement

comme par exemple la cirrhose qui modifie la texture du foie et la propagation de la chaleur de la RFA ; certaines pathologies peuvent contre-indiquer des interventions risquées, il faudrait alors modifier les pondérations de façon à favoriser des trajectoires moins risquées ; des allergies par exemple au produit de contraste, peuvent induire un risque de moins bonne détection des vaisseaux sur l'image, et impliquer un changement de stratégie de calcul. Tous ces exemples supposent l'enrichissement de l'univers géométrique, avec de nouveaux types de données et opérateurs. Le solveur est donc amené à être enrichi au fur et à mesure de ces développements et extensions futures.

8.2.1.2 Aspects liés à la résolution

Choix d' ε et du nombre de vallées Lors du processus d'initialisation de l'optimisation, on choisit un ε représentant la marge en-dessous de laquelle un score est considéré comme optimal et sélectionné parmi les creux de vallées à considérer pour une optimisation plus poussée. La valeur d' ε est choisie empiriquement, et peut varier sensiblement d'un patient à l'autre, c'est pourquoi on permet à l'utilisateur de la modifier. Mais fixer ε de façon judicieuse peut parfois s'avérer difficile, car une faible variation de sa valeur peut dans certains cas faire passer le nombre de solutions optimales sélectionné d'une seule à beaucoup trop de solutions. J'ai expliqué dans ce mémoire qu'il a été choisi de permettre de restreindre le nombre de solutions proposées aux n plus proches de l'optimal, en fonction de ce que recherche le chirurgien, afin d'avoir un ensemble de solutions à parcourir de taille raisonnable. Il serait néanmoins intéressant d'étudier une méthode qui optimise le choix d'*epsilon* en anticipant sa valeur en fonction des données.

Garanties de convergence Comme évoqué à la section 4.3.1, il a été démontré dans [BVS⁺07] sur la contrainte de volume de l'effet en RFA, que pour un axe d'aiguille fixé la fonction objectif convergeait vers un minimum unique en raison de sa convexité. Cette démonstration est facilement réalisable pour les autres fonctions objectif que nous utilisons (longueur de trajectoire, proximité de diverses structures anatomiques, distance de la pointe au centre de la cible, orientation d'outil proche de l'axe principal de la cible) qui sont également convexes. L'heuristique d'optimisation paraît également efficace sur ces fonctions objectif qui sont toutes localement régulières. Intuitivement, la convergence des fonctions objectif de ces autres contraintes souples semble également assurée, à condition que l'échantillonnage réalisé lors de la phase d'initialisation soit choisi suffisamment fin. Une étude sur le choix d'une taille d'échantillonnage assurant la convergence est à envisager, car dans le domaine chirurgical il est essentiel d'avoir les meilleures garanties sur les résultats. On pourrait envisager par exemple un échantillonnage adaptatif, en fonction de paramètres comme par exemple la proximité du bord de l'espace. Il faudra par ailleurs d'étudier le cas général en cherchant à catégoriser les types de fonctions objectif qui pourraient être rencontrées à l'avenir, et en essayant de voir si des fonctions objectif non régulières pourraient être considérées. Dans ce cas, il faudra étudier si une assurance de convergence peut également être trouvée pour ces autres types de fonctions objectif, ou bien chercher une nouvelle méthode réduisant les risques de tomber sur un minimum local.

Prise en compte des déformations des tissus mous Jusqu'à présent, pour calculer des trajectoires les données utilisées étaient des structures anatomiques rigides extraites à partir d'images préopératoires fixes. Cette hypothèse simplificatrice a été émise pour la raison que les chirurgiens eux-mêmes planifiaient leurs trajectoires en routine clinique en se basant sur des images fixes du patient. Pour le cas de la RFA, la respiration est néanmoins très importante à prendre en compte, car les images préopératoires n'ont pas nécessairement été acquises dans la même phase du cycle respiratoire que celle dans laquelle sera le patient au moment de l'insertion de l'aiguille. Pour une planification plus précise et plus sûre, il faudrait donc tout d'abord prendre en compte la possible augmentation du volume des poumons, ainsi que le déplacement et la déformation des organes qui en découlent, dans le calcul de la trajectoire. Tout comme les chirurgiens, nous avons dans notre modèle rigide, utilisé une marge de sécurité autour des poumons pour éviter de les perforer. Mais une meilleure solution serait d'utiliser une simulation biomécanique de la respiration, modélisant les déformations des différents organes, directement dans le calcul de trajectoire. Ensuite, au moment de la visualisation de la trajectoire optimale, il serait intéressant de montrer le mouvement de cette trajectoire en fonction du cycle respiratoire, afin de guider le chirurgien au moment du geste. Cette fonctionnalité serait notamment utile dans la perspective d'un outil de formation des chirurgiens à ce type d'interventions.

8.2.1.3 Aspects liés à la visualisation, la réalité virtuelle

Navigation dans des espaces de solutions, matérialisation de propriétés Concernant la matérialisation de propriétés par le biais de la sensation haptique, après les études préliminaires décrites dans ce mémoire, les expérimentations sur le logiciel de planification restent à effectuer. Plusieurs modalités doivent être implémentées, et testées avec des séries de paramètres différents sur des groupes de sujets. Une étude statistique ainsi qu'une évaluation subjective seront menées afin de vérifier la pertinence de cette approche pour ce type de problème. Cependant, l'étude menée sur le thème de la matérialisation de propriétés ou de valeurs ne se cantonne pas au problème précis de visualisation de solutions en chirurgie qui n'en est qu'une application. Les recherches déjà effectuées par d'autres équipes pour faire ressentir à des aveugles des notions purement visuelles telles que les couleurs nous montrent que l'idée de se passer d'affichage visuel pour certaines tâches n'est pas saugrenue et mérite notre attention dans les prochaines années.

Menu 3D haptique Le menu haptique qui a été imaginé n'en est qu'à ses débuts et est encore très expérimental. Beaucoup reste à faire, notamment l'habillage visuel qui reste très sommaire. La sélection de rubriques présentées sous la forme de sphères ne correspond pas forcément à ce qu'on attend d'un menu. Une étude est actuellement menée sur cet habillage visuel, en testant différentes apparences possibles dont par exemple la forme plus classique du pie menu. L'une des difficultés est de combiner harmonieusement la sensation et le guidage haptiques avec la visualisation, de façon à rendre le menu intuitif. L'aide haptique doit être suffisamment présente pour guider le geste, mais pas trop présente pour ne pas devenir une gêne, l'équilibre entre ces deux aspects étant très ténu. Par ailleurs, il reste encore à améliorer le système de sous-menus. En effet, pour le moment, ces sous-menus sont

affichés à côté du menu parent, qu'il touche au niveau de la sphère sélectionnée. La petite taille de l'espace haptique limite à la fois le nombre et le diamètre de ces sous-menus. Nous pensons donc étudier d'autres approches pour les sous-menus, soit en ramenant doucement le curseur au centre de l'espace haptique, soit en affichant les sous-menus en vertical. D'une façon générale, il me semble qu'après des années de présence en réalité virtuelle, les interfaces haptiques n'ont pas encore la place qu'elles méritent dans l'informatique, notamment au niveau du contrôle d'application et de la sélection d'objets. Beaucoup de simulateurs utilisent ces technologies haptiques, qui sont maintenant relativement bien maîtrisées pour la simulation tactile réaliste. Cependant, trop souvent ces technologies sont reléguées au rang de périphérique spécifique et annexe, et le contrôle d'application reste effectué à la souris, ou alors n'exploite pas assez les capacités de ces périphériques. De même, la sélection d'objets en environnement dense, comme par exemple des sommets à sélectionner sur un maillage fin dans un modèleur géométrique, reste encore très difficile, notamment en raison de la difficulté de perception de la profondeur et du manque de précision dans un espace à trois dimensions. Je pense que l'utilisation de périphériques haptiques pour toutes les tâches de contrôle d'application ou d'une façon générale de sélection d'objets dans l'espace, en mettant à profit le retour d'effort pour une utilisation facilitée, reste une piste de recherche ouverte que j'aimerais explorer.

8.2.1.4 Aspects logiciels, interfaces

Amélioration de l'interface Malgré l'effort qui a été porté sur la flexibilité du solveur, la modularité de certaines parties pourrait être améliorée. Par exemple, certaines constantes sont actuellement écrites dans le fichier de contraintes et ne peuvent être modifiées. De même, la liste des maillages considérés comme des obstacles est fixe, et on pourrait envisager de sélectionner parmi les maillages chargés ceux qui seront obstacles ou non. Un travail d'interfaçage est à réaliser pour améliorer cette modularité.

Constructeur interactif de contraintes Nous avons vu que les contraintes étant des termes, elles pouvaient être facilement représentées par des arbres syntaxiques, ce qui rendait intuitive la construction de contraintes par modélisation interactive d'arbres. En effet, il n'est pas envisageable d'imposer aux chirurgiens ou à l'équipe médicale de connaître le langage de description des contraintes afin de pouvoir en ajouter, et il est nécessaire de prévoir un moyen plus facile pour les créer. Une interface de construction d'arbres à partir de nœuds correspondant aux opérateurs et constantes disponibles a été initiée lors du stage de Lauranne Weill. Cependant, deux aspects essentiels n'ont pas encore été traités. Il faut tout d'abord que l'assemblage des nœuds soit contraint par leur profil, et qu'une vérification syntaxique s'effectue au fur et à mesure de la construction. Ensuite, il reste à lier cette interface à un module de traduction de l'arbre en termes et de production du fichier XML. Par ailleurs, il pourrait être utile qu'en plus de la création de nouvelles contraintes, un tel logiciel graphique permette également l'édition et la modification interactive de contraintes existantes.

Couplage/interfaçage en amont et en aval La planification de trajectoires en chirurgie assistée par ordinateur présentée dans ce mémoire a de multiples connections avec des travaux d'autres équipes sur des sujets situés en amont ou en aval du processus de planification. En amont, on trouve toutes les méthodes de traitement d'image, notamment en ce qui concerne la localisation de la cible à viser. Les tumeurs peuvent parfois être peu visibles sur les images CT, surtout si un produit de contraste n'a pas pu être injecté et que l'image est de mauvaise qualité. Les cibles en SCP sont quand à elles presque invisibles sur les images IRM, et l'on a souvent recours à des atlas anatomiques. Le projet ANR blanc ACouStiC (voir section 8.2.2.1) prévoit d'aborder ce couplage et d'aboutir à une solution complète pour l'assistance à la planification incluant la localisation de la cible par le biais d'atlas. De l'autre côté du processus, une fois la trajectoire choisie, elle doit être réalisée par le chirurgien. En SCP, il suffit en général de calculer pour la trajectoire sélectionnée la correspondance avec les angles auxquels le porte-outils sera fixé sur le cadre de stéréotaxie. Pour cela, il est nécessaire d'inclure dans le logiciel une fonctionnalité de reconnaissance du cadre sur les images IRM pré-opératoires, ce qui est déjà le cas dans beaucoup de logiciels commerciaux. Dans l'objectif d'avoir un outil complet, inclure également cette fonctionnalité à notre solveur serait une perspective prometteuse. Pour d'autres interventions en neurochirurgie sans cadre de stéréotaxie, des systèmes de neuronavigation permettent d'afficher des informations en superposition dans les vues d'un microscope. On pourrait imaginer que la planification choisie soit affichée par ce moyen, dans le cadre de l'extension des méthodes à des opérations de craniotomie. En RFA, pour le moment la trajectoire choisie est souvent restituée au jugé grâce à l'expérience du radiologue interventionnel. Cependant, des techniques de guidage fiables et précises ont été étudiées durant la dernière décennie, et même si elles ne sont pas encore généralisées en salle d'opération, elles sont néanmoins prometteuses. Notamment, nous avons déjà mentionné à la section 1.1.1.4 quelques techniques de réalité augmentée et de robotique pour la RFA. Ces techniques nécessitent de connaître au départ la trajectoire à suivre, ce que peut fournir notre solveur. Ainsi, il serait intéressant d'interfacer tous ces aspects de la chaîne du processus planification/intervention, afin d'avoir un outil complet de la localisation de la cible jusqu'au geste de ciblage lui-même.

8.2.2 Extension de la dimension des solutions

Dans ce mémoire, j'ai émis l'hypothèse que les trajectoires pouvaient être assimilées à des demi-droites. Si l'on veut pousser plus loin le solveur et l'étendre à des outils chirurgicaux plus complexes, il sera nécessaire de revoir certains passages du processus. Notamment, il sera nécessaire d'inclure le (ou les) paramètre(s) supplémentaire(s) représentant une information sur la forme et la taille de l'effet au cœur du processus, celui-ci pouvant être fortement variable.

8.2.2.1 Solutions courbes

Jusqu'à présent, trajectoires ont été considérées comme modélisables par des segments, et les outils considérés comme rigides. Dans la réalité, il est possible de courber légèrement les outils chirurgicaux. Par exemple, les radiologues interventionnels se servent parfois de la flexibilité de l'aiguille de RFA pour contourner une côte, afin d'atteindre une tumeur placée dans un endroit peu accessible. Là encore on pourrait tirer parti des méthodes de simulation mécanique, afin de permettre au solveur de produire des solutions courbes lorsque cela est nécessaire.

En chirurgie abdominale, la respiration du patient a également pour conséquence le déplacement et la déformation de la majorité des organes environnants, dont le foie et la tumeur. Dans la littérature, on peut déjà trouver des études sur la modélisation de la respiration, par exemple dans [HNF⁺06]. Il serait souhaitable de la prendre en compte pour anticiper une modification de la trajectoire à adopter en fonction de l'état d'inspiration ou d'expiration auquel l'image pré-opératoire a été acquise, et de celui dans lequel se trouve le patient au moment de l'insertion de l'aiguille. Pour cela, des méthodes de simulation biomécanique permettraient de modéliser les déformations à la fois de l'outil et des structures anatomiques environnant la cible, ainsi que les interactions entre outil et structures.

Les électrodes test en SCP sont plus fines que les aiguilles de RFA, et également relativement flexibles. Durant leur insertion, elles peuvent être sujettes à des frottements qui pourraient rendre la trajectoire moins rectiligne que prévu. Il serait nécessaire de quantifier et de modéliser la déviation d'une électrode test de SCP afin de vérifier si cela mérite d'être pris en compte dans le calcul de trajectoire. Pour la validation du modèle de déformation de l'électrode, un fantôme PVA devra être réalisé et des expérimentations menées avec acquisitions d'images pour quantifier la déformation. Cette étude a été initiée lors du stage de M2R, malheureusement inachevé, de Sahin Erdem, encadré en collaboration avec Maud Marchal de l'équipe Bunraku de l'INRIA Rennes - Bretagne-Atlantique. Nous envisageons d'encadrer à nouveau un stage en 2012 pour terminer cette étude.

Les électrodes définitives de SCP sont quant à elles très souples. Or, des déformations surviennent dans le cerveau par le phénomène du *brain shift*. Lorsqu'une ouverture est pratiquée dans le crâne, différents facteurs (dont : entrée d'air, modification de la pression intra-crânienne, gravité) entrent en jeu et déforment le cerveau. Ainsi, une électrode insérée de façon rectiligne pendant l'intervention alors qu'un brain shift s'est produit, peut être observée comme très courbée sur des images post-opératoires lorsque la pression intra-crânienne s'est rétablie et que le cerveau a repris sa forme. On soupçonne que ce phénomène est en partie responsable de la nécessité de reparamétrage du stimulateur en suivi post-opératoire : on peut souvent avoir à changer de plot de stimulation parmi les 4 plots répartis à l'extrémité de l'électrode. La prédiction de ce phénomène au moment du calcul de trajectoire permettrait de l'anticiper et d'obtenir une solution plus précise, voire de prédire quel plot devra être stimulé.

Ce thème de recherche constitue l'un des thèmes centraux du projet ANR blanc ACouStiC ("Aide à la planification chirurgicale en stimulation cérébrale profonde fondée sur l'uti-

lisation de modèles”). Ce projet a démarré en janvier 2011 pour une durée de 4 ans. Il regroupe quatre équipes : l’EPI VisAGeS de l’INRIA Rennes (P. Jannin), l’EPI Shaman de l’INRIA Lille (S. Cotin), le CRICM à Paris (E. Bardinet), et l’équipe IGG du LSIIT (C. Essert). L’encadrement d’un post-doctorant est prévu dans ce projet en 2012 pour travailler sur ce thème.

8.2.2.2 Solutions volumiques

J’envisage également d’étendre les méthodes d’assistance automatisée à la planification à des interventions qui ne sont plus percutanées mais de neurochirurgie ouverte, pour calculer non plus un point d’insertion mais une surface d’ouverture pour la craniotomie. La nécessité de visibilité et d’accessibilité (possibilité de placer les outils d’intervention de façon à atteindre la lésion et à permettre un débrattement suffisant pour la retirer), font que pour ce type d’interventions ouvertes les solutions seront plutôt de type volume d’accès que simple trajectoire rectiligne. Ainsi, cette démarche pose un challenge important, car elle introduit une extension de la dimensionnalité du type de solution.

Dans cette optique, la neurochirurgie servira à nouveau de cadre applicatif, avec une recherche de position et de taille optimales pour une craniotomie. Plus spécifiquement l’application visée sera la chirurgie des gliomes de bas grade et des cavernomes en régions dites «éloquentes» (zones du cortex dont d’éventuels dommages causeraient chez le patient des pertes au niveau de la motricité, de la somesthésie (sensibilité du corps), ou encore du langage). Le choix de ces deux types de lésions cérébrales permet d’avoir en quelque sorte deux niveaux de difficulté pour tester l’application des méthodes. Les gliomes de bas grade et les cavernomes se différencient entre autres par leur localisation : les gliomes de bas grade sont en général situés plus en surface, alors que les cavernomes sont plutôt en profondeur, et auront donc plus de risques d’être confrontés à de nombreux obstacles. Ainsi, l’efficacité et la robustesse des algorithmes pourront être testées sur différents niveaux de complexité. Ce travail doit être mené en collaboration avec le Pr. Morandi du CHU de Rennes Pontchaillou et avec Pierre Jannin de l’EPI VisAGeS de l’INRIA Rennes - Bretagne-Atlantique.

8.2.2.3 Multi-outils

Une autre extension envisagée de ces méthodes est une augmentation du nombre d’outils chirurgicaux rectilignes dont la trajectoire doit être planifiée. Deux cas de figure peuvent se présenter. Les outils peuvent être placés séquentiellement, comme par exemple pour des tumeurs de grande taille traitées par plusieurs insertions successives d’aiguilles de radiofréquence. Les outils peuvent également être placés simultanément, comme c’est le cas en cryoablation de tumeurs. Des aiguilles refroidissantes de cryoablation peuvent en outre être secondées par des aiguilles chauffantes chargées de protéger des structures anatomiques sensibles.

Dans le cas des insertions simultanées, on voit qu’un défi supplémentaire se pose, celui de l’interaction entre les effets qui doit être pris en compte au moment de l’évaluation des

configurations de trajectoires candidates. Les deux points difficiles sont d'une part que les trajectoires doivent être planifiées en même temps et non pas indépendamment pour tenir compte des interactions, et d'autre part qu'un calcul de ces interactions par modélisation de la propagation de température doit être effectué pendant le processus de planification, pour chaque configuration candidate, donc très rapidement.

Le problème de la planification multi-outils sera abordé avec la thèse d'Amir Jaberzadeh qui débutera en octobre 2011, sur un financement CNRS - Région Alsace, avec application à la cryoablation sur le rein et le foie, en collaboration avec le Pr. Gangi du service de Radiologie de l'Hôpital Civil de Strasbourg. Ces recherches entrent dans le cadre de l'IHU de Strasbourg.

8.2.2.4 Visualisation d'espaces de solutions en dimension supérieure

Avec l'extension de dimensionnalité des solutions, le problème de la visualisation des résultats va nécessairement se poser. Reprenons deux exemples déjà évoqués dans ce mémoire : la recherche de positionnement et de taille optimaux pour la craniotomie, et le problème d'aménagement de mobilier dans une pièce. Dans le premier cas, une représentation visuelle d'une solution optimale pourrait être un polygone tracé sur la peau, correspondant à un volume d'accès à une tumeur. On voit que cette représentation est en 2 dimensions et correspond à une solution tridimensionnelle, alors que jusqu'à présent nous avons visualisé des points d'insertion c'est-à-dire des représentations 1D de trajectoires 2D. L'espace des solutions pour la craniotomie est en réalité un ensemble de volumes d'accès, superposés les uns aux autres, et chacun coloré en fonction de sa qualité. On comprend rapidement que cela est impossible à afficher en tant que tel, et qu'une autre méthode de visualisation doit être trouvée. De même pour l'agencement de meubles, une solution est une disposition d'objets 3D dans l'espace, mais l'espace des solutions est un ensemble de dispositions d'objets ce qui est également impossible à représenter.

Deux solutions sont possibles pour parcourir tout de même cet espace de solutions quadridimensionnel qui ne peut être vu d'un seul coup d'oeil. La première consiste à faire une coupe dans cet espace et à n'afficher qu'une solution possible à la fois, en fournissant à l'utilisateur un outil d'interaction pour parcourir l'ensemble des solutions afin de visualiser. Cet outil peut être simple, mais il peut aussi être assisté. Par exemple, dans le cas des meubles, on peut bouger l'un des meubles et voir comment le reste de la scène se modifie. Une autre possibilité est d'afficher des familles de solutions. Par exemple pour la craniotomie, on pourrait afficher la famille de tous les polygones solutions centrés au même point, en colorant les polygones concentriques en fonction des critères d'optimisation, avec éventuellement des couleurs différentes selon les arêtes. Naviguer dans l'espace des solutions pourrait ainsi revenir à déplacer ce centre d'une part, et d'autre part à choisir pour un centre donné la dimension du polygone.

La dernière possibilité envisagée est l'utilisation de l'haptique, qui à mon avis est encore une fois une excellente piste pour afficher la quatrième dimension qui manque à l'affichage. C'est entre autres avec à l'esprit ces extensions de dimensionnalité que les contributions

en réalité virtuelle et haptique présentées dans ce document ont été apportées, et je pense que cette voie est l'une des plus prometteuses.

8.2.3 L'assistance pré-opératoire du futur : vers un essor des solveurs interactifs ?

J'ai commencé à évoquer en conclusion du chapitre 4 les perspectives qu'offraient nos méthodes de résolution pour d'autres problèmes complexes modélisables par des contraintes géométriques. Dans notre application, ainsi que dans l'exemple classique en modélisation déclarative de l'agencement de meubles, les contraintes sont exprimées sur des données de type formes 3D, objets, maillages. Il est parfaitement envisageable d'étendre ces méthodes à des disciplines faisant intervenir d'autres types de données, notamment le traitement d'images.

Par exemple, le recalage rigide d'images consiste à trouver un placement pour une image A qui la fasse correspondre au mieux avec une image B. Par "correspondre", on sous-entend en général que quelques points caractéristiques coïncident sur les deux images. Ces coïncidences de points constituent des contraintes à satisfaire au mieux. Un recalage non-rigide consiste à trouver une transformation non linéaire de l'image A vers l'image B, avec pour objectif en général de localiser ensuite l'emplacement d'un point P de l'image A sur l'image B. C'est ce qui est recherché lors de l'utilisation d'un atlas anatomique par exemple. On recalc de façon non-rigide un atlas anatomique, représentant une configuration anatomique moyenne, sur une image d'un patient particulier. L'atlas étant annoté par les noms et localisation des différentes structures, on arrive en déplaçant et déformant cet atlas à retrouver sur le patient la localisation d'une structure recherchée. Cependant, les recalages non-rigides se heurtent parfois à des problèmes d'anomalies topologiques des structures une fois déformées, car les déformations ne sont pas bien contrôlées. La pose de contraintes de type géométrique préservant certaines topologies, et la résolution du recalage optimisant ces contraintes permettrait d'améliorer ce type de traitement d'images. Par ailleurs, dans ce type de problème, la nature très visuelle des contraintes à poser conduit à chercher une mise en œuvre de techniques d'interaction appropriées, plus intuitives que la formalisation directe en méta-langage.

Il ne s'agit ici encore que d'un exemple. Néanmoins je pense que d'une façon générale, les techniques de modélisation déclarative et le mélange d'équations et de règles "littérales" via la fabrication de corpus de connaissances, ainsi que les techniques d'interaction et de réalité virtuelle trouveraient de nombreuses applications dans le domaine médical. Plus particulièrement, la phase pré-opératoire, au cours de laquelle se décide la stratégie d'intervention, est un terrain qui pose de nombreux problèmes de ce type, et qui pourrait bénéficier d'applications variées de nos méthodes. Il faut cependant toujours garder à l'esprit le contexte d'utilisation de tels logiciels, soumis notamment à des contraintes de temps, de précision, de fiabilité et de facilité d'utilisation.

On peut imaginer à l'avenir aller encore plus loin en termes d'ergonomie, en recourant par exemple au traitement automatique du langage naturel pour extraire automatiquement

de la littérature ou de rapports d'expertise les contraintes à résoudre. Un tel traitement pourrait même être effectué pendant le planning, avec une reconnaissance vocale du discours du chirurgien qui dicterait ses souhaits pour guider la navigation parmi les solutions en modifiant oralement les paramètres.

Ces problématiques générales de résolution et d'interaction offrent des perspectives de recherche pour de nombreuses années à venir.

Bibliographie

- [ACM03] L. Adhami and E. Coste-Manière. Optimal planning for minimally invasive surgical robots. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :854–863, 2003.
- [AKP⁺06] I. Altrogge, T. Kröger, T. Preusser, C. Büskens, P. Pereira, D. Schmidt, A. Weihusen, and H.O Peitgen. Towards optimization of probe placement for radio-frequency ablation. In *proceedings of MICCAI'06*, volume 4190 of *Springer LNCS*, pages 486–493, 2006.
- [BA03] N.G. Bourbakis and M. Awad. A 3-D visualization method for image-guided brain surgery. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B : Cybernetics*, 33(5) :766–781, 2003.
- [Bae09] C. Baegert. *Planification assistée par ordinateur pour la thermoablation de tumeur*. Thèse de doctorat, Université de Strasbourg, 2009.
- [BBC⁺09] D. Boltcheva, D. Bechmann, D. Cazier, C. Kern, S. Thery, and P. Schreck. Reconstruction multi-objets d’images 3D multi-labels à partir d’un algorithme de delaunay discret. *Journal REFIG (Revue Electronique Francophone d’Informatique Graphique)*, 3(1) :53–65, 2009.
- [BCMP09] A.L. Benabid, S. Chabardes, J. Mitrofanis, and P. Pollak. Deep brain stimulation of the subthalamic nucleus for the treatment of parkinson’s disease. *The Lancet Neurology*, 8(1) :67–81, 2009.
- [BCR⁺02] E. Bardinet, P. Cathier, A. Roche, N. Ayache, and D. Dormont. A posteriori validation of pre-operative planning in functional neurosurgery by quantification of brain pneumocephalus. In *proceedings of MICCAI'02*, Springer LNCS, pages 323–330, 2002.
- [BDC⁺10] J. Bluteau, M. Dubois, S. Coquillart, E. Gentaz, and Y. Payan. Vibrotactile guidance for trajectory following in computer aided surgery. In *proceedings of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) 2010*, pages 2085–2088. IEEE, 2010.
- [BK04] M. Botsch and L. Kobbelt. A remeshing approach to multiresolution modeling. In *proceedings of the 2004 Eurographics/ACM SIGGRAPH Symposium on Geometry Processing*, pages 185–192, 2004.
- [Bol07] D. Boltcheva. *Modélisation géométrique et topologique des images discrètes*. Thèse de doctorat, Université de Strasbourg, 2007.
- [BPG⁺94] A.L. Benabid, P. Pollak, C. Gross, D. Hoffmann, A. Benazzouz, D.M. Gao, A. Laurent, M. Gentil, and J. Perret. Acute and long-term effects of subtha-

- lamic nucleus stimulation in parkinson's disease. *Stereotact Funct Neurosurg*, 62 :76–84, 1994.
- [BSD⁺00] R. Baissalov, G.A. Sandison, B.J. Donnelly, J.C. Saliken, J.G. McKinnon, K. Muldrew, and J.C. Rewcastle. A semi-empirical treatment planning model for optimization of multiprobe cryosurgery. *Physics in Medicine and Biology*, 45 :1085–1098, 2000.
- [BVS⁺07] C. Baegert, C. Villard, P. Schreck, L. Soler, and A. Gangi. Trajectory optimization for the planning of percutaneous radiofrequency ablation of hepatic tumors. *Computer Aided Surgery*, 12(2) :82–90, 2007.
- [BVSS07a] C. Baegert, C. Villard, P. Schreck, and L. Soler. Multi-criteria trajectory planning for hepatic radiofrequency ablation. In *proceedings of MICCAI'07*, volume 4791 of *Springer LNCS*, pages 584–592, 2007.
- [BVSS07b] C. Baegert, C. Villard, P. Schreck, and L. Soler. Precise determination of regions of interest for hepatic RFA planning. In *proceedings of Medicine Meets Virtual Reality (MMVR 15)*, volume 125, pages 31–36. IOS Press, 2007.
- [BVSS07c] C. Baegert, C. Villard, P. Schreck, and L. Soler. Precise determination of regions of interest for hepatic RFA planning (extended). In Kevin R. Cleary and Michael I. Miga, editors, *SPIE Medical Imaging 2007 : Visualization and Image-Guided Procedures*, volume 6509, page 650923, San Diego, (USA), Feb 2007. SPIE.
- [BVVV⁺07] E.J.L. Brunenberg, A. Vilanova, V. Visser-Vandewalle, Y. Temel, L. Ackermans, B. Platel, and B.M. ter Haar Romeny. Automatic trajectory planning for deep brain stimulation : A feasibility study. In *MICCAI'2007*, volume 4791 of *LNCS*, pages 584–592, 2007.
- [BWD90] H. Bergman, T. Wichmann, and M.R. DeLong. Reversal of experimental parkinsonism by lesions of the subthalamic nucleus. *Science*, 249(4975) :1436–1438, 1990.
- [BWT⁺00] T. Butz, S.K. Warfield, K. Tuncali, S.G. Silverman, E. Van Sonnenberg, and R. Jolesz, F.A. and Kikinis. Pre- and intra-operative planning and simulation of percutaneous tumor ablation. In *MICCAI'2000*, volume 1935 of *LNCS*, pages 317–326, 2000.
- [BYB09] D. Boltcheva, M. Yvinec, and J.D. Boissonnat. Feature preserving Delaunay mesh generation from 3D multi-material images. *Computer Graphics Forum*, 28(5) :1455–1464, 2009.
- [BZ03] P. Bao and L. Zhang. Noise reduction for magnetic resonance images via adaptive multiscale products thresholding. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(9) :1089–1099, 2003.
- [C.05] Baegert C. Planification pour les opérations de radiofréquence. Thèse de Master, Université Louis Pasteur de Strasbourg, 2005.
- [CBL⁺10] A. Chaturvedi, C.R. Butson, S.F. Lempka, S.E. Cooper, and C.C. McIntyre. Patient-specific models of deep brain stimulation : Influence of field model complexity on neural activation predictions. *Brain Stimulation*, 3(2) :65–77, 2010.

- [CDMM98] C. Colin, E. Desmontils, J.-Y. Martin, and J.-P. Mounier. Working modes with a declarative modeler. *Computer Networks and ISDN Systems*, 30(20-21) :1975–1886, 1998.
- [CE10] A. Capobianco and C. Essert. Study of performances of “Haptic Walls” modalities for a 3D menu. In *EuroHaptics 2010*, volume 6192-2 of *LNCIS*, pages 152–159, Amsterdam, (Netherlands), Jul 2010. Springer.
- [CJA⁺10] H. Courtecuisse, H. Jung, J. Allard, C. Duriez, D.Y. Lee, and S. Cotin. GPU-based real-time soft tissue deformation with cutting and haptic feedback. *Progress in biophysics and molecular biology*, 103(2-3) :159–168, 2010.
- [CMG⁺01] Y. Cointepas, J.F. Mangin, L. Garnero, J.B. Poline, and H. Benali. Brain-VISA : Software platform for visualization and analysis of multi-modality brain data. *NeuroImage*, 13(6) :98–98, 2001.
- [CN04] I.A. Chang and U.D. Nguyen. Thermal modeling of lesion growth with radiofrequency ablation devices. *BioMedical Engineering OnLine*, 3 :27–45, 2004.
- [CS02] Y. Collette and P. Siarry. *Optimisation multiobjectif*. Eyrolles, 2002.
- [Cur03] A. Curley. Radiofrequency ablation of malignant liver tumors. *Annals of Surgical Oncology*, 10(4) :338–347, 2003.
- [CYP⁺08] P. Coupé, P. Yger, S. Prima, P. Hellier, C. Kervrann, and C. Barillot. An optimized blockwise nonlocal means denoising filter for 3-D magnetic resonance images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 27(4) :425–441, 2008.
- [DBDW⁺01] T. De Baere, A. Denys, B.J. Wood, N. Lassau, M. Kardache, V. Vilgrain, Y. Menu, and A. Roche. Radiofrequency liver ablation : experimental comparative study of water-cooled versus expandable systems. *AJR*, 176(1) :187–192, January 2001.
- [DBT⁺04] C.F. Dickhaus, C. Burghart, C. Tempany, A. D Amico, S. Haker, R. Kikinis, and H. Woern. Workflow modeling and analysis of computer guided prostate brachytherapy under MR imaging control. *Studies in Health Technology and Informatics*, 98 :72–74, 2004.
- [DCH88] R.A. Drebin, L. Carpenter, and P. Hanrahan. Volume rendering. In *Computer Graphics (Proceedings of SIGGRAPH 88)*, pages 65–74, 1988.
- [DCK⁺05] P.F. D’Haese, E. Cetinkaya, P.E. Konrad, C. Kao, and B.M. Dawant. Computer-aided placement of deep brain stimulators : from planning to intraoperative guidance. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24(11) :1469–1478, 2005.
- [DRT⁺04] D. Dormont, K.G. Ricciardi, D. Tande, K. Parain, C. Menuel, D. Galanaud, S. Navarro, P. Cornu, Y. Agid, and J. Yelnik. Is the subthalamic nucleus hypointense on T2-weighted images ? a correlation study using MR imaging and stereotactic atlas data. *American Journal of Neuroradiology*, 25(9) :1516–1523, 2004.
- [EC10] C. Essert and A. Capobianco. Comparative study of the performances of several haptic modalities for a 3D menu. In *In proceedings of IEEE Virtual Reality Conference*, pages 265–266, Boston, (USA), Mar 2010.

- [Eng09] M. Engel. Fast trajectory planning for percutaneous needle insertions. Thèse de Master, Université de Strasbourg, 2009.
- [Ess01] C. Essert. *Sélection dans l'espace des solutions engendrées par un plan de construction géométrique*. Thèse de doctorat, Université de Strasbourg (ex. Université Louis Pasteur), 2001.
- [EVBS09] C. Essert-Villard, C. Baegert, and P. Schreck. Multi-semantic approach towards a generic formal solver of tool placement for percutaneous surgery. In *International Conference on Knowledge Engineering and Ontology Development (KEOD 2009)*, pages 443–446, Madeira, (Portugal), Oct 2009. ACM, INSTICC.
- [EVC09] C. Essert-Villard and A. Capobianco. Hardborders : a new haptic approach for selection tasks in 3D menus. In *Proceedings of The 16th ACM Symposium on Virtual Reality and Software Technology*, pages 243–244, Kyoto, (Japan), Nov 2009.
- [FES⁺03] T. Fujii, H. Emoto, N. Sugou, T. Mito, and I. Shibata. Neuropath planner-automatic path searching for neurosurgery. In *proceedings of CARS'03*, volume 1256, pages 587–596. Elsevier, 2003.
- [FSB⁺05] M. Fischer, G. Strauß, O. Burgert, A. Dietz, C. Trantakis, J. Meixensberger, and HU Lemke. ENT-surgical workflow as an instrument to assess the efficiency of technological developments in medicine. In *proceedings of CARS'05*, volume 1281 of *International Congress Series*, pages 851–855. Elsevier, 2005.
- [Gai07] V. Gaidrat. Declarative modelling of virtual environment, overview of issues and applications. In *International Conference on Computer Graphics and Artificial Intelligence (3IA), Athènes, Grèce*, volume 10, pages 5–15, 2007.
- [GKKJ92] G. Gerig, O. Kubler, R. Kikinis, and F.A. Jolesz. Nonlinear anisotropic filtering of MRI data. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 11(2) :221–232, 1992.
- [Gol01] S.N. Goldberg. Radiofrequency tumor ablation : principles and techniques. *European Journal of Ultrasound*, 13(2) :129–147, 2001.
- [GPP07] T. Guo, A. Parrent, and T. Peters. Automatic target and trajectory identification for deep brain stimulation (DBS) procedures. In *proceedings of MICCAI'07*, volume 4791 of *Springer LNCS*, pages 483–490, 2007.
- [HB03] P. Hellier and C. Barillot. Coupling dense and landmark-based approaches for nonrigid registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(2) :217–227, 2003.
- [HCW⁺04] P.A. Heng, C.Y. Cheng, T.T. Wong, Y. Xu, Y.P. Chui, K.M. Chan, and S.K. Tso. A virtual-reality training system for knee arthroscopic surgery. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 8(2) :217–227, 2004.
- [Hen08] J.C. Hennequin. Etude de la perturbation du couplage visuel-haptique en réalité virtuelle. Thèse de Master, Université de Strasbourg, 2008.
- [HKLC03] F. Hwang, S. Keates, P. Langdon, and P. J. Clarkson. Multiple haptic targets for motion-impaired computer users. In *Proceedings of the ACM SIGCHI conference on Human factors in computing systems*, pages 41–48, 2003.

- [HNF⁺06] A. Hostettler, S. Nicolau, C. Forest, L. Soler, and Y. Remond. Real time simulation of organ motions induced by breathing : First evaluation on patient data. In *In proceedings of the 3rd International Symposium on biomedical simulation (ISBMS)*, volume 4072 of *Springer LNCS*, pages 9–18, 2006.
- [HRH⁺04] E. Haggmann, P. Rouiller, P. Helmer, S. Grange, and C. Baur. A haptic guidance tool for CT-directed percutaneous interventions. In *proceedings of IEEE EMBS '04*, volume 1, pages 2746–2749, 2004.
- [Jan05] P. Jannin. *De la neurochirurgie guidée par l'image au processus neurochirurgical assisté par la connaissance et l'information*. Mémoire d'habilitation à diriger les recherches, Faculté de Médecine, Université de Rennes 1, 2005.
- [JM07] P. Jannin and X. Morandi. Surgical models for computer-assisted neurosurgery. *NeuroImage*, 37(3) :783–791, 2007.
- [JTNM06] C. Jermann, G. Trombettoni, B. Neveu, and P. Mathis. Decomposition of geometric constraint systems : a survey. *International Journal of Computational Geometry & Applications*, 16(5-6) :379–414, Nov 2006.
- [KFBP06] K. Kahol, J. French, L. Bratton, and S. Panchanathan. Learning and perceiving colors haptically. In *Proceedings of the 8th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility*, pages 173–180. ACM, 2006.
- [KGC98] G. Kwaiyer, V. Gaildrat, and R. Caubet. Modelling with constraints : a bibliographical survey. In *proceedings of Information Visualization (IV'98)*, pages 211–220. IEEE Computer Society Press, 1998.
- [KM10] R. Khlebnikov and J. Muehl. Effects of needle placement inaccuracies in hepatic radiofrequency tumor ablation. In *proceedings of Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) 2010*, pages 716–721, 2010.
- [KPLW00] W.C. Koller, R. Pahwa, K.E. Lyons, and S.B. Wilkinson. Deep brain stimulation of the Vim nucleus of the thalamus for the treatment of tremor. *Neurology*, 55(12) :S29–S33, 2000.
- [KW04] R. Komerska and C. Ware. A study of haptic linear and pie menus in a 3D fish tank VR environment. In *In proceedings of International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pages 224–231. IEEE Computer Society, 2004.
- [LBCC01] A. Lecuyer, J.M. Burkhardt, S. Coquillart, and P. Coiffet. “boundary of illusion” : an experiment of sensory integration with a pseudo-haptic system. In *proceedings of IEEE International Conference on Virtual Reality (IEEE VR)*, pages 115–122, 2001.
- [LC87] W.E. Lorensen and H.E. Cline. Marching cubes : A high resolution 3D surface construction algorithm. *SIGGRAPH Comput. Graph.*, 21(4) :163–169, 1987.
- [LGBB97] G. Le Goualher, C. Barillot, and Y. Bizais. Modeling cortical sulci with active ribbons. *Int. J. Pattern Recogn. Artif. Intell.*, 11(8) :1295–1315, 1997.
- [LGEZ⁺04] E. Lezcano, J. C. Gómez-Esteban, J. J. Zarranz, I. Lambarri, P. Madoz, G. Bilbao, I. Pomposo, and J. Garibi. Improvement in quality of life in pa-

- tients with advanced parkinson's disease following bilateral deep-brain stimulation in subthalamic nucleus. *European Journal of Neurology*, 11(7) :451–454, 2004.
- [LHF⁺10] F. Lalys, C. Haegelen, J.C. Ferre, O. El-Ganaoui, and P. Jannin. Construction and assessment of a 3-T MRI brain template. *NeuroImage*, 49(1) :345–354, 2010.
- [LHL02] J.D. Lee, C.H. Huang, and S.T. Lee. Improving stereotactic surgery using 3-D reconstruction. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 21(6) :109–116, 2002.
- [LKP⁺98] P. Limousin, P. Krack, P. Pollak, A. Benazzouz, C. Ardouin, D. Hoffmann, and A.L. Benabid. Electrical stimulation of the subthalamic nucleus in advanced parkinson's disease. *New England Journal of Medicine*, 339(16) :1105–1111, 1998.
- [LSR04] D.C. Lung, T.F. Stahovich, and Y. Rabin. Computerized planning for multiprobe cryosurgery using a force-field analogy. *Comput. Meth. Biomech. Biomed. Eng.*, 7(2) :101–110, 2004.
- [Lub03] V. Luboz. *Chirurgie de l'exophtalmie dysthyroïdienne : planning et assistance au geste*. Thèse de doctorat, INPG Grenoble, 2003.
- [Man00] J.F. Mangin. Entropy minimization for automatic correction of intensity nonuniformity. In *proceedings of IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, pages 162–169, 2000.
- [Mar03] D. Marjoux. Simulation à retour d'effort de l'introduction d'une aiguille dans le corps humain. Thèse de Master, Ecole Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg (ENSPS), 2003.
- [MBP⁺08] B. Maurin, B. Bayle, O. Piccin, J. Gangloff, M. de Mathelin, C. Doignon, P. Zanne, and A. Gangi. A patient-mounted robotic platform for CT-scan guided procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(10) :2417–2425, 2008.
- [MCF98] J.F. Mangin, O. Coulon, and V. Frouin. Robust brain segmentation using histogram scale-space analysis and mathematical morphology. *proceedings of MICCAI'98*, 1496 :1230–1241, 1998.
- [MD01] J.F. McGahan and G.D. Dodd. Radiofrequency ablation of the liver : Current status. *American Journal of Roentgenology*, 176(1) :3–16, 2001.
- [MDM10] S. Marchesin, J.M. Dischler, and C. Mongenet. Per-pixel opacity modulation for feature enhancement in volume rendering. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 16(4) :560–570, 2010.
- [MGB⁺04] B. Maurin, J. Gangloff, B. Bayle, M. de Mathelin, O. Piccin, P. Zanne, C. Doignon, L. Soler, and A. Gangi. A parallel robotic system with force sensors for percutaneous procedures under CT-guidance. In *proceedings of MICCAI'04*, volume 3217, pages 176–183. Springer LNCS, 2004.
- [MGST04] C.C. McIntyre, W.M. Grill, D.L. Sherman, and N.V. Thakor. Cellular effects of deep brain stimulation : model-based analysis of activation and inhibition. *Journal of neurophysiology*, 91(4) :1457–1469, 2004.

- [MHPS⁺07] L. Maier-Hein, F. Pianka, A. Seitel, S. Müller, A. Tekbas, M. Seitel, I. Wolf, B. Schmied, and H. Meinzer. Precision targeting of liver lesions with a needle-based soft tissue navigation system. In *proceedings of MICCAI'07*, volume 4792 of *Springer LNCS*, pages 42–49, 2007.
- [MICL01] C.L. MacKenzie, J.A. Ibbotson, C.G.L. Cao, and A.J. Lomax. Hierarchical decomposition of laparoscopic surgery : a human factors approach to investigating the operating room environment. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 10(3) :121–127, 2001.
- [MNJ⁺05] S. Mulier, Y. Ni, J. Jamart, T. Ruers, G. Marchal, and L. Michel. Local recurrence after hepatic radiofrequency coagulation. *Annals of surgery*, 242 :158–171, 2005.
- [MNM⁺03] S. Mulier, Y. Ni, Y. Miao, A. Rosière, A. Khoury, G. Marchal, and L. Michel. Size and geometry of hepatic radiofrequency lesions. *EJSO*, 29 :867–878, 2003.
- [MNMW09] D. Maleike, M. Nolden, H.P. Meinzer, and I. Wolf. Interactive segmentation framework of the medical imaging interaction toolkit. *Computer methods and programs in biomedicine*, 96(1) :72–83, 2009.
- [MNT05] B. Mansoux, L. Nigay, and J. Troccaz. Interaction between a surgeon and a computer assisted surgery system : an interactive design space. In *proceedings of Surgetica*, pages 379–385. Sauramps Medical, 2005.
- [MPB⁺04] B. Maurin, O. Piccin, B. Bayle, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, and A. Gangi. A new robotic system for CT-guided percutaneous procedures with haptic feedback. In *proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2004)*, volume 1268, pages 515–520, 2004.
- [MSB⁺06] D. Morris, C. Sewell, F. Barbagli, K. Salisbury, N.H. Blevins, and S. Girod. Visuo-haptic simulation of bone surgery for training and evaluation. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 26(6) :48–57, 2006.
- [MvZ02] S. Mori and P.C.M. van Zijl. Fiber tracking : principles and strategies - a technical review. *NMR in Biomedicine*, 15(7-8) :468–480, 2002.
- [MWB⁺00] J. Münchenberg, H. Worn, J. Brief, S. Hassfeld, and J. Mühling. A pattern catalogue of surgical interventions for computer-supported operation planning. *Medicine meets virtual reality 2000 : envisioning healing : interactive technology and the patient-practitioner dialogue*, pages 227–229, 2000.
- [Now99] R.D. Nowak. Wavelet-based rician noise removal for magnetic resonance imaging. *IEEE Transactions on Image Processing*, 8(10) :1408–1419, 1999.
- [NPS⁺09] S.A. Nicolau, X. Pennec, L. Soler, X. Buy, A. Gangi, N. Ayache, and J. Marescaux. An augmented reality system for liver thermal ablation : Design and evaluation on clinical cases. *Medical Image Analysis*, 13(3) :494–506, 2009.
- [NYY02] W.L. Nowinski, G.L. Yang, and T.T. Yeo. Computer-aided stereotactic functional neurosurgery enhanced by the use of the multiple brain atlas database. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19(1) :62–69, 2002.

- [OBG01] I. Oakley, S. Brewster, and P. Gray. Solving multi-target haptic problems in menu interaction. In *ACM CHI '01 : extended abstracts on Human factors in computing systems*, pages 357–358, 2001.
- [Oca10] A. Ocampo. Etude de l'assistance haptique à la navigation dans des espaces de solutions infinis. Thèse de Master, Université de Strasbourg, 2010.
- [Oka04] A.M. Okamura. Methods for haptic feedback in teleoperated robot-assisted surgery. *Industrial Robot : An International Journal*, 31(6) :499–508, 2004.
- [OMBG00] I. Oakley, M.R. McGee, S. Brewster, and P. Gray. Putting the feel in “look and feel”. In *In proceedings of ACM CHI '00 : Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*, pages 415–422, 2000.
- [PHK04] S. Pieper, M. Halle, and R. Kikinis. 3D slicer. In *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging : Nano to Macro*, pages 632–635, 2004. <http://www.slicer.org>.
- [PNL⁺04] R. Poon, K. Ng, C. Lam, V. Ai, J. Yuen, S. Fan, and J. Wong. Learning curve for radiofrequency ablation of liver tumors : Prospective analysis of initial 100 patients in a tertiary institution. *Annals of Surgery*, 239 :441–449, 2004.
- [PPT⁺03] A. Petersik, B. Pflessner, U. Tiede, K.H. Höhne, and R. Leuwer. Realistic haptic interaction in volume sculpting for surgery simulation. In *proceedings of Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling (IS4TM)*, pages 194–2002. Springer LNCS, 2003.
- [PWP05] T. Preusser, A. Weihusen, and H.O. Peitgen. On the modelling of perfusion in the simulation of RF-ablation. In *Proceedings of Simulation and Visualisation (SimVis)*, pages 259–268, 2005.
- [RBB⁺04] B. Reitingner, A. Bornik, R. Beichel, G. Werkgartner, and E. Sorantin. Tools for augmented-reality-based liver resection planning. In *proceedings of SPIE Medical Imaging : Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, volume 5367, pages 88–99, 2004.
- [RBO⁺07] F. Robineau, F. Boy, J.P. Orliaguet, J. Demongeot, and Y. Payan. Guiding the surgical gesture using an electro-tactile stimulus array on the tongue : A feasibility study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(4) :711–717, 2007.
- [RDC⁺04] H. Rhim, G.D. Dodd, K. Chintapalli, B.J. Wood, D.E. Dupuy, J.L. Hvizda, P.E. Sewell, and S.N. Goldberg. Radiofrequency thermal ablation of abdominal tumors : Lessons learned from complications. *Radiographics*, 24 :41–52, 2004.
- [SBT⁺10] C. Schumann, J. Bieberstein, C. Trumm, D. Schmidt, P. Bruners, M. Niehammer, R.T. Hoffmann, A.H. Mahnken, P.L. Pereira, and H.O. Peitgen. Fast automatic path proposal computation for hepatic needle placement. In *proceedings of SPIE Medical Imaging : Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, volume 7625, page 76251J, 2010.
- [SES⁺11] A. Seitel, M. Engel, C.M. Sommer, B.A. Radeleff, C. Essert-Villard, C. Baegert, M. Fangerau, K.H. Fritzsche, K. Yung, H.P. Meinzer, and L. Maier-Hein.

- Computer-assisted trajectory planning for percutaneous needle insertions. *To appear in Medical Physics*, 2011.
- [STD⁺10] R. Shamir, I. Tamir, E. Dabool, L. Joskowicz, and Y. Shoshan. A method for planning safe trajectories in image-guided keyhole neurosurgery. In *proceedings of MICCAI'10*, volume 6363, pages 457–464. Springer LNCS, 2010.
- [STR⁺06] P.A. Starr, R.S. Turner, G. Rau, N. Lindsey, S. Heath, M. Volz, J.L. Ostrem, and W.J. Marks Jr. Microelectrode-guided implantation of deep brain stimulators into the globus pallidus internus for dystonia : techniques, electrode locations, and outcomes. *Journal of neurosurgery*, 104(4) :488–501, 2006.
- [TSLA95] R. Tombropoulos, A. Schweikard, J.C. Latombe, and J. Adler. Treatment planning for image-guided robotic radiosurgery. In *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, volume 905 of *Springer LNCS*, pages 131–137, 1995.
- [TT88] J. Talairach and P. Tournoux. *Co-planar stereotaxic atlas of the human brain*. Thieme, 1988.
- [VBS⁺05] C. Villard, C. Baegert, P. Schreck, L. Soler, and A. Gangi. Optimal trajectories computation within regions of interest for hepatic rfa planning. In *MICCAI'2005*, volume 3750 of *LNCS*, pages 49–56, oct 2005.
- [VDTB97] M. Vaillant, C. Davatzikos, R. Taylor, and R. Bryan. A path-planning algorithm for image-guided neurosurgery. In *proceedings of CVRMed-MRCAS'97*, volume 1205 of *Springer LNCS*, pages 467–476, 1997.
- [VN05] E. Vidholm and I. Nystrom. A haptic interaction technique for volume images based on gradient diffusion. In *WHC '05 : Proceedings of the First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pages 336–341. IEEE Computer Society, 2005.
- [VSG05] C. Villard, Luc Soler, and Afshin G. Radiofrequency ablation of hepatic tumors : simulation, planning, and contribution of virtual reality and haptics. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, 8(4) :215–227, Aug 2005.
- [VSP⁺03] C. Villard, L. Soler, N. Papier, V. Agnus, A. Gangi, D. Mutter, and J. Marescaux. RF-Sim : a treatment planning tool for radiofrequency ablation of hepatic tumors. In *proceedings of Information Visualization*, pages 561–566. IEEE Computer Society Press, 2003.
- [WCY04] W.C.K. Wong, A.C.S. Chung, and S.C.H. Yu. Trilateral filtering for biomedical images. In *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, pages 820–823, 2004.
- [WDYPB07] N. Wiest-Daesslé, P. Yger, S. Prima, and C. Barillot. Evaluation of a new optimisation algorithm for rigid registration of MRI data. In *Proceedings of SPIE Medical Imaging*, volume 6512, page 651206, 2007.
- [Web34] E.H. Weber. *De pulsus, resorptione, audita et tactu*. Annotationes anatomicae et physiologicae. Leipzig, Koehler, (Translated by H.E. Ross, Academic Press, New York, 1978) 1834.

- [Wei08] L. Weill. Interface d'édition de contraintes géométriques pour l'aide à la formalisation de contraintes médicales. Rapport de stage de M1, Université de Strasbourg, 2008.
- [WRV98] J. Weickert, B.M.T.H. Romeny, and M.A. Viergever. Efficient and reliable schemes for nonlinear diffusion filtering. *IEEE Transactions on Image Processing*, 7(3) :398–410, 1998.
- [WTS⁺05] D. Winkler, M. Tittgemeyer, J. Schwarz, C. Preul, K. Strecker, and J. Meixensberger. The first evaluation of brain shift during functional neurosurgery by deformation field analysis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 76(8) :1161–1163, 2005.
- [WVW⁺05] I. Wolf, M. Vetter, I. Wegner, T. Böttger, M. Nolden, M. Schöbinger, M. Hastenteufel, T. Kunert, and H.P. Meinzer. The Medical Imaging Interaction Toolkit. *Medical Image Analysis*, 9(6) :594–604, 2005. <http://www.mitk.org>.
- [WZ06] Y. Wang and H. Zhou. Total variation wavelet-based medical image denoising. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2006 :1–6, 2006.
- [YBB08] X.D. Yang, W.F. Bischof, and P. Boulanger. Perception of haptic force magnitude during hand movements. In *in proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'08)*, pages 2061–2066, 2008.
- [YOTH02] T. Yamada, T. Ogi, D. Tsubouchi, and M. Hirose. Desk-sized immersive workplace using force feedback grid interface. In *Proceedings of IEEE VR Conference*, pages 135–142, 2002.
- [YSK⁺10] K. Yang, Z.L. Sun, A.P. Kencana, V.A. Huynh, M. Rasouli, S.J. Phee, D. Lomanto, and K.Y. Ho. Enhancement of spatial orientation and haptic perception for master-slave robotic natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES). In *proceedings of IEEE Robotics Automation and Mechatronics (RAM 2010)*, pages 15–18, 2010.
- [YWSJ09] M.K. York, E.A. Wilde, R. Simpson, and J. Jankovic. Relationship between neuropsychological outcome and DBS surgical trajectory and electrode location. *Journal of the Neurological Sciences*, 287(1-2) :159–171, 2009.
- [ZB02] L. Zhukov and A.H. Barr. Oriented tensor reconstruction : tracing neural pathways from diffusion tensor MRI. In *Proceedings of the conference on Visualization '02*, pages 387–394. IEEE Computer Society, 2002.

Annexe A

Fichier de contraintes pour la RFA

```
<constraint_file>
<!------->
<data_definition>
  <data name="needle length (mm)" label="needle_length" show="true">
    150
  </data>
  <data name="min insertion angle in liver" label="tangency_angle" show="true">
    20
  </data>
  <data name="portion of safe liver" label="liver_safe_portion" show="true">
    10
  </data>
  <data name="weight of depth constraint" label="weight_soft_depth" show="true">
    divide(1/3)
  </data>
  <data name="weight of volume constraint" label="weight_soft_vol" show="true">
    divide(1/3)
  </data>
  <data name="weight of risk constraint" label="weight_soft_risk" show="true">
    divide(1/3)
  </data>
  <data name="skin" label="skin" obstacle="false">
  </data>
  <data name="liver" label="liver" obstacle="false">
  </data>
  <data name="vital organs" label="organs">
    union( lung, heart, spleen, stomach, kidney, pancreas, intestine )
  </data>
  <data name="tumor and its security margin" label="tumor_margin">
    enlarge( tumor, 5 )
  </data>
  <data name="volume of tumor margin bounding ball" label="vol_tumorBB">
    volume(boundingball( tumor_margin ) )
  </data>
  <data name="distance skin/tumor" label="dist_tumor_skin">
    distmin( skin, center( tumor ) )
  </data>
</data_definition>
```

```

<!------->
<strict_constraints_definition>

  <strict_constraint name= "initial target volume" label="str_1">
    target( tumor )
  </strict_constraint>

  <strict_constraint name= "initial treatment volume" label="str_2">
    include( tumor_margin )
  </strict_constraint>

  <strict_constraint name= "initial insertion zone" label="str_3">
    cross( skin )
  </strict_constraint>

  <strict_constraint name="needle size restriction" label="str_needlesize">
    lower( distmin ( center( tumor ), toolInsertionPoint ), needle_length )
  </strict_constraint>

  <strict_constraint name="accessibility restriction" label="str_acces">
    cross( visible( insertionZone, targetVolume ) )
  </strict_constraint>

  <strict_constraint name="tangency restriction" label="str_tangency">
    lower( tangency_angle, angle( toolTrajectory, liver ) )
  </strict_constraint>

  <strict_constraint name="liver safe portion guarantee" label="str_liverportion">
    lower( liver_safe_portion,
           distmin( intersection( toolTrajectory, liver ), tumor ) )
  </strict_constraint>
</strict_constraints_definition>

<!------->
<soft_constraints_definition>

  <soft_constraint name="depth" label="soft_depth" minValue="0" maxValue="1">
    divide( minus( distmin( toolTip, toolInsertionPoint ), dist_tumor_skin ),
           minus( needle_length, dist_tumor_skin ) )
  </soft_constraint>

  <soft_constraint name="volume" label="soft_vol" minValue="0" maxValue="1">
    divide( minus( volume( toolAblation ), vol_tumorBB ), mult(1.4, vol_tumorBB) )
  </soft_constraint>

  <soft_constraint name="risk organs" label="sc_r1" mapped="false">
    max( divide( minus( 10 , distmin( toolTrajectory, organs ) ), 10 ), 0 )
  </soft_constraint>

  <soft_constraint name="risk vessels" label="sc_r2" mapped="false">
    max( divide( minus( 5 , distmin( toolTrajectory, vessels ) ), 5 ), 0 )
  </soft_constraint>

  <soft_constraint name="risk" label="sc_risk" minValue="0" maxValue="1">
    divide( plus( sc_r1, sc_r2 ), 2 )
  </soft_constraint>

  <soft_constraint name="final" label="soft_final"
                    aggregative="true" minValue="0" maxValue="1">
    divide( plus( mult( weight_soft_depth, soft_depth ),
                mult( weight_soft_vol, soft_vol ),
                mult( weight_soft_risk, soft_risk ) ),
           plus( weight_soft_depth, weight_soft_vol, weight_soft_risk ) )
  </soft_constraint>

```

```
</soft_constraints_definition>
```

```
<!------->
```

```
</constraint_file>
```


Annexe B

Fichier de contraintes pour la SCP

```
<constraint_file>
<!------->
<data_definition>
  <data name="needle length (mm)" label="maxPathLength">
    200
  </data>
  <data name="skin" label="skin" obstacle="false">
  </data>
  <data name="distance skull/target" label="distTargetSkull">
    distmin( skin, center( target ) )
  </data>
  <data name="main axis of target" label="axisTarget">
    mainaxis( target )
  </data>
  <data name="weight of depth constraint" label="weight_sc_depth" show="true">
    0.1
  </data>
  <data name="weight of centering constraint" label="weight_sc_center" show="true">
    0.1
  </data>
  <data name="weight of orientation constraint" label="weight_sc_ori" show="true">
    0.4
  </data>
  <data name="weight of risk constraint" label="weight_sc_risk" show="true">
    0.4
  </data>
</data_definition>
<!------->
<strict_constraints_definition>
  <strict_constraint name= "initial target volume" impact="targetVolume">
    target
  </strict_constraint>
  <strict_constraint name= "initial ablation volume" impact="ablationVolume">
    target
  </strict_constraint>
  <strict_constraint name= "initial insertion zone" impact="insertionZone">
    skin
  </strict_constraint>
</strict_constraints_definition>
```

```
</strict_constraint>

<strict_constraint name="path length restriction" impact="insertionZone">
  lower( distmin ( center( target ), insertionPoint ), maxPathLength )
</strict_constraint>

<strict_constraint name="accessibility restriction" impact="insertionZone">
  visible( insertionZone, targetVolume )
</strict_constraint>

</strict_constraints_definition>

<!------->

<soft_constraints_definition>

  <soft_constraint name="depth" label="sc_depth" minValue="0" maxValue="1">
    divide( minus( distmin( toolTip, insertionPoint ), distTargetSkull ),
            minus( maxPathLength, distTargetSkull ) )
  </soft_constraint>

  <soft_constraint name="centering" label="sc_center" minValue="0" maxValue="1">
    divide( distmin( toolTip, center( target ) ), 10.0)
  </soft_constraint>

  <soft_constraint name="orientation" label="sc_ori" minValue="0" maxValue="1">
    divide( angle ( toolTrajectory, axisTarget ), 90.0 )
  </soft_constraint>

  <soft_constraint name="risk" label="sc_risk" minValue="0" maxValue="1">
    max( divide( minus( 10.0 , distmin ( sulci, toolTrajectory ) ), 10.0 ), 0 )
  </soft_constraint>

  <soft_constraint name="final const" label="sc_final" minValue="0" maxValue="1">
    divide( plus( mult( weight_sc_depth, sc_depth ),
                mult( weight_sc_center, sc_center ),
                mult( weight_sc_ori, sc_ori ),
                mult( weight_sc_risk, sc_risk ) ),
            plus ( weight_sc_depth,
                  weight_sc_center,
                  weight_sc_ori,
                  weight_sc_risk) )
  </soft_constraint>

</soft_constraints_definition>

<!------->

</constraint_file>
```

Annexe C

Curriculum Vitæ

Caroline ESSERT

Née le 13/04/1975 à Toulouse
Vie maritale, 2 enfants
Maître de conférences 27è section
Université de Strasbourg
LSIIT, UMR CNRS-UdS 7005
Pôle API – Boulevard S. Brant – 67412 ILLKIRCH cedex
<http://dpt-info.u-strasbg.fr/~essert>
Tel. : (+33) 3.68.85.45.71 essert@unistra.fr

Cursus

- 2011 : Autorisée à s'inscrire en HDR (UdS)
Garant d'habilitation : Pascal Schreck
- 2001 : Doctorat ès Sciences (ULP Strasbourg) spécialité Informatique
Titre du mémoire de thèse de doctorat : "*Sélection dans l'espace des solutions engendrées par un plan de construction géométrique*"
Directeur de thèse : Jean-François Dufourd
Rapporteurs externes : Jean-Daniel Boissonnat, Dominique Michelucci
Rapporteur interne : Jean-Michel Dischler
Examineur : René Caubet
Co-encadrant de thèse, invité : Pascal Schreck
- 1997 : DEA d'informatique (ULP Strasbourg)
- 1993-1996 : DEUG A (M.P.C.) option Mathématiques, Licence d'informatique, Maîtrise d'informatique (UFR Sciences et Techniques de Besançon)
- 1992 : Bac C (Lycée Saint-Paul, Besançon)

Carrière

- 2008 - 2010 : En délégation INRIA au Centre INRIA Rennes Bretagne Atlantique, EPI VisAGeS
- 2003 - : MCF en informatique à Strasbourg (UdS/LSIIT)
- 2002-2003 : Post-Doc à l'Institut de Recherche sur les Cancers de l'Appareil Digestif
- 2000-2002 : ATER mi-temps (soutenance de thèse 11/2001)
- 1998-2000 : Allocataire de recherche

Encadrement

Encadrement de thèse

- 2011- : Thèse à venir, démarrage 1er octobre 2011.
Sujet : *“Etude de la planification de trajectoires courbes et de trajectoires multiples pour le placement d’outils chirurgicaux”*
Demi-financement du CNRS sur CDD-LD de l'INS2I (ex- « BDI » : 8 demi-financements en 2011 sur toute la France pour 50 laboratoires) + demi-financement de la Région Alsace.
- 2005-2009 : Thèse de Claire Baegert
Sujet : *“Assistance à la planification d’opérations de radiofréquence sur tumeurs hépatiques”*, co-encadrement avec P. Schreck.
Thèse soutenue le 11 décembre 2009. Financement Région Alsace 50% et IRCAD 50%. 7 publications : [2, 3, 12, 13, 14, 15, 30] (+ 1 en DEA)
NB : congé maternité de Claire Baegert pendant sa thèse (2008)

Encadrement de post-doctorat

- 2011- : 1 financement de post-doctorat obtenu sur ANR blanc ACouStiC, démarrage 2012
Sujet : *“Intégration de données statistiques et biomécaniques pour le planning automatisé de Stimulation Cérébrale Profonde.”*
- 2006-2007 : Post-doctorat de Vincent Baudet
Sujet : *“Application de la réalité virtuelle à l’imagerie médicale”*. 1 publication : [4]

Encadrement de stages de M2R ou assimilés

- 2009-2010 : M2R d'Alex Ocampo
Sujet : “*Étude de l’assistance haptique à la navigation dans des espaces de solutions infinis*”, co-encadrement à 50% avec A. Capobianco. 2 publications : [9, 10].
- 2009-2010 : M2R de Sahin Erdem
Sujet : “*Étude et validation de la déformation d’électrodes lors d’interventions de Stimulation Cérébrale Profonde*”, co-encadrement à 40% avec Maud Marchal de l’équipe Bunraku de l’INRIA Rennes Bretagne-Atlantique.
- 2008-2009 : Diploma-thesis (niveau M2R) de Markus Engel, du DKFZ à Heidelberg (D)
Sujet : “*Planification rapide de point d’entrée d’aiguille, application à la radiofréquence et à la pose d’aiguilles fiduciaires*”, co-encadrement à 20% avec Lena Maier-Hein et Alexander Seitel du DKFZ, équipe du Pr. H.-P. Meinzer. 2 publications : [2, 30].
- 2007-2008 : M2R de Jean-Christophe Hennequin
Sujet : “*Etude de la perturbation du couplage visuel-haptique en Réalité Virtuelle*”, co-encadrement à 45% avec Antonio Capobianco et Jérôme Grosjean. 1 publication : [11].
- 2004-2005 : DEA de Claire Baegert
Sujet : “*Planification pour les opérations de radiofréquence*”. 1 publication : [16]
- 2002-2003 : DEA de Daniel Marjoux
Sujet : “*Simulation à retour d’effort de l’introduction d’une aiguille dans le corps humain*”. 1 publication : [4]

Responsabilités scientifiques et rayonnement

Responsabilités de projets

- 2010-2014 : Projet **ANR Blanc** « **ACouStiC** »
Aide à la planification chirurgicale en stimulation cérébrale profonde fondée sur l’utilisation de modèles. 4 équipes partenaires : INRIA-INSERM-VisAGeS Rennes (P. Jannin), INRIA-Shaman Lille (S. Cotin), CRICM Paris Pitié-Salpêtrière (E. Bardinet), LSIIT-IGG Strasbourg (C. Essert). Responsable scientifique pour le partenaire « LSIIT-IGG ». 1 financement de post-doctorant obtenu pour 2011 ou 2012.

- 2008-2010 : Projet de **collaboration franco-japonais CNRS/JST ICT** "Improving the VR Experience"
4 partenaires français (INRIA-Iparla Bordeaux, INRIA-Bunraku Rennes, IRCAM Paris, LSIIT-IGG), 5 partenaires japonais (University of Tokyo, Tokyo Institute of Technology, Tokyo Metropolitan University, Osaka University, Keio University). Co-responsable avec Pr. Dominique Bechmann
- 2005 : **ATIP Jeunes Chercheuses et Jeunes Chercheurs** du CNRS, projet CASPER2
- 2004 : **BQR** (Bonus Qualité Recherche) de l'Université Louis Pasteur, projet CASPER (Constraint Analysis and Solving for PErcutaneous Radiofrequency)

Participation à des projets

- Membre de l'**IHU** (Institut Hospitalo-Universitaire) de Strasbourg Mix-Surg.
- Membre d'**IRMC** (Imagerie et Robotique Médicale et Chirurgicale), Equipe-Projet Multi-Laboratoires de 2001 à 2004, puis Programme Pluri-Formation de 2005 à 2008, puis programme de recherche multi-laboratoires du CPER depuis 2007.
- Membre du **projet international INRIA-CNRS-STIC France-Asie** en réalité virtuelle (8 laboratoires français, 7 laboratoires coréens, 6 laboratoires japonais, 3 laboratoires chinois, 2 laboratoires de Taiwan, 2 laboratoires de Singapour) de juil. 2004 à juil. 2006.
- Membre du projet **START** de la Région Alsace avec l'IRCAD sur un Simulateur de Thermo-Ablation par Radiofréquence des Tumeurs de janvier 2004 à décembre 2005.

Responsabilité de symposium international, comité de programme

- 2011 : Membre du comité scientifique du **workshop francophone M-DBS** « Modèles en Stimulation Cérébrale Profonde (Planning, Implantation et Evaluation Post-opératoire) : Problèmes Méthodologiques », le 27/01/11 à Rennes.
- 2009-2010 : Chair du **symposium « VR for Medicine & Surgery »** de la conférence internationale VRIC 2010 (7-11 avril 2010). Organisation et responsabilité du comité de programme, des reviews, du call for papers, etc. Invitation du conférence keynote speaker le Pr. Naoki Suzuki de Jikei University, Tokyo.

Organisation de conférence internationale

- Membre du **comité d'organisation** (5 chercheurs de l'équipe IGG) qui a été choisi parmi 4 villes candidates pour l'organisation de la conférence internationale **EuroGraphics 2014** à Strasbourg (environ 500 participants chaque année).

Organisation d'événements

- 2008-2009 : Projet franco-japonais CNRS/JST ICT "Improving the VR Experience" :
- co-organisation du **1er workshop** franco-japonais, à l'Université de **Tokyo**, du 3-5 juin 2008.
 - organisation de la **visite** de chercheurs japonais, à **Paris** et **Strasbourg**, du 15-19 sept. 2008.
 - co-organisation du **2nd workshop** franco-japonais, bi-localisé à l'IRISA (**Rennes**) puis au LSIIT (**Strasbourg**), du 9-11 mars 2009.
 - participation à l'organisation du **3ème workshop** franco-japonais, au LABRI (**Bordeaux**) du 3-4 déc. 2009.
 - participation à l'organisation du **4ème workshop** franco-japonais à Sendai (**Japon**) du 26-27 nov. 2010.
- 2008 : Participation au comité d'organisation du congrès SPECIF 2008 à Strasbourg du 9 au 11 jan. 2008.
- 2005 : Co-organisatrice de la "**Semaine de la Réalité Virtuelle**" à Strasbourg du 28 nov. 2005 au 2 déc. 2005 avec 3 manifestations :
- 18è journées de l'**AFIG** (Association Française d'Informatique Graphique) 28-30 nov. 2005.
 - deuxième **Groupe de Travail France-Asie** en Réalité Virtuelle les 28-29-30 nov. 2005.
 - conférence internationale VS'05 **Virtual Storytelling** à Strasbourg du 30 nov. au 2 déc. 2005.
- 2003 : Co-organisatrice des deuxièmes rencontres de l'**Action Spécifique** (AS) Modélisation Géométrique sous Contraintes à Strasbourg les 16 et 17 déc. 2003.

Expertises / Reviews

- Membre du **Comité d'Evaluation ANR** « Modèles Numériques » en 2011.
- **Expert** pour plusieurs projets ANR « Cosinus », « CSOSG », et « JCJC SIMI3 » entre 2007 et 2010.
- **Reviewer** pour les revues internationales : Medical Physics, International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Journal of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM), International Journal of Image and Graphics (IJIG), Investigative Radiology, et Journal of Zhejiang University Science.
- **Reviewer** pour les conférences internationales : MICCAI (Medical Image Computing and Computer Assisted Interventions), CGIV (Computer Graphics Image and Vision), IV (Information Visualization), MIAR (Medical Image and Augmented Reality), et VRIC (Virtual Reality International Conference).

Commissions de spécialistes / Comités d'experts scientifiques / Conseils

- Membre extérieure nommée de la **CS 27è** de l'Université de **Nancy 2** de 2007 à 2009.
- Membre élue de la **CS 27è** de l'Université de **Strasbourg** de 2008 à 2009.
- Membre élue du **comité d'experts scientifiques 27è** de l'Université de **Strasbourg** depuis fév. 2010.
- Membre nommée du **jury de concours externe** ITA CNRS BAP E - Informatique, statistique et calcul scientifique de 2007 à 2009 à Strasbourg, postes ingénieur d'études en traitement d'images médicales.
- Membre élue du **Conseil du Laboratoire LSIIT**, collège B (maîtres de conférences) de 2007 à 2009.
- Membre du **Conseil Scientifique** du Département Informatique Recherche du LSIIT, collège B (maîtres de conférences), depuis 2011.

Responsabilité de filière

2008-2009 : 2005 à 2008 : Responsable du **L2 informatique** (120 étudiants) à l'UFR Mathématiques et Informatique de l'Université de Strasbourg (ex. Université Louis Pasteur).

Divers

- En délégation INRIA au centre INRIA Rennes Bretagne-Atlantique de sept. 2008 à sept. 2010, dans l'équipe-projet INRIA-INSERM-CNRS VisAGeS. Mobilité géographique de 2 ans. Mobilité thématique, passant de la synthèse d'images pour les opérations chirurgicales de l'abdomen, à une équipe de traitement et analyse d'images et de gestion de l'information en neurochirurgie.
- En congé maternité en 2000 et 2010.

Publications

Type	Nombre
Revue internationale avec comité de sélection	5
Chapitre d'ouvrages internationaux	1
Revue française de vulgarisation scientifique	1
Conférences internationales avec comité de sélection	18
Publications médicales d'audience internationale sur résumé avec comité de sélection	3
Manifestation d'audience internationale sur résumé sans comité de sélection	1
Manifestations d'audience nationale	3
Rapports internes et mémoires	2
Séminaires (dont invitée)	14 (6)

Liste des publications personnelles

Revue internationale avec comité de sélection

- [1] Caroline Essert, Claire Haegelen, Florent Lalys, Alexandre Abadie, and Pierre Jannin. Automatic computation of electrodes trajectories for deep brain stimulation – a hybrid symbolic and numerical approach. *To appear in International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (IJCARs)*, published online first, Aug 2011.
- [2] Alexander Seitel, Markus Engel, Christof Sommer, Boris Redeleff, Caroline Essert, Claire Baegert, Markus Fangerau, Klaus Fritzsche, Kwong Yung, Hans-Peter Meinzer, and Lena Maier-Hein. Computer-assisted trajectory planning for percutaneous needle insertions. *Medical Physics*, 38(6) :3246–3260, Jun 2011.
- [3] Claire Baegert, Caroline Essert, Pascal Schreck, Luc Soler, and Afshin Gangi. Trajectory optimization for the planning of percutaneous radiofrequency ablation on hepatic tumors. *Computer Aided Surgery*, 12(2) :82–90, Mar 2007.
- [4] Caroline Essert, Luc Soler, and Afshin Gangi. Radiofrequency ablation of hepatic tumors : simulation, planning, and contribution of virtual reality and haptics. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, 8(4) :215–227, Aug 2005.
- [5] Caroline Essert, Pascal Schreck, and Jean-François Dufourd. Sketch-based pruning of a solution space within a formal geometric constraint solver. *Artificial Intelligence*, 124(1) :139–159, Nov 2000.

Chapitre d’ouvrage international

- [6] Caroline Essert and Pascal Mathis. *Interactive handling of a construction plan in CAD, chapter 21*, pages 413–430. Kluwer Academic Publishers (Springer), 2004 (ré-édité en 2010).

Revue française de vulgarisation scientifique

- [7] Caroline Essert. Le patient virtuel au service de la chirurgie. *Doc Sciences, Série Informatique n.3*, 13 :2–9, Oct 2010.

Conférences internationales avec comité de sélection

- [8] Caroline Essert, Claire Haegelen, and Pierre Jannin. Automatic computation of electrodes trajectory for deep brain stimulation. In *MIAR 2010 (Medical Imaging and*

- Augmented Reality*), workshop of MICCAI'10, volume 6326 of *LNCS*, pages 149–158, Beijing, (China), Sep 2010. Springer.
- [9] Antonio Capobianco and Caroline Essert. Study of performances of haptic walls modalities for a 3d menu. In *EuroHaptics 2010*, volume 6192-2 of *LNCS*, pages 152–159, Amsterdam, (Netherlands), Jul 2010. Springer.
- [10] Caroline Essert and Antonio Capobianco. Comparative study of the performances of several haptic modalities for a 3d menu. In *IEEE Virtual Reality Conference*, pages 265–266, Boston, (USA), Mar 2010. In proceedings of IEEE. Poster presentation.
- [11] Caroline Essert and Antonio Capobianco. Hardborders : a new haptic approach for selection tasks in 3d menus. In *Proceedings of The 16th ACM Symposium on Virtual Reality and Software Technology*, pages 243–244, Kyoto, (Japan), Nov 2009. ACM, ACM Press.
- [12] Caroline Essert, Claire Baegert, and Pascal Schreck. Multi-semantic approach towards a generic formal solver of tool placement for percutaneous surgery. In *International Conference on Knowledge Engineering and Ontology Development (KEOD 2009)*, pages 443–446, Madeira, (Portugal), Oct 2009. ACM, INSTICC.
- [13] Claire Baegert, Caroline Essert, Pascal Schreck, and Luc Soler. Multi-criteria trajectory planning for hepatic radiofrequency. In A. Maeder (Eds.) N. Ayache, S. Ourselin, editor, *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'07)*, volume 4792 of *LNCS*, pages 676–684, Brisbane, (Australia), Oct 2007. Springer.
- [14] Claire Baegert, Caroline Essert, Pascal Schreck, and Luc Soler. Precise determination of regions of interest for hepatic rfa planning. In J.D. Westwood et al Eds., editor, *Medecine Meets Virtual Reality (MMVR 15)*, Studies in Health Technology and Informatics, pages 31–36, Long Beach, (USA), Feb 2007. IOS Press.
- [15] Claire Baegert, Caroline Essert, Pascal Schreck, and Luc Soler. Precise determination of regions of interest for hepatic rfa planning (extended). In Kevin R. Cleary and Michael I. Miga, editors, *SPIE Medical Imaging 2007 : Visualization and Image-Guided Procedures*, volume 6509, page 650923, San Diego, (USA), Feb 2007. SPIE.
- [16] Caroline Essert, Claire Baegert, Pascal Schreck, Luc Soler, and Afshin Gangi. Optimal trajectories computation within regions of interest for hepatic rfa planning. In *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'05)*, volume 3750 of *LNCS*, pages 49–56, Palm Springs, (USA), Oct 2005. Springer.
- [17] Caroline Essert, Luc Soler, Afshin Gangi, Didier Mutter, and Jacques Marescaux. Towards realistic radiofrequency ablation of hepatic tumors 3d simulation and planning. In R. L. Galloway Jr, editor, *Medical Imaging 2004 : Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, volume 5367, pages 586–595, San Diego, (USA), Feb 2004. SPIE, Proceedings of SPIE. Cum Laude poster award.
- [18] Caroline Essert, Pascal Schreck, Pascal Mathis, and Jean-François Dufourd. Combination of automatic and interactive tools for solution space browsing. In *International Conference on Geometric Modelling & Graphics (GMAG)*, pages 14–21, London, (UK), Jul 2003. IEEE Computer Society Press.
- [19] Caroline Essert, Luc Soler, Nicolas Papier, Vincent Agnus, Afshin Gangi, Didier Mutter, and Jacques Marescaux. Rf-sim : a treatment planning tool for radiofrequency

- ablation of hepatic tumors. In *7th International Conference IV03, Symposium on Information Visualisation in Medical and Biological Sciences MediVis03*, pages 561–567, London, (UK), Jul 2003. IEEE Computer Society Press.
- [20] Caroline Essert, Luc Soler, Nicolas Papier, Vincent Agnus, Sylvain Thery, Afshin Gangi, Didier Mutter, and Jacques Marescaux. Virtual radiofrequency ablation of liver tumors. In *International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling IS4TM03*, volume 2673 of *LNCS*, pages 366–374, Juan-les-Pins (France), Jun 2003. Springer-Verlag.
- [21] Caroline Essert. Helping the designer in solution selection : applications in cad. In *International Conference on Computational Science : workshop on Computer Graphics and Geometric Modeling*, volume 2330 of *LNCS*, pages 151–160, Amsterdam, (Netherlands), Apr 2002. Springer.
- [22] Caroline Essert and Pascal Mathis. Interactive handling of a construction plan in cad. In *5th International Conference on Information Visualisation IV2001*, pages 124–129, London, (UK), Jul 2001. IEEE Computer Society Press.
- [23] Caroline Essert and Pascal Mathis. Interactive manipulation of a solution for a geometric constrained system. In *5th World multiconf rence on Systemics, Cybernetics and Informatics SCI2001*, Orlando, (USA), Jul 2001.
- [24] Caroline Essert, Pascal Schreck, and Jean-François Dufourd. Selecting a figure using s-homotopy in a cad system. In *4th International Conference on Computer Graphics and Artificial Intelligence*, Limoges, (France), May 2000.
- [25] Laure Brisoux-Devendeville, Caroline Essert, and Pascal Schreck. Exploration of a solution space structured by finite constraints. In *W25, Workshop on Modelling and Solving Problems with Constraints, 14th European Conference on Artificial Intelligence (ECAI)*, Berlin, (Germany), 2000.

Publications médicales d’audience internationale sur résumé avec comité de sélection

- [26] M. Arenas, Caroline Essert, A. Garcia, E. Dutson, M. Henri, D. Bacal, F. Rubino, I. Jourdan, Luc Soler, Didier Mutter, and Jacques Marescaux. Mathematical model for virtual radiofrequency ablation. In *12th International Congress and Endo Expo 2003 / Society of Laparoendoscopic Surgeons (SLS) Annual Meeting*, page S40, Las Vegas, (USA), Sep 2003. Abstract in Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons, supplement to volume 7 number 3.
- [27] M. Arenas, Caroline Essert, A. Garcia, E. Dutson, I. Jourdan, M. Henri, D. Bacal, F. Rubino, Luc Soler, M. Leroy, Didier Mutter, and Jacques Marescaux. Mathematical model for virtual radiofrequency ablation. In *11th International congress of the European Association for Endoscopic Surgery EAES*, page S60, Glasgow, (UK), Jun 2003. Abstract published in Journal of Surgical Endoscopy, supplement to volume 18, Springer (issn : 0930-2794).
- [28] M. Arenas, Caroline Essert, A. Garcia, E. Dutson, I. Jourdan, M. Henri, D. Bacal, F. Rubino, Luc Soler, M. Leroy, Didier Mutter, and Jacques Marescaux. Un modelo

matemático para la ablación de tumores hepáticos por radiofrecuencia virtual. In *XII Congreso de la Asociación Mexicana de Cirugía Endoscópica AMCE*, Veracruz, (Mexico), Apr 2003.

Manifestation d'audience internationale sur résumé sans comité de sélection

- [29] Antonio Capobianco and Caroline Essert. Experimental evaluation of two haptic techniques for 3d interaction : the constriction polyhedron technique vs magnetic attraction. In *VRGI'09 (Virtual Reality and Graphical Interaction)*, Rennes, (France), Mar 2009.

Manifestations d'audience nationale

- [30] Markus Engel, Alexander Seitel, Markus Fangerau, Boris Redeleff, Christof Sommer, Caroline Essert, Claire Baegert, Hans-Peter Meinzer, and Lena Maier-Hein. Schnelle zugangsplanung für die perkutane punktion der leber. In *BVM - Bildverarbeitung Für Die Medizin - 2010*, pages 216–220, Aachen, (Germany), Mar 2010.
- [31] Pascal Schreck and Caroline Essert. Constructions géométriques formelles en cao. In *Groupe de Travail en Modélisation Géométrique (GTMG) (GDR ALP/AFIG)*, Nantes, (France), Mars 2002.
- [32] Caroline Essert, Pascal Schreck, and Jean-François Dufourd. Interprétation d'un programme avec multifonctions géométriques. In *Actes des 6èmes journées de l'AFIG*, Dunkerque, (France), Dec. 1998.

Rapports internes et mémoires

- [33] Caroline Essert. *Application d'un modèle de déformation de l'espace à l'analyse et au suivi de structures déformables*. Rapport de stage de dea, Université Louis Pasteur - Strasbourg I, Juin 1997.
- [34] Caroline Essert. *Sélection dans l'espace des solutions engendrées par un plan de construction géométrique*. PhD thesis, Université Louis Pasteur - Strasbourg I, Nov. 2001.

Séminaires

- Calcul automatique de trajectoires en SCP. Présentation lors du workshop M-DBS à Rennes, janvier 2011. Invitée.
- Experimental evaluation of haptic techniques for 3D menus. Présentation lors du 3ème workshop franco-japonais du projet CNRS/JST ICT "improving the VR experience" à l'Inria Bordeaux, décembre 2010.

- Research activities at IGG team. Présentation des activités de l'équipe lors du 1er workshop franco-japonais du projet CNRS/JST ICT "improving the VR experience" à l'Université de Tokyo, juin 2008.
- Simulation et planification de thermo-ablations percutanées. Prés. aux représentants de GE France, fév. 2008. Invitée.
- Research activities at IGG team. Présentation des activités de l'équipe lors de la rencontre France-Espagne sur la réalité virtuelle, à l'Université de Gérone, déc. 2007.
- Research activities at LSIIT / Simulation and planning of percutaneous thermal ablations. Séminaire au centre DKFZ (Centre Allemand de Recherche contre le Cancer), Heidelberg, Allemagne, déc. 2007. Invitée.
- Activités de recherche au LSIIT / La simulation et la planification d'opérations mini-invasives percutanées. Séminaire à l'IRISA, Rennes, mai 2007. Invitée.
- Research Activities Haptic Interaction LSIIT. WG Haptic Interaction / INTUITION Network of Excellence, Paris, 2006.
- Research Activities of Computer Graphics and Programming Team in LSIIT / Simulation and planning of percutaneous radiofrequency ablation on hepatic tumors. Sino-french seminar on Graphics and Image, Nankin, Chine, jun. 2006.
- Optimal trajectories computation within regions of interest for hepatic RFA planning. 3rd Workshop of the IM2IM/ERCIM working group, Strasbourg, dec. 2005. Invitée.
- Traitement des contraintes pour la planification d'opérations chirurgicales. 4èmes rencontres de l'AS Modélisation géométrique par contraintes, Marseille, juin 2005.
- Ablation de tumeurs du foie par Radiofréquence : Simulation et planification à l'aide d'outils de Réalité virtuelle. Séminaire du GT Visualisation scientifique et réalité virtuelle, Paris, mai 2005. Invitée.
- Simulation d'insertion d'aiguille avec retour haptique et visuel. Séminaire IRMC, Strasbourg, février 2005.
- Utilisation des contraintes dans la simulation et la planification d'actes chirurgicaux. 1ères rencontres de l'AS Modélisation géométrique par contraintes, Dijon, juin 2003.
- Résolution formelle de contraintes géométriques et sélection de solutions. Séminaire présenté à l'INRIA Sophia-Antipolis en mars 2002.

Publications disponibles sur :

<http://dpt-info.u-strasbg.fr/essert>, rubrique Recherche > Publications