



HAL
open science

Neurochirurgie guidée par l'image : visualisation mixte et quantification des déformations cérébrales peropératoires à l'aide de reconstructions stéréoscopiques de la surface corticale

Perrine Paul-Gilloteaux

► To cite this version:

Perrine Paul-Gilloteaux. Neurochirurgie guidée par l'image : visualisation mixte et quantification des déformations cérébrales peropératoires à l'aide de reconstructions stéréoscopiques de la surface corticale. Vision par ordinateur et reconnaissance de formes [cs.CV]. Université de Rennes 1, 2006. Français. NNT: . tel-02908473

HAL Id: tel-02908473

<https://hal.science/tel-02908473>

Submitted on 29 Jul 2020

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° d'ordre: 101

THÈSE

Présentée devant

devant l'Université de Rennes 1

pour obtenir

le grade de : DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE RENNES 1
Mention GÉNIE BIOLOGIQUE ET MÉDICAL

par

Perrine PAUL

Équipe d'accueil : Unité/Projet Visages U746 - IRISA
École Doctorale : Vie-Agro-Santé
Composante universitaire : FACULTÉ DE MÉDECINE

Titre de la thèse :

*Neurochirurgie guidée par l'image :
visualisation mixte et quantification des déformations cérébrales
peropératoires
à l'aide de reconstructions stéréoscopiques de la surface corticale*

soutenue le 8 décembre 2006 devant la commission d'examen

M. :	Xavier	MORANDI	Président
MM. :	Jocelyne	TROCCAZ	Rapporteurs
	Jean-Jacques	LEMAIRE	
MM. :	Sergio	CASCIARO	Examineurs
	Cyrille	LE TERRIEN	
	Nassir	NAVAB	
	Pierre	JANNIN	

Remerciements

Je remercie tout d'abord Jocelyne Troccaz et Jean-Jacques Lemaire, mes rapporteurs, qui m'ont fait l'honneur de relire et de juger ce travail de thèse. Merci pour leur lecture attentive et les corrections qui auront permis d'améliorer ce manuscrit. Je remercie également Nassir Navab, Sergio Casciaro et Cyrille Le Terrien qui ont accepté de participer à mon jury de thèse, malgré la distance géographique. Merci à Pierre Jannin et Xavier Morandi de faire partie de mon jury et d'avoir construit cette thèse avec moi pendant ces 3 ans. Je tiens également à les remercier pour leur relecture minutieuse et rigoureuse de ce manuscrit. Revenons-y, sur ces trois ans; il y a tant de monde à remercier que le plus simple est l'inventaire en croisant les doigts pour n'oublier personne. La plupart de ces personnes font partie du « nous » employé dans ce document.

- Merci à Pierre d'avoir su être un directeur de thèse patient, d'avoir toujours réussi à comprendre ma logique et de m'avoir fait confiance.
 - Merci à Xavier Morandi pour ses qualités pédagogiques, sa patience, sa disponibilité et pour ses qualités humaines.
 - Merci à Alain Bouliou pour toutes les manipulations faites ensemble et notre travail sur la calibration et les reconstructions stéréoscopiques, mais aussi pour son humour et sa gentillesse.
 - Merci à Eric Berton et Adrien Marion pour leur aide lors de la fabrication du fantôme en PVA.
 - Merci à Julien Cohen-Adad, Perrine Guillemot et Aurélie Quéré, avec qui j'ai eu le plaisir de travailler lors de leurs stages au labo.
-
- Merci aux infirmières et infirmiers du bloc opératoire du CHU de Pontchaillou, Jean-Charles, Annick, Anne-Sophie, Marie et toutes ceux et celles que je ne reconnaîtrais certainement pas sans leur masque blanc. Ils m'ont été d'une précieuse aide. Je tiens à souligner la grande coopération du personnel du bloc de neurochirurgie du professeur Brassier, qui nous a permis d'accéder aussi souvent que nécessaire et dans les meilleures conditions, au matériel dont j'avais besoin et qui a fait rentrer, fait sortir, fait rentrer,... d'innombrables fois notre matériel sans rechigner.
 - Merci à Chantal Brouard, cadre du bloc de neurochirurgie, d'avoir toujours su nous trouver des créneaux pour nos expérimentations sans patient.
 - Merci à Béatrice Carsin Nicole, Elisabeth Le Rumeur et les manipulatrices et manipulateurs radio qui ont toujours été disponibles.
 - Merci au professeur Brassier, chef du service de neurochirurgie, de n'avoir jamais posé d'astreintes à notre présence au bloc.
 - Merci à Eric Berton et Adrien Marion pour leur aide lors de la fabrication du fantôme en PVA.
-
- Merci à Bernard Gibaud d'avoir accepté d'être mon premier directeur de thèse et d'avoir par la suite participé à mon comité de thèse, à Pierre Hellier pour ses nombreux conseils, à Christian Barillot, à Mélanie Raimbault (Maître Jedi) et son mari Hervé pour le sauvetage de PcVidéo, à Eric Poiseau (Maître Debian), Olivier Dameron, Sylvain, Arnaud, Pierrick, Laure, Cybèle Chantal, Stéphanie, Bounlith, Beige, Claire et les filles du CRITT, pour les "vieux"; la force 3G (Alban, Vincent, Daniel), Linda, Ammar, Omar, Nicolas, Céline, Simon et Line, Aline, Clément pour les plus "jeunes". J'ai eu de la chance de travailler dans un tel environnement.
 - Merci à Elise Arnaud de m'avoir initié aux filtres particuliers pour le suivi vidéo. -Merci à Luce Morin et Elisabeth Lagente d'avoir su m'orienter et me rassurer dans mes choix professionnels.

Et parce qu'il y a une vie autre que la thèse pendant la thèse, merci à tous mes amis, en particulier à ceux qui m'hébergent entre deux appartements et qui se reconnaîtront, à mes parents et à Jean-Christophe.

Table des matières

Table des matières	2
1 Notre contexte : la neurochirurgie guidée par l'image	9
1.1 Bref historique de la neurochirurgie guidée par l'image	9
1.2 Sources d'informations sur le patient	11
1.2.1 Les images préopératoires	11
1.2.2 Les atlas	13
1.2.3 Les images peropératoires	13
1.3 Préparation du geste chirurgical	17
1.4 Les systèmes de localisation	18
1.5 Stéréotaxie sans cadre : la neuronavigation	19
1.6 Validation des systèmes de chirurgie guidée par l'image	21
1.7 Conclusion	22
I Visualisation Peropératoire en Neurochirurgie en NchGI	25
2 État de l'Art de la Visualisation mixte peropératoire	27
2.1 Définition des concepts	27
2.1.1 Domaine d'application	27
2.1.2 Réalité et virtualité en chirurgie	28
2.1.3 Définition d'un système de visualisation mixte	29
2.2 Classifications de systèmes de visualisation mixte	30
2.2.1 Les continua de Milgram	30
2.2.2 Taxonomie centrée sur l'utilisateur	31
2.3 Classification proposée	31
2.4 État de l'art des systèmes de visualisation mixte pour la chirurgie	33
2.4.1 Tâche à réaliser	33
2.4.2 Base de visualisation	34
2.4.3 Informations ajoutées	37
2.4.4 La technologie utilisée pour l'affichage	39
2.4.5 Le lieu de perception	44
2.4.6 Interaction Homme/Machine	46
2.5 Contraintes de la salle d'opération	47
2.5.1 Contraintes liées à l'architecture de la salle d'opération	47
2.5.2 Contraintes liées à la procédure chirurgicale	48
2.5.3 Contraintes liées à l'opérateur humain	50
2.6 Bilan des éléments selon la classification	51

2.7	Anticipation des sources d'erreurs dans un système de visualisation mixte	52
2.7.1	Création du modèle du patient	52
2.7.2	Le capteur réel	53
2.7.3	Le calibrage du capteur réel	53
2.7.4	La synchronisation	53
2.7.5	Le système de localisation	54
2.7.6	Le suivi de la technologie d'affichage ou des capteurs	54
2.7.7	Le recalage patient-image	55
2.7.8	L'affichage	57
2.7.9	Évaluation globale	57
2.8	Discussion	58
2.8.1	Synthèse et limitations des systèmes actuels	58
2.8.2	Présentation de notre solution	59
3	Virtualité augmentée par la surface 3D du champ opératoire	61
3.1	Tour d'horizon de la numérisation de surface	61
3.1.1	Méthodes d'acquisition de surfaces sans contact	61
3.1.2	Reconstruire une surface par stéréoscopie	64
3.1.3	Discussion	68
3.2	Matériel et Méthodes	69
3.2.1	Création du modèle patient multimodal	69
3.2.2	Les étapes de la réalisation du geste chirurgical	70
3.2.3	Matériel en salle	72
3.2.4	Repères	74
3.2.5	Reconstruction de la surface 3D du champ opératoire	76
3.2.6	Visualisation	82
3.3	Méthode d'évaluation des performances	83
3.3.1	Étude de la précision du calibrage	83
3.3.2	Evaluation des performances sur fantôme	84
3.4	Résultats	87
3.4.1	Étude de la précision du calibrage	87
3.4.2	Résultats de l'évaluation de performance	89
3.4.3	Description d'un cas clinique	91
3.5	Discussion	95
3.5.1	Évaluation des performances	95
3.5.2	Comparaison avec d'autres travaux	96
3.5.3	Avantages et limitations de notre système de VA	97

II Suivi des Déformations Anatomiques Peropératoires en NchGI101

4	État de l'art sur les déformations anatomiques cérébrales peropératoires	105
4.1	Les déformations anatomiques peropératoires en neurochirurgie	105
4.1.1	Paramètres explicatifs de ces déformations	106
4.1.2	Déformations anatomiques cérébrales observées dans la littérature	109
4.2	Les approches de détection, de quantification et de correction	116
4.2.1	Pourquoi détecter, quantifier et corriger les déformations?	116
4.2.2	Approches sans correction des déformations	118
4.2.3	Approches avec correction des déformations	119
4.2.4	La validation des déformations détectées et corrigées	129

4.2.5	La visualisation	130
4.3	Discussion	130
5	Méthode de recalage de surface adaptée	133
5.1	Le recalage de surface	134
5.1.1	Hypothèses sur les données	134
5.1.2	Mise en correspondance locale et globale	138
5.1.3	Utilisation d'amers pour le recalage	139
5.1.4	Discussion	139
5.2	Principe du Suivi vidéo	141
5.3	Utilisation des approches bayésiennes pour le suivi de déformations anatomiques	144
5.4	Étude de filtres pour le suivi vidéo	145
5.5	Méthode de recalage proposée	151
5.5.1	Acquisition	151
5.5.2	Extraction des points d'intérêt	151
5.5.3	Suivi de la position des points d'intérêt	153
5.5.4	Recalage de surface et quantification des déformations corticales	153
5.5.5	Minimisation	156
5.5.6	Visualisation de la déformation	156
5.6	Évaluation des performances	156
5.7	Résultats	161
5.7.1	Résultats sur fantôme	161
5.7.2	Résultat en clinique	163
5.8	Extrapolation aux structures proches de la surface : faisabilité	167
5.9	Discussion	170
5.9.1	Comparaison avec d'autres méthodes	170
5.9.2	Méthode d'analyse des déformations cérébrales peropératoires	171
6	Discussion	175
6.1	Limitations de notre étude	175
6.1.1	Virtualité augmentée	175
6.1.2	Suivi des déformations surfaciques	176
6.1.3	Correction des déformations cérébrales	176
6.1.4	Validation et évaluation de performance	177
6.2	Perspectives pour d'autres chirurgies	177
6.3	Le suivi vidéo : vers un système expert de supervision	178
6.3.1	Trajectographie de points déformés pour l'indexation vidéo	178
6.3.2	Évaluation des chirurgiens	178
A	Quelques notions d'anatomie cérébrale	183
B	Deux exemples de filtres particuliers	185
B.1	Filtre conditionnel pour le suivi de point avec estimation du modèle d'évolution .	185
B.2	Filtre conditionnel pour le suivi de courbe	186
	Bibliographie	202
	Table des figures	203

Introduction Générale

Les techniques de chirurgie guidée par l'image sont totalement rentrées dans la routine clinique pour la neurochirurgie, chirurgie à laquelle nous allons nous intéresser particulièrement dans ce manuscrit. L'analogie a été faite entre la cartographie anatomo-fonctionnelle, réalisée à l'aide d'images préopératoires, et la cartographie, utilisée par les marins [AC99]. De la même manière qu'un marin doit faire le lien entre la position de son bateau et la carte qu'il tient dans les mains, le chirurgien doit faire le lien entre le patient qu'il a devant lui et les images qu'il a à sa disposition. Le marin s'est vu doté, au fur et à mesure des siècles, de méthodes demandant de moins en moins d'effort cognitif et étant de plus en plus précises. Pour la navigation côtière, l'utilisation d'amers de navigation indiqués sur les cartes (par exemple un phare ou un arbre) est analogue à l'utilisation des amers anatomiques par le chirurgien. Le compas pourrait s'assimiler aux cadres de stéréotaxie. Le GPS est l'équivalent des systèmes de suivis d'outils en chirurgie permettant la neuronavigation. Les radars de fonds sous-marins, dont sont équipés de plus en plus de voiliers de plaisance, est l'équivalent de l'imagerie peropératoire.

Cependant, deux principales limitations aux systèmes actuels de chirurgie guidée par l'image sont couramment soulignées. La première est d'ordre ergonomique et concerne la manière de faire le lien visuel entre les images et le patient en position opératoire. La deuxième limitation est que ces systèmes reposent sur une hypothèse fautive, selon laquelle l'anatomie du patient au moment du diagnostic est la même que celle au moment de l'opération. En réalité, l'anatomie du patient subit des déformations, qu'il faut pouvoir détecter, quantifier et corriger. Dans cette thèse, nous allons montrer comment un système simple, peu coûteux et sans encombrement supplémentaire de la salle d'opération, peut améliorer les systèmes actuels de chirurgie guidée par l'image. Nous nous focaliserons sur la neurochirurgie. Nous présentons dans ce manuscrit une nouvelle modalité d'imagerie peropératoire d'acquisition de surface non-invasive pour la visualisation, la détection et la quantification des déformations en neurochirurgie guidée par l'image, basée sur l'utilisation d'un microscope chirurgical. Ce manuscrit est organisé de la manière suivante.

Le premier chapitre définit notre contexte, la neurochirurgie guidée par l'image. Le manuscrit est ensuite divisé en deux parties. La première partie est consacrée à la visualisation en chirurgie guidée par l'image, à ses limitations actuelles et à la manière dont les acquisitions de surface, que nous proposons, peuvent offrir un nouveau mode de visualisation adapté aux contraintes de la salle d'opération. La seconde partie présente le problème des déformations anatomiques du cerveau pendant la neurochirurgie. Nous montrerons que ce problème, souvent considéré comme négligeable par rapport aux déformations d'organes mous rencontrées dans d'autres chirurgies, est un problème important et complexe. Nous présentons une nouvelle méthode de détection et de quantification des déformations de la surface du cerveau, adaptée à chacune des étapes de la chirurgie, qui est basée sur l'analyse de la vidéo du microscope chirurgical et sur des reconstructions 3D de la surface du champ opératoire. L'analyse de la vidéo en chirurgie est un domaine de recherche émergent. Nous discuterons des perspectives que nous semble ouvrir

cette analyse.

Chapitre 1

Notre contexte : la neurochirurgie guidée par l'image

La neurochirurgie, en tant que spécialité chirurgicale, concerne les pathologies du système nerveux central et de ses enveloppes en général. Dans cette thèse, nous nous intéressons particulièrement aux lésions intra parenchymateuses cérébrales traitées par résection, sous neuronavigation et avec microscope chirurgical. Le neurochirurgien a besoin d'établir une cartographie spécifique de son patient, afin de décider de la route à suivre. Cette cartographie correspond au modèle patient. Elle contient les informations de localisation de la cible chirurgicale, des zones à éviter ou les structures anatomiques permettant au neurochirurgien de se repérer. L'itinéraire choisi par le neurochirurgien est le modèle de la chirurgie. Il contient la trajectoire planifiée et éventuellement la procédure chirurgicale. Pendant la chirurgie, afin de prendre ses décisions et d'adapter le modèle de la chirurgie en fonction de la réalité du patient, le neurochirurgien doit comprendre la relation spatiale entre l'espace du modèle patient et l'espace du patient. Cette appréhension des deux espaces, patient et modèle, est basée sur la possibilité pour le neurochirurgien de repérer des points ou des surfaces, dans l'espace du patient et de retrouver ces mêmes points ou surfaces dans le modèle patient. La stéréotaxie sans cadre, appelée plus couramment neuronavigation, se base sur ces possibilités de localisation spatiale pour mettre en correspondance le modèle patient, par conséquent le modèle de la chirurgie, avec le patient, de manière visuelle. Le neurochirurgien est alors guidé, passivement, par l'image. Dans cette thèse, nous souhaitons améliorer ces systèmes. Il faut donc pouvoir quantifier l'amélioration apportée. Nous commençons ce chapitre par un bref historique de la neurochirurgie guidée par l'image. La section 1.2 présente les sources d'information dont dispose le neurochirurgien. Elles sont obtenues par imagerie médicale avant et pendant la chirurgie. Nous présentons ensuite les méthodes d'obtention du modèle patient et du modèle de la chirurgie, dans la section 1.3. Les moyens technologiques permettant de localiser des points ou des surfaces, dans l'espace patient, sont présentés dans la section 1.4. Le principe de la neuronavigation est présenté dans la section 1.5. Dans la section 1.6, nous présentons succinctement les méthodes de validation de systèmes de chirurgie guidée par l'image.

1.1 Bref historique de la neurochirurgie guidée par l'image

La chirurgie guidée par l'image est apparue pratiquement en même temps que l'imagerie, à savoir à la fin du 19^{ème} siècle. Historiquement, la première étape a été de guider le geste opératoire par des images préopératoires, d'abord par lien totalement implicite basé uniquement

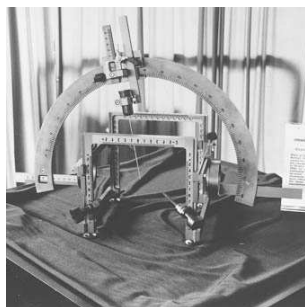


FIG. 1.1 – Cadre de stéréotaxie de Leksell (datant des années 80) avec guide d'implantation d'électrode. Illustration tirée du musée virtuel de la neurochirurgie <http://www.neurosurgery.org/cybermuseum/index.html>

sur le repérage anatomique. En 1896, la première opération guidée par imagerie peropératoire a lieu à l'université McGill de Montréal. Il s'agissait du retrait d'une balle dans un genou guidé par rayons X [Cox96]. L'apparition des cadres de stéréotaxie en neurochirurgie (un exemple de ces cadres est représenté figure 1.1) au milieu du XX^{ième} siècle a marqué les débuts de la chirurgie guidée par l'image, comme souligné dans [Pet06]. Il s'agit alors de chirurgie guidée par des images préopératoires, spécifiques au patient, ou par une connaissance plus générique de l'anatomie traduite par des atlas anatomiques dès la fin des années 70 [TT88]. La stéréotaxie a commencé tôt, les coordonnées des cibles étaient alors calculées par tracé sur les images. Puis, avec la généralisation de l'informatique, ces tracés ont été progressivement remplacés par des logiciels. Le principe de la stéréotaxie est de repérer la cible, qui peut être la lésion à enlever, la cible à stimuler ou la cible de la biopsie, sur les images médicales préopératoires du patient, relativement au cadre de stéréotaxie. Il faut alors retrouver sa position pendant l'intervention grâce aux positions relatives, connues, de la cible et du cadre. De cette façon, la cible est repérée par rapport aux images du patient. Le cadre définit des plans de l'espace, dans lesquels sont exprimées les coordonnées de la cible identifiée sur l'imagerie préopératoire. Le problème de la stéréotaxie est son aspect invasif et lourd pour le patient : le patient doit porter le casque au moment où il bénéficie de l'imagerie préopératoire. Il doit le conserver jusqu'à l'intervention chirurgicale. Il existe alors un risque d'infection avec les pointes du cadre. Cependant, de par leur rigidité et la précision de leur construction, les cadres de stéréotaxie permettent de localiser une cible de manière précise. Par conséquent, cette méthode est largement utilisée pour l'insertion d'électrode de stimulation ou d'aiguille de biopsie¹. L'apparition des technologies de localisation de position 3D, que nous présentons dans la section 1.4, a permis de remplacer le cadre par des marqueurs fixés ou collés sur la peau, laissant libre accès au patient, contrairement au cadre de stéréotaxie qui pouvait gêner la réalisation d'une craniotomie dans le cas des excrèses de lésions et avec des limites d'accès globales selon le type de cadre. Les marqueurs ont également été placés sur les outils. De cette manière, la position de l'outil peut être donnée dans le repère image. Les premiers systèmes de neuronavigation datent du milieu des années 80 [WWM⁺87]. Les cadres de stéréotaxie sont encore considérés par la plupart des neurochirurgiens comme le moyen le plus sûr d'obtenir une précision optimale, bien qu'en réalité l'utilisation de fiduciaires osseux en neuronavigation permettent d'obtenir la même précision [Mau02]. Cette confiance s'explique d'une part par l'enseignement reçu par les neurochirurgiens, dans lequel la neuronavigation n'apparaît pas encore. D'autre part, la précision du recalage patient image

¹Prélèvement d'un échantillon de tissu pour être analysé par le laboratoire d'anatomopathologie afin de connaître la nature des cellules lésionnelles.

est effectivement aujourd'hui moins précise, avec des fiduciaires non osseux ou un recalage basé surface, qu'avec un cadre de stéréotaxie. Dans l'état actuel commercialisé des systèmes de neuronavigation (par exemple, la StealthStation, Medtronic SNT, Boulder, Etats-Unis ou Brainlab, Munich, Allemagne), la seule amélioration significative par rapport à l'utilisation d'un cadre est l'absence de port de cadre par le patient. La neuronavigation est aujourd'hui réservée à l'exérèse de lésion ou aux cortectomies pour les épilepsies pharmaco-résistantes, bien que son usage tende à s'étendre à l'implantation d'électrodes et à la biopsie par insertion d'aiguille [GDEF03, AC99]. Il est intéressant de souligner dès maintenant que la neurochirurgie a souvent été le terrain d'expérimentation et d'application de nouvelles technologies chirurgicales. Cela s'explique d'une part par la rigidité du cerveau dans la boîte crânienne relativement à d'autres organes, d'autre part, à cause du risque de léser des zones fonctionnelles en enlevant la lésion. Une explication complémentaire est la taille de certaines cibles chirurgicales, demandant une précision plus importante que dans d'autres types de chirurgie. Les systèmes pionniers de robotique chirurgicale, tel que le robot Neuromate en 1985, ont ainsi été développés pour l'implantation d'électrode. Cependant, dans cette thèse, nous nous limitons au guidage passif par l'image, en tant qu'aide à la décision. Nous n'aborderons pas les systèmes robotisés.

1.2 Sources d'informations sur le patient

Nous présentons dans cette section les données multimodales du patient et précisons succinctement leur principe. L'entretien diagnostique avec le patient est également une source d'information importante, mais nous n'en parlerons pas ici, parce qu'il ne permet pas d'obtenir des données sous forme numérisée.

1.2.1 Les images préopératoires

En imagerie cérébrale, on a principalement deux catégories de modalités d'imagerie : la première catégorie donne des informations sur l'anatomie, tandis que la seconde donne des informations sur les métabolismes, donnant des indications indirectes sur les fonctions du cerveau. L'appréhension de la pathologie passe par ces deux catégories d'exams. Nous donnons ici une liste non exhaustive de ces modalités en expliquant rapidement leur principe et leur intérêt.

Modalités anatomiques Les **rayons X** constituent une modalité à part entière. Le principe est que les rayons X ne sont pas absorbés de la même manière selon le coefficient d'atténuation des tissus, qui est différent d'un tissu à l'autre [1A05]. On mesure alors l'énergie des photons émis. Il faut un émetteur de rayons X et un récepteur, généralement constitué d'un amplificateur de brillance. La **fluoroscopie** est un type particulier d'acquisition temps réel. Les émetteurs/récepteurs sont placés face à face dans les premières générations de fluoroscope. Dans la dernière génération, le récepteur est une roue dans lequel tourne l'émetteur. Les énergies envoyées sont suffisamment fortes pour éjecter une particule chargée du corps humain. La fluoroscopie présente donc un danger potentiel pour les organes et les tissus à la fois du patient et du personnel hospitalier qui fait passer l'examen. L'image obtenue par fluoroscopie est une projection 2D du volume traversé par les rayons. La différence entre le **scanner CT** (Computed Tomography) et la fluoroscopie est l'utilisation du principe mathématique de tomographie. La tomographie consiste à reconstruire un volume 3D, à partir d'une série de projection radiologiques du volume, obtenues par rayons X. La transformée de Fourier du signal reçu est calculée pour retrouver les points qui appartiennent à chaque coupe et créer l'image [1A05]. Ces images, issues des rayons X, donnent des informations, avec une résolution millimétrique (sous millimétrique pour les images des plans), sur la densité des tissus. Elles permettent de différencier les

tissus mous des parties osseuses.

Les deux principes de bases de l'**IRM** (Imagerie par Résonance Magnétique) sont les suivants. L'intensité de la résonance des protons d'hydrogène, soumis à un champ magnétique, est proportionnelle à leur densité. La fréquence de résonance des protons est proportionnelle à la force du champ magnétique. La localisation spatiale des protons en résonance est calculée de deux principales manières. La première consiste à utiliser la fréquence des protons en les soumettant à un gradient de champ magnétique statique lorsque le signal de résonance est reçu. Plus la fréquence est élevée, plus le proton est près de la source du champ magnétique statique. La deuxième méthode consiste à soumettre les protons à un gradient de champ magnétique statique quelques instants avant la réception du signal. La distance est alors proportionnelle au décalage temporel de la réception, appelé phase. Avec cette méthode, il n'y a pas de distorsion géométrique contrairement à la première. Le changement de phase peut également être obtenu en excitant les protons d'une autre manière, comme par exemple avec des ondes à radio-fréquences, puis en appliquant une nouvelle fois le gradient de champ magnétique statique². On récupère les images dans un espace fréquentiel appelé k-space. On revient dans le domaine spatial, pour obtenir l'image IRM, par transformée de Fourier. Des aimants sont utilisés pour créer le champ magnétique. Des antennes sont nécessaires, soit pour émettre les radio-fréquences et recevoir le signal, soit simplement pour recevoir le signal. Elles doivent être au plus près de l'organe à imager. Les systèmes d'acquisition d'images réalisent ces calculs et les images récupérées sont dans le domaine spatial. Le coût d'un système d'acquisition IRM est environ de 1,5 millions d'euros à 2 millions pour une IRM 3 teslas. Les images IRM donnent des informations avec une résolution millimétrique sur la densité des atomes d'hydrogènes. Elles permettent de différencier les tissus mous entre eux [Jan05]. Si l'IRM et le scanner CT ont une résolution temporelle très faible (de l'ordre de 20 minutes entre deux acquisitions pour la tête), les rayons X par projection ont une résolution temporelle de l'ordre de la seconde. L'appareil permettant l'acquisition d'**angiographies** consiste en un examen (IRM ou scanner) avec injection d'un produit radio-opaque dans les veines du patient. Les veines apparaissent alors nettement sur l'image obtenue. L'angiographie permet de mettre en avant le réseau vasculaire. Elle a la même résolution que l'examen sans injection (scanner CT ou IRM). La **spectroscopie** peut permettre la caractérisation de certains types de tumeurs, en mesurant leur densité en différents types de molécules (par exemple, choline ou glutamate).

Modalités fonctionnelles cérébrales Les modalités d'imagerie fonctionnelle cérébrales sont basées sur l'hypothèse que l'exécution d'une fonction par le cerveau demande une activation neuronale qui entraîne des changements physiologiques : dans le volume sanguin et l'oxygène consommé, ou dans l'activité électrique. L'**IRM de diffusion** donne des informations sur la direction des fibres nerveuses, susceptibles d'avoir un rôle fonctionnel. Le principe de la **MEG** (Magnéto-encéphalographie) est de mesurer les changements dans le champ magnétique dû à l'activité électrique propre du cerveau. Elle présente l'avantage d'un temps d'acquisition très court (de l'ordre de la milli-seconde), mais avec une résolution de l'ordre de 5 millimètres. Les **EEG** (Electro-EncéphaloGramme) et **SEEG** (Stéréo-EEG) mesurent directement ces signaux électriques en surface et en profondeur respectivement. La MEG et la SEEG sont des méthodes directes car elles étudient le signal magnétique et électrique de l'activité neuronale, respectivement. L'**IRMf** (IRM fonctionnelle) ou **IRM BOLD** (Blood Oxygen Level Dependant) mesure la consommation en oxygène des zones cérébrales. Comme le cerveau consomme toujours de l'oxygène, le rapport signal sur bruit est faible. Le principe de l'IRMf est de détecter les zones d'activité en faisant la différence statistique entre les images du patient au repos et les images du patient à qui on demande d'effectuer une tâche particulière, appelée paradigme d'activation.

²Les ondes à radio-fréquences sont des ondes magnétiques à une fréquence particulière

Il est difficile de trouver des paradigmes d'activation suffisamment élémentaires pour activer une zone correspondant à une fonction en particulier. En **médecine nucléaire**, la source d'énergie est fournie par des particules radioactives injectées dans le corps du patient, appelé traceur. Des détecteurs entourent le patient et reçoivent le signal de ces particules radioactives. Ces modalités utilisent des rayons γ très ionisants. Pour la **TEP** (tomographie par émission de positons), les traceurs sont choisis en fonction du processus métabolique à étudier, comme par exemple la transmission neurologique, le flux sanguin, le métabolisme du glucose dans le cerveau. La période radioactive des isotopes utilisés comme traceur est courte (maximum 1h30). L'imagerie **TEMP** (Tomographie par Émission Mono-Photonique) ou SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography, qui est le terme le plus usité mais anglophone) est basée sur la mesure de la distribution 3D du traceur dans le corps, grâce à une γ -caméra. Les traceurs utilisés sont des radio-isotopes de durée de vie beaucoup plus longue (jusqu'à 151h) que ceux utilisés en TEP. Ces deux modalités ont une résolution spatiale inférieure à 5 millimètres. La résolution temporelle d'un examen TEP est de l'ordre de 20 minutes, mais elle est légèrement plus précise que la TEMP, beaucoup plus rapide (30 secondes environ). L'IRMf, la TEP, la TEMP sont des méthodes indirectes car elles étudient soit le métabolisme (TEP) soit le débit sanguin régional (TEMP, IRMf). Les modalités d'imagerie préopératoires donnent ainsi des informations très différentes, à des résolutions spatiales et temporelles complémentaires.

1.2.2 Les atlas

D'autres informations peuvent être issues d'atlas anatomiques (Talairach par exemple) [TT88] ou fonctionnels (aires de Brodmann) qui vont donner des informations sur la localisation de cibles anatomiques non visibles sur les modalités d'imagerie, par exemple le thalamus ou les noyaux gris. Les atlas regroupent des connaissances génériques. Ces atlas sont construits grâce à la dissection du cerveau d'un individu, de l'état des connaissances ou encore d'études statistiques sur des populations. A cause de la variabilité anatomique forte inter patient, ils doivent être adaptés à chaque individu. Pour cela, des points de repères peuvent être définis [TT88]. Un atlas peut également être déformé sur l'examen anatomique du patient comme dans [SJC⁺98] pour la réalisation de stéréotaxie avec cadre.

1.2.3 Les images peropératoires

Les systèmes d'acquisition d'images peropératoires sont basés sur le même principe que leurs homologues préopératoires, mais présente les caractéristiques suivantes, pour leur adaptation au bloc opératoire :

- leur forme doit permettre un accès chirurgical au patient,
- les outils ou la table d'opération classique peuvent créer des artefacts selon la modalité utilisée. Il faut donc adapter ces outils à la modalité utilisée.
- les modalités ionisantes doivent être utilisées avec parcimonie.
- le temps d'acquisition doit être court.
- les systèmes d'acquisitions doivent être stérilisables.

Modalités anatomiques En **fluoroscopie**, les radiations sont ionisantes donc l'exposition à ces radiations doit être limitée. En **angiographie**, on utilise le même arceau qu'en fluoroscopie, mais un produit radio-opaque est injecté au patient juste avant l'opération. C'est une modalité très utilisée pour la chirurgie vasculaire. Le **scanner CT** présente les mêmes radiations ionisantes dangereuses que la fluoroscopie ou l'angiographie [Pet06]. L'accès au patient est limité, mais la résolution spatiale et temporelle est sub-millimétrique. Un exemple de scanner

préopératoire installé en salle d'opération est montré sur la figure 1.2. En **IRMi**, IRM inter-



FIG. 1.2 – Scanner CT peropératoire avec table d'opération à faible absorption des rayons X. Appareil Scanner de Siemens intégré dans le système complet BrainSuite iCT de Brainlab

ventionnelle ou peropératoire, les différences entre les tissus sont beaucoup plus visibles qu'au scanner, mais la résolution temporelle est moins bonne (de l'ordre de 0.2 Hz). La qualité des images est très sensible à toute perturbation magnétique extérieure. Cela signifie que les outils doivent être amagnétiques et que la salle d'opération doit être installée dans une cage de Faraday qui permet de protéger l'intérieur de la cage des perturbations électriques extérieures. Il faut des antennes et des aimants pour créer le champ magnétique et le gradient et les recevoir. Leur forme définit deux types d'IRMi. Si l'aimant a une forme fermée (en "anneau"), alors les interventions du chirurgien ont lieu en dehors du champ. La table du patient est déplacée à chaque nouvelle acquisition, parfois dans une pièce différente. L'image apporte alors des éléments de contrôles successifs. Le champ magnétique utilisé est fort (plus de 1 tesla) ce qui permet une meilleure qualité d'image qu'avec une IRMi à aimants ouverts. La figure 1.3 (b) montre un exemple d'IRMi fermée, du fabricant IMRIS, Winnipeg, Manitoba, Canada. L'utilisation des instruments standards est autorisée comme l'intervention ne se déroule pas dans le champ magnétique. Les aimants peuvent également être placés en "beignet" et permettre un accès plus aisé au patient. Par contre le champ magnétique est plus faible (de l'ordre de 0.5 tesla). Un exemple d'IRMi à aimants ouverts est présenté figure 1.3 (a). Le Polestar N-20, Medtronic SNT a pour principal intérêt de pouvoir être installé dans une salle d'opération conventionnelle. Il offre une meilleure qualité d'image malgré un champ magnétique faible (figure 1.3 (a)). FONAR, Melville, NY, Etats-Unis, compte proposer prochainement le FONAR 360 degrés avec un champ relativement élevé (0.6 tesla) et complètement ouvert (les murs de la salle d'opération faisant office d'aimant)(figure 1.3)(c)). La figure 1.4 montre un exemple d'intervention dans une IRM.

Bien que ces images aient une meilleure qualité d'acquisition volumique et de différenciation tissulaire par rapport aux autres modalités peropératoires disponibles aujourd'hui [SH99, NBG⁺01, NKG⁺01, WHT⁺05], cette modalité est encore très peu utilisée à cause de son coût et des lourds changements nécessaires au bloc opératoire pour son installation, de par sa difficulté d'interprétation et par les limites ergonomiques des systèmes d'IRMi disponibles aujourd'hui. D'après Medtronic SNT, quarante de leurs systèmes d'IRMi à bas champs sont installés dans le monde, ce qui fait d'eux les leaders sur le marché, puisque la somme des IRMi, installées par les autres fabricants, serait du même ordre de grandeur. Le prix d'une IRMi bas champs Polestar N-10 est de l'ordre de 800 000 euros. Cependant, l'IRMi n'a pas encore convaincu les neurochirurgiens français. Une seule IRMi, 0,12 tesla, est installée depuis 2003 dans le service de Neurochirurgie du Professeur Benabid au CHU de Grenoble. L'**échographie** est une modalité de plus en plus utilisée en peropératoire. L'échographie est basée sur l'envoi d'ultrasons et sur la différence de vitesse du son selon le tissu traversé. Les ultrasons sont produits par un élément piézo-électrique qui vibre. Le principe des ultrasons est globalement le même que celui du radar : on envoie des ondes sonores à une fréquence très élevée et on obtient la

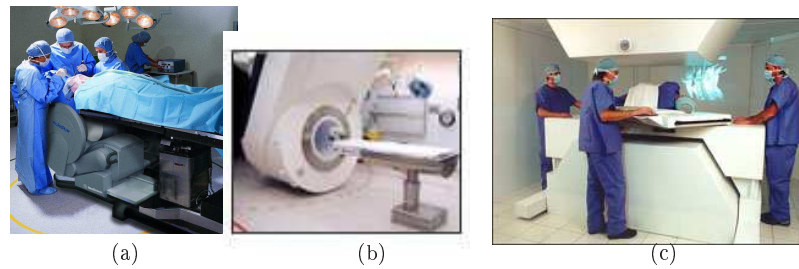


FIG. 1.3 – Trois types d'IRMi. (a) IRM type beignet PoleStar20 (Medtronic SNT, Boulder, CO, Etats-Unis), qui est mobile et remplacée pour chaque acquisition. (b) IRMi en anneau (IMRIS, Winnipeg, Manitoba, Canada) le patient doit être déplacé pour l'acquisition, parfois dans une salle séparée. (c) IRMi prototype complètement ouvert FONAR 360 (FONAR, Melville, NY, Etats-Unis). Illustrations tirées des sites internet des fabricants.



FIG. 1.4 – Intervention dans une IRMi à anneaux verticaux GE Signa SP, 0.5 tesla, (GE Healthcare, Chicago, IL, Etats-Unis). Illustration tirée de [KKK⁺06].

distance des éléments rencontrés parce que la vitesse du son dépend de la densité et de l'impédance acoustique des tissus. On obtient aussi un signal différent selon la propriété échogène du tissu (sa capacité d'absorption et de réflexion des signaux sonores). A l'interface entre des éléments de trop grande différence d'impédance acoustique, il peut y avoir une réflexion trop forte des ultrasons. C'est le cas entre l'air et les tissus mous ou encore les tissus mous et la sonde. On utilise donc un gel spécifique pour diminuer le changement d'impédance à l'interface, afin d'avoir accès à une image sous l'interface. Il existe différents modes d'acquisition avec les ultrasons. L'échographie mode B permet d'imager l'anatomie. L'échographie mode T permet d'obtenir une résolution temporelle très élevée. L'échographie Doppler utilise l'effet Doppler basé sur le changement de fréquence observé lorsque la source est en mouvement. Elle permet d'imager les flux sanguins. Les images obtenues par échographie sont dans un plan. Certaines sondes permettent d'acquérir directement un volume 3D, mais elles sont beaucoup plus chères. La manipulation et l'interprétation des ultrasons demandent un temps d'apprentissage. Ce sont des images bruitées et difficiles à interpréter pour les chirurgiens non habitués à leur usage (figure 1.5) [Pet06, EBM⁺06, TMH⁺06]. Cependant, plus la fréquence des ultrasons commerciaux augmente, plus la qualité de l'image est bonne. Les sondes échographiques sont peu encombrantes et ont un prix peu élevé, entre 5000 et 11000 euros, mais le prix d'une sonde avec échographe pour un usage clinique varie entre 50 000 à 150 000 euros.

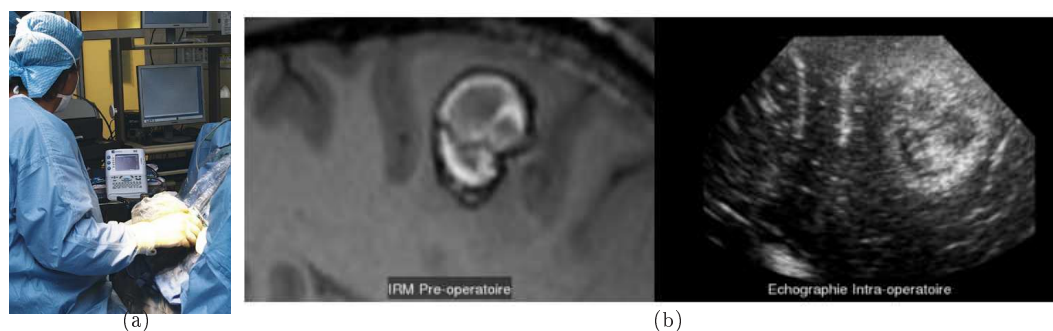


FIG. 1.5 – Imagerie ultrasonore peropératoire. (a) Acquisition avec la sonde échographique sur le cortex. (b) Coupe d'IRM préopératoire et le même plan obtenu par échographie peropératoire. Images de l'équipe Visages, à la courtoisie de J-J Levrel (a) et de P Coupé (b)

Modalités fonctionnelles Une stimulation électrique sur patient éveillé permet de détecter les zones fonctionnelles en observant la réaction du patient, pendant l'intervention chirurgicale [DCSea99]. Mais c'est une technique un peu traumatisante pour le patient.

Dernièrement, l'IRMf peropératoire avec stimulation passive [GGS⁺05] a été testée sur plusieurs patients : une stimulation nerveuse électrique appliquée sur certains nerfs semblerait être un paradigme d'activation efficace pour mettre en valeur les zones somesthésiques et motrices. Au lieu de mettre à jour les données fonctionnelles préopératoires, ces données sont acquises directement en salle d'opération sur patient anesthésié, donc de façon non traumatisante.

Imagerie émergente Le problème en fin d'opération est de trouver les limites exactes d'une lésion. La **biopsie optique** [Pod05, BHP⁺99] est une approche très prometteuse, puisqu'on passe d'une délimitation macroscopique à une délimitation cellulaire. Cette nouvelle imagerie, appelée "EndoMicroscopie Confocale" utilise des fibres optiques pour effectuer un scanner

au rayon X microscopique. Un exemple de premier résultat clinique est montré sur la figure 1.6, obtenue avec le VisioCell de Mauna Kea Technologies. La **fluorescence** et l'éclairage par

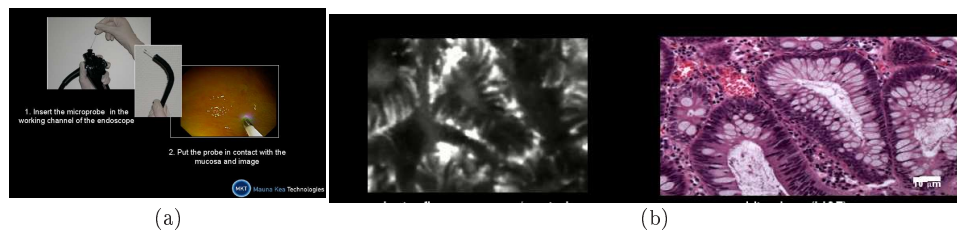


FIG. 1.6 – Le VisioCell de Mauna Kea Technologies, Paris, France. (a) Système installé dans un endoscope chirurgical. (b) A gauche, image obtenue par le VisioCell dans l'endoscope. A droite, coupe histologique (étudiée en anatomopathologie) correspondante.

lumière particulière est également une nouvelle modalité explorée après son utilisation chez l'animal. Aujourd'hui, cette modalité est surtout envisagée pour les gliomes [SRN⁺03]. Le lecteur intéressé par ces nouvelles modalités d'imagerie optique pourra se référer à [CR05]. La **spectroscopie** pourrait également être utilisée en peropératoire pour analyser la lésion, puis vérifier qu'il n'y a pas de tissus lésionnels restant après la résection [BII⁺06].

1.3 Préparation du geste chirurgical

La prise en compte de toutes ces sources d'information demande un effort cognitif important au neurochirurgien. L'objectif de la construction d'un modèle patient est de permettre la fusion visuelle de toutes ces données. L'étape de préparation du geste chirurgical s'appuie sur le modèle patient. Elle a pour résultat le modèle de la chirurgie. Le modèle de la chirurgie consiste aujourd'hui principalement dans la trajectoire planifiée, mais il peut également s'agir par exemple de la position du patient, du lieu de l'incision cutanée ou encore de la forme d'ouverture de la dure-mère et des outils à utiliser à chaque étape [Rai04].

Dans un premier temps, les données provenant des différentes sources doivent être fusionnées afin d'aider le neurochirurgien à préparer son intervention et sa stratégie chirurgicale. La visualisation multimodale 3D des informations issues des données préopératoires [NHe06, NKG⁺01, JFS⁺00, JMF⁺02, JRF⁺02, MKSO87], comme par exemple sur la figure 1.7, repose sur la fusion de ces images et sur la segmentation des structures d'intérêt. La segmentation consiste à isoler les voxels ou pixels d'une image appartenant à une structure particulière. Toutes ces structures sont alors exprimées dans le repère associé à l'image qui a la plus haute résolution anatomique (généralement le scanner CT ou l'IRM reconstruit). Un état de l'art des techniques de traitement d'image en chirurgie guidée par l'image est réalisé dans [War05]. On reviendra sur les techniques utilisées au CHU de Rennes dans le chapitre 3, section 3.2.1.

Pendant la chirurgie, le modèle patient et le modèle de la chirurgie doivent être, d'une part, mis en relation spatiale avec le patient en position opératoire et d'autre part, remis à jour au fur et mesure de la chirurgie. Pour cela, il faut pouvoir exprimer le modèle patient dans un repère attaché au patient en position opératoire. Le principe est alors de repérer la position de structures communes dans le modèle patient et sur le patient. La transformation géométrique qui permet de les superposer est alors calculée. Les positions des structures du modèle patient sont exprimées dans le repère image et connues. Le but des systèmes de localisation que nous allons maintenant présenter est de donner les positions de ces structures, acquises sur le patient en position opératoire et exprimées dans un repère lié au patient.

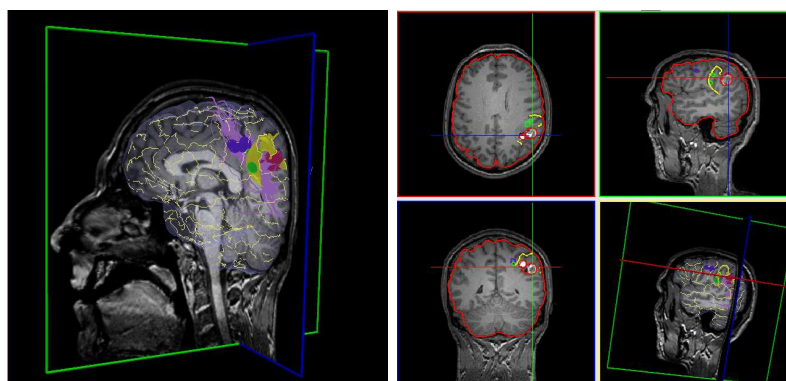


FIG. 1.7 – Modèle patient multimodal. Il s'agit d'une scène 3D. En rouge, le cavernome; juste derrière, en orange, un oedème grossièrement segmenté dans l'IRM 3D T1. Les sphères bleues et vertes représentent les zones activées par des paradigmes d'activation, moteur et langage respectivement, révélées par IRMf. Le graphe jaune est le graphe de la trace externe des sillons. Les rubans jaunes, apparaissant également dans les 3 coupes IRM, sont les sillons jugés utiles à sa stratégie chirurgicale par le neurochirurgien.

1.4 Les systèmes de localisation

Deux principales familles de systèmes de localisation sont utilisées [Ce95, Sim97]. L'une permet d'acquérir la position de points 3D, dans un repère spatial défini arbitrairement. La deuxième famille permet de récupérer une surface, par exemple du visage. Nous reviendrons sur cette deuxième famille dans le chapitre 3. Dans les systèmes de localisation de points 3D, on distingue les systèmes mécaniques, les systèmes optiques, magnétiques et ultrasonores. Les différentes caractéristiques techniques des systèmes de localisation utilisés en chirurgie guidée par l'image sont récapitulées dans le tableau 1.1. Ces points peuvent être obtenus en calculant les centroïdes de marqueurs spécifiques au système de localisation, ou encore en calculant la position du bout d'un outil rigide muni de ces marqueurs. Dans ce dernier cas, la position de n'importe quel point non marqué peut être obtenu en calculant le bout de l'outil suivi par le système de localisation. C'est le principe des pointeurs de neuronavigation sur lesquels nous reviendrons dans la section 1.5. Les systèmes mécaniques utilisent un bras articulé, dont les différentes articulations codent très précisément la position de l'outil en bout de bras. Cependant, ces bras sont encombrants et ne permettent de suivre qu'un seul objet à la fois, celui qui est placé au bout du bras articulé. Les systèmes optiques utilisent principalement la triangulation, à la manière du GPS, en utilisant deux caméras 2D ou trois caméras 1D minimum. Les systèmes diffèrent par le type de caméras utilisées, par les algorithmes d'extraction des points ou motifs et par le type de marqueurs. Par analogie avec les composants électriques, un marqueur actif est un marqueur qui a une activité (par exemple produire de la lumière) et qui consomme de l'énergie. Un marqueur passif subit simplement (par exemple reflète la lumière qu'il reçoit) et ne consomme pas d'énergie. Certains systèmes, par exemple l'Optotrak, Northern Digital (Waterloo, Ontario, Canada) repère les centroïdes de diodes électro-luminescentes. Ces marqueurs actifs sont très précis et robuste à l'éclairage, mais présentent l'inconvénient de devoir être alimentés et donc d'être reliés par des fils électriques à une source d'alimentation. D'autres systèmes sont basés sur des marqueurs passifs, soit des sphères réfléchissantes qui reflètent un éclairage particulier envoyé par le système de localisation, soit des motifs particuliers, géné-

ralement noir et blanc du fait du coût d'une caméra tri CCD³, réellement couleur. La figure 1.8 présentent quelques-uns uns de ces marqueurs. Les systèmes de localisations optiques ont

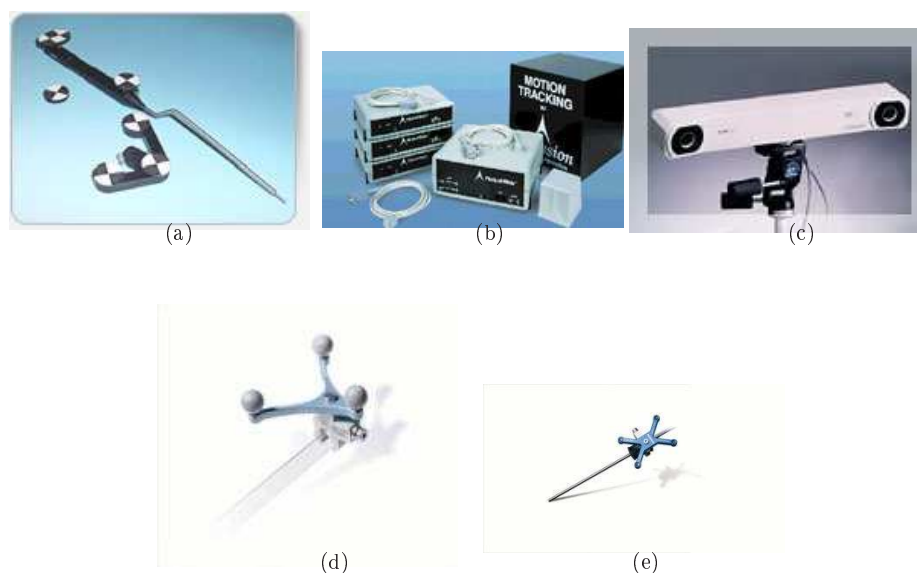


FIG. 1.8 – Quelques systèmes de localisation et marqueurs associés. (a) Marqueurs optiques sur un pointeur (Société Claron Technology,) (b) Système de localisation magnétique (Flock of Birds, Ascension Technology Corporation, Burlington, VT) (c) Caméras de localisation optique (Polaris) (d) Marqueurs optiques passifs (SureTrack, Medtronic SNT, Boulder, CO) (e) Marqueurs optiques actifs sur un pointeur (SureTrack, Medtronic SNT, Boulder, CO)

besoin d'un champ de vue libre entre le marqueur et les caméras. Les systèmes de localisation magnétiques utilisent un champ magnétique et des marqueurs émetteurs (bobines), par exemple Flock of Birds(Ascension technology Corporation, Burlington, VT). Leur précision tend à rejoindre celle des marqueurs optiques ou mécaniques. Ils présentent l'énorme avantage d'être robuste à l'occlusion physique et donc de pouvoir suivre des marqueurs invisibles à l'oeil nu. Ils sont très sensibles aux types de matériau utilisés, notamment le fer. Ces contraintes les rendent particulièrement adaptés à l'usage d'IRMi. Ces systèmes sont cependant relativement chers (environ 8 000 euros chez Medtronic). Les systèmes ultrasonores utilisent des marqueurs émettant des signaux ultrasonores [HR94]. Leur précision absolue est largement inférieure au millimètre, avec par exemple une erreur de 0,4 mm reportée dans [HR94]. Mais leur sensibilité aux conditions extérieures diminue généralement cette précision à 5mm [Ce95].

Ces systèmes de localisation permettent donc d'acquérir des informations de position de point, ou de surface.

1.5 Stéréotaxie sans cadre : la neuronavigation

Nous présentons ici la neuronavigation, parce que c'est le système de guidage par l'image le plus utilisé en neurochirurgie. Nos développements se basent sur l'utilisation d'un tel système. La plupart des blocs opératoires français de neurochirurgie (92%) [BBDL06] sont aujourd'hui

³Charged Coupled Device

TAB. 1.1 – Tableau récapitulatif des systèmes de localisation de points, adapté de [Sim97] et [Ce95].

	Mécanique	Optique	Magnétique	Ultrasonore
Précision	0,1-1mm dans 1m ³	0,1-0,5mm	5mm	1mm dans 200mm, 0.4 mm ³
Résolution		0,01 mm au mieux		0,1mm
Source d'interférence	Occlusion physique, contraintes et force appliquée sur le bras	Chaleur, Occlusion. Pour les marqueurs passifs, éclairage. Pour les actifs, réflexion sur outils métalliques	Objets métalliques, champ magnétique	Température, Humidité, Occlusion, déplacement d'air, taille des émetteurs
Fréquence d'acquisition	>3000Hz	100-2500Hz	20-100Hz	500-1000Hz
Exemples	Faro Arm, Neuronavigateur	Polaris, Flash-Point	Flock of Birds, Polhemus	
Fiduciaires	Passifs	Passifs ou Actifs	Actifs	Actifs

équipés de systèmes de neuronavigation [AC99, GDEF03], permettant au chirurgien de faire le lien entre l'imagerie anatomique du patient et le patient en position opératoire. Ces systèmes, dont un exemple est montré sur la figure 1.9, sont constitués d'un localisateur (1), d'un outil (2), muni de marqueurs stérilisables pouvant être vus par le localisateur, d'un repère définissant le repère patient (3) et d'une station informatique (4) sur laquelle est installé un logiciel de neuronavigation. La neuronavigation consiste à afficher en temps réel, dans le modèle patient, la

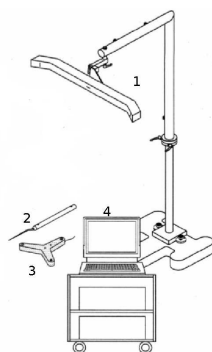


FIG. 1.9 – Éléments constituant un système de neuronavigation : (1) Localisateur, (2) Pointeur de neuronavigation, (3) Croix, (4) Station informatique

position du bout d'un outil rigide, appelé pointeur de neuronavigation. Cette neuronavigation peut se faire dans les images préopératoires, dans les images peropératoires ou dans le modèle du patient créé à partir des images préopératoires et remis à jour par des informations peropératoires. La position du pointeur de neuronavigation et, éventuellement, d'autres outils dont

la position est suivie par un des systèmes de localisation, s'affiche sur les coupes de l'examen préopératoire comme le montre la figure 1.10. Pour obtenir cette fonctionnalité, un repère de



FIG. 1.10 – Système de neuronavigation commercial. Le neurochirurgien montre un point sur le crâne du patient et peut voir sa position dans l'examen préopératoire, affiché sur l'écran au fond de la salle.

coordonnées est défini par rapport au patient. Sur la figure 1.10, ce repère est défini par la croix attachée au-dessus de la tête du patient. La position de l'outil est donnée dans ce repère grâce à un système de localisation. La transformation géométrique entre les images préopératoires du patient et le patient sont calculées par recalage, c'est-à-dire en cherchant la transformation géométrique qui permet de superposer des éléments semblables sur l'image et le patient, par exemple des pastilles collées sur la tête du patient depuis l'acquisition des images, ou encore des fiduciaux naturels comme le nez ou le tragus. La transformation est ensuite appliquée aux images préopératoires afin de les exprimer dans le repère patient. Cependant, durant une intervention de neurochirurgie, l'anatomie du patient subit des déformations, imprévisibles comme nous le verrons dans le chapitre 4. La décision du neurochirurgien repose alors sur des modèles préopératoires, du patient ou de la chirurgie, qui sont devenus obsolètes suite à ces déformations. Une façon de résoudre ce problème est d'utiliser des images directement acquises pendant l'intervention. De cette manière, le chirurgien a une image à jour du patient. Cette solution est également adaptée aux urgences, où l'acquisition d'images préopératoires n'est pas possible. La figure 1.11 présente une salle d'opération créée pour le guidage par l'image peropératoire. La navigation se fait alors dans les images acquises en cours d'intervention [NKG⁺01]. Dans ce cas, la mise à jour du modèle patient et du modèle de la chirurgie est faite en affichant les nouvelles images peropératoires. Cependant, le neurochirurgien ne profite pas de la phase de décision préopératoire. La solution vers laquelle tendent les stations de neuronavigation est le guidage par l'image préopératoire, mise à jour par l'image peropératoire. De cette manière, le neurochirurgien profite, à la fois, des avantages de sources de données multimodales et de l'avantage de l'image peropératoire.

1.6 Validation des systèmes de chirurgie guidée par l'image

La problématique de la validation est une problématique complexe. La validation consiste à étudier des critères dans un contexte particulier et à pouvoir chiffrer ces critères par des métriques. Selon le niveau de validation auquel on se situe, le chiffrage des critères est plus ou moins aisé. Pour un niveau de validation technique, les critères et leurs métriques sont maîtrisés. Il existe des formalisations, notamment pour la validation utilisant des méthodes de

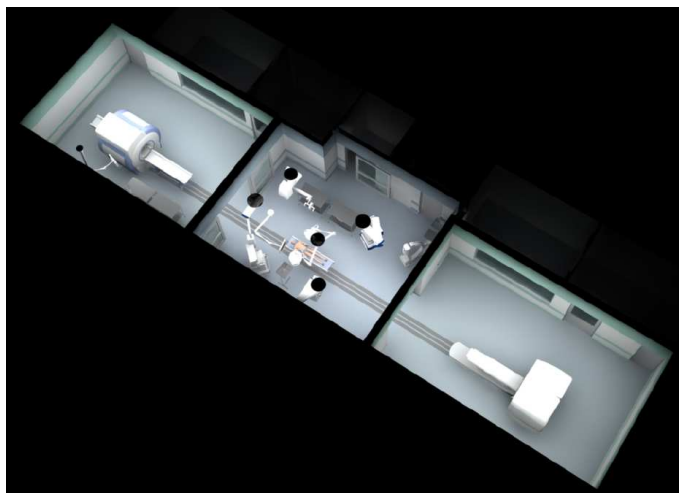


FIG. 1.11 – Salle d’opération multimodale AMIGO (Advanced Multimodality Image Guided Operating). Trois salles d’opération sont connectées par des rails pour le transport du patient. Les deux pièces aux extrémités offrent respectivement une IRM 3 teslas et un TEP/CT. Illustration tirée de [Hat06]

références pour la comparaison. Par contre, la validation à des niveaux supérieurs, au niveau patient, au niveau socio-économique ou même éthique, est beaucoup plus difficile à formaliser. La définition de critères chiffrés est difficile et les études nécessitent des essais de grande envergure, multi-centriques et sur une durée suffisante pour prendre le recul nécessaire. Nous n’aborderons pas les niveaux supérieurs d’évaluation dans cette thèse. Nous allons présenter la formalisation pour la validation technique avec référence, exposée dans [JGM06]. Une procédure de validation basée sur la comparaison avec une référence peut être décrite par :

- le contexte clinique de la validation,
- l’objectif de la validation, et l’hypothèse qu’elle doit vérifier,
- le nombre et les caractéristiques des données de validation : il peut s’agir de données synthétiques, cliniques, de fantômes physiques ou provenant d’une base de données rétrospectives,
- le type et le format de la référence,
- la méthode pour calculer la référence,
- la ou les fonctions de normalisation : La normalisation consiste à transformer le format de sortie des méthodes avant comparaison,
- les entrées de la comparaison,
- la fonction de comparaison,
- le type de la divergence calculée (intrinsèque, globale, intra ou inter méthodes),
- la ou les indices de qualité,
- le ou les tests statistiques utilisés pour valider ou réfuter l’hypothèse de départ.

Nous utiliserons cette formalisation pour l’évaluation des performances des systèmes proposés.

1.7 Conclusion

Nous avons vu que les sources d’information dont disposait le neurochirurgien étaient nombreuses et complémentaires. La neuronavigation, restée longtemps monomodale, tends donc

plutôt vers la neuronavigation multimodale, offrant un modèle patient de plus en plus informatif. La neuronavigation qui était classiquement faite sur les images préopératoires, rendues obsolètes au cours de l'intervention à cause des déformations, tend à utiliser l'imagerie peropératoire. Aujourd'hui, les limitations de l'imagerie peropératoire restreignent leur usage en salle à une modalité. La meilleure manière de conserver un modèle patient riche en informations est de le construire en préopératoire et de le mettre à jour à l'aide d'images peropératoires. Quelques études ont cherché à démontrer l'intérêt de la neuronavigation monomodale sur image préopératoire. Dans [PWKT00], il est montré sur 100 patients pendant une étude de 3 ans et demi que le coût par patient est 20% moindre avec l'utilisation de la neuronavigation qu'en craniotomie standard. Le temps de séjour est 50% moins élevé qu'avec une chirurgie standard, le temps d'intervention est également plus court. L'intérêt de la présence d'information fonctionnelle a également été étudiée [GFN⁺99]. A notre connaissance, l'intérêt de la mise à jour peropératoire du modèle patient et de la chirurgie n'a pas été démontré. Les stations de neuronavigation limitent souvent aujourd'hui l'affichage du lien patient-image à l'affichage de la position du pointeur de neuronavigation dans l'image préopératoire monomodale. Lorsqu'un microscope chirurgical est utilisé, le modèle patient, limité à la cible, et le modèle de la chirurgie, limité à la trajectoire, peuvent être affichés en 2D dans un des binoculaires du microscope. Il nous a semblé que la visualisation du modèle patient pouvait être améliorée. Ces modèles restent par ailleurs figés pendant l'opération. Or des déformations anatomiques dues à l'intervention chirurgicale déforment le cerveau et rendent obsolète le modèle du patient. Notre objectif est d'améliorer ces deux aspects en proposant, d'une part, un nouveau mode de visualisation peropératoire du modèle patient et, d'autre part, de prendre en compte les déformations peropératoires. Dans l'étude que nous allons présenter, nous avons cherché à évaluer les solutions proposées, mais en nous limitant aux niveaux techniques, tout en ayant conscience des niveaux supérieurs de validation. Ces niveaux nous ont poussés à nous orienter vers une solution peu coûteuse et venant s'intégrer naturellement à l'existant : la station de neuronavigation et le microscope chirurgical. La partie suivante est consacrée à la visualisation en chirurgie guidée par l'image. Elle est composée d'un état de l'art de la visualisation des modèles patient et chirurgie pendant les interventions chirurgicales et de la présentation du système proposé.

Première partie

Visualisation Peropératoire en
Neurochirurgie Guidée par l'Image

Chapitre 2

État de l'Art de la Visualisation mixte peropératoire en chirurgie guidée par l'image

Le but de la visualisation peropératoire dont ce chapitre se veut un état de l'art, est de faciliter la compréhension du modèle du patient par rapport au patient pendant la chirurgie en intégrant les deux dans un espace de perception commun, d'où le terme de visualisation mixte. La chirurgie peut se définir comme un processus d'identification d'un problème puis de sa résolution sans créer de dommages collatéraux. La fusion du modèle du patient avec le patient, et du modèle de la chirurgie avec la chirurgie, permet de passer d'un processus mental, manuel et subjectif à un processus visuel, quantitatif et objectif.

Le chapitre se décompose de la manière suivante. Dans la première section 2.1, nous donnons les définitions des concepts, utilisés dans le reste de ce chapitre. Les solutions proposées dans la littérature sont nombreuses. Nous avons donc choisi de faire ressortir les choix possibles, pour chaque case d'une classification générale des systèmes de visualisation mixte. Deux classifications de systèmes de visualisation mêlant modèles et réalité sont présentées dans la section 2.2. La classification utilisée pour l'état de l'art, inspirée des deux classifications précédentes, est présentée dans la section 2.3. Les différentes solutions proposées dans la littérature sont présentées dans la section 2.4. Nous présentons ensuite les contraintes propres à l'utilisation d'un système de visualisation mixte, en salle d'opération, dans la section 2.5. La liste des sources d'erreurs à anticiper lors de la conception d'un système de visualisation mixte est donnée dans la section 2.7, en parcourant les différentes briques qui constituent un tel système. Les conclusions par rapport à notre système et à la neurochirurgie en particulier sont discutées dans la section 2.8.

2.1 Définition des concepts

2.1.1 Domaine d'application

Dans ce chapitre, on s'intéresse uniquement à la visualisation, peropératoire, des images médicales du patient dans un contexte de chirurgie guidée par l'image. Nous n'aborderons pas la visualisation préopératoire pour la préparation du geste chirurgical, ni la simulation de geste chirurgical, ni les contrôles postopératoires. La visualisation mixte peropératoire a pour

objectifs : de redonner leur contexte spatial aux modèles du patient et de la chirurgie, de rendre explicite le lien patient-modèle, de faciliter la gestion d'information par le chirurgien et de créer une relation entre la préparation et l'exécution de la chirurgie [Liv05]. Le lieu d'application est le bloc opératoire. L'utilisateur principal de la visualisation peropératoire est le chirurgien. Il y a cependant d'autres utilisateurs qui doivent être pris en compte dans le bloc. Les acteurs de base sont : le chirurgien, l'anesthésiste et les infirmières de bloc opératoire ou d'anesthésie. Il faut y rajouter des acteurs optionnels, qui ne sont donc pas systématiquement présents aux interventions, à savoir l'aide opératoire (chirurgien confirmé ou en formation) et des chirurgiens en formation.

2.1.2 Réalité et virtualité en chirurgie

La visualisation peropératoire passe par le concept de visualisation mixte, qui mélange la réalité et la virtualité. Avant de présenter les systèmes de visualisation mixte, il nous semble utile de préciser la définition que nous donnons à ces deux notions et aux notions adjacentes dans le cadre de notre domaine d'application. La réalité et la virtualité ont une différence définie dans le dictionnaire comme « ce qui est actuel » contre « ce qui est possible ou potentiel ». Dans notre domaine d'application, les termes de réalité augmentée (RA) ou virtualité augmentée (VA) sont acceptés. Nous cherchons donc à respecter cette taxonomie. Cependant ces termes sont ambigus au regard des différentes possibilités que nous présenterons dans l'état de l'art, section 2.4. Nous discuterons plus tard de leur pertinence.

Réalité : La **réalité** est un concept en visualisation mixte qui correspond à ce qui est actuel et non synthétisé. L'**environnement réel** dans notre domaine d'application inclut la salle d'opération, ses acteurs, le patient et le matériel, par exemple les outils utilisés pour agir sur les tissus du patient ou les écrans. La notion d'environnement réel est liée à celle de perception réelle : l'environnement réel est défini comme tout ce qui entoure le chirurgien et qui est visible par le chirurgien de façon directe ou indirecte (voir la définition des capteurs plus bas). L'environnement réel a quatre dimensions continues, que ce soit celles de l'espace ou du temps. Un **objet réel** est un objet qui est présent physiquement dans l'environnement réel et qui est donc une partie de la réalité. Il existe même sans avoir été modélisé. C'est le cas, par exemple, de la lésion du patient. Un **capteur** capte le réel et le transforme en signal électrique, interprété par notre cerveau, ou par une machine, dans le cas de l'imagerie médicale ou de la localisation d'outils. Un objet réel est donné en entrée du système de perception du chirurgien ou d'un système d'imagerie peropératoire. Le chirurgien tire les informations réelles de son interprétation de la perception directe de l'objet ou de son interprétation de la perception de l'imagerie peropératoire, elle-même capteur. Les capteurs propres au chirurgien sont sa vue, son goût, son odorat, son toucher et son ouïe. Cependant, dans le domaine d'application défini, on ne s'intéresse qu'à la visualisation et donc au sens de la vue. On peut rajouter aux capteurs propres au chirurgien les autres capteurs offerts par l'environnement réel, par exemple les localisateurs de position d'outils chirurgicaux, les caméras vidéo ou encore l'imagerie peropératoire. On parlera de **capteur direct** lors de la perception de la réalité par l'utilisateur (c'est-à-dire en utilisant la vue dans notre contexte de visualisation mixte) et de **capteur indirect** lorsque la perception utilise un enchaînement de capteurs. Par exemple, un capteur indirect est une IRMi pour une lésion visible avec ce type de modalité. La **représentation visuelle d'un objet réel** est la manière dont il est fourni visuellement à l'utilisateur, après que l'objet a été perçu par un capteur. En conservant notre exemple de la lésion, sa représentation visuelle peut être 2D, sur une coupe de l'IRMi, et liée à la différence d'intensité du signal visible. Une **information réelle** est une information déduite de la représentation visuelle d'un ou plusieurs objets réels. Dans notre exemple, l'information déduite de la perception de la lésion est sa taille

approximative et sa position dans le cerveau du patient. L'information indirecte donnée par l'enchaînement de plusieurs capteurs du réel reste une information réelle dans notre définition. L'exemple d'enchaînement indirect le plus simple est la visualisation par le chirurgien d'une imagerie peropératoire.

Virtualité : La **virtualité** dans notre domaine d'application est un concept qui caractérise le modèle patient. L'**environnement virtuel**, dans notre domaine d'application, est un environnement complètement synthétisé par ordinateur et dans lequel les dimensions sont discrètes et à nombre variable. Il n'y a pas de contraintes de visualisation dans un environnement virtuel, contrairement à l'environnement réel dont la perception est contrainte par la pose du capteur. La **virtualité**, dans notre domaine d'application, est ce qui appartient à l'environnement virtuel tel que nous venons de le définir. Un **objet virtuel** est un objet qui appartient au modèle patient ou au modèle chirurgie et représente potentiellement le patient ou la chirurgie. Il peut être un modèle de la réalité, par exemple de l'anatomie du patient ou une information qui n'a pas d'équivalent dans la réalité, par exemple une trajectoire, ou encore une étiquette pour nommer un sillon. Un objet virtuel se perçoit de la même manière que le réel à l'aide des capteurs naturels de l'utilisateur. Il existe uniquement sous une forme informatique. Il n'existe que pour donner une information à l'utilisateur et que si son existence présente un intérêt pour l'utilisateur contrairement à la réalité. La **représentation visuelle** d'un objet virtuel est la manière dont il est fourni visuellement à l'utilisateur. Une **information virtuelle** est l'information déduite de la perception d'un ou plusieurs objets virtuels. Elle n'est pas connectée avec le temps courant. Dans notre domaine d'application, un exemple d'information virtuelle est la trajectoire définie lors de la phase de préparation du geste chirurgical. L'objet virtuel associé peut être une droite. L'information virtuelle est la direction de la trajectoire, le point d'entrée et le point cible. Un autre exemple d'information virtuelle au moment de l'opération est l'emplacement de la tumeur cérébrale révélé par l'IRM préopératoire. Les objets virtuels donnant cette information peuvent être la représentation de la tumeur en 3D couplée à celle de la peau du patient en transparence et en 3D. La virtualité apporte des informations qui sont complémentaires à celles de la réalité puisqu'elles n'existent que pour l'expliquer. Le problème est alors de représenter visuellement le lien entre la réalité et la virtualité quand il existe. Dans notre domaine d'application, l'appartenance d'une modalité d'imagerie peropératoire à la réalité ou à la virtualité est ambiguë. L'imagerie peropératoire est utilisée à deux finalités : la première est de servir de support de visualisation et la deuxième est de mettre à jour le modèle du patient. La dualité de l'imagerie peropératoire nous pousse à considérer que l'imagerie peropératoire, utilisée comme support de visualisation, est un objet réel. L'imagerie peropératoire, utilisée dans une finalité de mise à jour du modèle patient ou chirurgie, est une information virtuelle, puisque la mise à jour est réalisée par calcul de déformation. Cette deuxième utilisation sera détaillée dans le chapitre 4.

2.1.3 Définition d'un système de visualisation mixte

La **visualisation mixte** consiste à fusionner dans un même environnement, qu'il soit réel ou virtuel, des informations réelles et virtuelles. Selon le type d'environnement dans lequel les informations sont données, on parle de RA ou de VA. Le terme de VA peut surprendre dans la communauté de l'imagerie médicale et de la chirurgie guidée par l'image, qui préfère généralement parler de réalité virtuelle, même lorsque l'environnement virtuel est augmenté par des informations réelles. Cependant, ce terme est accepté par la communauté de vision et des interfaces homme machine [Ake98, MC99] et nous l'utiliserons. Nous reconnaissons tout de même que ces termes de réalité et virtualité ne sont pas parfaitement adaptés à notre domaine et nous ressentons le besoin de les redéfinir. Les termes devront certainement être changés à

terme mais dans cette thèse, nous conserverons cette taxonomie. En visualisation non mixte, les informations réelles sont proposées au chirurgien dans l'environnement réel par sa perception des objets réels. Les informations virtuelles sont proposées au chirurgien dans l'environnement virtuel par sa perception des objets virtuels. En VA, le chirurgien peut avoir des informations à la fois réelles et virtuelles dans l'environnement virtuel. En RA, le chirurgien peut avoir des informations à la fois réelles et virtuelles dans l'environnement réel. Le but de la visualisation mixte est d'automatiser cette tâche et donc de la rendre plus objective en permettant la fusion visuelle des informations.

2.2 Classifications de systèmes de visualisation mixte

Cette volonté de mélanger les informations réelles et virtuelles n'est pas propre à la chirurgie et on trouve de nombreuses classifications de ces approches. On citera en particulier la définition des *continua* de Milgram [MC99] et la taxonomie de Dubois [Dub01].

2.2.1 Les continua de Milgram

Un système de visualisation mixte, que Milgram nomme réalité mixte, correspond à un segment ou à un point sur chacune des lignes qui définit un continuum. Il en différencie trois. La figure 2.1 décrit ces trois *continua* qui inter-situent les systèmes de réalité mixte. Le pre-

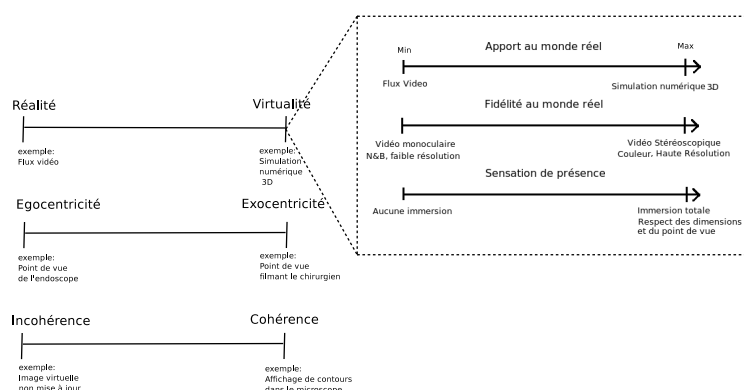


FIG. 2.1 – Définition du continuum de la réalité mixte par [MC99]. Trois continua rentrent en compte, selon l'auteur, pour classer un système mêlant réalité et virtualité. Le premier continuum est divisé en trois continua supplémentaires.

mier continuum est le rapport entre réel et virtuel de la visualisation. Aux deux extrêmes de ce continuum, on trouve, respectivement, la réalité pure et la virtualité pure. On distingue la virtualité et la réalité par la modélisation ou l'absence de modélisation, respectivement, d'informations réelles. Un système correspondant à un segment sur ce continuum serait, par exemple, un système de RA où la quantité d'information ajoutée serait ajustable dynamiquement. À l'intérieur de ce continuum réel-virtuel, Milgram définit trois autres continua (à droite sur la figure 2.1), qui représentent respectivement l'apport au monde réel, la fidélité au monde réel et la sensation de présence. Les deux autres continua servent à définir la manière dont un système de visualisation gère la différence de dimensions et de contraintes entre la réalité et la virtualité

pour la fusion qu'est la visualisation mixte. La visualisation du réel est contrainte par la pose du capteur, alors que celle du virtuel ne l'est pas. Comment obtenir alors une base de visualisation commune pour ces deux types d'informations de contraintes de visualisation différentes? Ces deux autres continua sont dits de centrisme et de cohérence. L'un règle la question du point de vue et le deuxième celle des dimensions, notamment temporelles. Le continuum de centrisme est plus adapté à une classification des systèmes de visualisation mixte pour des commandes à distance. Les deux extrêmes sont l'égo-centrisme et l'exocentrisme. Dans le premier extrême, la visualisation est faite comme si on se plaçait à l'intérieur du système à commander. L'exocentrisme consiste à avoir une vision plus globale, par exemple en filmant de l'extérieur le système à commander. Le continuum de cohérence entre l'affichage et le contrôle qualifie la perception du réel. Un système de visualisation incohérent est, par exemple, celui qui afficherait uniquement la vidéo provenant d'un endoscope, sans information liée à son orientation dans le monde réel. Il est possible que la caméra soit à l'envers. Lorsque le chirurgien veut s'éloigner d'un point situé à droite sur l'image qu'il perçoit provenant de la caméra de l'endoscope, il ne saura pas s'il faut bouger l'endoscope vers la droite ou vers la gauche. Un autre type d'incohérence est le taux de rafraîchissement faible de la représentation visuelle d'un objet réel en mouvement. Un système cohérent est, par exemple, un système de RA basé optique avec affichage de contours d'informations virtuelles par projection dans le microscope chirurgical en neurochirurgie avec craniotomie. Les objets virtuels ne cachent pas la vue du réel, les outils sont directement vus dans le microscope. La représentation visuelle de la réalité est celle directement perçue par l'utilisateur.

2.2.2 Taxonomie centrée sur l'utilisateur

Une autre taxonomie très intéressante est celle présentée dans la thèse de doctorat de Dubois [Dub01]. Cette taxonomie classe non seulement la visualisation, mais aussi tous les systèmes d'apport supplémentaire d'informations, comme le retour haptique ou les avertissements sonores. Il parle plutôt de système mixte que de visualisation mixte. Cette taxonomie a pour but d'être un compromis entre les approches de la communauté Interfaces Homme Machine et de celles de la Synthèse d'Images. Les éléments permettant de classer les systèmes mixtes sont :

- L'objet de la tâche, qui peut être :
 - virtuel, pour les simulations de préparation du geste chirurgical ou pour les simulations à but pédagogique, ou encore la simulation d'endoscopie pendant une opération.
 - ou réel, pour le soin du patient.
- L'augmentation peut avoir pour objectif :
 - l'évaluation (typiquement les systèmes de RA), c'est-à-dire l'aide à la décision.
 - l'exécution (typiquement les retours haptiques)
 - à la fois l'exécution et l'évaluation

2.3 Classification proposée

Nous allons ici faire un tour d'horizon de la littérature concernant la visualisation opératoire en chirurgie en se basant sur la taxonomie suivante, inspirée des visions de Milgram et Dubois. Elle est basée sur la définition des concepts de la section 2.1. Les éléments à prendre en compte pour caractériser un système de visualisation mixte en chirurgie sont les suivants :

1. La **tâche à réaliser** : cette tâche peut être l'intégralité d'une chirurgie particulière, une tâche particulière commune à plusieurs chirurgies ou encore une étape à réaliser

particulière dans une chirurgie particulière. La définition de la tâche à réaliser permet de définir l'objectif du système de visualisation mixte. Ce sera l'objet du paragraphe 2.4.1.

2. La **base de la visualisation** (réelle ou virtuelle) : comme l'a défini Milgram et dans le respect des définitions données en 2.1, le type d'environnement dans lequel sont fusionnées les informations virtuelles et réelles différencie la RA de la VA. Il est cependant parfois difficile de faire la différence entre les deux. Les définitions que nous avons posées des environnements réel et virtuel nous permettent de classer une base de visualisation comme virtuelle uniquement si sa visualisation n'est pas contrainte par la pose du capteur. Ce sera l'objet du paragraphe 2.4.2. On précisera alors, pour toutes les informations déduites de la base de visualisation :
 - leurs représentations visuelles ;
 - leur sémantique : par exemple, dans le cas d'une base réelle, s'agit-il de la surface externe du patient, est-elle focalisée sur le champ opératoire, ou s'agit-il de données sous la surface ? Dans le cas d'une base virtuelle, est-ce que ce sont des images préopératoires ou des modèles issus de connaissance génériques ? Dans tous les cas, est-ce une information anatomique, stratégique ou fonctionnelle ?
 - leur dimension : à la fois spatiale et temporelle ;
 - le capteur dans le cas d'une base réelle : quel est le capteur et le support matériel pour ce capteur ? Utilise-t-on des dispositifs cliniques déjà en salle, ajoute-t-on de nouveaux dispositifs ou remplace-t-on les dispositifs utilisés en salle par de nouveaux dispositifs ?
3. Les **informations ajoutées**
 - leur type : classiquement virtuelle pour la RA et réelle pour la VA ;
 - leur sémantique : stratégiques, comme la trajectoire chirurgicale planifiée ; anatomiques comme la zone cible, les zones à éviter, ou les amers chirurgicaux ; fonctionnelles, comme des informations sur l'élongation d'un muscle ou le rythme cardiaque ;
 - leur dimension dans leur environnement d'origine : toujours 4D pour la réalité mais pouvant être de dimension moindre en virtualité ;
 - la dimension de leur représentation visuelle dans la base de visualisation.
 Ce sera l'objet du paragraphe 2.4.3.
4. La **technologie utilisée** pour fusionner informations réelles et virtuelles en se focalisant sur le support matériel pour l'affichage : par exemple, un casque, un projecteur. Ce sera l'objet du paragraphe 2.4.4.
5. Le **lieu de perception** : c'est l'endroit où l'utilisateur doit regarder pour bénéficier de la visualisation mixte, i.e., la zone de l'environnement réel où l'utilisateur focalise son attention pour avoir les informations virtuelles et réelles. Cela peut être le patient, un écran extérieur ou encore la totalité de l'environnement réel, dans le cas d'un dispositif casque qui afficherait des informations virtuelles sans lien de localisation avec l'environnement réel, comme la température du patient ou son rythme cardiaque sous forme de chiffre. Il n'y a pas d'exemple de ce type dans la littérature en chirurgie guidée par l'image. Le lieu de perception est généralement une conséquence de la technologie utilisée et sera traité dans le paragraphe 2.4.5.
6. Le **type d'interaction de l'utilisateur** avec le système de visualisation mixte. Peut-il se déplacer dans l'environnement virtuel avec une souris ou avec un outil, comme le pointeur du système de neuronavigation en neurochirurgie ? Peut-il manipuler les informations réelles et virtuelles et choisir la quantité d'information qui lui est proposé et si oui comment ? Cette question importante sera discutée dans le paragraphe 2.4.6. Elle est souvent négligée par les systèmes de visualisation et peu d'auteurs s'intéressent à ce point [NMT04, MNT05b, MNT05a].

Nous prenons pour exemple, explicatif de cette classification, les deux modes de visualisation proposés par les systèmes de neuronavigation classiques (par exemple la StealthStation de Medtronic, Boulder, États-Unis). Ces deux systèmes sont la réalité augmentée dans un oculaire du microscope et la virtualité augmentée sur un écran extérieur. Dans le cas de la réalité augmentée, la tâche à réaliser considérée est la chirurgie entière. La base de visualisation est réelle, il s'agit de la vue dans les oculaires du microscope, donc focalisée sur le champ opératoire. Les informations ajoutées sont virtuelles, il s'agit de la cible, segmentée dans l'examen préopératoire, et de la trajectoire chirurgicale planifiée. Ces informations de dimension d'origine 3D sont affichées en 2D, et d'une seule couleur verte. La technologie utilisée est un projecteur VGA projetant les contours dans un des deux oculaires du microscope. Le lieu de perception de l'augmentation est alors le champ opératoire. L'interaction avec le neurochirurgien est limitée au choix binaire de l'affichage d'une de ces deux informations, et au choix par changement de focal du plan d'intersection des contours. La manipulation est faite par la panseuse (l'infirmière circulante). Dans le cas de la virtualité augmentée du système de neuronavigation, la base de visualisation est virtuelle. Il s'agit à la fois des coupes de l'examen préopératoire, et d'un rendu volumique de cet examen. Les informations ajoutées sont à la fois virtuelles, pour la trajectoire chirurgicale planifiée, et réelles, pour la position du pointeur de neuronavigation. L'affichage dans les coupes 2D est 2D, et celui sur le rendu volumique est 3D. Le lieu de perception est un écran extérieur, placé à côté ou en face du neurochirurgien. L'interaction avec ce mode de visualisation peut être faite soit par la panseuse, soit par le neurochirurgien, par l'intermédiaire du déplacement du pointeur, ou par le changement de focal ou de position du microscope chirurgical dont la position est suivie.

Dans la section suivante, nous allons donner les différents éléments rencontrés dans la littérature correspondants à chacun de ces points. Nous présenterons ensuite, dans la section 2.5, les contraintes liées à notre domaine d'application tel que défini dans le paragraphe 2.1.1. Ces contraintes sont en quelques sortes les spécifications d'un système de visualisation mixte en chirurgie. Dans la section 2.6, nous dresserons un bilan de l'état de l'art par rapport aux spécifications. Avant de présenter notre solution, nous chercherons à anticiper les sources d'erreurs d'un tel système dans la section 2.7.

2.4 État de l'art des systèmes de visualisation mixte pour la chirurgie

2.4.1 Tâche à réaliser

La tâche à réaliser est un des éléments qui définit un système de visualisation mixte puisque les informations ajoutées et le matériel utilisé dépendent de cette tâche. Nous distinguerons, dans cette section, les tâches définies comme une chirurgie complète des tâches correspondant à la réalisation d'une étape particulière de la chirurgie.

Tâche définie comme une chirurgie complète. Commençons par considérer le type de chirurgie par organe. La neurochirurgie [FSHR89, GKA⁺94], la chirurgie des scolioses [PTE95], la chirurgie maxillo-faciale [NGH⁺05] ou orthopédique [MHT⁺03, dlFOS⁺05, AKDJ03, LYJ03] ont en commun que les organes ou os concernés sont attachés à point fixe et ont donc des mouvements limités et considérés rigides. Le type d'organe considéré implique certaines hypothèses pour les systèmes de visualisation mixte. Par exemple, en neurochirurgie le cerveau a longtemps été considéré comme un organe rigide et les systèmes de visualisation mixte se basaient uniquement sur l'imagerie préopératoire. Nous verrons, dans la suite de ce chapitre, que cette hypothèse en neurochirurgie n'est valable que jusqu'à la craniotomie. La visualisation mixte sur

organe mou pose des problèmes importants de suivi des déformations, notamment sur le foie [NGP⁺05] ou le coeur.

Une autre manière de définir une chirurgie complète est de la caractériser par le matériel utilisé. Le matériel apporte alors un nouveau capteur, par exemple lors de l'utilisation d'imagerie peropératoire [GGS⁺05, NBG⁺01], d'endoscope [SBM⁺02] ou de microscope chirurgical [FSHR89, LM95]. L'utilisation d'un matériel spécifique implique également des besoins d'information particuliers. En endoscopie, par exemple, la coordination main-oeil et le contexte autour de l'endoscope sont des points particulièrement importants, puisque le champ de vue de l'endoscope est très petit. Les chirurgies avec ces matériels se prêtent particulièrement bien à la visualisation mixte puisque les images de l'endoscope, du microscope et les images peropératoires peuvent être récupérées au format numérique, sans modifier le flux d'action chirurgical et le matériel utilisé en salle d'opération. elles influencent ainsi le choix de la technologie.

Tâche définie comme un objectif particulier durant la chirurgie Nous souhaitons maintenant nous focaliser sur la tâche spécifique pour laquelle les systèmes de visualisation mixte ont pu être conçus. L'insertion d'aiguille est une tâche demandant une localisation précise. C'est une application typique de visualisation mixte [FDS⁺06, FDF⁺05, MMN⁺00]. En effet, le chirurgien n'a pas accès à la visualisation directe des organes. Des systèmes de visualisation mixte ont ainsi été développés pour l'insertion d'aiguille de radiothérapie (Radio Frequency Ablation) [NGP⁺05], [DSS⁺06] ou d'aiguille de biopsie [WVK⁺06]. Le but de la plupart de ces systèmes est la localisation de la lésion ou le suivi de trajectoire. En neurochirurgie, on peut différencier plusieurs tâches où la visualisation mixte a été utilisée : la définition de la craniotomie optimale de façon à la centrer sur la lésion [GEW⁺96], la localisation de zone à éviter [GGS⁺05], ou encore la localisation macroscopique¹ de la lésion après déformations [GNK⁺01] et [NBG⁺01]. Lors de la craniotomie, par exemple, le neurochirurgien a besoin de beaucoup d'espace devant lui. Il éloigne le microscope chirurgical de son champ de vision et d'action. Une solution proposée dans la littérature [FSHR89] est d'utiliser les oculaires du microscope avec des informations virtuelles. Les informations ne sont plus disponibles au moment de la craniotomie suite au retrait du microscope et le chirurgien ressent la nécessité de concrétiser ces informations en dessinant les contours avec un crayon sur la peau du patient comme le montre les images de la figure 2.2. D'autres technologies ne gênant pas le chirurgien dans ce type d'opération sont alors à préconiser, comme la projection directe sur le patient ou sur un écran extérieur. Les informations ajoutées diffèrent selon la tâche de l'intervention : pour réaliser la craniotomie, le neurochirurgien a besoin de tout le contexte. Pour l'accès à la lésion, les informations utiles sont la trajectoire, la zone cible, les zones à éviter et les repères. Pendant la tâche de résection, le neurochirurgien a besoin de la localisation de la lésion et des zones à éviter proches de la lésion.

2.4.2 Base de visualisation

La base de la visualisation définit deux types différents de systèmes de visualisation mixte : la réalité augmentée (RA) et la virtualité augmentée (VA).

En RA La base de visualisation est réelle et sa pose est limitée par celle du capteur. Dans la littérature, il y a principalement trois choix différents de capteur : la vue optique, la vidéo ou une modalité peropératoire d'imagerie médicale.

¹Nous parlons ici de localisation macroscopique par rapport à la possible localisation cellulaire, comme décrit dans le chapitre 1 et qui n'a pas encore été utilisée en visualisation mixte, mais qui est une nouvelle modalité d'imagerie très prometteuse

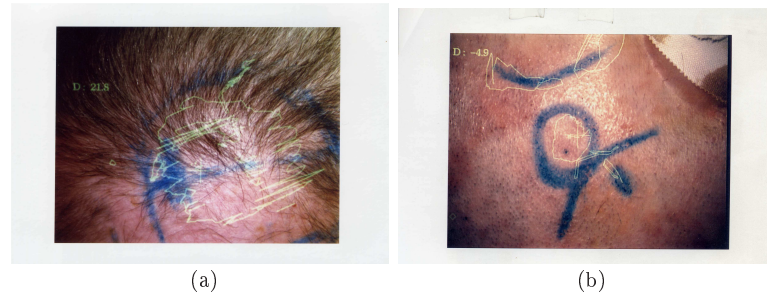


FIG. 2.2 – RA par affichage des contours 2D d'informations de types anatomiques dans l'oculaire gauche du microscope chirurgical en neurochirurgie (a) avant rasage (b) après rasage. La base de visualisation est réelle et optique. Le chirurgien ressent le besoin de concrétiser, par un dessin, l'image virtuelle, ce qui se justifie par le fait que le microscope soit retiré du champ pour la craniotomie.

Dimensions de la représentation visuelle La représentation visuelle de la base de visualisation peut être 2D, dans le cas de la vidéo [UK95], y compris l'endoscopie, l'IRMi ou les acquisitions échographiques 2D. L'utilisateur voit ce que capture le capteur, en 2D, avec la résolution temporelle du capteur. Lorsque la base de visualisation réelle est optique, l'information visuelle a les mêmes dimensions continues que la réalité. C'est le cas lorsque le chirurgien regarde directement le patient ou lorsqu'un système optique binoculaire est utilisé. Une technique de vidéo stéréoscopique a également été présentée dans [WBHS02]. Le même principe avait également précédemment été utilisé pour la chirurgie des scolioses par [PTE95]. Cette technique de vidéo stéréoscopique a également été utilisée dans [TSH⁺06] pour l'orthopédie. Comme on vient de le souligner, la visualisation 3D d'information réelle est possible même sans utiliser une base optique qui permet d'utiliser le système de perception de profondeur performant qu'est le système optique humain. L'acquisition de la vidéo à partir d'une caméra est 2D sauf en vidéographie [LHN⁺04]. Pour pouvoir afficher une vidéo 3D, quelle que soit la technique d'affichage 3D utilisée, il faut pouvoir retrouver la profondeur de la vidéo 2D. Plusieurs techniques sont utilisées en visualisation mixte en chirurgie : l'usage de deux caméras ou d'une seule caméra par l'utilisation d'une lumière structurée pour retrouver la profondeur. Nous reviendrons sur ces méthodes dans le chapitre suivant 3.1. L'intérêt d'une vision de base réelle 3D pour la visualisation mixte peut être discutée. S'il est indéniable que la 3D apporte une meilleure perception des distances, l'intérêt de l'usage de la 3D en endoscopie n'est pas réellement démontré [Pet06] et les chirurgiens en coelioscopie ne semblent pas considérer l'intérêt d'une vision de base réelle 3D, sauf éventuellement pour la réduction de la courbe d'apprentissage des chirurgiens. Cependant, l'intérêt de la vision stéréoscopique pour la base de visualisation réelle a été démontré pour la vidéo endoscopique dans le cadre de chirurgie assistée par robotique uniquement [MMD⁺04].

Vidéo ou Optique ? La base de la visualisation peut être vidéo ou optique comme nous l'avons souligné. Dans le cas où la base est vidéo, il s'agit d'un capteur indirect alors que dans le cas de l'optique, le capteur est direct. Les avantages et inconvénients de ces deux bases ont été soulignés par Azuma dans [Azu97]. Les avantages de l'optique sont tout d'abord son coût faible et le fait de n'avoir qu'un seul flux vidéo à gérer alors que la vidéo demande de gérer à la fois le flux vidéo réel et virtuel. La fréquence de rafraîchissement des informations réelles est similaire à celle du capteur direct, ce qui correspond à la contrainte de réaction au réel de la sous-section 2.5.3. De plus, l'optique n'entraîne pas de diminution de la résolution du

réel contrairement à la vidéo. En cas de coupure de l'alimentation, le système de RA basé optique transmettra la lumière du monde réelle de façon fortement atténuée, à la manière de lunettes de soleil, tandis qu'un système vidéo cessera toute transmission de la vidéo, ce qui rendra temporairement l'utilisateur aveugle. Le dernier avantage souligné de l'optique par Azuma est la gestion plus simple du déplacement des yeux. En effet, la base vidéo ne se modifie pas en fonction du déplacement du regard de l'utilisateur. La solution est de mettre en place un système de suivi de la position de la pupille, ou un système de miroir, ce qui complique considérablement la gestion de la vidéo. Les avantages soulignés par Azuma d'une base vidéo réelle par rapport à une base de visualisation optique est que la vidéo peut être combinée à volonté avec la virtualité. On peut ainsi faire le choix de l'occultation complète de la réalité par la virtualité à certains endroits stratégiques (exemple d'occultation figure 2.8). Ce type de choix va cependant à l'encontre de la contrainte de réaction immédiate. Le problème des systèmes de visualisation à base réelle optique est également un problème de confort de visualisation : l'utilisateur doit alterner la mise au point de son oeil, entre la surface regardée et le plan de projection des informations virtuelles, ce qui peut aller à l'encontre de la contrainte de réduction de l'effort cognitif du neurochirurgien. Ce problème peut également créer des erreurs dues à la parallaxe² difficiles à prendre en compte. La vidéo offre l'avantage d'une gestion complètement libre de la transparence et de la correction ou de l'amélioration des images. Le réel et le virtuel peuvent être totalement fusionnés dans une base vidéo, mais avec un possible retard d'affichage par rapport à la réalité. Ce retard va à l'encontre de la contrainte de réaction. Avec une base de visualisation optique, il n'y a pas de retard d'affichage, entre la réalité et sa représentation visuelle, mais il peut y avoir un décalage entre la représentation visuelle d'un objet virtuel et sa position attendue dans la réalité. Ce décalage est dû au temps de calcul de la représentation visuelle de l'objet virtuel. C'est le contraire avec une base de visualisation réelle vidéo, si le choix est fait de synchroniser les deux flux, réel et virtuel. Plus généralement, la vidéo est plus facilement maîtrisée et la fusion d'images plus aisée avec un système à base vidéo qu'avec un système à base optique, ce qui explique que ce soit le choix le plus couramment fait dans la littérature. De plus, la vidéo peut offrir un point de vue différent de celui du chirurgien. Par exemple, dans [CZHT⁺96], une caméra vidéo est montée sur un bras articulé et a une vue macroscopique du patient sur laquelle sont combinées des images 3D préopératoires. La base de visualisation vidéo de ce système est 2D.

En VA La base de visualisation est l'environnement virtuel. L'avantage principal est que la visualisation n'est pas limitée à la pose du capteur. En chirurgie, la base virtuelle la plus utilisée est le modèle patient construit en préopératoire. Il peut également s'agir d'un atlas général d'un organe recalé sur des images 2D peropératoires du patient. Par exemple, dans [dlFOS⁺05], un atlas statistique anatomique est adapté au patient en le recalant sur de la fluoroscopie 2D pour la pose de prothèse de la hanche. La base virtuelle, quelle que soit sa dimension, est souvent affichée sur des écrans 2D. Il s'agit soit directement de l'examen préopératoire du patient, soit d'un modèle du patient 3D obtenu par des méthodes de rendu volumique [Fah06] ou par la segmentation de surfaces des volumes d'intérêt. Lorsque le rendu de la base virtuelle est 2D, il s'agit des 3 coupes de l'examen préopératoire. La visualisation n'est pas contrainte par la réalité, la base virtuelle permet alors d'obtenir des points de vue insaisissables en réalité. La VA a souvent comme principal intérêt de visualiser l'organe du patient dans sa globalité, alors que le capteur réel (direct ou indirect) ne permet que d'en voir une partie.

²Déplacement de la position apparente d'un objet, dû à un changement de position de l'observateur

2.4.3 Informations ajoutées

On différencie les informations ajoutées à la RA et à la VA :

En RA Nous nous intéressons tout d'abord à la sémantique et à l'origine des informations utilisées pour l'augmentation d'une base de visualisation réelle. Ces informations peuvent être réelles et correspondre à une imagerie peropératoire du patient. Dans [SC01], la vue réelle par le capteur direct du chirurgien est augmentée d'une autre information réelle, obtenue par un échographe 2D (figure 2.3). L'information réelle ajoutée est ce qui se trouve actuellement sous la surface visible du patient. Les informations virtuelles les plus souvent ajoutées sont des informations anatomiques, issues du modèle du patient construit à partir des examens préopératoires. L'intérêt principal est alors de profiter de la résolution des images préopératoires en peropératoire. Il s'agit alors de localiser la lésion, les zones anatomiques de contexte comme les ventricules, les sillons, ou encore le foie et les veines en ablation par radio-fréquences [NGP⁺05]. Des informations de stratégie, faisant le lien entre la préparation de la chirurgie et l'exécution

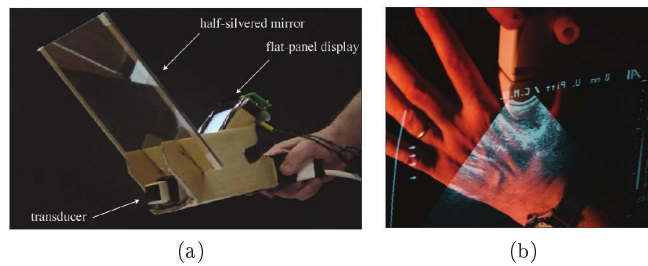


FIG. 2.3 – Superposition d'ultrasons sur la vue directe du patient à l'aide d'un miroir sans tain. (a) Dispositif portable utilisé, (b) Image obtenue sur une main. La base de visualisation est réelle et optique, les informations ajoutées sont réelles et vidéo : ce sont les acquisitions échographiques. Illustration tirée de [SC01].

de la chirurgie, peuvent être affichées en RA. La trajectoire planifiée sur l'examen préopératoire est une information virtuelle consistant en un point d'entrée dans le corps du patient et un point cible, exprimé dans le repère associé au modèle du patient. Cette information virtuelle est représentée par un segment de droite projeté sur la réalité (1D), ou un point correspondant à l'intersection de cette trajectoire avec la surface visible du patient ou avec le plan focal du microscope [LM95], par exemple. Ce plan focal est souvent utilisé parce qu'il est accessible par calibrage du microscope chirurgical, alors que le calcul de la position de la surface visible est plus difficile. Dans [HDR⁺01], la trajectoire et les images 2D préopératoires sont projetées sur le patient avec une résolution de l'ordre du tiers de millimètre. Une lumière structurée projetée permet de calculer la position de la surface visible du patient et donc de projeter la trajectoire chirurgicale. Dans [PTE95], en chirurgie des scolioses, la position attendue des vertèbres est affichée sur la vidéo des vertèbres réelles.

La dimension des informations ajoutées est variable du 0D (un texte) au 4D (un volume 3D en mouvement) et la représentation visuelle de ces informations a le plus souvent la même dimension, mais peut avoir une dimension moindre (représentation 2D d'un volume 3D). Un type d'information 2D sont, par exemple, les coupes des images préopératoires [MMN⁺00, HDR⁺01]. Lorsque les informations virtuelles correspondent à des objets virtuels 3D, il y a trois solutions pour la représentation visuelle de ces trois dimensions. La première solution consiste à afficher le 3D sur un écran 2D en utilisant des techniques de rendu de volume, comme montré sur la

figure 2.5. C'est le choix, par exemple, de [GEW⁺96], [CZHT⁺96], où l'affichage de la tumeur en 3D doit permettre d'optimiser la craniotomie pour la neurochirurgie. C'est également le choix de [SBM⁺02]. Dans ce système, deux vidéos sont affichées côte à côte. L'une est la vidéo endoscopique 2D, tandis que l'autre est la vidéo endoscopique virtuelle créée à partir des examens 3D préopératoire avec le même point de vue que l'endoscope. La deuxième solution est de n'afficher que les contours 2D des objets virtuels 3D. Par exemple dans [LM95], l'intersection de la surface de la lésion segmentée dans l'IRM préopératoire avec le plan focal du microscope chirurgical est calculée. L'information virtuelle est alors affichée comme un contour 2D projeté dans les oculaires du microscope [LM95]. On est alors confronté à deux problèmes, expliqué sur la figure 2.4. La troisième solution est d'afficher les informations virtuelles en 3D. Dans

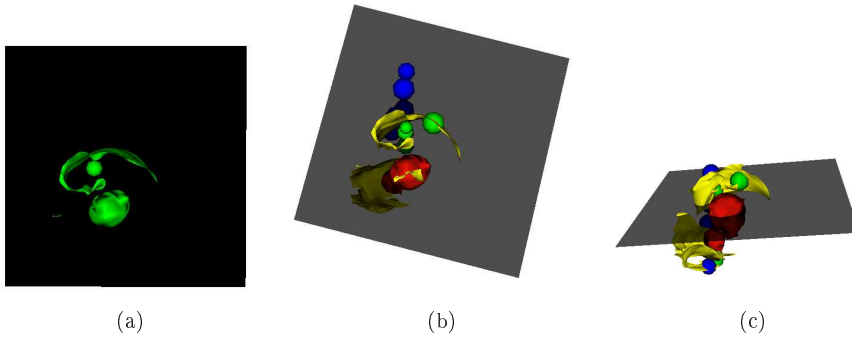


FIG. 2.4 – Plan focal du microscope dans le modèle patient. (a) Simulation des contours qui apparaîtraient dans les oculaires du microscope. (b) Modèle patient avec le plan focal transparent gris. (c) Autre vue de la même scène. Deux problèmes sont soulignés. Premièrement, l'affichage correspondant à l'intersection du plan focal, représenté en gris transparent avec le modèle patient complet, ne contient que les contours de la lésion et de quelques sillons, alors que le modèle patient contient aussi des informations sur les zones fonctionnelles (en vert le langage et en bleu le moteur). Ceci est dû au fait que le plan focal n'est en intersection avec aucune de ces zones. Deuxièmement, la mise au point de l'oeil du chirurgien. Pour faire apparaître les contours des volumes d'intérêt profonds, la mise au point est faite de façon à ce que le plan focal, correspondant à la vision nette, soit en profondeur. La surface réelle du patient paraît alors floue au chirurgien.

[EKM⁺00], l'affichage du modèle patient dans le microscope est stéréoscopique. Il permet de donner l'impression de profondeur des volumes. Dans [LHN⁺04], [MML⁺06], un système de projection particulier permet de projeter le modèle patient en 3D sur le patient. Dans [TSH⁺06], le scanner CT préopératoire du patient est affiché en 3D par vidéo stéréoscopique combinée avec le modèle stéréoscopique du scanner.

En plus de la dimension, la couleur est une source d'information virtuelle. Elle est utilisée autant que la technologie le permet. Les technologies limitatrices sont les systèmes à base de visualisation optique, les écrans VGA monochromes étant plus utilisés que les écrans couleurs. La couleur peut apporter une information de différenciation des zones d'intérêt [GEW⁺96] (figure 2.5) ou encore contenir une information fonctionnelle. Un exemple d'information fonctionnelle donnée par la couleur est décrit dans [MML⁺06] où l'approche d'un outil d'une zone à éviter entraîne la coloration virtuelle en rouge de l'outil.

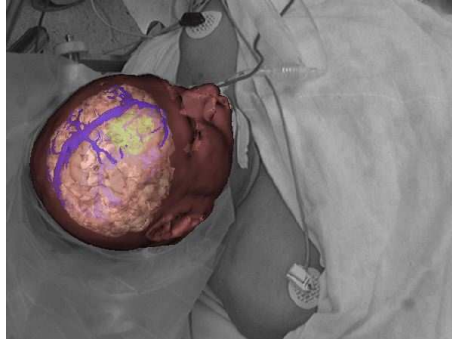


FIG. 2.5 – Augmentation de la base de visualisation réelle vidéo du champ opératoire par information virtuelle 3D anatomique, visualisée sur un écran extérieur. Illustration tirée de [GEW⁺96]

En VA Le type d'information ajoutée en virtualité augmentée a une sémantique de contexte par rapport à la réalité. Il peut s'agir de l'outil, en 1D par exemple un point, ou 2D, par exemple droite, comme ce qui est proposé par la plupart des stations de neuronavigation. L'utilisation d'une surface ou de la vidéo comme information réelle permet d'augmenter la dimension des informations ajoutées. En chirurgie coelioscopique, dans [DGS⁺02] par exemple, le modèle du patient est enrichi de la vidéo endoscopique. En neurochirurgie guidée par l'image, ce concept a été utilisé en 3D également en texturant le cortex segmenté dans les images préopératoires avec des photos provenant du microscope chirurgical [JBJS96], [JBS⁺97]. Dans [JBJS96], la méthode n'était pas automatique et il fallait trouver des amers visuels pour plaquer la texture photographique sur le cerveau. Dans [DGS⁺02], la photographie obtenue par endoscopie est plaquée automatiquement grâce au calcul de la profondeur des points de la photo et du suivi de l'endoscope. Affichée sur la base de visualisation virtuelle qu'est le modèle patient, l'utilisation d'imagerie peropératoire comme capteur ajoute des informations comme la position de zones fonctionnelles [GGS⁺05] (voir la figure 2.6) ou une mise à jour du modèle du patient, suite à des déformations anatomiques peropératoires. Ces informations de déformations peuvent être acquises par IRMi par exemple en neurochirurgie [GNK⁺01, NBG⁺01], ultrasons [AKDJ03] ou fluoroscopie 2D [MHT⁺03, LYJ03] pour l'orthopédie. Ces informations réelles sont des informations utilisées en supplément de l'affichage de la position d'un outil. L'outil peut être entièrement modélisé ou alors avoir une représentation simplifiée comme une droite. L'information d'orientation de l'outil s'ajoute alors à celle de sa position. La trajectoire de l'outil est également une information d'intérêt, pour l'implantation d'électrode ou d'aiguille de biopsie en particulier. L'utilisation d'une surface ou de la vidéo comme information réelle permet d'augmenter les référents pour le lien en augmentant la dimension de l'information réelle. En chirurgie coelioscopique, dans [DGS⁺02] par exemple, le modèle du patient est enrichi de la vidéo endoscopique. En neurochirurgie guidée par l'image, ce concept a été utilisé en 3D également en texturant le cortex segmenté dans les images préopératoires avec des photos provenant du microscope chirurgical [JBJS96], [JBS⁺97]. Dans [JBJS96], la méthode n'était pas automatique et il fallait trouver des amers visuels pour plaquer la texture photographique sur le cerveau. Dans [DGS⁺02], la photographie obtenue par endoscopie est plaquée automatiquement grâce au calcul de la profondeur des points de la photo et du suivi de l'endoscope.

2.4.4 La technologie utilisée pour l'affichage

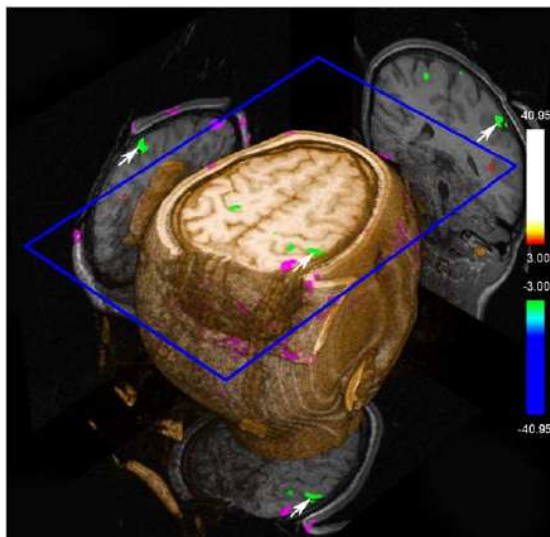


FIG. 2.6 – VA avec comme capteur une IRM fonctionnelle pendant l'opération (à paradigme d'activation passif). La base de visualisation virtuelle est l'examen 3D préopératoire. En vert, les informations "anatomiques" fonctionnelles ajoutées, en violet les artefacts probables. Illustration tirée de [GGS⁺05]

Casque de RA La RA est souvent associée à l'idée de casque porté par le chirurgien. Deux solutions techniques sont possibles. La première est de placer des caméras sur un casque opaque et de n'afficher comme information réelle que la vidéo captée par ces caméras dans le casque du patient. Le principe de cette technologie est expliqué sur la figure 2.7. Les caméras filment le champ de vision du chirurgien. A chaque instant, une image de la vidéo est envoyée à un bloc appelé combineur, qui prend également en entrée l'information virtuelle à afficher. Une nouvelle image est alors créée, avec, comme arrière plan, l'image provenant de la vidéo sur laquelle est superposée la représentation visuelle de l'objet virtuel. Cette solution est la plus

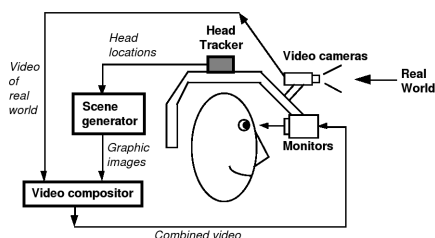


FIG. 2.7 – Principe d'un casque de RA à visualisation vidéo. Illustration tirée de [Azu97].

courante en RA. Elle permet notamment de faire le choix d'une totale occlusion de la réalité par la virtualité dans certaines zones de la vidéo [FLR⁺98] comme illustré par la figure 2.8. La deuxième solution technique est d'utiliser un casque dans lequel on place un projecteur. La vision du casque est optique. Les représentations visuelles des objets virtuels sont projetées sur un miroir sans tain, pour donner l'impression qu'elles sont superposées à la vision réelle. Le principe de cette technologie est expliqué sur la figure 2.9. Un autre type de casque sert à porter

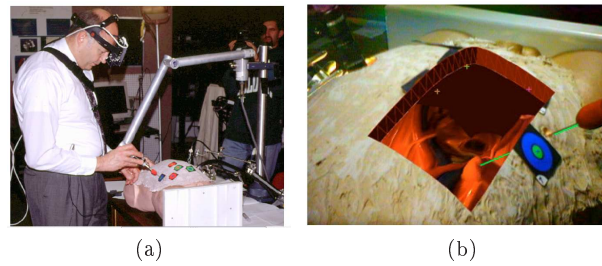


FIG. 2.8 – RA en laparoscopie. (a) Vision extérieure du système, les pastilles colorées collées sur le fantôme servent de fiduciaires pour le recalage patient-image. (b) vue du casque utilisé dans [FLR⁺98]. Le modèle 3D préopératoire est texturée par la vidéo endoscopique 3D. On observe le choix d'une occlusion de la réalité par le virtuel. Illustrations tirées de [FLR⁺98].

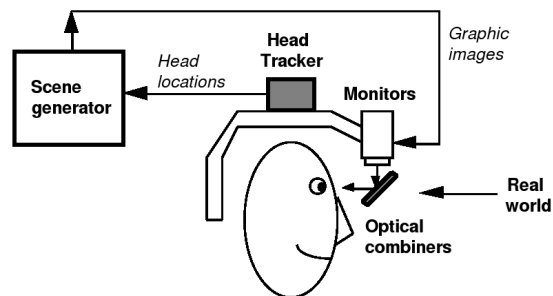


FIG. 2.9 – Principe d'un casque de RA à visualisation optique. Illustration tirée de [Azu97].

les projecteurs rétiniens. Cette technologie, où le capteur direct est utilisé, consiste à projeter directement au fond de l'oeil des informations virtuelles à l'aide de laser modulé [VPN⁺98]. Cette application a été testée sur des personnes avec des défauts de vue. Cependant, à notre connaissance, cette technologie reconnue sans danger n'a pas été appliquée en chirurgie. Le principe de la projection rétinienne est expliqué figure 2.10. les problèmes de précision ne sont pas encore résolus [VPN⁺98].

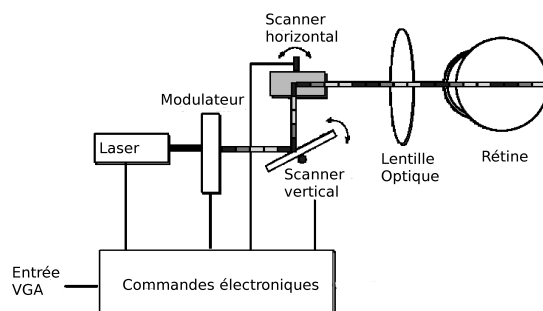


FIG. 2.10 – Principe de la projection rétinienne. Illustration adaptée de [VPN⁺98].

Microscope chirurgical On peut également assimiler à cette approche de casque les systèmes de visualisation mixte utilisant le microscope chirurgical, puisqu'elles utilisent les mêmes techniques de suivi du dispositif d'affichage. La position du microscope est suivie comme le serait celle d'un casque. Dans le projet MAGI [EKM⁺00] ou encore dans [FSHR89, LM95, JMF⁺02], les informations virtuelles sont projetées en utilisant le même principe. Si dans [JMF⁺02] les informations 3D sont ramenés à des contours 2D en calculant l'intersection des modèles avec le plan focal du microscope, la visualisation est stéréoscopique dans [EKM⁺00]. L'utilisation du matériel déjà disponible en salle semble être une solution efficace par rapport aux contraintes de coût et de moindre encombrement de la salle d'opération. Birkfellner a proposé de remplacer le microscope chirurgical par un casque faisant également office de microscope [BFH⁺02, BFM⁺03]. Au lieu d'ajouter du nouveau matériel en salle, il remplace le microscope chirurgical, matériel encombrant bien que déjà présent, par un casque léger, dans lequel le principe de la RA à casque optique est appliqué. Les informations 3D sont également données en 3D grâce à l'utilisation de deux projecteurs VGA dans chacun des oculaires. Le dispositif utilisé, nommé Varioscope, est représenté sur la figure 2.11.

Écran extérieur Une autre solution technique utilise le même principe technique que les casques vidéo, mais cette fois-ci le résultat des images combinées est affiché sur un écran extérieur. La figure 2.12 illustre cette approche. Les deux principales différences avec le casque à base réelle vidéo sont le lieu de perception, qui sera discuté dans la sous-section suivante 2.4.5, et la simplification du système. En effet, l'écran extérieur n'a pas besoin d'être suivi et des caméras fixes sont, en général, utilisées [Nic04, NGP⁺05].

Projection sur patient La dernière solution consiste à projeter les informations sur le patient, soit directement en se servant du patient comme écran de projection [HDR⁺01, GW03],



FIG. 2.11 – Le Varioscope. Ce casque de RA à visualisation optique est également un microscope chirurgical. La base de visualisation est réelle et vidéo et les informations virtuelles ajoutées de manière stéréoscopique sont 3D et correspondent au modèle patient. Illustration tirée de [BFM⁺03].

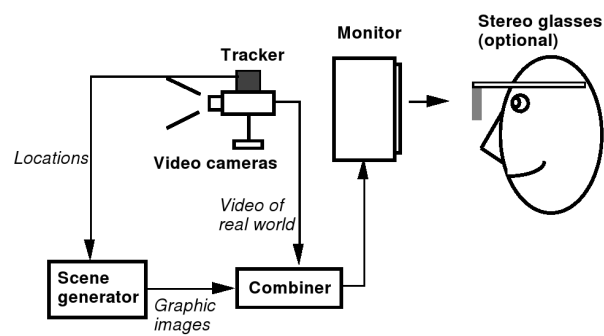


FIG. 2.12 – Schéma conceptuel de RA sur un écran extérieur. Illustration tirée de [Azu97].

soit par l'intermédiaire d'un miroir sans tain¹. Le principe de la projection directe sur le patient nécessite un projecteur et le calcul de la position de la surface du patient (voir la figure 2.13). Hoppe trouve cependant une précision sub-millimétrique dans la correspondance entre la projection d'un modèle et la zone réelle correspondante. Dans [GW03], la projection est réalisée en utilisant un laser. Le miroir sans tain est une autre solution [MMN⁺00, FDS⁺06, FDF⁺05,

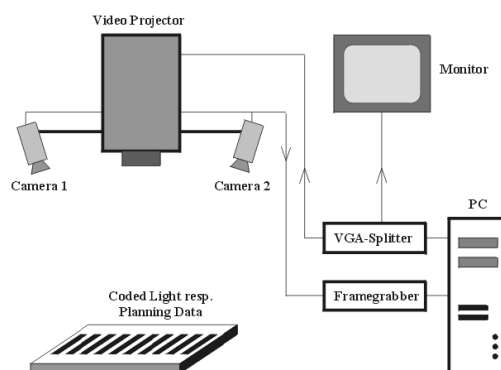


FIG. 2.13 – Principe de la projection directe sur patient. Dans ce cas, la projection sert à la fois à reconstruire la surface par lumière structurée et à projeter les informations préopératoires 2D, du patient, recalées grâce à la surface calculée. Illustration tirée de [HDR⁺01].

MML⁺06, LHN⁺04]. Ce miroir peut être fixe par rapport au patient ou accroché à un outil comme dans [SC01] où le miroir est accroché à une sonde ultrasonore (figure 2.3). Le principe de la projection sur un miroir sans tain est expliqué figure 2.14. Un inconvénient de ce système est son encombrement et la gêne possible pour l'accès à la zone de la chirurgie. Le projecteur peut-être 2D [MMN⁺00, FDS⁺06, FDF⁺05], ou 3D à l'aide d'un système de projection vidéo 3D utilisant une technique appelée vidéographie intégrale [MML⁺06]. La projection est faite à l'aide de plusieurs lentilles convexes qui vont converger à peu de distance de l'écran de perception, ici le miroir. L'avantage de ce système est que le reste de la salle peut profiter de la visualisation mixte. Le problème est également le coût, *a priori* élevé bien qu'aucun chiffre ne soit disponible, puisque chaque lentille capte un rayon. L'utilisation des miroirs sans tain a cependant un inconvénient que l'on retrouve dans l'utilisation des casques de RA à visualisation optique. Outre la diminution des degrés de liberté du chirurgien, la lumière transmise du monde réel est fortement atténuée, à la manière de lunettes de soleil.

Nous venons de souligner deux approches principales de base de visualisation réelle : l'une basée vidéo, l'autre optique directe ou indirecte. Quatre catégories de technologies d'affichage ont été énumérées : les casques, le microscope chirurgical, l'écran extérieur et la projection sur le patient. Nous allons nous intéresser au lieu de perception de ces affichages, souvent lié à la technologie utilisée.

2.4.5 Le lieu de perception

Le lieu de perception du système de visualisation mixte est un choix important qui influence le choix de la technologie. Il dépend de trois questions pour lesquelles les réponses n'ont pas

¹Le miroir sans tain permet de transmettre les rayons lumineux de forte intensité mais aussi de refléter. En projetant une image sur ce miroir, on la voit superposée avec ce qui se trouve derrière le miroir, ici le patient, s'il est suffisamment éclairé

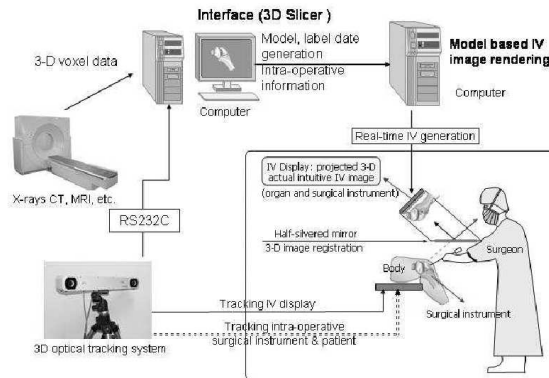


FIG. 2.14 – Principe du miroir sans tain en chirurgie. Dans cet exemple en orthopédie, la projection est 3D. Illustration tirée de [MML⁺06].

encore été données par la communauté médicale :

- 1) Y a-t-il un intérêt à ce que les acteurs du bloc opératoire autres que le chirurgien bénéficient des apports de la visualisation mixte ?
- 2) Est-ce que l'attention du chirurgien doit toujours être le champ opératoire ?
- 3) Le chirurgien doit-il bénéficier de l'intégralité de son environnement réel, ou une partie peut-elle être masquée par des informations d'intérêt ?

En choisissant un lieu de perception, les auteurs font donc des hypothèses fortes sur la réponse à chacune de ces questions. Le lieu de perception de la visualisation mixte peut être (figure 2.15) :



FIG. 2.15 – Illustration de deux lieux de perception possible en laparoscopie. A gauche, sur un écran extérieur. A droite, dans un casque de RA. Illustration tirée de [Sta06].

- le patient ou le champ opératoire, correspondant à la zone imagée. C'est le cas de tous les systèmes de RA n'utilisant pas d'écran extérieur lorsque les informations virtuelles ont une relation spatiale avec le patient. Par exemple, la tumeur ne s'affiche que si elle est présente dans le champ de vision du chirurgien. L'avantage est que l'attention du chirurgien ne quitte pas le champ opératoire.
- un ou plusieurs écrans extérieurs, qui peuvent être placés en face du chirurgien, à côté de lui ou être portable. Les écrans extérieurs permettent de ne pas encombrer la vue du chirurgien et de laisser les personnes du bloc accéder aux mêmes informations. Par contre, les écrans obligent le chirurgien à se concentrer sur un autre point d'attention que le champ opératoire. Ces écrans sont généralement loin du chirurgien, une solution

intéressante serait effectivement d'avoir un écran suspendu au-dessus du patient. Le "mini-screen" est un petit écran portable, proposé dans [NMT04, MNT05b], dont la position est suivie et qui affiche le modèle préopératoire du patient sans la réalité à la manière d'un filtre. Cependant, comme pour les autres lieux de perception liés au patient, le chirurgien ne voit pas d'information ajoutée si l'écran ne passe pas au-dessus du patient.

- l'ensemble de l'environnement réel si les informations ajoutées n'ont pas de rapport spatial direct avec le patient ou s'il s'agit de VA, affichée dans une partie du champ de vision du chirurgien. Il peut s'agir, par exemple, des coupes 2D de l'IRM, affichées dans un coin du microscope chirurgical.

2.4.6 Interaction Homme/Machine

Trois principaux problèmes sont à souligner pour l'interaction Homme/Machine. Le premier est le problème de la perception 3D, le deuxième celui de la coordination main-oeil et le troisième celui de la gestion des informations. Nous nous focalisons ici sur la gestion des informations. Nous avons souligné, comme contrainte en salle d'opération, le nombre important de données que le chirurgien doit prendre en compte. Cette contrainte peut conduire à des systèmes de visualisation mixte difficiles à comprendre parce que trop riches en information. Cependant, la tâche à réaliser n'implique pas toujours le même besoin d'information. L'utilisateur est donc amené à sélectionner les informations qu'il juge d'intérêt à tout moment de l'intervention, telle qu'il l'a planifiée. Mais le besoin d'information sera encore plus ressenti en cas de réalisation d'un geste chirurgical non planifié. Ce changement d'information passe par la sélection des informations réelles et virtuelles à afficher, mais aussi par leur importance respective dans la visualisation mixte, par exemple en modifiant leur transparence ou leur couleur. En VA, le changement de point de vue ou la manipulation d'un rendu 3D en 2D est important puisque c'est le principal apport de la VA sur la RA. Le problème est de gérer le nombre important d'information. Le chirurgien ne peut pas se déplacer, lorsque l'opération a commencé, pour aller cliquer de lui-même ou même toucher un écran tactile. Les contraintes de stérilisation font qu'il ne doit plus sortir de sa sphère stérile. Comment lui permettre de sélectionner les informations qu'il désire ?

Le plus simple et le plus utilisé est la commande vocale à un manipulateur, généralement une infirmière de bloc opératoire. Une autre solution est la reconnaissance vocale automatique de la commande, utilisé par exemple en clinique en robotique [LCT⁺06]. Dans la plupart des papiers cités dans ce chapitre, l'interaction n'est pas abordée, ou limitée à la manipulation d'un ordinateur extérieur, à la manière des systèmes commerciaux de navigation. Concernant la manipulation de la pose de la visualisation mixte, la solution classique est de contraindre la vue de la visualisation mixte par le capteur. C'est le cas pour les systèmes de RA où la vue est la même que celle de la caméra. C'est également le cas en VA où l'information réelle est l'outil : l'outil sert à se déplacer dans l'environnement virtuel. Le chirurgien se sert alors de son outil comme d'une souris informatique. On peut cependant citer [Dub01], qui centralise sa taxonomie sur l'interaction utilisateur, et le système mini-screen de [NMT04, MNT05b]. Dernièrement, le même principe de fenêtre déplaçable permettant de voir à l'intérieur du patient a été présenté. La fenêtre est virtuelle cette fois-ci [BN06]. Dans [BSN06], un nouveau type d'interaction est proposé, à la place de la manipulation par rotation classique. Il s'agit de simuler un miroir virtuel qui permet d'accéder à un point de vue différent sans avoir à changer la pose de la visualisation mixte. Un autre problème important d'interaction, étant donné le nombre d'information virtuelle ou réelle disponible, est de gérer leur disponibilité en fonction de leur nécessité ou du moins de leur intérêt. L'identification de la tâche à réaliser est alors essentielle comme nous l'avons souligné dans la sous-section 2.4.3. Une possibilité est de créer, lors de la phase de préparation du chirurgien, des scènes contenant les informations qu'il juge

utiles selon l'étape de la procédure chirurgicale [JRF⁺02], [RJM⁺02]. Pour une tâche où le but est d'atteindre une lésion sans toucher les zones saines, lorsque certaines zones ont été identifiées en particulier, une autre solution est l'interaction automatique par l'outil utilisé pour accéder à la lésion ou pour l'enlever. Par exemple, dans [MML⁺06], l'information de distance entre la cible ou les tissus importants permet de changer la couleur des éléments virtuels. Les tissus à éviter deviennent rouges si l'outil s'en approche.

2.5 Contraintes de la salle d'opération

Le domaine d'application implique des spécificités qui doivent être prises en compte pour la conception de solutions adaptées aux besoins. Certaines spécificités sont liées à l'environnement virtuel, d'autres spécificités sont liées à l'environnement réel lors d'une intervention. Nous allons énumérer les spécificités liées à l'environnement réel, la salle d'opération. Un schéma d'une salle d'opération type en neurochirurgie avec microscope et système de neuronavigation est représenté figure 2.16. Nous présentons les contraintes et leurs conséquences sur les systèmes

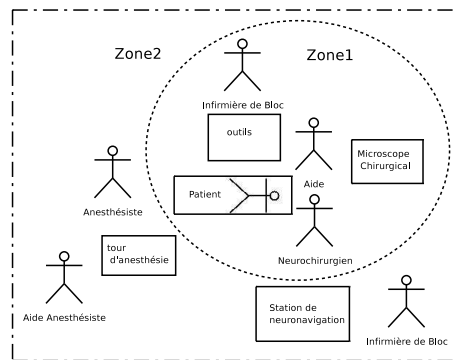


FIG. 2.16 – Schéma de l'occupation d'une salle d'opération classique de bloc opératoire. Deux zones correspondant à deux degrés différents de stérilité sont nécessaires.

de visualisation mixte, en précisant les contraintes non discutables et qui ne changeront pas, de celles qui sont la conséquence d'un choix de conception. On distinguera les contraintes liées à l'architecture de la salle d'opération, celles liées à la procédure chirurgicale et celles liées aux opérateurs humains, chirurgien et personnel hospitalier.

2.5.1 Contraintes liées à l'architecture de la salle d'opération

La stérilisation Cette contrainte n'est pas discutable. L'environnement doit être stérile, ce qui implique des conditions sur les matériaux utilisés pour créer des dispositifs de RA. Selon leur place et leur proximité du chirurgien et du patient, il y a deux zones avec deux degrés de stérilité. Dans la première zone, notée "zone 1" dans la figure 2.16, tout matériel utilisé doit être stérile, par exemple autoclavable³ ou recouvert d'une housse stérile de protection. Dans la deuxième zone, notée "zone 2" dans la figure 2.16, tous les éléments doivent être nettoyés au chiffon imbibé de désinfectant. Par conséquent, on peut rentrer des ordinateurs et des écrans dans la zone 2, mais les interactions entre la zone 1 et la zone 2 doivent préserver la stérilité la

³un autoclave est un récipient hermétique dans lequel on place les éléments à stériliser qui vont être traités à la vapeur d'eau sous pression, en absence d'air, pour détruire les germes microbiens.

plus élevée, i.e., celle de la zone 1. Si aucune commande n'est disponible dans la zone 1, alors le chirurgien donne ses ordres oralement à un manipulateur qui se trouve dans la zone 2.

Le nombre de degré de liberté de mouvement Cette contrainte n'est pas discutable. Le nombre de degré de liberté de mouvement des mains du chirurgien est variable. On peut définir une sphère d'action autour du champ opératoire dont le rayon dépend du type de chirurgie et de la tâche à réaliser. Par exemple, la réalisation d'une craniotomie nécessite un rayon plus important que celui nécessaire pour l'exérèse de la lésion. Dans [WWNBvdS06], le déplacement des outils est enregistré, à une fréquence de 5 Hz environ, en plaçant des sphères réfléchissantes qui permettent au localisateur de suivre la position de ces outils. Leur orientation et position sont alors calculés par le système de neuronavigation (StealthStation Treon^{plus}, Medtronic Navigation, USA). Selon le type de procédure, la vitesse maximale de l'outil était de 6,6 (pour les résections) à 12,7 (pour une exérèse partielle) cm.s^{-1} avec une vitesse moyenne inférieure à 3cm.s^{-1} et une vitesse de rotation maximale entre 21 et 40 degrés.s^{-1} . La différence d'orientation de l'outil peut aller jusqu'à 73 degrés pendant une chirurgie de l'épilepsie dans le lobe temporal. Par conséquent, les systèmes de visualisation mixte ne doivent pas gêner les mouvements du chirurgien et doivent autoriser les degrés de liberté nécessaires.

La circulation optimale Le matériel déjà présent ou ajouté ne doit pas gêner le déplacement des acteurs dans la salle d'opération et doit permettre un flux de déplacement dans la zone 2 de stérilisation, sans avoir à passer par la zone 1. Il faut garder en tête cette contrainte d'espace et de circulation autour de la salle lors de l'ajout en salle de matériel. Par conséquent, les câbles réseau ou de transmission, les prises électriques multiples et rallonges rajoutées sont autant d'obstacles aux déplacements. On cherchera donc plutôt à se diriger vers des technologies sans fils de type WIFI pour les transmissions Ethernet ou Bluetooth pour la transmission d'autres signaux. De plus, le matériel ajouté doit être suffisamment peu encombrant pour ne pas devenir une gêne à la circulation des acteurs. C'est une contrainte discutable selon le choix du point suivant.

Définition de la salle d'opération Cette contrainte discutable est liée au choix suivant. On peut choisir d'utiliser les salles d'opération telles qu'elles sont définies aujourd'hui dans les blocs opératoires et plus généralement dans l'hôpital, à savoir par spécialité chirurgicale. On peut également choisir d'en définir des nouvelles, comme, par exemple, à l'*Interventional Center*, Oslo, Norvège, où l'hôpital est défini par technologie et non par spécialité [LBFFL98]. La salle d'opération a été définie avec un nombre fini de prises électriques ou prises réseau. L'ajout de nouveaux matériels en salle doit tenir compte de la disposition de ces prises et de leur occupation. On peut choisir de s'en ajourner et de proposer des solutions complètement différentes, en redéfinissant l'agencement des salles d'opérations. On peut également choisir de rajouter des fonctions de visualisation mixte en utilisant le matériel existant. C'est le choix fait, par exemple, dans [FSHR89] qui utilise le microscope chirurgical. Un autre choix possible est de remplacer ce matériel par un équivalent amélioré. Par exemple, dans [BFM⁺03], un casque de réalité augmentée fait également office de microscope chirurgical.

2.5.2 Contraintes liées à la procédure chirurgicale

La précision chirurgicale Quelle est la précision nécessaire au chirurgien pour la visualisation mixte? Évidemment, l'idéal serait un système sans erreur, dans lequel les objets virtuels représenteraient parfaitement la réalité et seraient parfaitement placés dans l'espace. Le mieux ne nuit jamais. Cependant, la diminution de l'erreur n'est pas toujours possible ou implique des

contraintes incompatibles avec la contrainte de temps de réponse, définie en sous-section 2.5.3. Il faut donc définir une erreur acceptable pour les systèmes de visualisation mixte en chirurgie, ce qui correspond à poser une hypothèse pour la validation des systèmes de visualisation mixte. On distingue trois niveaux de précision :

La précision technique, liée à l'imagerie ou à la technologie utilisée. On peut, par exemple, choisir de s'aligner sur la résolution de la modalité d'imagerie utilisée en référence. Pour l'IRM 3D, par exemple, la résolution est la taille du voxel, de l'ordre de 1mm dans les trois directions. L'hypothèse de précision chirurgicale nécessaire est alors que le système de visualisation mixte doit avoir une précision de 1mm au maximum. On donne un autre exemple de choix de précision technique : dans le système de neuronavigation commercial Cranial 4 avec la StealthStation, Medtronic SNT, Etats-Unis, la précision minimale autorisée pour le recalage patient-image est de 5 millimètres. Le recalage patient-image est souvent la source d'erreur statique la plus importante. Nous reviendrons sur la précision de ce recalage et sa signification dans la section 2.7. Ce chiffre correspond *a priori* à une erreur considérée comme acceptable par les neurochirurgiens.

La précision au bout de l'outil chirurgical. Ce deuxième choix correspond, aujourd'hui, à la fois à la taille de l'outil et au mouvement des mains du chirurgien, dont la résolution dépend des micro-tremblements des mains. Cette précision n'a pas été évaluée précisément en synchronisation directe, mais on estime qu'elle est de l'ordre du millimètre en endoscopie [DAB⁺05].

La précision globale du geste chirurgical. Ce choix correspond à définir la précision nécessaire par rapport à la taille de la pathologie et à sa distance des organes à protéger. Dans ce cas, la précision nécessaire en neurochirurgie sera supérieure à celle de la chirurgie du foie, car si une exérèse trop large de quelques millimètres n'a pas de conséquence pour le foie, en neurochirurgie elle peut léser des tissus fonctionnels et avoir des conséquences cliniques graves pour le patient. En chirurgie du foie ou du poumon, il est même conseillé de laisser une marge de 1cm autour de la lésion ([WDKS05], tandis qu'en neurochirurgie, le chirurgien aura plutôt tendance à arrêter l'exérèse trop tôt plutôt que de léser des structures éloquentes.

Respect du flux d'action de la chirurgie Le flux d'action (*workflow* en anglais) peut-être abordé de façon périopératoire ou peropératoire [Jan05]. Le flux d'action chirurgical actuel doit-il être respecté? Une technique révolutionnaire pourra éventuellement être acceptée avec une modification du flux d'action, mais elle sera plus facilement acceptée si le déroulement classique de l'intervention n'est pas modifié. Ce n'est pas le cas des systèmes de neuronavigation, puisqu'ils rajoutent une étape assez longue (le recalage) à l'intervention. Récemment, plusieurs groupes de travail se sont réunis pour discuter de la prise en compte du flux d'action [CKM05], [LRH05]. Leurs conclusions soulignent surtout l'importance du flux d'action périopératoire, de l'arrivée du patient à l'hôpital à sa sortie, mais parle peu du flux d'action propre à l'intervention chirurgicale.

Le rapport coût/bénéfice pour l'hôpital et la société Tout système clinique se doit de justifier son coût additionnel. Si un système *a priori* cher permet de réduire significativement le temps d'hospitalisation du patient et qu'il concerne un grand nombre de patients, alors la balance coût/bénéfice peut être en faveur du système de visualisation mixte. L'intérêt d'un système de visualisation mixte est difficile à démontrer, parce qu'un chirurgien acceptant de l'essayer pressent de son utilité. Si on trouve un système utile, alors comment en priver un patient pour une évaluation des bénéfices? Par conséquent, on cherchera à s'orienter vers des systèmes avec un rapport coût/bénéfice faible.

Rapport risque/bénéfice pour le patient Cette contrainte n'est pas discutable. Il faut un ratio minimal entre le risque pour un patient et le bénéfice qu'il peut en tirer. Les conséquences sont, par exemple, la recherche d'absence d'invasivité des systèmes de visualisation mixte ou des capteurs du réel utilisés. Autre exemple, les agents de contraste doivent être utilisés avec parcimonie car s'ils permettent de repérer les structures à éviter, ils peuvent être nocifs pour le patient [Pet06].

2.5.3 Contraintes liées à l'opérateur humain

Effort cognitif du chirurgien Cette contrainte n'est pas discutable. La concentration du chirurgien doit être limitée à son champ opératoire à partir du moment où l'opération est commencée. Avant de commencer l'intervention, la consigne est plus souple. Le chirurgien consacre en général son attention à étudier à nouveau les informations du patient et à se remémorer la stratégie chirurgicale planifiée sur des images extérieures. On retrouve ce besoin d'information dans la plupart des transitions entre les étapes de la chirurgie. Ces moments de transition sont les plus lourds en effort cognitif et peuvent nécessiter une période de repos et de prise de recul. Par contre, en période d'action chirurgicale, le chirurgien devrait pouvoir, non seulement ne pas quitter des yeux le champ opératoire, mais également pouvoir conserver une mise au point constante sur le champ opératoire. Par exemple, l'affichage des contours des images préopératoires dans les oculaires du microscope par l'utilisation d'un écran VGA est faite par projection sur un miroir [LM95]. Le chirurgien doit alterner la mise au point de sa vision entre le plan de projection et la surface du champ opératoire. Par ailleurs, la contrainte de stérilisation implique souvent un système de visualisation éloigné du chirurgien, ce qui est incompatible avec cette contrainte de concentration.

Un nombre important et croissant d'informations Cette contrainte n'est pas discutable. Le chirurgien a besoin de beaucoup d'informations et d'informations différentes selon la tâche à réaliser, comme on le verra dans la sous-section 2.4.1. De plus, le nombre de modalités d'imagerie préopératoires augmentant de plus en plus, on accède à une cartographie du patient de plus en plus détaillée et complète. Pour respecter son éthique, un chirurgien doit mettre en oeuvre tous les moyens qu'il a à sa disposition pour la santé du patient. Il faut donc prendre en compte toutes les informations disponibles. Leur nombre a déjà considérablement augmenté et il augmentera encore avec l'apparition de nouvelles modalités d'imagerie ou avec l'augmentation de leur résolution. L'être humain ne peut assimiler et gérer efficacement qu'un nombre limité d'information à la fois. Ceci entraîne une nécessité de définition de politique de gestion des informations.

Réaction immédiate du chirurgien en cas de problème Cette contrainte n'est pas discutable. Le temps de réponse entre un évènement anatomo-chirurgical et la réaction du chirurgien doit être le plus court possible, au moins celui d'une perception directe par le chirurgien. Cette contrainte signifie également que le retour donné au chirurgien de ses outils doit être le plus direct possible. Il faut que la détection d'une hémorragie, de la présence d'une veine, d'une déformation ou de tout évènement non prévu par le modèle virtuel, puisse être fournie au chirurgien immédiatement, que ce soit par une mise à jour du modèle ou par une information réelle. La vision du réel du neurochirurgien ne doit donc pas être altérée ou supprimée par sa vision du virtuel, de par les limitations technologiques actuelles, qu'on énoncera dans la section 2.7. De plus, le capteur réel direct est considéré comme le capteur le plus sûr, tant que les systèmes de visualisation mixte n'auront pas fait la preuve de leur robustesse. L'information virtuelle est soumise à des erreurs de modélisation, sur lesquelles nous reviendrons dans la section 2.7. En

cas de discordance entre une information virtuelle et une information réelle, la confiance doit souvent être accordée à l'information réelle. En effet, en cas de discordance entre information virtuelle et information réelle (filtrée par le capteur), la discordance peut signifier que l'information virtuelle est faussée, ou alors, au contraire, la discordance peut apporter au chirurgien un élément qu'il n'avait pas vu. C'est au chirurgien de décider quelles informations intégrer et de décider où placer sa confiance. Par conséquent, le chirurgien doit pouvoir constamment différencier les informations réelles des informations virtuelles, contrairement à d'autres domaines d'application comme la simulation où le but est alors d'augmenter la sensation d'immersion de l'utilisateur. Une autre conséquence de cette contrainte est qu'en cas de dysfonctionnement du système de visualisation mixte, le chirurgien doit conserver sa vision du réel. Une vision directe ou optique du champ opératoire est alors à privilégier sur une vision vidéo ou sur un système de VA seul.

2.6 Bilan des éléments selon la classification

Nous venons de présenter les systèmes de visualisation mixte. Dans chaque catégorie, les systèmes diffèrent par la tâche chirurgicale pour lequel ils ont été créés, les informations qu'ils donnent et la technologie utilisée pour rendre accessibles ces informations. La tâche chirurgicale définit les informations nécessaires, mais également la technologie utilisée. On a ainsi donné l'exemple incohérent de l'utilisation du microscope chirurgicale pour la craniotomie, tâche pour laquelle les degrés de liberté de mouvement du neurochirurgien entraînaient le retrait du microscope chirurgical du champ opératoire. La base de la visualisation définit la RA et la VA. Le choix des capteurs réels est varié, mais la base de visualisation virtuelle est généralement le modèle patient calculé à partir de ses images préopératoires. Les informations ajoutées sont affichées avec des choix différents de dimensions et de représentation. L'amélioration de la technologie et des moyens de calcul informatique permet de tendre vers des représentations visuelles 3D couleurs et dynamiques. Les technologies utilisées dans les approches de la littérature médicale sont soit à base optique, soit à base vidéo. Dans les approches à base optique, le principe est de projeter les informations virtuelles pour qu'elles soient perçues par le capteur direct de l'utilisateur. La projection des informations utilise des projecteurs plus ou moins complexes, de l'écran VGA monochrome à la vidéographie intégrale couleur. Les informations virtuelles sont projetées directement sur le patient, sur un miroir sans tain, fixé au-dessus du patient, ou dans un système attaché à l'utilisateur sur des miroirs sans tain ou des systèmes de miroirs composés. Le lieu de perception de l'utilisateur peut se résumer au choix suivant, à savoir directement sur le patient ou sur un écran extérieur. Le problème est souvent de trouver un compromis entre la contrainte sur l'effort cognitif du chirurgien, du nombre important d'information et du besoin de réaction immédiate du chirurgien. Il faut faire en sorte que le chirurgien garde une vision non encombrée du champ opératoire tout en profitant du maximum d'information nécessaire. Les informations doivent être simples à comprendre, le but étant de simplifier la tâche du chirurgien. L'interaction avec le chirurgien est un problème important qui a été peu étudié jusqu'à présent. Depuis un an ou deux, les ergonomes et les spécialistes des interfaces hommes machines ont commencé à se pencher sur la question des systèmes de visualisation mixte et les premiers systèmes à interaction intelligente commencent à voir le jour [BSN06, NMT04, MNT05b].

On constate qu'il est difficile de trouver un système de visualisation mixte qui respecte simultanément les différentes contraintes énumérées en section 2.5. Selon nous, l'approche idéale ne repose pas sur un seul système de visualisation mixte, mais sur la combinaison des avantages de plusieurs systèmes selon la tâche à réaliser. C'est également l'opinion de Colchester [CZHT⁺96] qui soulignait, dès 1996, l'intérêt d'offrir à la fois un système de RA et un système de VA. Nous venons de présenter les différents choix pour chaque élément de la classification

choisie. Un système de visualisation mixte correspond également à un ensemble de problèmes techniques, correspondant à des briques, pour lesquelles la précision et la résolution doivent être maximisées. Pour expliquer les questions de conception technique qu'un concepteur de système de visualisation mixte doit se poser, nous avons choisi de présenter les sources d'erreurs de chacune de ces briques. L'intérêt est double puisqu'il permet de comprendre les problématiques de conception de systèmes de visualisation mixte et d'anticiper les sources d'erreurs.

2.7 Anticipation des sources d'erreurs dans un système de visualisation mixte

Les sources d'erreurs d'un système de visualisation mixte se traduisent par une discordance entre les objets réels et les objets virtuels correspondant, ou encore entre la préparation et l'exécution. Nous allons détailler chacune de ces sources. De façon générale, les erreurs sont liées, pour chaque brique, aux mesures automatiques, aux traitements des mesures et aux interventions humaines, par exemple dans le choix des seuils ou dans l'interprétation des mesures.

2.7.1 Création du modèle du patient

Comme nous l'avons souligné dans la section 2.4, les objets virtuels correspondent le plus souvent au modèle anatomique et fonctionnel du patient issu de ses images préopératoires, mais il peut également s'agir de labels ou d'atlas. De manière générale, quelle que soit la modalité d'imagerie utilisée, on trouve des sources d'erreurs dues à la modalité d'imagerie, à la variabilité biologique des organes et des patients à imager, à des hypothèses fausses, par exemple la rigidité supposée de l'anatomie du patient, et à l'intervention humaine.

Acquisition des images préopératoires La première source d'erreur est la résolution et la distorsion possible des informations du patient pour construire son modèle, comme soulignée par Maurer [Mau02]. Par exemple en IRM, qui est une des deux modalités les plus couramment utilisées en préopératoire, la résolution spatiale dépend de la force du champ magnétique, de 0,1 à 3 teslas. Pour les 3 Teslas, la résolution isotropique est de l'ordre du millimètre. Les sources de distorsion sont nombreuses. Certaines sont dues à l'intervention humaine lors de l'imagerie, comme des erreurs d'échelle de voxel due à un mauvais calibrage de l'appareil d'acquisition en IRM ou à la présence d'objets métalliques dans un scanner. D'autres sont dues à des phénomènes biologiques comme les distorsions qui se produisent à l'interface air-tissu. Une autre source d'erreur importante lors de l'acquisition d'image est le bougé du patient. Les sources de distorsion géométriques en scanner CT sont moindres [Pet06]. A part les distorsions, la résolution même des examens est une source d'erreur. Les structures plus petites que la résolution peuvent ne pas apparaître sur les images. Les effets de volumes partiels, communs à toutes les acquisitions tomographiques, entraînent une erreur sur l'intensité des voxels. Pour des raisons de stockage d'information, les images sont souvent compressées; là encore, on peut avoir une perte d'information sur la valeur en intensité des voxels, mais pas sur leur localisation spatiale. Cependant, ces erreurs peuvent avoir pour conséquence une erreur sur la segmentation ou le rendu de volume de structures anatomiques particulières. En imagerie fonctionnelle, par exemple l'IRMf, l'intervention humaine est encore plus importante et la sélection des zones fonctionnelles se fait en fonction des connaissances anatomiques de l'expert.

Segmentation La segmentation des volumes d'intérêt constituant le modèle patient est encore un domaine de recherche ouvert. Hormis certaines structures, comme les ventricules en

neurochirurgie, les résultats des méthodes de segmentation automatiques ne donnent pas des résultats de qualité égale d'un patient à l'autre, en particulier pour les organes ayant une lésion. La segmentation des structures dans les images préopératoires est un problème difficile. Aujourd'hui, les capacités de fabrication de contour de l'œil n'ont pas été totalement reproduites par les méthodes informatiques et la méthode de référence reste encore la segmentation manuelle par un expert. Pour une lésion tumorale en particulier, il faut parfois combiner plusieurs types d'examen pour pouvoir calculer le volume tumoral. Tous les volumes d'intérêt sont exprimés dans un même repère, le repère du modèle patient. Par ailleurs, sur les images IRM basée fréquence, la segmentation automatique est souvent confrontée à un problème de rapport signal sur bruit trop faible ou à des inhomogénéités. Lors d'examens anatomiques servant de base de référence à une chirurgie guidée par l'image, l'intérêt d'une segmentation automatique pousse les chirurgiens ou les ingénieurs à demander aux radiologues des images avec un fort taux signal sur bruit, en augmentant la force du champ magnétique auquel sont soumis les protons d'hydrogène (voir le paragraphe 1.2.3) pour diminuer le bruit. Cependant, comme l'a souligné Maurer dans [Mau02], l'augmentation du champ magnétique réduit la fidélité spatiale de l'examen. Il y a donc un compromis important à trouver ici. Une solution est d'envisager de s'orienter vers de l'imagerie multimodale ou de la restauration d'image avant la segmentation.

Fusion d'images Lors d'un modèle patient construit à partir de plusieurs modalités, un mauvais recalage entre ces modalités peut induire un mauvais positionnement des informations dans le modèle patient. C'est le cas, par exemple, pour l'IRM fonctionnelle. Hormis le fait que la délimitation des zones fonctionnelles n'est pas facile à effectuer, le recalage entre les deux modalités IRM anatomique et IRM fonctionnelle est parfois une source d'erreur [Hel00].

2.7.2 Le capteur réel

Lors de l'utilisation de vidéo, l'image peut être sujette à distorsion, particulièrement en endoscopie [SBM⁺02]. De plus, en vidéo 2D, l'acquisition du réel est limitée par la résolution du capteur. Les systèmes utilisant des capteurs d'acquisition 3D, par stéréoscopie classique ou par lumière structurée, sont confrontés à des problèmes de points aberrants. Ils doivent souvent lisser ou faire une approximation de leur acquisition du réel [SFR⁺03a, TNDM04, FLR⁺98]. La précision et la reproductibilité d'un système de réalité mixte doivent donc impérativement être basées sur la précision et la reproductibilité du capteur réel.

2.7.3 Le calibrage du capteur réel

Le calibrage consiste à calculer le lien géométrique entre le capteur indirect de la réalité et la réalité. La plupart des études de systèmes de réalité mixte abordent ce point, essentiel pour la précision du capteur, que ce soit en endoscopie stéréoscopique [SDY05] ou en échographie [RHB06]. La plus grosse source d'erreur du calibrage est l'inadéquation du modèle de capteur avec la réalité physique du capteur. Dans le cas de capteurs de type microscope à zoom et mise au point modifiables, l'interpolation des paramètres de calibrage entre des valeurs, de zoom et mise au point, effectivement calibrées induit une précision moindre [EKM⁺00]. Nous reviendrons sur ce point dans le chapitre suivant 3.1.

2.7.4 La synchronisation

Une source d'erreur importante peut-être le manque de synchronisation entre les données de positions de la technologie d'affichage de visualisation mixte, du capteur et la récupération

des images associées. Plusieurs études cherchent actuellement à créer des cadres de travail pour solidifier la synchronisation comme CAMPAR [SFT⁺06] ou IGSTK [GIA⁺06].

2.7.5 Le système de localisation

Le système de localisation d'un outil, d'un dispositif de RA ou même du repère patient a une erreur due, d'une part, au calcul par triangulation de la position 3D d'une diode ou d'un capteur passif et, d'autre part, à la résolution de localisation de ces éléments. Le tableau 1.1 dans le chapitre 1 donne le type et la précision des localisateurs de fiduciaires, fixés sur le patient, sur un dispositif de RA ou sur les outils chirurgicaux.

2.7.6 Le suivi de la technologie d'affichage ou des capteurs

Les dispositifs d'affichage et les capteurs sont mobiles et peuvent changer de place à tout moment. Il faut donc suivre leur position pour mettre à jour la visualisation. Dans le cas de la RA basée vidéo, l'erreur sera transparente pour l'utilisateur. La virtualité sera bien superposée à la base de visualisation réelle qu'est la vidéo, mais la vidéo ne correspondra pas à la réalité. En RA optique, l'erreur sera visible à condition que le chirurgien dispose d'un point de repère virtuel correspondant à une réalité visible. Le problème du suivi de position du dispositif est souvent considéré comme la principale source d'erreur d'un système de RA [EKM⁺00].

Suivi basé sur l'utilisation de fiduciaires artificiels C'est la solution la plus courante, basée sur l'utilisation d'un localisateur et de fiduciaires sur le dispositif d'affichage ou sur le capteur. En endoscopie par exemple, la solution la plus fréquente est de placer des fiduciaires magnétiques sur le bout de l'endoscope, ou sur l'extérieur s'il est rigide ou si les relations mécaniques de mouvement sont accessibles. Un localisateur est alors nécessaire pour détecter la position des fiduciaires artificiels par triangulation. Dans [FSHR89], le microscope est suivi par sonde sonore.

Suivi sans fiduciaires artificiels En RA, nous avons vu qu'il y avait principalement trois bases : l'optique, la vidéo et l'imagerie peropératoire. Les deux dernières bases permettent l'obtention d'une modalité numérique qui peut servir à suivre la position du capteur. Des méthodes de calcul de pose peuvent être appliquées sans utiliser de localisateurs supplémentaires. Par conséquent, si le capteur et le dispositif d'affichage sont liés, comme dans le cas de caméras montées sur le casque, le dispositif d'affichage peut être suivi par ces méthodes. Dans [UK95], plusieurs points de vue de la réalité sont pris. Le recalage consiste alors à trouver le point de vue qui correspond à l'image vidéo récupérée de façon à superposer la réalité pour calculer la pose du système de RA. Une autre solution est d'effectuer un recalage 2D-3D où la vidéo est directement mise en correspondance avec le modèle 3D virtuel [IR96]. Cette solution nécessite d'extraire les contours de l'image vidéo et que la réalité, correspondant au modèle 3D, soit visible dans la vidéo. Dans [CZHT⁺96], le recalage, entre la vidéo et le patient, est fait grâce à une acquisition laser de la surface filmée. Les fiduciaires, apparaissant à la fois dans la vidéo et dans la surface scannée, sont alors mis en correspondance. Une autre solution est d'utiliser en plus de la localisation par la technologie d'affichage, des fiduciaires naturels [YON06]. Cependant, le calcul de pose suppose que la scène acquise par la vidéo est fixe, ce qui n'est pas le cas dans la plupart des chirurgies.

2.7.7 Le recalage patient-image

Cette étape consiste à trouver la transformation géométrique permettant de passer du modèle du patient au patient en salle d'opération. L'importance du recalage patient-image dans la visualisation mixte n'est plus à démontrer [Azu97]. Le recalage est souvent basé sur le même système de suivi que ceux décrits dans la section 2.7.6. C'est une source d'erreur importante, souvent supérieure au millimètre, même en considérant une anatomie sans déformation. Cependant, comme nous l'avons décrit dans l'introduction de chapitre, cette hypothèse de transformation rigide, entre le patient et son modèle, n'est pas vraie pour la plupart des chirurgies. Dans cette section, nous parlons cependant de recalage rigide entre le modèle patient et le patient réel.

Recalage basé points Comme nous l'avons décrit dans le chapitre précédent, une méthode classique est de reconnaître, dans le modèle du patient, des fiduciaires anatomiques ou artificiels. Cet ensemble de points est alors recalé aux mêmes points identifiés sur le patient. La précision du recalage dépend alors du nombre de points utilisés, théoriquement trois points non alignés. Elle dépend aussi de la précision de leur localisation dans le modèle patient et sur le patient. Dans [FWM98], l'erreur du recalage basé points est étudiée statistiquement. Une nouvelle définition de l'erreur due à ce type de recalage est définie analytiquement à partir de l'erreur de localisation des points, appelée en anglais FLE (*Fiducial localisation error*), et de l'erreur mesurable de recalage, point à point, notée FRE (*Fiducial Registration Error*). Une erreur est alors définie statistiquement en tout point du volume à recalcer, la TRE (*Target Registration Error*), en fonction de ces deux erreurs :

$$\text{TRE}^2(r) \simeq \frac{\text{FLE}^2}{N} \left(1 + \frac{1}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{d_k^2}{f_k^2} \right) \quad (2.1)$$

avec r la position spatiale pour laquelle on estime la TRE, N le nombre de fiduciaires utilisés pour le recalage, k représente l'un des trois axes du repère du modèle patient 3D, d_k la distance entre la position r et l'axe k , donnée par la longueur du segment entre le point à la position r et sa projection sur l'axe k . Enfin, f_k est la moyenne quadratique de la distance des fiduciaires à l'axe k : $f_k = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N p_{jk}^2}$ où p_{jk} est la longueur du segment entre le fiduciaire j et sa projection sur l'axe k . Dans [Roh05], Rohr montre que la précision de la localisation 3D de fiduciaires dans les images préopératoires dépend du type de fiduciaire (lignes, ellipse, 2D ou 3D) et peut atteindre un quart de voxel ou un demi voxel pour les ellipses. La meilleure précision est obtenue pour la localisation 3D (plus d'information disponible) et pour les lignes par rapport à l'ellipse. D'après l'expression statistique de la TRE de Fitzpatrick 2.1, cette erreur est proportionnelle au carré de la FLE, l'erreur de localisation des fiduciaires, qui inclut leur déplacement involontaire éventuel. Elle revêt donc une grande importance dans le recalage basé points. Un problème de localisation des fiduciaires dans les images IRM est dû à la nature du fiduciaire. L'huile est souvent utilisée à l'intérieur des fiduciaires, mais les protons d'hydrogène contenus dans l'huile ont des réactions différentes de fréquence par rapport à ceux contenus dans l'eau lorsqu'ils sont soumis à un champ magnétique [Mau02]. Leur analyse spatiale donnera donc un résultat de position différent de la réalité [Pet06]. Une possibilité non invasive est d'utiliser des pastilles simplement collées sur la peau. Le problème est que le point retrouvé n'est pas obligatoirement celui identifié sur les images, parce que la peau peut bouger. L'utilisation de points anatomiques en neurochirurgie est souvent utilisée, par exemple le nasion ou le tragus. L'erreur d'identification d'un point anatomique est de l'ordre du millimètre au minimum. Cependant, la précision de recalage obtenue semble suffisante aux neurochirurgiens puisque ce type de recalage est souvent utilisé. Dans le cadre d'autres chirurgies, notamment celles de l'abdomen ou du coeur, il paraît difficile d'utiliser des fiduciaires naturels. En neurochirurgie, la meilleure

façon de diminuer la FLE est d'utiliser des fiduciaires implantés dans l'os parce qu'il n'y a pas de déplacement des fiduciaires entre les acquisitions d'images pour la construction du modèle patient et le moment de l'intervention, mais c'est une méthode invasive.

Recalage basé surface visible Le recalage, entre le modèle patient et le patient, peut être basé sur le calcul d'une transformation rigide, mettant en correspondance une partie de la surface du patient acquise en début d'opération et la surface du modèle 3D. La précision diffère selon le mode d'obtention de la surface du modèle patient. Dans le cas d'une segmentation, cette surface est une surface discrétisée, généralement constituée de facettes liant les points appelés vertex. Dans le cas de rendu de volume, la précision est celle de l'examen utilisé. Le recalage est souvent basé sur la peau du patient et limité à une partie seulement de la surface du patient en position opératoire. Si la surface n'est pas suffisamment significative au niveau de la forme, on se retrouve avec un problème d'ouverture (ou *aperture* en anglais) qui signifie que plusieurs minima de recalage existent, c'est-à-dire qu'il y a plusieurs solutions possibles. La précision d'un recalage basé surface est difficile à évaluer sans connaître la vérité terrain. L'erreur de recalage est souvent donnée comme l'erreur résiduelle après recalage entre les deux surfaces. Cependant, cette erreur n'a pas beaucoup de signification, parce qu'à moins d'avoir des points de comparaison connus, on ne peut pas être sûr que le positionnement de la surface acquise du patient sur l'image préopératoire est correct. Par exemple, si on veut recalcer un morceau de sphère sur une sphère complète, il y a une infinité de solutions. De plus, rien ne permet de dire laquelle est la plus juste, l'erreur résiduelle pouvant être nulle pour cette infinité de solutions. De plus, l'erreur résiduelle calculée sur la surface ne donne pas d'indication sur le reste du volume non concerné par la surface. Il n'y a pas d'équivalent de la TRE pour le recalage de deux surfaces. Dans [TNDM04], la reconstruction stéréoscopique de la scène réelle doit permettre de recalcer le modèle du patient sur le patient, en fait sur sa reconstruction stéréoscopique. Cependant, en neurochirurgie, cela implique que la surface couverte par la stéréoscopie soit suffisamment grande et que la zone du patient, acquise en 3D, soit suffisamment significative pour diminuer les problèmes d'ouverture. Dans [GEW⁺96], le recalage patient-image est calculé grâce à la mise en correspondance de fiduciaires scannés par un laser. Il est conseillé également d'utiliser, pour le recalage, une partie du patient riche en points remarquables, comme le visage. Un dispositif, à faire mordre au patient, est proposé. Ce dispositif donne une scène de structure assez riche pour être recalé efficacement après acquisition laser. Dans [CZHT⁺96], le système de stéréo vidéo permet également de calculer le recalage initial entre la peau du patient et son modèle 3D, en s'appuyant également sur la projection d'une lumière structurée pour faciliter la mise en correspondance. Une mise à jour du recalage rigide, par un autre recalage rigide basé fiduciaire, est prévu en cas de mouvement du patient. Le logiciel du système de navigation endonasale ENTACT de PRAXIM, Grenoble, France, recalce la peau du patient extrait des examens préopératoires avec une acquisition faite au "palpeur" ou pointeur, suivi par un localisateur.

Recalage basé image Le principe est de recalcer de façon multimodale une imagerie préopératoire avec une imagerie peropératoire. Nous avons présenté différentes modalités d'imagerie peropératoire dans le chapitre 1. En visualisation, cette approche est plutôt utilisée dans les systèmes utilisant comme capteur ce type d'imagerie. La méthode classique et efficace pour recalcer de manière rigide deux modalités d'imagerie différentes est l'information mutuelle (MI), basée sur la comparaison de l'entropie des deux volumes ou images. L'intérêt est alors d'afficher, dans le même environnement, les images peropératoires du patient et le modèle préopératoire sans avoir à recalcer le patient et son modèle au préalable. C'est le cas, par exemple, lorsque le capteur est une IRM fonctionnelle [GGS⁺05]. La base anatomique de l'IRM fonctionnelle est alors

recalée avec l'examen IRM préopératoire. Les images peropératoires peuvent également être utilisées pour corriger le décalage en translation due à une erreur de recalage. Dans [LWVN05], la comparaison de la position de la lésion sur l'IRM préopératoire, avec la position indiquée par des images ultrasonores, permet d'aligner les lésions avec deux translations. L'une des translations est calculée suivant la direction de la gravité et la deuxième perpendiculairement à celle-ci. Un autre intérêt du recalage basé image est la gestion des déformations anatomiques, que nous allons présenter dans le paragraphe suivant. Cependant, les modalités d'imagerie peropératoires sont souvent des appareillages encombrants et coûteux, avec une résolution moindre que celle des modalités préopératoires, ou demande une modification de la procédure chirurgicale pour l'acquisition.

Gestion des déformations En neurochirurgie, jusqu'à la craniotomie, on peut considérer que le patient est effectivement rigide. Ce n'est plus le cas dès l'ouverture du volet osseux et nous reviendrons plus en détail sur ce point important dans le chapitre 4. En chirurgie cardiaque, une solution, pour se retrouver en condition rigide, est d'arrêter le coeur et de placer le patient sur un coeur artificiel. En chirurgie de l'abdomen, le contrôle de la ventilation du patient, ou sa mise en apnée permet également de retrouver temporairement ces conditions. Dans [NGP⁺05], la respiration du patient, placé sous contrôle respiratoire, est considérée comme négligeable.

Mouvement du patient Outre les déformations anatomiques, le patient doit rester fixe par rapport au repère de référence. Ce repère de référence est suivi par un système de localisation. Tant que la tête du patient reste parfaitement fixe par rapport à ce repère, il peut éventuellement être déplacé pour bénéficier d'un examen peropératoire situé dans une autre pièce [WHT⁺05]. En neurochirurgie, par exemple, la tête du patient est fixée dans un cadre appelé Mayfield Clamp qui permet de fixer la tête dans la position opératoire désirée, sans avoir à utiliser un plan d'appui. Cependant, les mesures de Hill [HMM⁺98], du déplacement de l'os du crâne au cours de l'opération, ont montré des déplacements parfois supérieurs à 1,5 millimètre. L'erreur de mesure de déplacement était celle de la localisation du pointeur et du repérage de fiduciaire, soit 1mm maximum pendant son expérience, ce qui fait de la mesure des déplacements de l'os du crâne, supérieurs à 1,5mm, une mesure significative.

2.7.8 L'affichage

La perception des distances est un problème complexe et peu étudié en chirurgie [SFT⁺06], que ce soit par le 3D ou la vision active ⁴ s'il est en mouvement. D'autres problèmes, d'appropriation de l'information, ont été soulevés. Ces erreurs peuvent être dues à la parallaxe, à des problèmes de fenêtrage d'intensité, mais aussi à la compression des volumes pour l'affichage ou à la résolution du support d'affichage. La réalité est vraie par définition, mais les informations réelles sont passées par le filtre de la perception par le capteur et sont donc biaisées, que ce soit par distorsion ou discrétisation. La discrétisation et la distorsion de la réalité sont inévitables, que l'interprétation du capteur soit faite directement par un des capteurs naturels (les 5 sens) ou grâce à l'enchaînement de plusieurs capteurs.

2.7.9 Évaluation globale

Comment évaluer l'apport de tels systèmes? Des cadres d'études de perception dans ce domaine commencent à émerger [CWP05]. Une solution est de mener des études sur fantôme pour comparer les résultats obtenus avec ou sans système de visualisation mixte, comme dans

⁴le 3D est plus perceptible sur un support de projection 2D s'il est en mouvement

[RSL⁺02] par exemple. Dans ce papier, l'intérêt de la visualisation mixte proposée par [FLR⁺98], par casque de RA 3D, a été démontré en biopsie du foie en comparant les résultats obtenus avec des biopsies par guidage ultrasons et des biopsies par guidage ultrasons en visualisation mixte. La précision au point cible était de 2.48 mm avec la sonde ultra-sons contre 1.62 mm pour la RA. Les systèmes actuels ont très peu été étudiés du point de vue ergonomique ou simplement en faisant remplir aux chirurgiens des questionnaires de satisfaction [MNVV03] et des questionnaires techniques aux techniciens. Les trois aspects suivants sont pris en compte : la satisfaction des utilisateurs, la complexité du système et la répétabilité des résultats.

2.8 Discussion

2.8.1 Synthèse et limitations des systèmes actuels

Nous venons de présenter les systèmes de visualisation mixte. Ceux-ci se divisent en deux catégories principales, la RA et la VA. Dans chaque catégorie, les systèmes diffèrent par le lieu de perception de l'utilisateur (directement sur le patient ou sur un écran extérieur), par le type de capteur et le type d'information virtuelle, ainsi que par la qualité de leur représentation, dimension et résolution. Les termes de RA et VA présentent des ambiguïtés pour la définition des systèmes de visualisation mixte, notamment pour les systèmes utilisant un capteur indirect des informations réelles, comme l'imagerie peropératoire. En effet l'imagerie peropératoire peut être à la fois une information virtuelle lorsqu'elle a pour finalité la mise à jour du modèle patient, et une information réelle lorsqu'elle sert de support de visualisation, que ce soit en VA ou en RA. De plus la réalité et la virtualité sont des concepts assez vagues et il serait plus juste de les remplacer par la notion de perception augmentée.

Les technologies sont en place, les outils nécessaires ont été développés ou ne tarderont pas à l'être. Toutes les briques sont en place pour construire le système de visualisation qui diminuera le temps d'intervention, l'invasivité de la chirurgie et le temps de convalescence du patient, et qui permettra une exérèse complète et précise de la lésion sans causer le moindre dommage aux tissus environnants. Mais les fondations n'ont pas été creusées. Il manque une étape de base importante, que ce soit en spécifications technologiques ou en ergonomie. Il reste des questions dont les réponses n'ont pas été définitivement acceptées par la communauté, et qui correspondent aux contraintes discutables du bloc opératoire, exposées dans la section 2.5. Revenons sur les contraintes du bloc opératoire que nous avons soulevées.

1. Qui a besoin d'information dans la salle d'opération ? Le chirurgien n'est pas le seul acteur dans la salle d'opération. Doit-on créer des systèmes focalisés sur le chirurgien ou doit-on prendre en compte les différents utilisateurs ? Nous considérons que le chirurgien est l'acteur principal à prendre en compte, mais que le reste de la salle doit être capable de comprendre ce qui se passe sans avoir à rentrer dans le champ stérile. Cette hypothèse est celle acceptée dans les salles d'opération aujourd'hui où une colonne vidéo affiche ce que voit le chirurgien dans le microscope chirurgical, mais où les efforts de visualisation mixte se focalise sur le chirurgien.
2. Le dispositif technologique utilisé doit pouvoir être stérilisé. Il semble compliqué d'assurer la stérilisation des dispositifs de type casque de RA.
3. L'effort cognitif du chirurgien doit être minimisé. L'idéal serait effectivement que, quel que soit le dispositif choisi, le neurochirurgien puisse conserver son point d'attention au même endroit, et ne pas avoir à faire de mise au point. Cependant, lors de l'exérèse d'une tumeur sous microscope, il a été constaté que le neurochirurgien quittait son champ de vision microscopique à plusieurs reprise : lors de la craniotomie, lors de décisions difficiles à prendre.

4. Concernant la liberté de mouvement du chirurgien, seul l'usage de miroir sans tain réduit leur liberté.
5. Un dispositif accepté en salle passe par un encombrement supplémentaire minimum en salle, ce qui est discutable pour les approches de projection sur le patient, ou caméra montée sur un bras articulé supplémentaire. Nous voulons proposer un système à encombrement minimum.
6. Un système mixte doit prendre en compte l'aspect déformable du patient. Dans sa thèse [Nic04] montrait qu'en biopsie du foie, cette prise en compte était inutile dans le cas de respiration contrôlée, étant donnée la précision nécessaire, évaluée à 5 mm. En neurochirurgie, la précision attendue est millimétrique, et les déformations peuvent atteindre 3cm. Nous chercherons donc à prendre ces déformations en compte. Ce sera l'objet de la deuxième partie de cette thèse.
7. Différencier la réalité de la virtualité est considéré comme un défaut dans la plupart des applications de visualisation mixte. Cependant, en chirurgie, il nous semble que le chirurgien doit rester maître de ces décisions, et ne pas être assujetti à une erreur de perception.
8. Les systèmes de type casque de RA basés vidéo sont difficilement acceptables en clinique. En effet, le gros désavantage clinique de la vidéo est qu'en cas de dysfonctionnement du système l'utilisateur devient aveugle. Un délai d'affichage, peut également avoir des conséquences sur le temps de réaction de neurochirurgien.

2.8.2 Présentation de notre solution

Nous allons nous intéresser à notre application spécifique qu'est la neurochirurgie, et en particulier l'exérèse de tumeurs et de malformations. Beaucoup de systèmes de réalité mixte ont été développés pour la neurochirurgie. Cela s'explique par les spécificités de ce type de chirurgie. Les zones fonctionnelles ne sont pas différenciables à l'oeil nu, et les tumeurs de bas grades sont parfois difficilement différenciables du tissu sain. L'exérèse de lésion est à ciel ouvert, c'est à dire que le neurochirurgien a un accès visuel à l'organe qu'il opère, mais uniquement au niveau de la craniotomie. On constate que la vidéo du microscope chirurgical est un capteur qui n'a pas été utilisé en VA en chirurgie. Notre système de neuronavigation dispose des deux systèmes, RA par l'affichage du modèle patient dans l'oculaire gauche du microscope, et VA par l'affichage de la position de l'outil dans les coupes de l'IRM ou du scanner 3D préopératoire. Il nous a semblé important de passer à un système de VA plus performant, en augmentant le modèle 3D du patient par des informations réelles 3D. On va donc proposer un système de VA, développé au laboratoire IDM [FDSJ01] et optimisé dans le cadre de cette thèse. Ce système est basé sur l'acquisition de surfaces par stéréoscopie grâce à deux caméras placées dans le microscope chirurgical. Ce choix permet de respecter les contraintes chirurgicales liées à la procédure et à l'architecture de la salle d'opération. Notre système cherche à aider le neurochirurgien dans la localisation des zones cibles et des zones à éviter, tout au long de la chirurgie. Il a pour but d'aider à concrétiser le lien entre le champ opératoire et le modèle du patient. Le système choisi a donc une base de visualisation virtuelle, qu'est le modèle patient 3D et le modèle de la chirurgie, ce qui permet d'offrir des points de vue non disponibles en RA. Cette base virtuelle est augmentée par des surfaces 3D obtenue à partir des vues du microscope chirurgical. La scène de visualisation mixte est visualisée sur un écran extérieur, et est manipulée par la panseuse à la demande du neurochirurgien, lorsqu'il a besoin d'une aide à la décision.

Chapitre 3

Virtualité augmentée par la surface 3D du champ opératoire

Dans ce chapitre, nous allons présenter un système permettant de créer des scènes de virtualité augmentée (VA) en neurochirurgie. Le système repose sur l'acquisition d'information de profondeur sur la surface corticale apparente lors d'une intervention d'exérèse de lésion, à l'aide de deux caméras placées dans le microscope chirurgical. Les binoculaires permettent au chirurgien d'appréhender, de manière stéréoscopique, la profondeur de la scène. Notre objectif est d'augmenter le modèle patient 3D par une information réelle correspondant à la vue du neurochirurgien dans le microscope binoculaire. Cette vue est construite et explicitée par les deux images du microscope binoculaire qui nous permettent de construire un modèle texturé de la surface du champ. Dans un premier temps, nous allons décrire les méthodes concurrentes d'acquisition de surfaces, texturées ou non, et donner leurs limitations. Puis, nous expliquerons la méthode que nous avons développée pour créer des scènes de VA pendant l'intervention neurochirurgicale. Nous décrirons d'abord la façon dont nous obtenons le modèle 3D multimodal du patient, puis le système d'acquisition des scènes stéréoscopiques, y compris le calibrage des caméras du microscope chirurgical. Nous décrirons ensuite la validation de ce système.

3.1 Tour d'horizon de la numérisation de surface

Dans cette section, on présentera d'abord les différentes méthodes d'acquisition de surfaces utilisables en conditions cliniques. La modélisation de la surface peut également être accessible par son balayage par un outil, dont la position est suivie par un système de localisation. Nous avons déjà abordé ce point dans les chapitres précédents (en 1.5 et 2.7.7). Nous nous intéressons ici aux méthodes sans contact, plus adaptées à l'utilisation à ciel ouvert. Nous présenterons ensuite, dans le paragraphe 3.1.2, la stéréoscopie et les méthodes de calibrage de systèmes stéréoscopiques. Nous ne donnons ici que quelques éléments de compréhension. Le lecteur intéressé pourra se référer à [KSK96] ou [Fau93]. La solution proposée sera présentée dans la section 3.2.

3.1.1 Méthodes d'acquisition de surfaces sans contact

On différencie les systèmes d'acquisition actifs, des systèmes passifs. Numériser une surface consiste à obtenir un ensemble dense de points 3D ou de courbes. Un algorithme de reconstruc-

tion, tel que la triangulation de Delaunay¹, doit ensuite être appliqué pour obtenir une surface. Par systèmes actifs, on entend des systèmes où l'acquisition de la surface demande d'émettre un signal ou de changer des paramètres. Les systèmes passifs ne nécessitent pas d'autre intervention que des modules de calcul, après l'acquisition, pour reconstruire la surface.

Systèmes actifs On trouve quatre catégories de systèmes actifs permettant de modéliser une surface observée. La première catégorie est basée sur l'utilisation d'un laser et calcule la profondeur de la surface de la scène en mesurant le temps mis par le laser pour être réfléchi. Plus le temps est long, plus le point est loin de la source émettrice du laser [KSK96]. Les systèmes de la deuxième catégorie sont basés sur la projection d'une lumière structurée sur la scène. Cette lumière structurée peut-être une grille ou une série de lignes, appelées franges. L'angle de projection doit être connu. Une seule caméra permet alors de récupérer l'information 3D. Elle permet de mesurer les variations par rapport au motif projeté et de retrouver la profondeur de la scène [KSK96]. La troisième catégorie peut également se satisfaire d'une seule caméra. Il faut au moins deux acquisitions, avec des paramètres de positions ou de réglage de la caméra différents. Les systèmes qui sont basés sur le mouvement d'une caméra utilisent le même principe de calcul de la disparité que la stéréoscopie, mais suppose une scène fixe entre deux acquisitions. La disparité est la distance en pixel entre deux points correspondants dans la paire d'images considérée. Certains systèmes se basent sur le changement de mise au point. Il faut acquérir deux images au moins provenant de la même caméra, mais avec changement de la distance de mise au point entre les deux acquisitions. La récupération de la profondeur, par cette technique, suppose l'immobilité de la scène imagée [KSK96]. La dernière catégorie concerne l'imagerie peropératoire. L'IRMi, le scanner ou les ultrasons 2D suivis en 3D, permettent également de faire des acquisitions de la surface, avec une étape supplémentaire de segmentation. De plus, les ultrasons nécessitent que la sonde soit en contact avec la surface à modéliser, contrairement au trois premières catégories. Dans [ASP99], un système actif, basé laser, utilisant à la fois les techniques de triangulation et de variation de mise au point, permettait d'obtenir 64536 points acquis en 256 courbes. Ces courbes sont acquises une par une, avec déplacement du dispositif, en un temps total de 4 secondes. Le pouls cérébral ayant une pulsation différente du taux d'acquisition, on peut déjà reprocher à ce système un manque de précision dû au temps d'acquisition. La précision spatiale de localisation du système est donnée à 0,5 mm. Les acquisitions de surface n'ont pas été utilisées à but de visualisation en chirurgie, mais plutôt de quantification [SDD⁺05, ASP99] ou de recalage patient-image [TNDM04]. Il est donc assez rare qu'une texture soit associée au nuage de points, bien que la texture soit une source d'information importante pour la quantification des déformations, comme nous le verrons dans le chapitre suivant. Quelques méthodes permettent d'obtenir la surface du champ opératoire ainsi que la texture associée et ont été utilisées en neurochirurgie. Dans [GEW⁺96], un système laser est couplé à une caméra vidéo, de manière à faire le lien entre la surface reconstruite et l'image vidéo. Dans [CDM06, MSC⁺03, SDD⁺05], un système actif commercial (RealScan USB 200, 3DDigital Inc., Sandy Hook, CT) utilise la technique de la lumière structurée par franges. Ce système permet d'obtenir un nuage de points avec une précision de 0,3 mm à une distance de 30 cm du champ opératoire. La résolution obtenue entre deux points du nuage de 0,5 mm. Ce scanner 3D a la particularité de pouvoir associer, à chaque point 3D, les coordonnées du pixel correspondant dans une image acquise avec une caméra numérique en même temps que le nuage de points, grâce à un calibrage réalisé par le fabricant. Cependant, ce type de système est un peu encombrant (figure 3.1). Pour une utilisation sur le champ opératoire, il doit être

¹Un triangle est défini par 3 points tel que le cercle passant par ces 3 points ne contient aucun autre point. Cette méthode a été inventée par le mathématicien russe Boris Delone 1890-1980 (ou Delaunay comme il l'a lui-même francisé)

fixé au plafond de la salle d'opération ou placé à côté du champ à chaque acquisition (figure 3.1 (c)). De plus, ce dispositif est très sensible aux variations de lumière du champ opératoire. Lors de leurs expérimentations, les scialytiques étaient écartés du champ opératoire le temps de l'acquisition. Dans [SDD⁺05], les auteurs disent attendre que cette technologie soit disponible pour un microscope chirurgical, pour résoudre le problème de la place et de l'interruption d'opération. Ils projettent également de calibrer les caméras dans les mêmes conditions d'éclairage que pendant l'intervention chirurgicale. Le système utilisé permet d'acquérir de 40 000 à 50 000 points en 10 secondes.

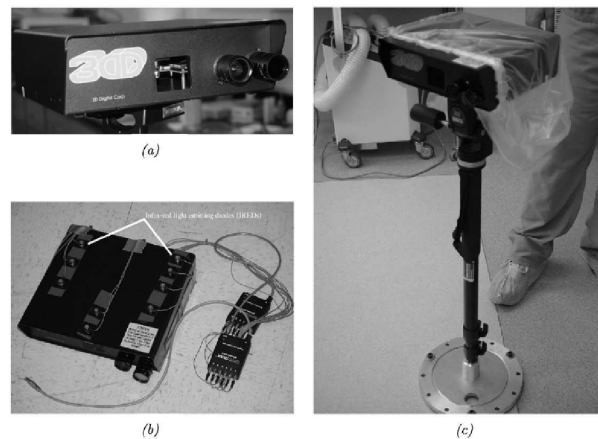


FIG. 3.1 – Système commercial RealScan USB 200. (a) Lentilles d'acquisition du scanner (c) Diodes placées sur le système pour que la position du laser soit suivie. (c) Support télescopique pouvant élever le dispositif jusqu'à 1,50m du sol. Illustration tirée de [SDD⁺05].

Systèmes passifs Les systèmes basés sur l'ombre reposent sur l'hypothèse d'une source de lumière unique, ce qui est loin d'être le cas en microchirurgie. La lumière peut provenir des scialytiques et de l'éclairage du microscope. Quelques auteurs ont proposé l'utilisation de systèmes stéréoscopiques passifs pour l'acquisition de la surface. Dans [STD00, SNJ02] la méthode de reconstruction de la surface corticale est basée sur deux hypothèses. La première est l'hypothèse de la continuité de la surface acquise. La deuxième repose sur un modèle de réflexion Lambertienne, qui correspond à une hypothèse de surface mate. De plus, la méthode requiert l'initialisation de l'algorithme de reconstruction par un point de recherche, mis en correspondance sur les deux images. Le calibrage utilisé est un calibrage faible. Dans [SFR⁺03b, SFH⁺03, Sun02, SRF⁺05], un système de caméras stéréoscopiques est monté sur le microscope chirurgical. Le champ opératoire est segmenté manuellement. Seuls 1000 pixels sont utilisés pour estimer la surface. Les auteurs ont montré, sur un nombre très limité de fiduciaires de référence, que prendre plus de points n'augmentait pas la précision de la reconstruction stéréoscopique. Une approximation du nuage de points obtenu est calculée par un modèle sphérique [SFR⁺03a]. Le calcul d'une reconstruction prend environ une minute. Dans [SRF⁺05], les auteurs rajoutent la texture, en utilisant les coordonnées de l'image dans laquelle est exprimée la carte de disparité. Nous allons maintenant détailler les méthodes d'obtention de surface par stéréoscopie.

3.1.2 Reconstruire une surface par stéréoscopie

Dans cette section, nous présentons le principe de la stéréoscopie. Le lecteur intéressé par un état de l'art de la stéréoscopie, par deux ou plusieurs caméras, pourra se référer à [Fau93, KSK96]. Les images issues d'un système stéréoscopique possèdent toujours la caractéristique suivante. Un même point 3D sera projeté sur les deux images sur deux droites dites épipolaires conjuguées. Pour pouvoir retrouver la profondeur d'une scène, il faut d'abord pouvoir modéliser les caméras utilisées. Un modèle général couramment utilisé est le modèle sténopé, dit aussi "en trou d'épingle". Après avoir présenté ce modèle, nous présentons la manière de calculer les paramètres spécifiques de ce modèle pour une caméra, puis pour un système stéréoscopique de caméras. Cette étape est appelée calibrage. Nous discutons cette étape avant de proposer notre solution. Le modèle sténopé, couramment utilisé pour le calibrage, de par sa simplicité et son efficacité, est représenté sur la figure 3.2. Placer le système d'acquisition de surface par stéréoscopie directement dans le microscope chirurgical permet de ne pas rajouter de matériel encombrant dans la salle d'opération. Par contre, il complique l'étape de calibrage parce que l'optique du microscope est également à prendre en compte.

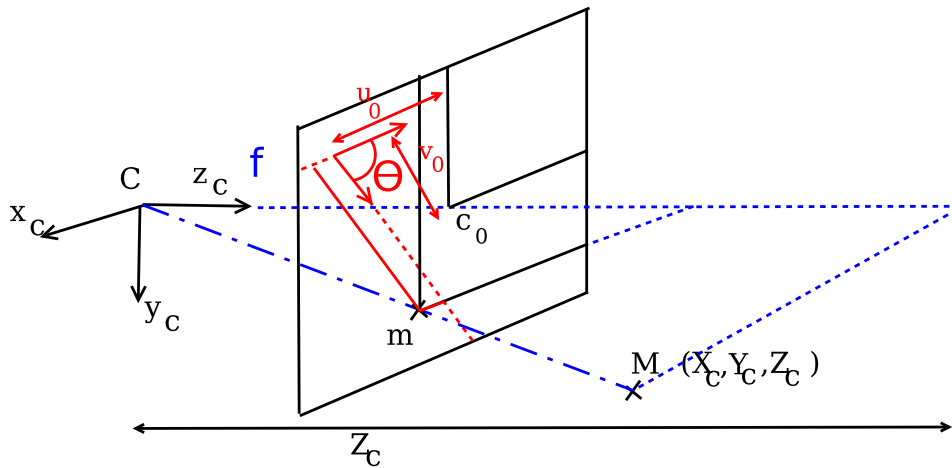


FIG. 3.2 – Explication géométrique des paramètres du modèle de caméra sténopé. En rouge, les coordonnées sont exprimées en pixel. Le repère (C, x_c, y_c, z_c) est le repère associé à la caméra. Le point C est le centre optique de la caméra, par lequel passent toutes les droites de projection d'un point 3D sur le plan image.

Modèle de caméra sténopé La longueur focale f , entre le centre optique et sa projection suivant l'axe des z_c , appelée point principal, est exprimée en millimètre. Le point M 3D a pour coordonnées (X, Y, Z) dans le repère monde en millimètre. La première étape consiste à exprimer ses coordonnées dans le repère 3D millimétrique caméra (C, x_c, y_c, z_c) . La matrice de passage d'un repère à l'autre est appelée matrice des paramètres extrinsèques. C'est une transformation rigide (translation et rotation). La deuxième étape consiste à projeter le point 3D M , exprimé dans le **Repère Caméra** (X_c, Y_c, Z_c) , dans le plan image. Les coordonnées de la projection m du point M sur le plan image en millimètre se calculent à partir des coordonnées de M dans le **Repère Caméra**. Pour cela, on applique le théorème de Thalès, successivement, dans le plan (C, M, M_{xz}) et le plan (C, M, M_{yz}) . M_{xz} est la projection de M sur l'axe z_c suivant \vec{x}_c et M_{yz} est la projection de M sur l'axe z_c suivant \vec{y}_c . Pour passer au **Repère Image** en pixel, on doit

estimer également la taille horizontale d'un millimètre en pixel k_u et sa taille verticale k_v . Le plan image est parallèle au plan $(C, \vec{x}_c, \vec{y}_c)$. Les coordonnées de m dans le **Repère Caméra** sont alors $(f \frac{X_c}{Z_c}, f \frac{Y_c}{Z_c}, f)$. Il faut également tenir compte du changement d'origine pour le **Repère Image**, car l'origine d'une image est couramment placée en haut à gauche de l'image alors que l'origine du **Repère Caméra** se projette en c_0 de coordonnées (u_0, v_0) dans le **Repère Image** en pixel. On tient également compte du fait que les lignes et les colonnes des capteurs des caméras CCD, ne sont pas parfaitement orthogonales. Pour cela, un facteur correctif est appliqué. Ce facteur dépend de l'angle entre les lignes et les colonnes, l'angle θ (souvent très proche de $\frac{\pi}{2}$) ([Fau93]). On a alors le calcul suivant :

$$u = k_u \frac{f X_c}{Z_c} - k_u \frac{f Y_c}{Z_c} \cos(\theta) + u_0$$

et

$$v = k_v \frac{f Y_c}{Z_c} \sin(\theta) + v_0$$

On peut écrire cette relation sous la forme d'une transformation affine, appelée matrice intrinsèque de calibrage IP en faisant le changement de variable suivant : $(x, y) = (\frac{X_c}{Z_c}, \frac{Y_c}{Z_c})$. Les coordonnées de m dans le **Repère Caméra** peuvent s'écrire (fx, fy, f) . $(u, v, 1) = IP \times (x, y, 1)$ avec

$$IP = \begin{pmatrix} k_u f & -k_u f \cos(\theta) & u_0 & 0 \\ 0 & k_v f \sin(\theta) & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}$$

Le symbole \times représente, dans tout le chapitre, le produit matriciel. On souligne ici que la relation $m = IP \times EP \times M$ est une relation projective, à un facteur d'échelle près, ce qui signifie que prendre la relation dans le sens contraire ne donnera la position 3D d'un point 2D qu'à un facteur près. C'est l'usage de deux images qui permet de lever cette ambiguïté projective et de se placer en géométrie euclidienne. L'étape de calibrage consiste alors à trouver une approximation de la valeur de ces paramètres.

Calibrage d'une caméra La méthode de calibrage la plus courante est celle de Tsai [Tsa86]. Elle utilise une mire, c'est-à-dire un objet dont les coordonnées 3D sont connus dans un repère monde arbitraire. La méthode de calibrage de Tsai consiste à calculer séparément les paramètres extrinsèques puis intrinsèques. Dans une seconde étape, une approximation, simultanée, des paramètres intrinsèques et extrinsèques, est calculée en maximisant par Levenberg-Marquadt leur vraisemblance par rapport à la projection qu'ils donnent des points 2D sur les points 3D. Dans le modèle de caméra de Tsai, on rajoute aux paramètres intrinsèques précédents un coefficient de distorsion radiale. La mire, utilisée pour ce type de calibrage, doit être 3D ou du moins 3D simulée. Une autre méthode de calibrage classique est celle proposée par Zhang [Zha00], qui se base également sur l'utilisation d'une mire, mais simplement 2D, déplacée arbitrairement, avec modélisation de la distorsion radiale. A partir de points extraits dans l'image, les paramètres extrinsèques et intrinsèques sont calculés analytiquement en considérant 5 paramètres intrinsèques (les 5 cases non nulles de la matrice présentée). Dans une seconde étape, la distorsion radiale est prise en compte, puis tous les paramètres sont ré-estimés par maximum de vraisemblance.

Calibrage d'un système stéréoscopique : fort ou faible ? Le calibrage fort consiste à calculer les paramètres intrinsèques et extrinsèques du modèle de caméra choisi à partir de points 3D dont on connaît la position dans un repère monde. Ce type d'objet aux coordonnées 3D connues est appelé mire de calibrage. Le calibrage est alors réalisé pour chaque caméra

indépendamment. On obtient deux matrices de projection perspective qui permettent de retrouver la géométrie euclidienne, lorsque le même point dans les deux images droite et gauche est mis en correspondance. Le calibrage faible consiste à calibrer le système stéréoscopique, i.e., les deux caméras en même temps, à un facteur projectif près et sans mire. En se basant sur la géométrie épipolaire, propre aux systèmes stéréoscopiques, la mise en correspondance de points dans les deux images permet le calcul de la matrice fondamentale et de la matrice de projection perspective. Le calibrage fort permet d'obtenir la géométrie euclidienne de la scène. Selon les expériences publiées dans [Dev97], le calcul de la géométrie épipolaire (et donc la rectification) fonctionne mieux avec un calibrage faible.

Calcul de la matrice fondamentale à partir des paramètres des deux caméras On appelle matrice fondamentale la matrice qui donne la relation entre un pixel de l'image gauche p_g , de coordonnées $(u_g, v_g)^T$, et un pixel de l'image droite p_d de coordonnées $(u_d, v_d)^T$. Soit F cette matrice. La traduction de la contrainte épipolaire permet d'écrire la relation suivante : $p_g^T F p_d = 0$.

Calcul des matrices de rectification La rectification des images consiste à arranger la géométrie épipolaire de façon à contraindre la recherche d'un point correspondant, soit à une ligne, soit à une colonne (figure 3.3). La rectification consiste à projeter les plans image sur un autre plan de façon à obtenir des droites épipolaires parallèles. Pour calculer ces matrices de projection à partir de la matrice fondamentale, une contrainte possible sur le choix du plan est de choisir un plan commun parallèle à la droite reliant les deux centres optiques, C et C' , des caméras du système stéréoscopique, tel que $v_d^R = v_g^R$, où v_d^R et v_g^R sont les nouvelles positions des points correspondants dans les images rectifiées droite et gauche, respectivement.

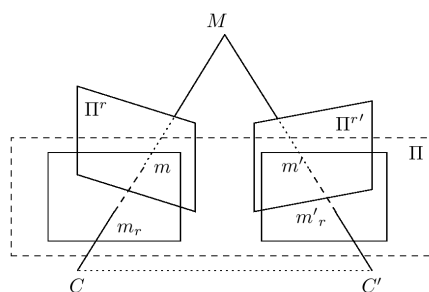


FIG. 3.3 – Principe de la rectification : les plans image sont projetés sur un plan commun, parallèle à la droite reliant les deux centres optiques, C et C' , des caméras du système stéréoscopique. Illustration tirée de [Dev97].

Mise en correspondance des points sur les deux images Pour retrouver la profondeur d'un point à partir du modèle des deux caméras, il faut apparier ces points et mesurer leur distance en pixel afin de construire la carte des distances entre pixels, appelée carte de disparité. En stéréoscopie, on peut choisir de n'apparier les points que de manière éparsée si on possède des informations *a priori* sur la structure de la scène (si l'objet est rigide, par exemple). Dans ce cas, on extrait des points particuliers, plus faciles à mettre en correspondance. Il est aussi possible de chercher à apparier tous les pixels d'une image. La mise en correspondance d'images d'une paire stéréoscopique a des contraintes particulières qui facilitent cette mise en correspondance, par rapport à un appariement de pixel pour du recalage par exemple. Ces contraintes sont dues

à la géométrie épipolaire, auxquelles il est ajouté les contraintes d'unicité (un pixel possède un seul correspondant), de continuité (traduite par la continuité des dérivées de la carte de disparité) et d'ordre (si un pixel A est apparié à un pixel B, un pixel à droite de A devra être apparié à un pixel à droite de B). On cherche alors à maximiser la similarité de bloc de pixel pour décider de l'appariement du pixel au centre du bloc. Les mesures de similarité les plus courantes en stéréoscopie sont les mesures basées luminance, comme la corrélation ou les moindres carrés de l'intensité. Ces mesures peuvent être normalisées, de manière à prendre en compte des différences d'illumination entre les deux images, dues à une mauvaise balance des blancs ou à l'angle d'éclairage.

Interpolation des valeurs des paramètres pour les couples zoom/mise au point non calibrés Toute la procédure de calibrage décrite doit être répétée pour tous les réglages de microscope dans lequel sont placées les caméras. En effet, les paramètres intrinsèques et extrinsèques changent avec le zoom et la mise au point. Cela signifie qu'idéalement, la procédure de calibrage devrait être réalisée pour tous les réglages possibles du microscope. On peut tout de même se limiter à ceux qui sont le plus couramment utilisés lors d'une opération (nous n'avons pas eu l'occasion, par exemple, de voir le neurochirurgien utiliser le zoom à son niveau maximal). Plusieurs auteurs se sont intéressés à l'interpolation des paramètres trouvés pour quelques réglages de la caméra, en utilisant des relations physiques entre les paramètres et le réglage du microscope. Dans [EVF94], un modèle affine, de prise en compte du changement de distance de mise au point par un modèle à 3 paramètres, est utilisé. L'approximation linéaire est faite par un développement de Taylor. Dans cette étude, on ne connaît pas les nouvelles valeurs de zoom et de mise au point. On se sert de la mise en correspondance de quelques points (2 au minimum) pour estimer les changements. Les hypothèses sous-jacentes à cette étude sont l'invariance des paramètres k_u et k_v (taille d'un millimètre en pixel) et de l'angle θ toujours à $\Pi/2 \pm \epsilon$ avec epsilon, tel que l'erreur, conséquente à cette hypothèse, est négligeable. D'autres hypothèses permettent de limiter les paramètres à interpoler. Le rapport d'aspect entre la hauteur et la largeur d'un pixel est considéré robuste aux changements de zoom et de mise au point [EVF94] mais également aux changements de position et d'orientation par rapport au volume de calibrage [SM99]. Une autre hypothèse tirée de [LRD93] est que le centre optique suit un déplacement le long de l'axe optique lors de la variation de la focale. $P_{f'} = A.P_f + tc$ où A est une matrice affine pour laquelle il ne subsiste alors que 2 inconnues. Cependant, dans [VSB06] et [FM96], il est conclu que pour un modèle sténopé sans distorsion, les paramètres intrinsèques calculés sont faux : ils compensent localement la trop grande simplicité du modèle. La conséquence est que le calibrage donne une matrice de projection correcte dans le volume ayant servi au calibrage (i.e., aux calculs des paramètres compensés du modèle). Mais dès qu'on s'en éloigne, le modèle calculé donne des résultats faux. Par contre, dans [VSB06] il apparaît que pour un modèle sténopé avec distorsion radial (ordre 4), l'estimation des paramètres intrinsèques est robuste. Pour pouvoir interpoler les paramètres intrinsèques en fonction des valeurs de zoom et de mise au point récupérées, il faudrait qu'il n'y ait pas de compensation locale lors de l'estimation des paramètres pour les couples zoom/mise au point calibrés. Dans ces études, les modèles analytiques sont développés. Mais ce ne sont que des modèles physiques d'approximation, car il s'agit de modèles complexes de lentilles. Les mesures sont toujours faites empiriquement pour chaque caméra. Il serait cependant intéressant de pouvoir étudier l'optique de ces systèmes et de cesser de les considérer comme des boîtes noires. Une idée encore différente est de calibrer un nombre plus important de couples. Les paramètres sont interpolés par régression polynomiale par exemple [EKM⁺00].

Correction de calibrage peropératoire Dans [Sun02], le calibrage fort, réalisé hors opération, est corrigé, à chaque acquisition, par une correction de calibrage. Cette correction est basée sur l'implantation dans l'os du patient de micro vis sur les bords de la craniotomie. La position 2D de ces micro vis est extraite, manuellement, dans la paire d'images stéréoscopiques et leur position 3D est calculée automatiquement par le localisateur. La matrice de projection est alors minimisée de façon à permettre la superposition du point, reconstruit en 3D par stéréoscopie, et du point 3D, obtenu par le localisateur. Les résultats sont améliorés de 92% pour les micro vis et de 72% pour 2 points sur la surface corticale. Les auteurs attribuent cette détérioration corrigée, par rapport au calibrage initial, au mouvement du microscope. Cependant, le microscope est suivi par le localisateur et nous pensons plutôt que le problème vient du calibrage initial ou des transferts d'erreurs lors de la multiplication des matrices impliquées, de la matrice de projection au repère patient. De plus, aucune mention n'est faite de la distance de mise au point ou du zoom du microscope, dont tous les microscopes chirurgicaux disposent. Les auteurs disent observer, comme erreur, un décalage en translation, entre les positions 3D attendues et les positions reconstruites. Ils attribuent ce décalage à un problème de repère. Nous avons aussi observé ce décalage, mais il correspondait aux acquisitions faites pour une distance de mise au point non calibrée.

3.1.3 Discussion

Nous avons exposé dans le chapitre précédant les contraintes du bloc opératoire, notamment concernant l'espace disponible et les contraintes de stérilisation. Par ailleurs, pour les images du champ opératoire, l'hypothèse de non spécularité des images (hypothèse Lambertienne utilisée dans [STD00, SNJ02]) est difficilement acceptable car le cortex est une surface humide. Nous avons choisi de développer une méthode d'acquisition de surface en neurochirurgie, basée sur le travail de Fleig [FDSJ01] pour l'intégration du système au bloc et de Devernay [Dev97] pour la partie stéréoscopie. Nous avons choisi un modèle de caméra sténopé sans distorsion, pour sa simplicité et parce que nous n'avons pas observé de distorsion. En testant l'algorithme de Tsai [Tsa86] sur nos données de calibrage, il s'est avéré que les valeurs de distorsion étaient quasiment nulles. Le calibrage fort est ici adapté à notre problème. En effet, dans le cas de capteur visuel dynamique (caméra à zoom et mise au point modifiables), il est plutôt considéré que le calibrage doit être fait sans mire (auto-calibrage) parce qu'on ne connaît pas les valeurs des nouveaux paramètres. Ce n'est pas le cas ici : la station de neuronavigation nous permet de récupérer les paramètres zoom et mise au point du microscope. L'approche qui nous semblait alors la plus pertinente et la plus précise est un calibrage fort pour plusieurs valeurs de zoom/mise au point. Dans notre modélisation, nous avons cherché à estimer les paramètres intrinsèques $\alpha = k_u f$, $s_x = \frac{k_u}{k_v} \sin(\theta)$, $\gamma = -k_v f \cos(\theta)$ et les paramètres extrinsèques $t_x, t_y, t_z, R_z, R_y, R_x$. Habituellement, certains de ces paramètres sont fournis par le constructeur, mais malheureusement nous ne possédions qu'une documentation succincte du système sans aucune indication sur les paramètres des caméras. De plus, celles-ci étant placées dans le microscope, le système est modifié par l'optique du microscope. Le calibrage que nous réalisons ne répond pas aux critères permettant une interpolation physique des paramètres, notamment du fait que nous forçons le centre optique au centre de l'image pour des raisons de stabilité numérique. Le calibrage est un processus long. L'accès au microscope chirurgical en salle d'opération est limité, nous avons par simplification limité notre calibrage à quelques couples. Concernant la nécessité de corriger en peropératoire le calibrage, les caméras sont fixées d'une seule façon possible. On exclut les déplacements mécaniques involontaires. Les seules sources d'erreurs crédibles, selon nous, sont liées à la synchronisation entre la récupération des matrices de position du microscope et de la croix définissant le repère patient en neuronavigation, (cette croix est représentée dans le chapitre 1, figure 1.9) et à leur précision. Les diodes sur le microscope chirurgical ne sont pas

toujours toutes repérées par le localisateur. Dans la section suivante, nous allons présenter notre méthode d'obtention de scène de VA. Globalement, la méthode consiste à appliquer, au modèle multimodal du patient, la transformation image-patient, qui a été calculée par la station de neuronavigation. On va ensuite, aussi souvent que désiré par le neurochirurgien, acquérir la surface vue par le neurochirurgien à travers le microscope, directement dans le repère patient. Cette surface est affichée dans le modèle multimodal du patient. Techniquement, la précision des reconstructions repose sur l'étape de calibrage des caméras, pour laquelle nous avons utilisé la méthode que nous allons décrire dans le paragraphe 3.2.5, utilisant les avantages de la géométrie épipolaire tout en conservant la précision d'un calibrage indépendant pour les deux caméras. Pendant l'opération, le calcul de la disparité repose sur la mise en correspondance des points des deux images. La géométrie épipolaire est utilisée pour accélérer et rendre plus robuste la recherche. En exprimant la carte de disparité dans le repère de l'image droite, l'intensité du pixel correspondant à l'image droite peut être attribuée à chaque point 3D reconstruit. Les contours dans le microscope utilisé sont affichés dans l'oculaire gauche. Nous avons donc choisi d'utiliser l'image droite, car l'image gauche peut contenir ces contours.

3.2 Matériel et Méthodes

Nous allons montrer dans cette partie comment nous obtenons une scène de VA à plusieurs reprises pendant l'intervention chirurgicale. Nous commençons par montrer comment le modèle patient est obtenu, en présentant notre expérience de neuronavigation multimodale au CHU de Rennes. Une scène complète est présentée figure 1.7. Dans les exemples, les modalités utilisées étaient l'IRMf et l'IRM3D T1 avec ou sans injection. D'autres modalités peuvent être ajoutées au modèle patient, à partir du moment où il est possible de les recalcr avec l'IRM 3D T1.

3.2.1 Création du modèle patient multimodal

Les volumes d'intérêt sont segmentés sur différentes modalités et recalés sur l'IRM 3D T1 utilisé pour la neuronavigation. Les informations sélectionnées sont alors sauveées, en tant que surfaces 3D, dans le format VTK (Visualization Toolkit (VTK)) [SML93]. Un exemple de scène multimodale ainsi obtenue, est représenté sur les figures 3.4 et 1.7.

Fusion de données Utiliser plusieurs modalités a un principal intérêt qui est de profiter des avantages et des données complémentaires de chaque modalité. L'IRM 3D est l'examen qui a la plus forte résolution anatomique parmi nos données préopératoires, nous allons donc exprimer les informations contenues dans les autres modalités, dans le repère attaché au volume IRM 3D. On applique alors des techniques de recalage d'image, entre plusieurs modalités du même patient [JFS⁺00].

Segmentation des régions d'intérêt Les volumes d'intérêt sont le volume cible (par exemple, la lésion) et les zones à éviter (par exemple, les vaisseaux ou les zones fonctionnelles). La segmentation de la peau et du cerveau peut également avoir un intérêt pour localiser la lésion par rapport au patient. A cette liste s'ajoute l'utilisation d'amers anatomiques, tels que les sillons corticaux. La peau est segmentée par extraction de surface sur le volume IRM 3D. Le cerveau est segmenté grâce à une technique de segmentation du cerveau basée Level Set utilisant la logique floue [CB05]. De manière générale, la grande variabilité biologique des patients et des lésions est une cause d'échec courant des algorithmes de segmentation automatique. La segmentation est effectuée sur des organes pathologiques, avec un large type de lésion, parfois hétérogènes, n'ayant pas toujours le même type de réaction au champ magnétique de l'IRM. La

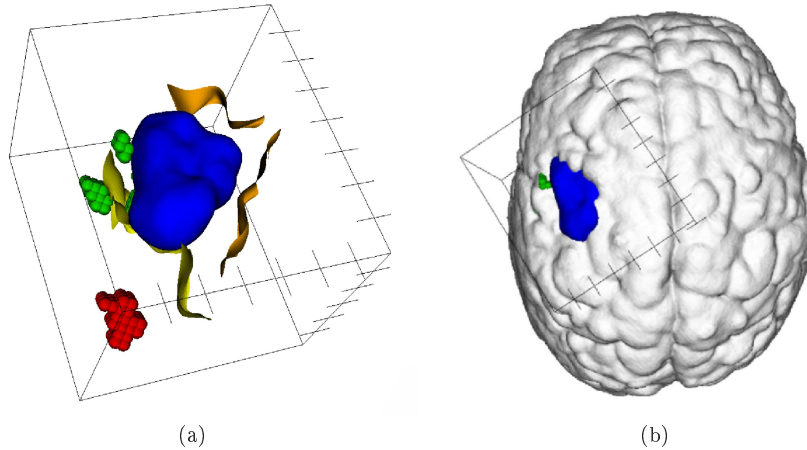


FIG. 3.4 – Exemple de modèle patient 3D pour un patient présentant un gliome de bas grade, construit à partir des images préopératoires. (a) Le gliome (en bleu), le cortex et les sillons corticaux (rubans jaunes et oranges) ont été obtenus à partir de l'examen anatomique IRM 3D T1 ; les zones fonctionnelles représentées par des sphères agglomérées ont été obtenues à partir des IRM fonctionnelles à paradigmes d'activation moteur et langage. (b) Localisation de la scène dans le cortex. L'échelle est donnée par le cube englobant la scène : un échelon représente un centimètre.

lésion est rarement homogène. Elle est couramment entourée d'un oedème, d'un hyper-signal à l'IRM correspondant à des saignements. Lorsque la segmentation automatique basée intensité échoue, nous avons recours à la segmentation manuelle [YPH⁺06]. La segmentation des sillons et leur modélisation utilise la méthode développée au laboratoire [LGBB97].

Choix de la stratégie chirurgicale A la fin de la phase de préparation, le modèle patient 3D ainsi construit est présenté au chirurgien. Il sélectionne les traces externes des sillons qu'il compte utiliser, soit comme guide sulcal, soit comme amer anatomique, pour se repérer lors de l'intervention. Des rubans sont générés pour marquer les sillons en profondeur, par la méthode des rubans actifs. Il sélectionne les zones fonctionnelles qu'il juge près de la lésion ou empêchant un choix de trajectoire chirurgicale. Le chirurgien détermine la position du patient, les points d'entrée et cible pour atteindre le plan de clivage, en tenant compte des zones d'intérêt à éviter. La trajectoire d'accès à la lésion peut être transgyrale (passant par un gyrus) ou transsulcale (passant par un sillon). La trajectoire définie est représentée comme une droite.

3.2.2 Les étapes de la réalisation du geste chirurgical

Nous parlons de notre expérience avec la station de neuronavigation StealthStation, Medtronic. Suite à un travail réalisé avec Medtronic SNT pour retrouver les fonctionnalités offertes par le système précédent (STN_{SNN}, ZEISS, Allemagne), les contours des régions d'intérêt sélectionnées au laboratoire apparaissent dans les coupes de l'examen anatomique de référence affichées par la station de neuronavigation. Ils sont également affichés dans un des deux oculaires du microscope chirurgical, de façon monochrome et 2D. Une station informatique supplémentaire munie de deux grands écrans est utilisée pour afficher la cartographie 3D du patient et les

éléments sélectionnés par étapes. La solution proposée dans ce manuscrit a été développée pour un type particulier de chirurgie, l'exérèse de lésion avec craniotomie avec microscope chirurgical et neuronavigation multimodale. Nous expliquons ici le déroulement d'une telle procédure afin que le lecteur puisse comprendre les futures références aux étapes de ce type de chirurgie. Le patient est amené en salle et anesthésié.

Positionnement du patient : Le neurochirurgien place ensuite le corps du patient et sa tête



FIG. 3.5 – Cadre de Mayfield fixant la tête du patient pour la durée de l'intervention. Image Mayfield Clinic.

dans la position opératoire en fonction de la localisation de la craniotomie qu'il a planifiée. La tête est maintenue, à l'aide d'un cadre mécanique, appelé Mayfield Clamp, qui fixe la tête du patient dans la position choisie (figure 3.5). La croix de neuronavigation, repère de référence, est fixée sur ce cadre.

Recalage patient-image : Le neurochirurgien utilise le pointeur du système de neuronavigation pour localiser des points précédemment définis sur les images préopératoires ou pour récupérer une surface sur le patient (figure 3.6). Lorsque le recalage calculé par le logiciel de

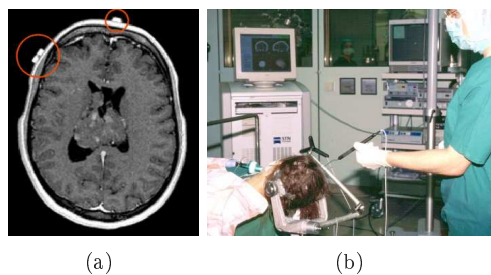


FIG. 3.6 – Recalage patient-image. (a) Coupe IRM du patient prise avant l'opération, les positions des pastilles (cercle rouge) sont exprimées dans le **Repère IRM3D**. (b) Le neurochirurgien récupère les positions de ces mêmes pastilles dans le repère patient (**Repère Croix**) à l'aide du pointeur du système de neuronavigation. Le calcul de la matrice de transformation affine entre image et patient est alors calculée par minimisation des erreurs de superposition des pastilles.

neuronavigation atteint une précision suffisante, le système est dit en navigation. L'outil apparaît alors dans les images préopératoires en temps réel.

Optimisation de l'incision de la peau : Il se repère par rapport aux images préopératoires en balayant le patient avec le pointeur ou en jouant sur la mise au point du microscope chirurgical. Le patient est ensuite rasé dans la zone de la craniotomie (figure 3.7 (a)). On passe alors en phase stérile, le patient est drapé en ne laissant découverte que la zone où va être effectuée la craniotomie. Le chirurgien, l'aide opératoire et l'infirmière instrumentiste se changent et désormais personne à part eux ne peut rentrer dans la sphère stérile qui entoure le patient. Il ne doit plus y avoir de contact avec le reste de la salle d'opération. La peau est alors incisée, soulevée et pliée sur les bords de la future craniotomie, de façon à ce que l'os du crâne soit apparent (figure 3.7 (b)).

Craniotomie : La craniotomie est effectuée. Elle correspond à la réalisation d'une ouverture dans le crâne. Le volet osseux est conservé pendant toute la durée de l'opération pour être replacé lorsque celle-ci sera terminée.

Incision de la dure-mère : Sous l'os se trouve une membrane blanche et opaque, la dure-mère (figure 3.7 (c)). A la manière de la peau, la dure-mère est incisée et pliée sur les bords de la craniotomie. On accède ainsi à une deuxième membrane appelée arachnoïde, beaucoup plus transparente et avasculaire (figure 3.7 (d)). Après incision de l'arachnoïde, le chirurgien accède au cortex, encore recouvert d'une membrane appelée pie-mère. Cette membrane est plus fine que la précédente. Elle suit parfaitement les circonvolutions du cortex, tandis que les deux membranes précédentes l'entouraient. Elle sera uniquement incisée pour l'exérèse.

Repérage anatomique : Le neurochirurgien visualise à nouveau le modèle de son patient et vérifie à l'aide du pointeur ou de son microscope la position des zones d'intérêt. Il se repère par rapport aux sillons, gyri ou autres marqueurs anatomiques.

Accès à la zone cible : Le neurochirurgien va suivre la trajectoire qu'il a planifiée. L'approche peut être par exemple transsulcale ou transgyrale.

Exérèse de la lésion : Le chirurgien commence alors l'exérèse de la lésion (figure 3.7 (e)), en définissant un plan de clivage entre le tissu sain et la lésion. Il se sert d'outils tels que la pince bipolaire, les écarteurs à cerveau (pour écarter ou récliner), l'aspirateur.

Fermeture : A la fin de la résection, la dure-mère, l'os et la peau sont recousus.

3.2.3 Matériel en salle

Dans le cadre de cette thèse, nous avons successivement utilisé deux systèmes. Le premier système de neuronavigation était un ZEISS (Carl Zeiss, Allemagne) comprenant une station de travail (STNS_{NN} Surgical Tool Navigator), un localisateur optique (FlashPointTM Model 5000) et un microscope chirurgical OPMI Neuro monté sur statif NC4 (Carl Zeiss, Allemagne). La position du microscope chirurgical était suivie par des diodes électro-luminescentes (voir la figure 3.8(a)). Depuis, le système a été remplacé par un système de neuronavigation StealthStation Treon équipé du logiciel Cranial4 (Medtronic SNT, Boulder, USA), incluant son propre système de suivi de marqueurs passifs ou actifs, par infrarouge ou optique (système SureTrackTM). Nous présenterons dans ce chapitre l'utilisation de notre système de VA avec ce dernier système. Un système de stéréovision, Zeiss 3-D Compact Video Camera S2, Carl Zeiss, Allemagne, est installé entre les binoculaires du neurochirurgien et le microscope. La figure 3.8(b) montre son placement sur le microscope et la place minimale occupée. La figure 3.9 donne les différents composants du système Zeiss 3-D Compact Video Camera S2, dont les caméras étaient initialement prévues pour faire de la stéréovision à l'aide de lunettes polarisées. Il est composé de deux caméras analogiques compactes CCD (Charged Coupled Device), une par oculaire du microscope. L'unité de contrôle du système gère le traitement des signaux vidéos reçus des caméras gauche et droite. La sortie de cette unité est reliée à une station de travail supplémentaire. Cette station de travail est équipée d'une carte d'acquisition vidéo PICOLO, Euresys, Belgique. Le poids du système de caméra stéréoscopique est inférieur à 4 kg. Le poids des câbles sur le microscope n'est pas

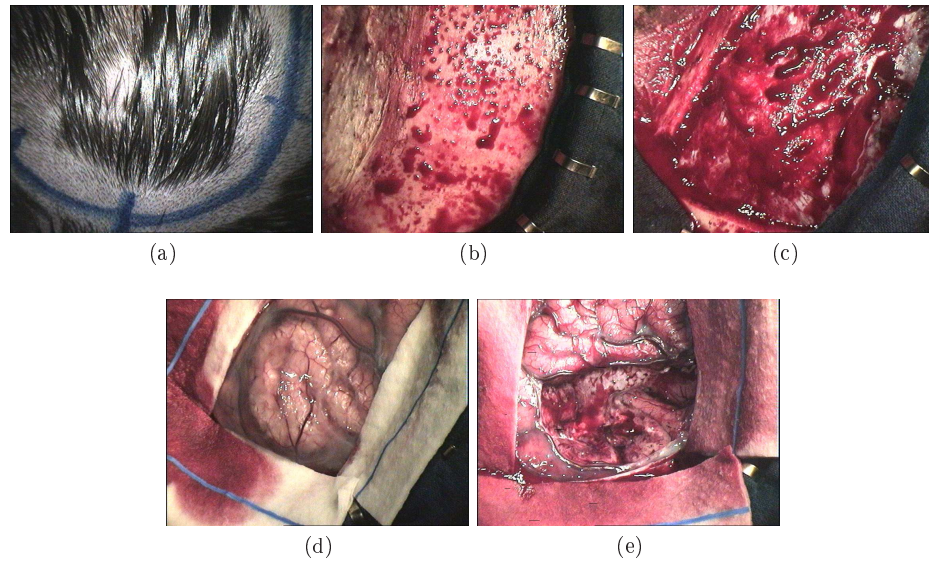


FIG. 3.7 – Images d'interventions filmées par le microscope chirurgical : (a) la peau, (b) l'os recouvert de taches de sang, (c) la dure-mère recouverte de taches de sang, (d) l'arachnoïde, (e) le cortex après résection d'une tumeur.

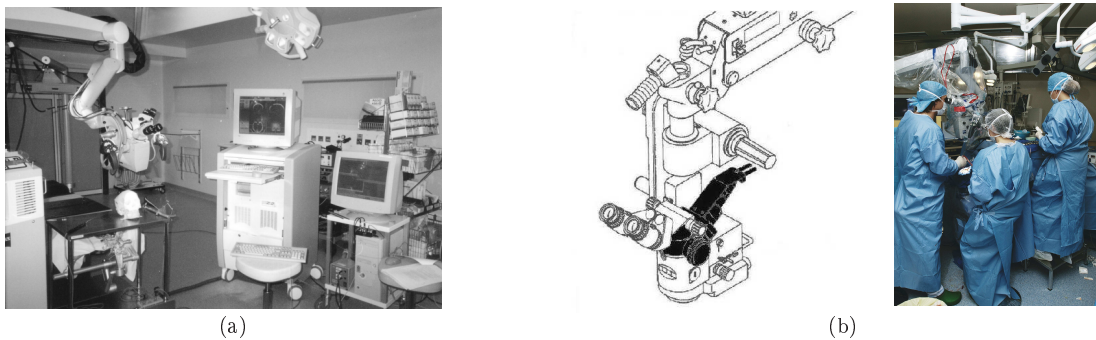


FIG. 3.8 – (a) Installation clinique du système de VA pendant la procédure d'évaluation des performances. Vue globale du système dans le bloc opératoire, avec de droite à gauche : la station de travail (ancienne version) externe, la station de neuronavigation Zeiss, le microscope chirurgical équipé du système de caméra stéréo. Derrière le microscope, on aperçoit le localisateur et sur la table, la croix de référence dynamique attachée au fantôme. (b) : À gauche, le schéma du système Zeiss 3-D Compact Video Camera S2, Carl Zeiss, Allemagne, monté sur la tête du microscope chirurgical ; à droite, la photographie de ce même système, avec le système Zeiss 3-D Compact Video Camera S2 colorié en rouge, avec le nouveau système de navigation StealthStation Treon Medtronic, USA.

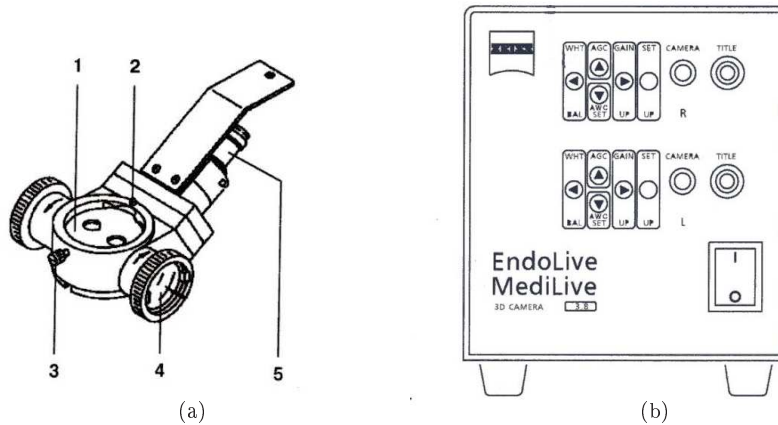


FIG. 3.9 – Système d’acquisition stéréoscopique. 3D Compact Video Camera S2, par Zeiss. (a) unité de contrôle pour la création du flux vidéo analogique. (b) système de caméras stéréoscopique. (1) Emboîtement mâle pour le tube binoculaire du microscope. (2) Vis assurant le même positionnement du système de caméras stéréoscopiques. (3) Vis de maintien du tube binoculaire. (4) Port pour rajout optionnel d’un tube supplémentaire d’observation (non utilisé). (5) Câbles de connexion reliant les caméras à l’unité de contrôle.

estimé, mais ces deux poids supplémentaires implique le besoin de rééquilibrage du statif du microscope NC4 à chaque début d’opération. L’équilibrage du microscope fait partie de la procédure. Pour éviter de rallonger le flux d’action, il suffit d’attendre que les caméras soient montées sur le microscope avant de l’équilibrer. Le microscope est fait pour être utilisé de 20 à 42 cm du champ opératoire.

3.2.4 Repères

Le repère image associé au volume IRM est appelé le **Repère IRM3D Voxel** dans la figure 3.10. La taille du voxel étant connue, on passe au **Repère IRM3D millimétrique** par la transformation ${}^{\text{mm}}\mathbf{T}_{\text{Voxel}}$. Les diodes infrarouges émettrices du système Medtronic sont aussi placées sur un outil appelé pointeur de navigation et sur une croix servant de repère de référence patient. Le repère géométrique associé au microscope est appelé **Repère Microscope** et celui du pointeur **Repère Pointeur**. Le repère associé à la croix est appelé **Repère Croix** dans la figure 3.10. Il est défini comme le repère patient parce que la croix doit rester fixe par rapport au patient. Le repère associé au localisateur est appelé **Repère Localisateur**. Les positions du pointeur et du microscope sont récupérées de la station de neuronavigation, en utilisant la librairie de communication StealthLink, Medtronic, USA. Elles sont exprimées dans le **Repère Localisateur**. On passe du **Repère Localisateur** au **Repère Croix** en utilisant la relation ${}^{\text{Croix}}\mathbf{T}_{\text{Localisateur}}$. Le calcul de la transformation géométrique entre le **Repère Croix** et le **Repère IRM3D millimétrique** est effectué par le logiciel de neuronavigation. Il était basé sur la mise en correspondance de marqueurs anatomiques et d’une partie de la surface de la peau du patient, acquise au pointeur. La transformation permettant le passage entre ces deux repères, appelée matrice de recalage, est notée ${}^{\text{Croix}}\mathbf{T}_{\text{IRM3D}}$. Chaque image issue de caméras placées dans le microscope a son propre repère 2D, nommé respectivement

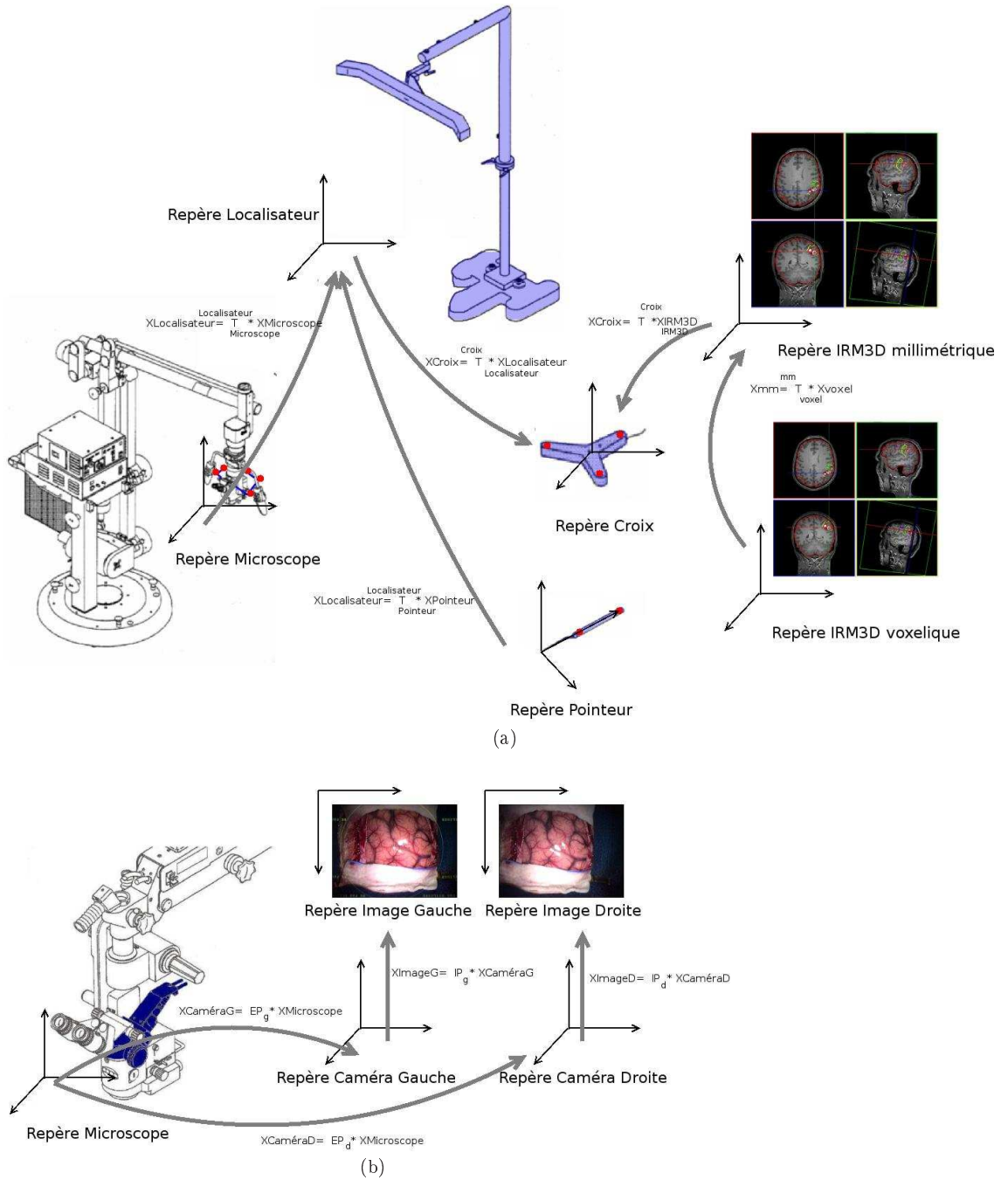


FIG. 3.10 – Relations entre les repères. (a) Repères liés à la neuronavigation (b) Repères liés au microscope chirurgical.

Repère Image Droite et Repère Image Gauche.

3.2.5 Reconstruction de la surface 3D du champ opératoire

Acquisition Une acquisition consiste à récupérer, de façon synchrone, les éléments suivants : I_g et I_d les images provenant des caméras gauche et droite respectivement, récupérées grâce à la carte d'acquisition de la station externe ;

$\text{Croix} \mathbf{T}_{\text{Microscope}}$, la matrice de transformation entre le **Repère Croix** et le **Repère Microscope**, récupérée par connexion Ethernet avec le neuronavigateur ;

les réglages de zoom et mise au point, récupérés également par connexion Ethernet avec le neuronavigateur.

Seules 7 couples de mise au point et zoom ont été calibrés. On ne présentera cependant que les résultats pour 2 couples, valeur minimale du zoom et valeurs maximale et minimale de la distance de mise au point. Ces deux couples sont en effet les seuls couples pour lesquels la procédure d'évaluation des performances complète fut réalisée. Les acquisitions avaient été réalisées, avant que la librairie StealthLink ne permette de récupérer les valeurs nominales du réglage du microscope. Le calibrage des caméras pour d'autres couples, selon la même méthode, a été réalisé lors d'une autre séance. Nous n'avons pas réitéré les procédures d'évaluation de performance présentées dans la section 3.3 pour ces autres couples. Nous avons juste confirmé la précision clinique par l'acquisition de points. Le tableau 3.1 récapitule les valeurs de zoom et les mises au point effectivement calibrées. Dans le cas d'un changement de mise au point, la

TAB. 3.1 – Couples calibrés. Les couples effectivement calibrés sont indiqués par le symbole X. Les couples ayant bénéficié des procédures d'évaluation de performances sont indiquées par le symbole V

mise au point \ Zoom	1.03 (min)	1.2	1.25	1.46
403 (min)	X-V			X
437	X			
486	X			X
541			X	X
589		X		
610	X			
625 (max)	X-V			X

position du microscope doit être modifiée pour obtenir une image nette. Les tailles de champs opératoires couvertes par les images de résolution 768×576 pixels est alors de 4×3 cm pour la distance de mise au point minimale et 8×6 cm pour la distance de mise au point maximale.

Calibrage Avant de calibrer les caméras, on fait la balance des blancs. La première étape du processus de calibrage consiste à trouver les paramètres extrinsèques et intrinsèques de chaque caméra, lorsqu'elles sont montées sur le microscope, à l'aide d'une mire de calibrage. Nous ne possédions malheureusement pas les caractéristiques techniques, habituellement données par les constructeurs de caméra. Nous n'avons pas le schéma optique du microscope. Le modèle de caméra choisi est un modèle sténopé sans distorsion, i.e., projectif. Le choix de ce modèle a été justifié dans le chapitre 3.1. Le calibrage de chaque caméra inclut l'optique du microscope. Pour éviter de remettre à jour le calibrage à chaque déplacement du microscope et donc des

caméras, les paramètres extrinsèques sont exprimés dans le **Repère Microscope**.

Paramètres du modèle sténopé Les paramètres extrinsèques décrivent la transformation rigide entre le système de coordonnées 3D associé au **Repère Microscope** et le système de coordonnées 3D associé à chaque caméra **Repère Caméra Droite** et **Repère Caméra Gauche**. Ces paramètres sont stockés dans les matrices EP_g et EP_d pour les caméras gauche et droite respectivement, où g et d sont les indices pour les images gauche et droite respectivement. Nous exprimons la rotation comme une composée des rotations selon l'axe des x (angle R_x), des y (angle R_y) et des z (angle R_z). On note (t_x, t_y, t_z) la translation en millimètre entre le repère monde arbitraire, correspondant souvent à celui de la mire, et le **Repère Caméra**.

$$(X_c, Y_c, Z_c)^T = EP \times (X, Y, Z)^T$$

avec

$$EP = \begin{pmatrix} \cos(R_y)\cos(R_z) & \cos(R_y)\sin(R_z)\sin(R_x) - \sin(R_y)\cos(R_x) & \cos(R_y)\sin(R_z)\cos(R_x) + \sin(R_y)\sin(R_x) & t_x \\ \sin(R_y)\cos(R_z) & \sin(R_y)\sin(R_z)\sin(R_x) + \cos(R_x)\cos(R_y) & \sin(R_y)\sin(R_z)\cos(R_x) - \cos(R_y)\sin(R_x) & t_y \\ -\sin(R_z) & \cos(R_z)\sin(R_x) & \cos(R_z)\cos(R_x) & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

La matrice des paramètres intrinsèques est notée IP_g et IP_d pour les caméras gauche et droite respectivement. Elle permet de passer du système du **Repère Caméra** au système de coordonnées 2D pixel **Repère Image**.

$$IP_g = \begin{pmatrix} \alpha_g & \gamma_g & u_{0_g} & 0 \\ 0 & sx_g & v_{0_g} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

où g est l'indice pour l'image gauche, α et γ sont la distance focale exprimée en pixel donc dépendant de la taille des pixels, sx est le facteur d'échelle pour tenir compte de la non-orthogonalité des cellules photo voltaïques caméras CCD et (u_0, v_0) sont les coordonnées en pixel du point principal. Pour plus d'explication sur le modèle utilisé se référer à la section 3.1.2.

Mire de calibrage On a utilisé une mire de calibrage plane, imprimée sur imprimante laser haute précision, qu'on a transformée en mire 3D en la fixant sur une crémaillère (figure 3.11). La crémaillère permet de changer la hauteur de la mire avec une précision sub-millimétrique. La croix du système de neuronavigation est fixe par rapport à la base de la crémaillère.

Calcul de la transformation entre la mire et le Repère Croix Les coordonnées des

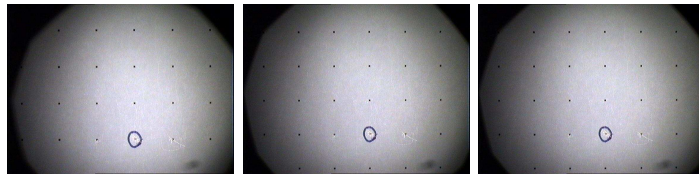


FIG. 3.11 – La mire plane utilisée lors du calibrage avec les 3 hauteurs de crémaillère utilisées, distantes de 10 millimètres 2 à 2.

points de la mire sont récupérées dans le **Repère Croix** en utilisant le pointeur de neuronavigation.

$$\mathbf{X}_{\text{Croix}} = \text{Localisateur} \mathbf{T}_{\text{Croix}} \times \text{Localisateur} \mathbf{T}_{\text{Pointeur}} \mathbf{X}_{\text{Pointeur}}$$

où $\mathbf{X}_{\text{Croix}}$ sont les coordonnées du bout du pointeur dans le **Repère Croix**,

$\mathbf{X}_{\text{Pointeur}}$ sont les coordonnées du bout du pointeur dans son propre repère (soit $(0, 0, 0, 1)$),

$$\text{Localisateur}_{\mathbf{T}_{\text{Croix}}} = (\text{Croix}_{\mathbf{T}_{\text{Localisateur}}})^{-1}$$

est la matrice de passage entre le **Repère Localisateur** et le **Repère Croix**,

$\text{Localisateur}_{\mathbf{T}_{\text{Pointeur}}}$ est la matrice de passage entre le **Repère Pointeur** et le **Repère Localisateur**.

Pour le calibrage, on définit un repère associé à l'objet de calibrage, appelé mire. Ce repère est noté **Repère Mire**. La mire était virtuellement constituée de 3 plans superposés. On a ensuite calculé la matrice de passage $\text{Croix}_{\mathbf{T}_{\text{Mire}}}$ rigide entre le **Repère Mire** et le **Repère Croix**. Ce calcul est effectué par minimisation des moindres carrés entre la position des points de la mire acquis au pointeur et exprimés dans le **Repère Croix** et leurs coordonnées millimétriques dans le **Repère Mire**.

Extraction des points Pour chaque caméra, pour chaque couple zoom/mise au point traité, on acquiert des images de la mire avec des positions de crémaillères différentes. On extrait automatiquement les points dans l'image en utilisant le détecteur de Harris (décrit dans le chapitre 5, section 5.5.2) et on les classe par rapport à leurs coordonnées dans l'image. On associe chacun des points détectés à leurs coordonnées dans le repère associé à la mire. On connaît pour chaque image la transformation $\text{Localisateur}_{\mathbf{T}_{\text{Microscope}}}$ et la matrice de passage $\text{Croix}_{\mathbf{T}_{\text{Mire}}}$ qui a été calculée. On peut donc associer, à chacun des points des images, les coordonnées 3D du point correspondant dans le **Repère Microscope**.

Calcul des paramètres intrinsèques et extrinsèques Pour chaque caméra, pour chaque couple zoom/mise au point, les paramètres extrinsèques et intrinsèques sont calculés dans le **Repère Microscope**. La méthode utilisée pour une première initialisation est celle de Tsai [Tsa86] entre les points exprimés dans le **Repère Microscope** et les points exprimés dans le plan image, présentée dans la section 3.1.2. Après obtention d'une première convergence, le point principal est forcé au centre de l'image $(u_0, v_0) = (384, 288)$ et le calcul des paramètres par maximisation de la vraisemblance est réitéré.

Calcul de la géométrie épipolaire Les matrices de rectification R_g et R_d sont obtenues par décomposition de la matrice fondamentale et permettent de rectifier les images gauche et droite respectivement. Nous avons utilisé la relation donnée par Devernay [Dev97] pour le calcul de la matrice fondamentale à partir des paramètres extrinsèques et intrinsèques :

$$F = (IP_g^T)^{-1} \times T(R) \times IP_d^{-1}$$

$$T = \begin{bmatrix} 0 & t_z & t_y \\ -t_z & 0 & t_x \\ -t_y & -t_x & 0 \end{bmatrix}$$

avec

$$EP_{gd} = EP_g \times EP_d^{-1} = \begin{bmatrix} \text{Rot} & \begin{array}{l} tx \\ ty \\ tz \end{array} \\ \text{000} & 1 \end{bmatrix}$$

et la notation $T(R)$ signifiant que chaque colonne de la matrice résultat est définie par T multiplié par chaque vecteur colonne de R . La matrice fondamentale définit la transformation entre les coordonnées en pixel d'un point sur l'image gauche et les coordonnées de ce même point dans l'image droite. Nous avons choisi classiquement de projeter les images sur un plan commun de façon à ce que les droites épipolaires soient parallèles et de même ordonnée (figure 3.12). Nous utilisons l'algorithme de Devernay [Dev97]. Les résultats du calibrage sont donc EP_g et

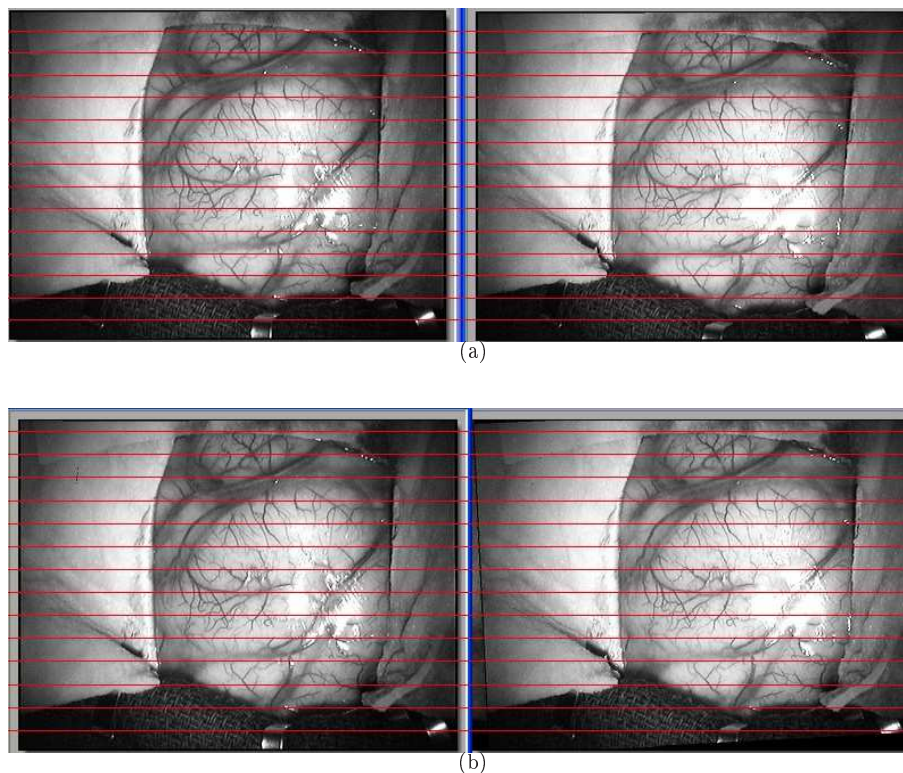


FIG. 3.12 – Rectification des images du champ opératoire. (a) Paire d’images gauche et droite non rectifiées. (b) Paire d’images gauche et droite rectifiées. Les points correspondants sont désormais sur la même ligne.

EP_d qui sont les matrices 4×4 des paramètres extrinsèques, IP_g et IP_d qui sont les matrices 4×3 des paramètres intrinsèques, et R_g et R_d qui sont les matrices 3×3 de rectification. Le processus de calibrage n’est effectué qu’une seule fois pour chaque couple zoom/mise au point. Les résultats obtenus sont alors utilisés pour toutes les chirurgies à suivre. Sauf changement de système, on ne calibre pas à nouveau les caméras, car il n’y a qu’une façon de les placer sur le microscope.

Reconstruction de la surface du champ opératoire Construction de la carte de

disparité Pendant une intervention chirurgicale, chaque nouvelle paire d’image I_g et I_d est rectifiée. La rectification des images permet de limiter la recherche des points correspondants sur deux droites colinéaires, parallèles à l’axe des abscisses. La recherche sur une seule droite repose sur l’hypothèse d’une rectification parfaite. Nous avons testé l’élargissement de la zone de recherche aux deux droites directement adjacentes au-dessus et aux deux droites au-dessous, de la ligne épipolaire rectifiée, mais les résultats n’étaient pas améliorés et le temps de mise en correspondance était beaucoup plus long. D’autres contraintes sont utilisées pour accélérer et rendre plus robuste la mise en correspondance. En effet, nous cherchons à mettre en correspondance 768×576 soit 442 368 pixels. On note I_g^R et I_d^R les images I_g et I_d rectifiées par la projection de matrices R_g et R_d , respectivement. Grâce à la rectification, un pixel de coordonnées (u, v) dans I_d^R correspond au pixel de coordonnées $(u + d(u, v), v)$ dans I_g^R , où $d(u, v)$ est

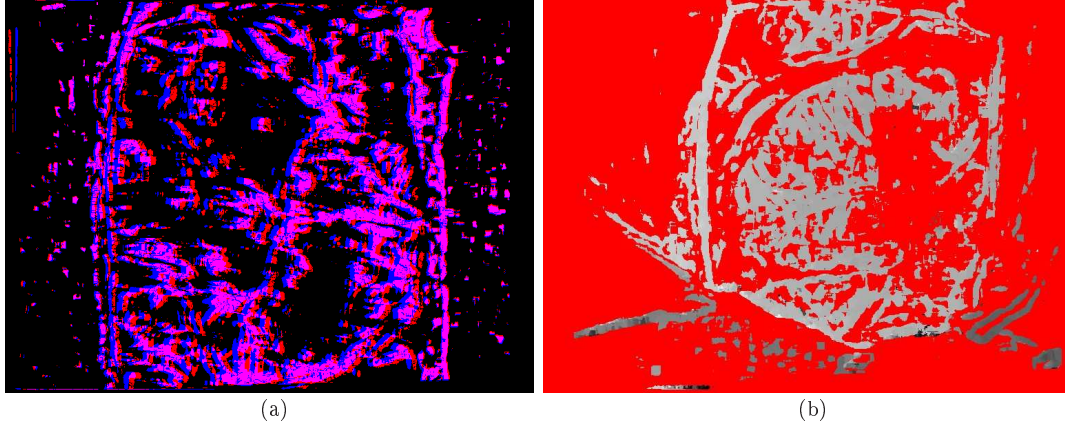


FIG. 3.13 – Carte de disparité. (a) Les deux images rectifiées sont visuellement superposées. Des lunettes à filtres rouge et bleu permettent d’appréhender la profondeur de cette scène. (b) La carte de disparité code la différence de position en abscisse comme un niveau de gris et l’attribue au pixel de l’image droite rectifiée.

appelée la disparité. Un intervalle de recherche est expérimentalement déterminé pour chaque couple zoom/mise au point. Une carte de disparité est construite en attribuant une valeur de disparité $d(u, v)$ à chaque pixel de l’image I_d^R . Un exemple de carte de disparité est donné par la figure 3.13. La valeur de la disparité est estimée par la minimisation du critère de la somme des moindres carrés (critère ZNSSD zero-mean normalized sum of squared difference) :

$$d(u, v) = \operatorname{argmin}_d(\text{ZNSSD}(u, v, d))$$

$$\text{ZNSSD}(u, v, d) = \frac{\sum_{i,j} (I'_d(u+i, v+j) - I'_g(u+i+d, v+j))^2}{\sqrt{\sum_{i,j} \overline{I}_g^R(u+i+d, v+j)^2}}$$

où d est l’argument qui doit minimiser le critère dans l’intervalle de recherche.

$$I'_g(u, v) = I_g^R(u, v) - \overline{I}_g^R(u, v)$$

$$I'_d(u, v) = I_d^R(u, v) - \overline{I}_d^R(u, v)$$

Les indices g et d marquent les images gauche et droite respectivement, $I_g^R(u, v)$ et $I_d^R(u, v)$ sont l’intensité de la luminance du pixel (u, v) des images rectifiées I_g^R et I_d^R respectivement. $\overline{I}_g^R(u, v)$ et $\overline{I}_d^R(u, v)$ ont pour valeur l’intensité moyenne dans une fenêtre des images I_g^R et I_d^R . La fenêtre utilisée a une taille de 11×11 pixels, centrée sur le pixel (u, v) . Les indices i, j sont des entiers tels que $-10 \leq i \leq 10$ et $-10 \leq j \leq 10$. La robustesse de la mise en correspondance est augmentée en respectant la contrainte d’ordre, avec l’hypothèse que l’ordre des points mis en correspondance n’est pas modifié par lignes épipolaires conjuguées. De plus, une valeur de disparité n’est attribuée à un pixel que si elle est validée. La validation d’une valeur de disparité consiste à comparer la valeur $d(u, v)$, calculée par minimisation du critère ZNSSD appliqué à l’image I_d^R , avec la valeur $-(d_{\text{inverse}}(u + d(u, v), v))$, où $d_{\text{inverse}}(u, v)$ est la valeur de disparité calculée en minimisant le critère ZNSSD appliqué à l’image I_g^R . Si la différence est supérieure à 3 pixels (valeurs correspondant à l’erreur possible d’appariement

visuel), alors une valeur par défaut de disparité est attribuée au pixel, ce qui signifie qu'il n'a pas été apparié. La carte de disparité obtenue est alors lissée par un filtre médian pour éliminer les points erronés. Elle est ensuite lissée par opérateurs morphologiques. Cinq ouvertures sont ainsi appliquées pour éliminer les îlots de reconstruction. Cinq fermetures permettent de remplir les trous de disparités. Une régression linéaire plane est calculée sur une fenêtre 11×11 , qui permet d'appliquer la contrainte d'ordre [DF94, Dev97]. Ces paramètres ont été choisis après une série de tests ne modifiant qu'un paramètre à la fois sur une seule paire d'image de cortex après ouverture de la dure-mère. Nous cherchions la meilleure qualité de reconstruction par rapport au temps de calcul. D'autres critères ont été testés, notamment l'utilisation de la couleur dans le critère de similarité, mais n'amélioraient pas la reconstruction. Les critères testés Le problème des caméras mono-CCD est que la couleur est obtenue par des filtres, qui peuvent provoquer un effet de Moiré et donc des décalages dans la couleur attribuée au pixel. L'utilisation des caméras tri-CCD permettrait de résoudre ce problème. Les critères normalisés ZNSSD et le critère de corrélation normalisé donnaient des résultats équivalents, mais ces mêmes critères, non normalisés, donnaient plus d'erreur et un moins bon taux de reconstruction.

Calcul de la matrice de reconstruction La matrice de reconstruction, notée $T_{d \rightarrow \text{Croix}}$ permet de déterminer les coordonnées (x, y, z) d'un pixel (u, v) de la carte de disparité. Son calcul se fait de la manière suivante. Premièrement, les matrices 3×4 projectives euclidiennes G et D sont calculées directement :

$$G = R_g \times IP_g \times EP_g \times \text{Croix} \mathbf{T}_{\text{Microscope}}^{-1}$$

$$D = R_d \times IP_d \times EP_d \times \text{Croix} \mathbf{T}_{\text{Microscope}}^{-1}$$

où EP_g et EP_d sont les matrices des paramètres extrinsèques, IP_g et IP_d sont les matrices des paramètres intrinsèques, R_g et R_d sont les matrices de rectification. La transformation entre le **Repère Croix** et le **Repère Microscope**, récupérée en même temps que la paire d'image, est notée $\text{Croix} \mathbf{T}_{\text{Microscope}} = \text{Croix} \mathbf{T}_{\text{Localisateur}} \times \text{Localisateur} \mathbf{T}_{\text{Microscope}}$. Si la projection d'un point 3D $(x, y, z, 1)$ sur I_d^R est $(u, v, 1)$, alors la projection du même point sur I_g^R est supposée avoir pour coordonnées en pixel $(u + d(u, v), v, 1)$. La matrice de reconstruction $T_{d \rightarrow \text{Croix}}$ peut alors s'écrire :

$$T_{d \rightarrow \text{Croix}} = \begin{pmatrix} D_{00} & D_{01} & D_{02} & D_{03} \\ D_{10} & D_{11} & D_{12} & D_{13} \\ G_{00} - D_{00} & G_{01} - D_{01} & G_{02} - D_{02} & G_{03} - D_{03} \\ D_{20} & D_{21} & D_{22} & D_{23} \end{pmatrix}^{-1}$$

où

$$G = \begin{pmatrix} G_{00} & G_{01} & G_{02} & G_{03} \\ G_{10} & G_{11} & G_{12} & G_{13} \\ G_{20} & G_{21} & G_{22} & G_{23} \end{pmatrix}$$

et

$$D = \begin{pmatrix} D_{00} & D_{01} & D_{02} & D_{03} \\ D_{10} & D_{11} & D_{12} & D_{13} \\ D_{20} & D_{21} & D_{22} & D_{23} \end{pmatrix}$$

On calcule alors les coordonnées du point 3D dans le **Repère Croix** à partir de la carte de disparité :

$$(x, y, z, 1)^T = T_{d \rightarrow \text{croix}} \times (u, v, d(u, v), 1)^T$$

Si la valeur de disparité attribuée à un pixel est la valeur par défaut², alors on ne reconstruit pas de point 3D correspondant à ce pixel. En utilisant la librairie [SML93], une surface maillée, composée de triangles, est calculée. Les sommets des triangles (appelés vertex) sont les points 3D de coordonnées $(x, y, z, 1)$. **Texture** On associe également à chacun de ces vertex les coordonnées (u, v) de l'image droite du champ opératoire :

$$(su, sv, s)^T = (R^r)^{-1}(u_R^r, v_R^r, 1)^T$$

Les coordonnées de la texture associée à chaque point sont normalisées par la taille de l'image de façon à être stockées comme une texture VTK (coordonnées 2D comprises entre 0 et 1) dans le fichier VTK contenant la reconstruction stéréoscopique. **Lissage de la reconstruction** Les surfaces texturées, obtenues à cette étape du processus de reconstruction, sont appelées *les reconstructions stéréoscopiques brutes*. Elles contiennent encore des points aberrants. Les zones dans lesquelles les points n'ont pas été reconstruits sont des trous dans la surface, les trous de disparité. Pour obtenir les surfaces à visualiser, les surfaces brutes sont décimées³ et lissées par un filtre Laplacien. La décimation a pour but de soulager la carte graphique lors de la visualisation. Le lissage cherche à remplir les trous de disparités et à enlever les points aberrants. Les surfaces obtenues après ce lissage seront appelées dans la suite du manuscrit *les reconstructions stéréoscopiques lissées*. La génération d'une reconstruction stéréoscopique lissée, incluant donc la génération d'une reconstruction stéréoscopique brute à partir d'une paire d'image prend environ 30s sur un Pentium 4 2.40GHz avec une mémoire cache de 512 KB et 1 GB de RAM.

3.2.6 Visualisation

La transformation géométrique entre le patient et le modèle patient, $\text{CroixT}_{\text{IRM3D}}$, est calculée en début d'opération par le système de neuronavigation. Cette transformation est récupérée par connexion Ethernet avec la station de neuronavigation et appliquée en début d'opération au modèle patient. Le modèle patient est ainsi projeté dans le **Repère Croix**. Le modèle patient, composé de chaque élément segmenté et fusionné dans le même repère, recalés dans le **Repère Croix**, peut être visualisée par segmentation de surface, avec décimation et reconstruction de la surface. Dans notre cas, les triangles reliant chaque point, obtenu par la segmentation des surfaces, sont calculés par la méthode de triangulation de Delaunay. On calcule alors pour chaque facette la normale de cette facette de manière à obtenir un éclairage réaliste. On utilise la librairie de visualisation 3D open source VTK [SML93]. La figure 3.14 montre un exemple de triangulation. Durant l'intervention, chaque nouvelle reconstruction stéréoscopique est directement exprimée dans le **Repère Croix**. La fusion entre les informations réelles, qui sont données par les acquisitions stéréoscopiques, et le monde virtuel, qu'est le modèle patient, est alors directe pendant tout le reste de l'intervention. Le résultat de notre système de VA est une scène virtuelle représentant les surfaces 3D multimodales préopératoires⁴ et la surface 3D du champ opératoire, vue par le neurochirurgien à travers le microscope chirurgical, superposée sur cette scène virtuelle. C'est la reconstruction stéréoscopique lissée qui est affichée. Au final, dans la salle d'opération, le neurochirurgien pouvait visualiser cette scène de VA aux moments clefs de son intervention. Il pouvait interagir avec cette scène en éliminant objets 3D qui ne lui paraissaient pas importants à cette étape. Il pouvait changer la transparence, même de sa vision du champ opératoire. Il pouvait demander au manipulateur de charger les scènes qu'il avait choisies selon l'étape de la chirurgie. Il pouvait également, contrairement au système de réalité augmentée, changer le point de vue de la scène. Ce dernier point est un avantage important de la VA par rapport à la RA, comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent.

²Ce qui signifie qu'il n'a pas été validé

³Le nombre de triangles est diminué

⁴ou modèle patient

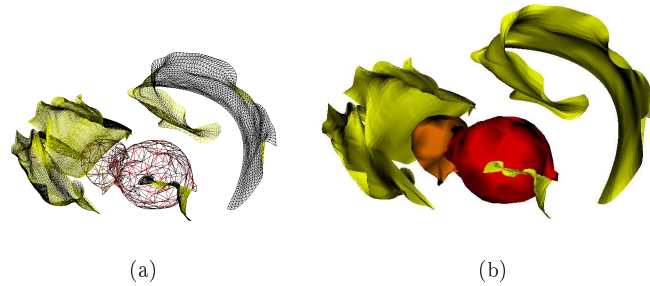


FIG. 3.14 – Représentation de la surface des volumes d'intérêt. (a) Les facettes ne sont pas remplies et permettent de voir la structure maillée des surfaces. (b) Les mêmes volumes avec les facettes remplies.

3.3 Méthode d'évaluation des performances

3.3.1 Étude de la précision du calibrage

Pendant le calibrage

Nous avons cherché à mesurer l'erreur résiduelle de la mise en correspondance des points dans les images utilisées pour le calibrage avec leur position 3D. Les résultats sont donnés dans la section 3.4.1.

Pendant l'intervention chirurgicale

Le drapage supplémentaire, par la housse stérile et un cache, entraîne une différence de luminosité entre les images avec et sans cache. Nous avons vérifié que ce cache n'entraînait pas de différence d'optique (figure 3.15). Les résultats sont donnés dans la section 3.4.1.

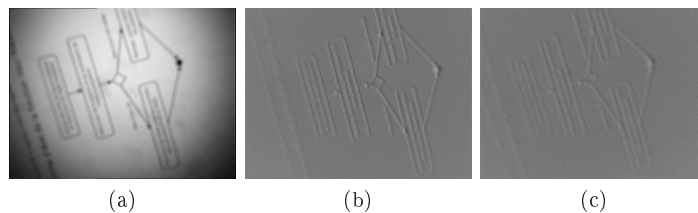


FIG. 3.15 – Différence entre les conditions cliniques et les conditions de calibrage : (a) Image gauche sans cache; (b) Image de différence entre l'image droite avec cache et l'image droite sans cache, avec la différence nulle ramenée à 128; (c) Image de différence entre l'image gauche avec cache et l'image gauche sans cache. La différence nulle a été ramenée à 128. Il n'y a pas de différence de position, uniquement des différences d'intensité.

Écart interoculaire des caméras

Les matrices de paramètres extrinsèques nous permettent de donner une approximation de la distance entre l'origine des deux repères caméras, soit de la distance entre les caméras, en calculant la transformation $EP_g \times EP_d^{-1}$.

Point principal

Dans la méthode d'Oliver Fleig [FDSJ01], le point principal (u_0, v_0) est forcé au centre de l'image. Nous avons cherché à évaluer l'erreur induite par cette hypothèse afin de choisir ou non de la conserver.

3.3.2 Evaluation des performances sur fantôme

Les performances de notre système de VA ont été étudiées sur un fantôme en conditions cliniques. Le fantôme utilisé était un crâne en résine, moulé à partir d'un crâne humain. Il a été texturé manuellement (figure 3.16(a)). La précision du système a été évaluée en compa-

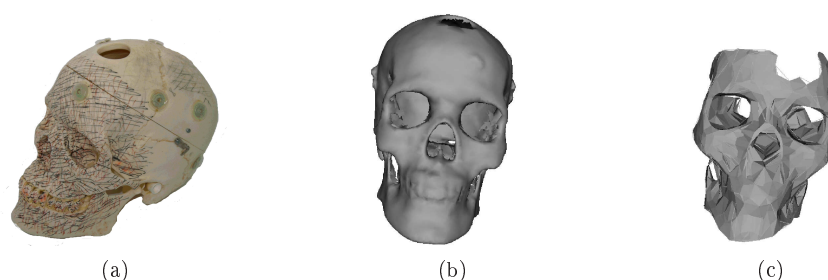


FIG. 3.16 – Surfaces de référence pour l'évaluation des performances de notre système de VA. (a) : Photographie du fantôme utilisé. (b) : Surface 3D segmentée à partir du scanner CT du fantôme utilisé pour la première et la seconde procédure d'évaluation des performances. (c) : Surface 3D obtenue par triangulation du nuage de 2000 points utilisée pour la troisième procédure d'évaluation des performances.

rant les reconstructions stéréoscopiques du fantôme, exprimées dans le **Repère Croix**, avec les surfaces de référence du fantôme, exprimées dans ce même **Repère Croix**. Trois procédures d'évaluation ont été utilisées pour évaluer les performances des reconstructions lissées et brutes. Nous nous sommes replacés en condition d'acquisition clinique, en considérant ce crâne comme un patient (figure 3.8(a)), sauf pour la housse de stérilisation. La première procédure avait pour but d'évaluer les performances globales du système de VA, en prenant en compte l'erreur de recalage patient-image. La surface de référence correspondante est représentée sur la figure 3.16(b). Le crâne, muni de fiduciaires artificiels, a été imagé par un scanner CT 3D. La surface du crâne a été segmentée dans ce scanner. La surface de référence était la surface du fantôme recalée dans le **Repère Croix**. Le but de la deuxième procédure était de vérifier l'effet du recalage image-patient sur les performances globales de notre système. Pour cette procédure, la surface de référence utilisée était la même que celle de la première procédure, mais recalée dans le **Repère Croix** en utilisant à la fois les fiduciaires artificiels et un nuage de 2000 points, acquis grâce au pointeur de neuronavigation. Le nuage de points couvrait la partie de la surface étudiée. La troisième et dernière procédure devait estimer l'erreur due au processus de reconstruction stéréoscopique seul, incluant l'erreur de calibrage de notre système. La surface de référence utilisée a été calculée à partir du nuage de 2000 points.

Un cadre standardisé de validation, présenté dans [JGM06], a été appliqué pour décrire ces trois procédures. Cette description est donnée dans le tableau 3.2.

L'effet de deux paramètres d'entrée a été étudié. Ces deux paramètres sont le niveau de brillance et la distance du microscope au champ opératoire. Le niveau de brillance correspond

TAB. 3.2 – Description des trois procédures d'évaluation

Ensemble des données d'évaluation	Crâne sec	Crane sec	Crane sec
Paramètres d'entrée	Propriété spéculaire, focale du microscope	Propriété spéculaire, focale du microscope	Propriété spéculaire, focale du microscope
Méthode à évaluer	scène VA	scène VA	précision reconstructions
Reconstructions	292 brutes 288 lissées	292 brutes 288 lissées	178 brutes 152 lissées
Référence	Scanner CT, recalage patient-image basé amers artificiels	Scanner CT, recalage patient-image basé amers artificiels et surface	2000 points acquis par le pointeur de navigation dans le repère croix
Erreur estimée des références	TRE	< TRE	Précision du pointeur
Fonction de transformation de la référence pour comparaison avec les données d'évaluation	Marching Cubes + extraction de la surface extérieure	Marching Cubes + extraction de la surface extérieure	Triangulation de Delaunay
Référence normalisée pour la comparaison	Surface extérieure de la référence	Surface extérieure de la référence	Surface de la face avant du crâne
Métrique d'évaluation pour comparer les reconstructions et la référence normalisée	ICP, distance d'un point à la surface	ICP, distance d'un point à la surface	ICP, distance d'un point à la surface
Mesure de la différence entre les reconstructions et la référence normalisée	i.médiane ^{a b} , i.max ^{a b} , i.RMS ^{a b} , i.stddev ^{a b} , S_R	i.médiane ^{a b} , i.max ^{a b} , i.RMS ^{a b} , i.stddev ^{a b} , S_R	i.médiane ^{a b} , i.max ^{a b} , i.RMS ^{a b} , i.stddev ^{a b} , S_R
Indice de qualité	Moyenne ^a , stddev ^a , max ^a , min ^a	Moyenne ^a , stddev ^a , max ^a , min ^a	Moyenne ^a , stddev ^a , max ^a , min ^a
Test statistiques	Test de Wilcoxon, ANOVA	Test de Wilcoxon, ANOVA	Test de Wilcoxon, ANOVA

^a en millimètre.

^b i.* marque les résultats de l'ICP.

au niveau de spécularité. La distance au champ opératoire est représenté par le changement de distance de mise au point. Deux valeurs d'état ont été attribuées à la brillance en rendant le crâne mat ou brillant. L'état brillant a été obtenu en couvrant le crâne de gel, l'état mat était l'état naturel du crâne. Deux distances très différentes du microscope ont été étudiées, correspondant aux distances de mise au point maximale et minimale. Le zoom utilisé était le même, minimal, de façon à conserver une vue entière du volet osseux.

Surfaces normalisées de référence Pour la première procédure, le fantôme crâne a passé un scanner CT haute résolution ($512 \times 512 \times 425$ avec une taille de voxel isotropique de 0.48 mm). Huit fiduciaires artificiels furent collés au crâne avant l'examen. Le crâne étant complètement rigide, on peut affirmer que les amers n'ont pas été déplacés entre l'examen et la procédure. Ces fiduciaires ont été identifiés dans les images du scanner CT. Ils ont été localisés dans le **Repère Croix** grâce au système de neuronavigation. La surface du crâne a été extraite en utilisant l'algorithme des *Marching Cubes* [LC87]. Comme l'os du crâne a une épaisseur, la surface extraite était constituée de deux surfaces : une intérieure et une extérieure. Pour pouvoir comparer les reconstructions à la surface, la surface de référence utilisée était la surface extérieure du crâne. Pour supprimer la surface intérieure, on a supprimé tous les triangles rencontrés par un lancer de rayon multidirectionnel depuis le centre de gravité du crâne. La transformation géométrique rigide, calculée entre le **Repère IRM3D millimétrique** et le **Repère Croix** grâce à l'appariement des fiduciaires, a ensuite été appliquée à la surface extraite. Pour obtenir une estimée de l'erreur de recalage, la *TRE (Target Registration Error)* sur l'ensemble de la surface a été calculée à partir de la *FLE* et de la *FRE (Fiducials Localisation Error et Fiducials Registration Error)* de la manière décrite dans [FWM98]. La surface de référence normalisée est donc la surface extérieure du crâne dans le **Repère Croix**.

Pour la deuxième procédure, on a utilisé la même surface de référence que pour la première procédure. La différence entre ces deux procédures est la façon dont le recalage patient-image a été calculé. Pour cette procédure, un nuage de 2000 points a été acquis en balayant la surface réelle du fantôme avec le pointeur de neuronavigation du système. Les coordonnées des points acquis étaient directement exprimées dans le **Repère Croix**. Elles n'ont donc pas d'autre source d'erreur que celle liée à la localisation du pointeur (pouvant être inférieure au millimètre, selon le constructeur) et aux faux mouvements d'acquisition (minimisés par attention). Le recalage de la surface extraite du scanner CT fut alors calculé en corrigeant le premier recalage basé fiduciaire par un recalage avec le nuage de points acquis. La transformation rigide entre le nuage de points et la surface du crâne a été calculée par ICP (*Iterative Closest Point*) [BM93]. La transformation obtenue est celle permettant de recalculer le nuage de points sur la surface du crâne, c'est la transformation inverse qui est appliquée pour recalculer le crâne dans le **Repère Croix**. Pour la troisième procédure, la surface de référence a été obtenue par triangulation du nuage de 2000 points acquis directement dans le **Repère Croix**. La méthode de triangulation utilisée était celle de Delaunay.

Données d'évaluation Chaque procédure d'évaluation a été réalisée deux fois, l'une pour les reconstructions stéréoscopiques brutes et l'autre pour les reconstructions stéréoscopiques lissées. Un plan factoriel complet de taille 4 (2 états de brillance \times 2 niveaux de mise au point) a été défini. Pour chaque combinaison, 75 paires d'images ont été acquises. Ces 300 paires d'images étaient acquises avec des points de vue différents du microscope, de façon à couvrir toute la face avant du crâne. Pour les deux premières procédures d'évaluation, les 300 surfaces ont toutes été étudiées. Dans la troisième procédure, on n'a conservé que les surfaces ayant un taux de recouvrement de 100% avec la surface générée par triangulation du nuage de points. Cette sélection a été faite manuellement. Le nombre de reconstructions stéréoscopiques conservées

était de 178.

Métrique de validation Pour les trois procédures, la métrique d'évaluation était la distance en millimètre entre chacun des vertex d'une reconstruction stéréoscopique et le point le plus proche dans la surface de référence. Chaque reconstruction stéréoscopique brute contient plus de 30 000 vertex. La recherche du point le plus proche était assurée par l'utilisation de l'algorithme ICP⁵. La surface source était la reconstruction stéréoscopique et la surface cible la surface de référence normalisée. Chaque résultat préfixé par ".i" correspond au calcul effectué pour une reconstruction stéréoscopique. Les résultats de l'ICP, pour chaque reconstruction stéréoscopique, étaient la médiane (notée i.médiane), l'écart type (noté i.stddev) et la valeur maximale (notée i.max) des distances calculées pour chaque point de la reconstruction stéréoscopique. On a également défini un taux de succès S_R comme le pourcentage de points reconstruits à une position correcte en rapport au nombre total de points. Ce taux de succès est donné par l'expression suivante :

$$S_R = R_R * Q_R * 100$$

où R_R est le taux de reconstruction défini comme le nombre de points reconstruits par rapport au nombre de pixels étudiés, Q_R est le taux de qualité, i.e., le rapport entre le nombre de points reconstruits avec une distance à la surface de référence inférieure à un seuil et le nombre total de points reconstruits. Le seuil a été posé à la valeur de la pire médiane.

Indices de qualité Les indices de qualité ont été définis de la manière suivante pour les trois procédures et sur l'ensemble des reconstructions stéréoscopiques étudiées :

- La résolution a été définie comme l'écart type et la valeur maximale des mesures i.médiane, i.max et i.stddev. La résolution est ici à prendre au sens du terme anglophone *precision*, i.e. une mesure de la répétabilité des mesures.
- La précision a été définie comme la moyenne des mesures i.médiane. La précision est une mesure de la différence entre les valeurs obtenues par la méthode évaluée et les valeurs obtenues par la méthode de référence.
- La robustesse a été définie comme les résultats obtenus pour la plus mauvaise combinaison du plan factoriel et par la valeur du taux de succès S_R .
- L'analyse de l'influence des paramètres d'entrée a été vérifiée par analyse de la variance des résultats sur les reconstructions stéréoscopiques classées dans le plan factoriel de taille 4 pour i.moyenne et R_R .

3.4 Résultats

3.4.1 Étude de la précision du calibrage

Pendant le calibrage

Pour chaque couple, 60 points sur les trois plans de la mire ont été extraits pour le calibrage des images provenant d'une caméra. Plusieurs sources d'erreurs apparaissent dans le calibrage. Premièrement, le calcul de la matrice de passage rigide du **Repère Mire** vers le **Repère Croix** était entachée d'une erreur de type TRE. La mire utilisée était une mire plane, déplacée à l'aide d'une crémaillère. Pour indication, l'erreur de recalage entre le **Repère Mire** et le **Repère Croix** à l'aide de l'identification des points au pointeur était de 0.64mm en moyenne quadratique (FRE). La FLE calculée était de 0.66 mm. Deuxièmement, l'extraction du centre des

⁵Pour plus de détail sur le recalage de surface, se référer au chapitre 5, section 5.1

TAB. 3.3 – Erreurs résiduelles de calibrage par réglages de microscope.

Caméra	Zoom	mise au point	Nb Points	Erreur Image (pixel)	Erreur Monde (mm)
Gauche	1.03	625	58	1.6 ± 0.6	0.19 ± 0.07
Droite	1.03	625	60	1.5 ± 0.6	0.18 ± 0.07
Gauche	1.03	403	25	1.1 ± 0.4	0.13 ± 0.05
Droite	1.03	403	59	1.3 ± 0.6	0.15 ± 0.07
Gauche	1.03	486	53	1.5 ± 0.6	0.17 ± 0.07
Droite	1.03	486	60	1.6 ± 0.6	0.18 ± 0.06
Gauche	1.2	589	60	1.4 ± 0.6	0.14 ± 0.66
Droite	1.2	589	60	1.99 ± 0.6	0.20 ± 0.07
Gauche	1.46	486	45	1.3 ± 0.4	0.11 ± 0.04
Droite	1.46	486	56	1.3 ± 0.6	0.11 ± 0.05
Gauche	1.46	625	58	2.0 ± 0.7	0.18 ± 0.06
Droite	1.46	625	58	2.5 ± 0.7	0.22 ± 0.06

points peut présenter une erreur de quelques pixels. Troisièmement, nous avons soigneusement mesuré la distance entre les points de la mire. Nous avons vérifié qu'elle était régulière dans les trois directions. Mais une erreur de mesure ou de fabrication de la mire est possible. Notre méthode de calibrage calcule par approximation les paramètres extrinsèques et intrinsèques. L'erreur résiduelle est calculée par image et donnée dans le tableau 3.3 :

- entre les positions dans l'image des points utilisés pour le calcul du calibrage, et celle calculé par projection des points 3D dans l'image, utilisés pour le calibrage image. Cette erreur est donnée dans la colonne Erreur Image, en pixel, sous la forme moyenne et écart type pour toutes les images correspondant au couple calibré.

- entre les positions 3D dans le **Repère Caméra**, des points 3D mesurés et utilisés pour le calibrage, et les positions 3D dans le **Repère Caméra** des points images. La position des points mesurés est obtenue dans le **Repère Caméra** en appliquant la matrice des paramètres extrinsèques. La position 3D des points images dans le repère Caméra est calculée à partir des paramètres intrinsèques. Cette différence est exprimée en millimètres dans la colonne Erreur Monde du tableau, sous la forme moyenne et écart-type.

Pendant l'intervention chirurgicale

Différence entre les conditions cliniques et les conditions de calibrage Il y a une différence d'intensité qui n'influe pas la pertinence du calibrage mais qui par contre change légèrement l'intensité et sa répartition, avec une diminution de 9 niveaux de la médiane de l'histogramme d'intensité en niveau de gris (256 niveaux de gris) et de 2 niveaux en écart-type, lorsque le cache est posé, par rapport aux images acquises en absence de cache pour les images gauche et droite.

Absence d'interpolation des couples calibrés Nous demandions au neurochirurgien de se placer dans une des configurations calibrées lorsqu'il souhaitait faire une acquisition stéréoscopique. La configuration la plus utilisée en clinique était la configuration zoom minimale, distance de mise au point maximale (1.03-625) ce qui nous permettait d'avoir tout le champ opératoire.

Carte d'acquisition vidéo à une entrée L'échec de la mise en correspondance par corrélation en clinique est plus important que celui quantifié sur un fantôme fixe. Nous expliquons cette différence par l'acquisition alternative des images gauche et droite. En effet, la carte d'acquisition vidéo utilisée ne peut gérer qu'un flux vidéo en entrée. Après chaque acquisition, notre algorithme d'acquisition stéréo demande à un commutateur externe, par le biais du port parallèle de la station informatique, de changer de caméra. Entre la demande d'acquisition de l'image gauche et le début d'acquisition de l'image droite, nous avons réglé l'attente à 2 secondes en prenant en compte le temps de commutation et le temps d'acquisition de l'image gauche. Ces 2 secondes sont suffisantes pour qu'un changement se produise dans le champ opératoire.

Écart interoculaire des caméras

La valeur de l'écart interoculaire varie entre 46.53 et 57.314 millimètres, ce qui montre bien que les paramètres s'auto-compensent, cette distance ne devant pas varier. Cependant, les résultats obtenus en précision de localisation et de reconstruction sont très satisfaisants. Le modèle sténopé est un bon modèle, mais il faut garder en tête que les paramètres n'ont pas de valeur physique.

Point principal

Les deux tableaux suivants illustrent les résultats de calibrage obtenus, pour le même objectif, à partir de deux ensembles différents de 18 points étalons; les valeurs imposées sont en gras.

Rapport des dimensions du pixel	1.00834	1.00822	1
Coordonnées (en pixel) du point principal	-102/-46	0/0	0/0
Écart moyen (en pixel) Point projeté-point image	0.80	0.80	0.94
Écart maximal (en pixel) Point Projeté-point image	1.58	1.76	2.68
Rapport des dimensions du pixel	1.00823	1.00798	1
Coordonnées (en pixel) du point principal	-72/56	0/0	0/0
Écart moyen (en pixel) Point projeté - point image	0.86	0.86	1.12
Écart maximal (en pixel) Point projeté - point image	1.54	1.51	2.04

De toute évidence les instabilités du calcul ne permettent pas de déterminer une position fiable du centre optique puisque les valeurs obtenues sont sensiblement différentes et que les écarts moyen et maximal "point projeté - point image" ne sont guère affectés en imposant au centre optique de se trouver au centre de l'image. Par contre, au vu des mêmes éléments, il paraissait nécessaire de laisser libre le paramètre constitué par le rapport des 2 dimensions du pixel.

3.4.2 Résultats de l'évaluation de performance

Influence des paramètres d'entrée Pour étudier l'effet de la distance du microscope au champ, exprimée par la focale correspondant à la mise au point, et l'effet de la propriété spéculaire du champ sur la performance, les reconstructions stéréoscopiques ont été classées dans le plan factoriel de taille 4 décrit dans la section 3.3. La distribution de i .médiane est montrée sur la figure 3.17 pour les trois procédures. L'effet des paramètres n'est pas corrélé à la procédure utilisée. Une analyse de la variance (ANOVA) à deux facteurs (mise au point et brillance) de la valeur de i .moyenne et du taux de reconstruction R_R a été réalisée sur les échantillons de la première procédure. Les résultats de cette analyse sont montrés sur la figure

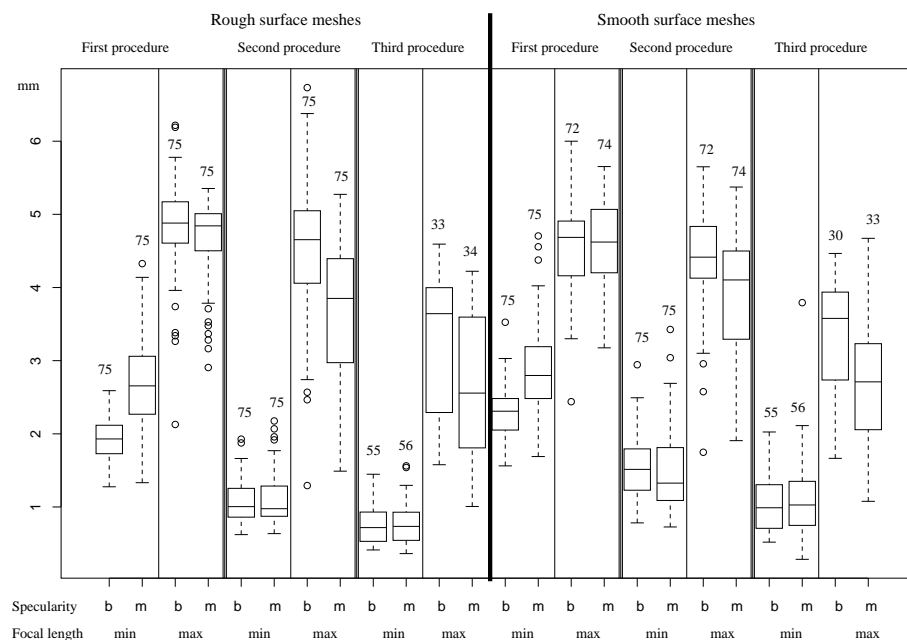


FIG. 3.17 – Résultats de l'évaluation des performances de la méthode de VA. Les boîtes à moustache donnent la distribution de la médiane de la distance, en millimètre, entre les reconstructions stéréoscopiques et la surface de référence pour chaque échantillon correspondant à une combinaison du plan factoriel et pour les trois procédures d'évaluation. Le nombre indiqué sous chacune des boîtes à moustache est le nombre de reconstructions stéréoscopiques de l'échantillon. Les abréviations m et b signifient champs mat et champs brillant, respectivement.

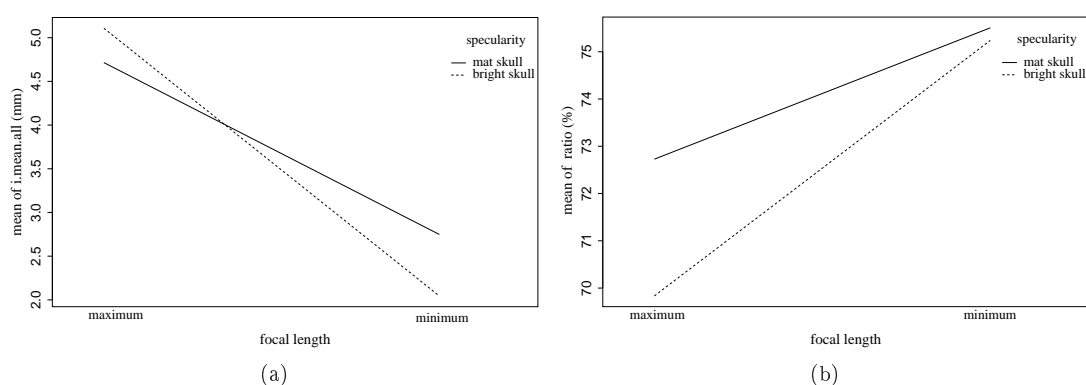


FIG. 3.18 – Résultats de l'analyse des effets des paramètres sur la première procédure d'évaluation, avec les reconstructions stéréoscopiques brutes. L'ANOVA a été réalisée avec les deux facteurs mise au point et brillance : (a) Résultats pour la moyenne des i.moyenne ; (b) Résultats pour la moyenne du taux de reconstruction R_R .

3.18. Le fort impact de la distance au champ a été supposé parce que la mise au point avait un impact significatif sur la valeur de i.moyenne. (p-value $\leq 2,2e^{-16}$). La différence moyenne de résultat était de 2,5mm. L'influence de la distance sur le taux de reconstruction est également significative mais moins importante (p-value $\leq 9e^{-7}$). On a trouvé des résultats similaires lors de l'étude des reconstructions lissées.

Résultats de la première procédure Nous avons étudié 300 reconstructions brutes et 296 reconstructions lissées. La différence de quatre reconstructions s'explique par un échec de l'interpolation pour le lissage. Aucune surface lissée n'a été reconstruite pour les 4 reconstructions brutes à faible taux de reconstruction. La valeur de i.médiane, calculée sur plus de 30 000 vertex pour chacune des 150 reconstructions brutes avec la distance de mise au point minimale, avait une valeur moyenne de $2,29 \pm 0,59$ mm avec un troisième quartile⁶ à 2,65mm et une valeur maximale de 4,32mm. Pour les 146 reconstructions lissées, les valeurs de l'indice i.médiane étaient légèrement plus élevées, avec une valeur moyenne de $2,56 \pm 0,57$ mm et une valeur maximale de 4,61mm. Les résultats sur l'ensemble des reconstructions donnaient les résultats suivants (les 2 distances de mise au point confondues) : $3,47 \pm 1,36$ mm et $3,53 \pm 1,17$ mm pour les reconstructions brutes et lissées respectivement. La TRE moyenne était de 3 mm sur la partie frontale du crâne où les images stéréoscopiques ont été acquises. Un test non-paramétrique de Wilcoxon a montré que 95% des reconstructions stéréoscopiques avaient une valeur de i.RMS⁷ pouvant être considéré comme inférieure à la TRE pour l'ensemble des reconstructions. Le taux de succès S_R avait une valeur moyenne de 62,15% avec un seuil de 5mm pour l'ensemble des reconstructions brutes. Le plus bas taux de succès trouvé sur l'ensemble des reconstructions brutes était de 24,38%. Cependant, 219 des 300 reconstructions brutes avaient une valeur de S_R supérieure à 55%. Le meilleur résultat pour S_R , de 84,15%, a été obtenu pour un champ brillant (qui correspond à une spécularité forte) et une valeur de distance de mise au point minimale (distance la plus proche).

Résultats de la deuxième procédure Pour chacune des 150 reconstructions brutes avec la distance de mise au point minimale, la valeur i.médiane avait une valeur moyenne de $1,09 \pm 0,31$ mm avec un troisième quartile de 1,26 mm et une valeur maximale de 2,17mm. Pour les 146 reconstructions lissées avec la distance de mise au point minimale, les valeurs étaient légèrement plus élevées avec une moyenne des i.médiane à $1,8 \pm 0,45$ mm. Pour les deux valeurs de focales confondues, la plus grande valeur de i.médiane était de 6,73mm pour les reconstructions brutes et de 5,65 mm pour les reconstructions lissées.

Résultats de la troisième procédure Le nombre de reconstructions (sélectionnées par rapport à leur taux de recouvrement avec la surface de référence) ayant une mise au point minimale est de 111. Pour ces 111 reconstructions, la moyenne des i.médiane était de $0,76 \pm 0,27$ mm pour les reconstructions brutes et de $1,07 \pm 0,47$ mm pour les surfaces lissées. Pour la distance de mise au point minimale, un test non paramétrique de Wilcoxon a montré que l'indice i.médiane pouvait être considéré comme inférieur à 1mm (p-value $\leq 10^{-11}$), pour les reconstructions brutes, et à 1,5mm (p-value $\leq 10^{-16}$) pour les reconstructions lissées.

3.4.3 Description d'un cas clinique

Notre système a été utilisé sur 6 cas cliniques, en complément de la réalité augmentée. La figure 3.19 montre la complémentarité de ces informations. Les pathologies du cerveau traitées

⁶75% des points

⁷Root Mean Square, équivalent au calcul de la TRE et plus élevé que la moyenne en général

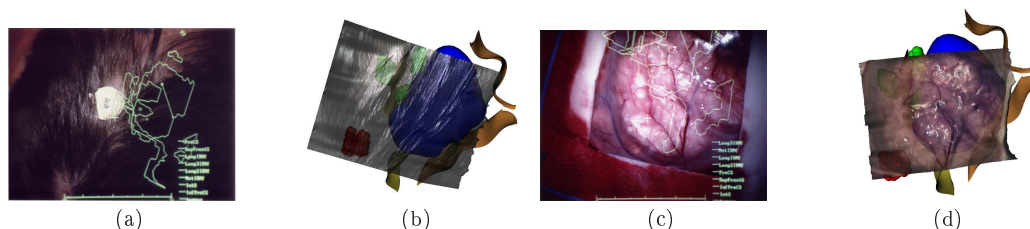


FIG. 3.19 – Vues de RA et VA du champ opératoire obtenues à deux étapes de l'intervention chirurgicale pour le patient décrit dans la section 3.4.3 (gliome de bas grade) : (a) et (b) Avant le rasage et l'incision de la peau; (c) et (d) Après ouverture de la dure-mère. (a) et (c) sont les vues qu'a le neurochirurgien dans l'oculaire gauche du microscope. Les contours 2D sont l'intersection du modèle patient avec le plan focal du microscope. (b) et (d) sont les vues correspondantes de la scène de VA, affichées sur un écran extérieur.

lors des interventions étaient trois cavernomes et trois tumeurs de bas grade. Nous allons décrire l'utilisation de notre système de virtualité augmentée pendant la résection d'un gliome de bas grade sur un patient de sexe masculin âgé de 31 ans. Le patient a bénéficié d'une IRM 3D et d'IRM fonctionnelle à paradigme d'activation moteur et langage. Les surfaces 3D des zones d'intérêt ont été automatiquement ou semi-automatiquement segmentées à partir des images IRM 3D. Les zones d'intérêt anatomiques extraites étaient le cortex, la peau, la lésion cible, les parties supérieure et inférieure du sillon frontal et les parties moyenne et supérieure du sillon pré central. L'IRM fonctionnelle a été recalée sur l'IRM 3D T1. Elle a révélé que les activations linguistiques étaient principalement localisées dans la partie postérieure et inférieure de la lésion. Les activations motrices étaient situées derrière le sillon pré central, à environ 10 millimètres de la partie postérieure de la lésion. Cette information fonctionnelle a été également extraite et stockée au format de fichier VTK comme surface 3D. Une scène entière 3D a été créée. Pour chacune des surfaces 3D, un niveau de transparence et une couleur a été choisie (figure 3.4). Pendant la phase de préparation du geste chirurgical ou planning, le neurochirurgien pouvait interagir avec les images originales IRM enrichies des segmentations des zones d'intérêt et avec la scène 3D obtenue à partir de ces images. Pendant la chirurgie, le recalage image-patient $\text{ImageT}_{\text{Croix}}$ a été calculé en utilisant des fiduciaires anatomiques et un nuage de points pris sur la partie frontale de la tête du patient. Cette transformation a été appliquée à la scène 3D préopératoire. La position du patient pour la chirurgie était un décubitus dorsal en position semi-assise. Une première reconstruction stéréoscopique de la peau a été acquise (figure 3.20). Les reconstructions stéréoscopiques du champ opératoire étaient accessibles en une minute dans le **Repère Croix**, y compris le temps de lancement manuel de l'application. Cette reconstruction a permis au neurochirurgien de vérifier le recalage image-patient. Après l'incision du scalp, une deuxième reconstruction stéréoscopique a été demandée par le neurochirurgien pour l'aider à comprendre la relation entre le champ opératoire et le modèle patient. Après la craniotomie, une nouvelle acquisition d'images stéréoscopiques de la dure-mère a été effectuée (figure 3.21). Pendant l'ouverture de la dure-mère, l'arachnoïde a été soigneusement conservée pour limiter les déformations. Une reconstruction stéréoscopique de l'arachnoïde est montrée sur la figure 3.22. Le neurochirurgien pouvait vérifier l'information fonctionnelle et anatomique en naviguant dans la scène de VA, ce que ne lui permettait pas la réalité augmentée. A l'ouverture de l'arachnoïde, la surface corticale s'est déformée. Une nouvelle reconstruction stéréoscopique du champ opératoire fut alors calculée et a permis au neurochirurgien de mieux appréhender la déformation. La VA a permis dans cette étape d'évaluer les déformations anatomiques d'un

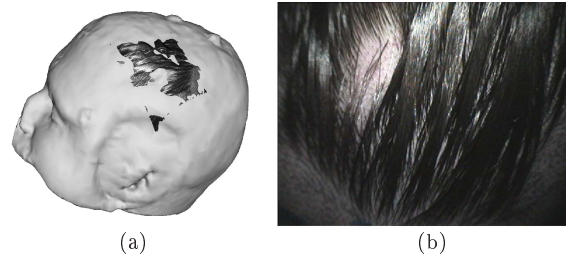


FIG. 3.20 – Scène de VA obtenue avant le rasage et le scalp de la peau pour le patient décrit dans 3.4.3. (a) La peau a été segmentée depuis l'examen IRM 3D et recalé dans le **Repère Croix** par $\text{ImageT}_{\text{Croix}}$. La reconstruction stéréoscopique de la peau était directement obtenue dans le **Repère Croix**. (b) Une des deux images prises grâce aux caméras dans le microscope.

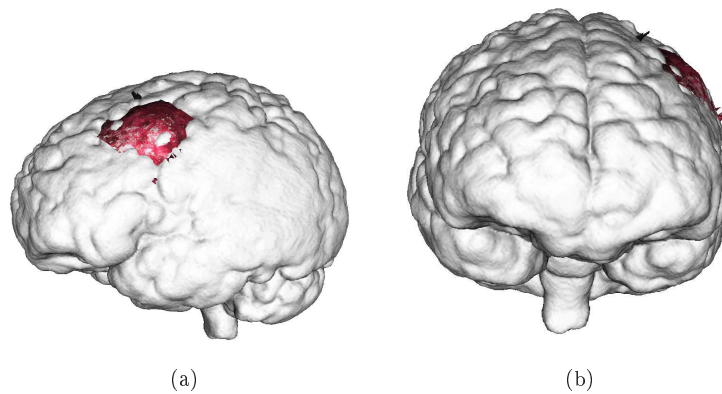


FIG. 3.21 – Scène de VA avant ouverture de la dure-mère pour le patient décrit. Le cerveau a été segmenté sur l'image 3D de référence anatomique IRM et recalé rigidement dans le repère du patient en position d'être opéré en utilisant $\text{ImageT}_{\text{Croix}}$. Sur le cerveau est affichée une reconstruction stéréoscopique de la surface du cerveau avant ouverture de la dure-mère : (a) Vue latérale gauche ; (b) Vue antérieure. La reconstruction stéréoscopique est très proche de la surface segmentée du cerveau, malgré les sources potentielles d'erreur due à la méthode de reconstruction stéréoscopique, à la segmentation et aux déformations.

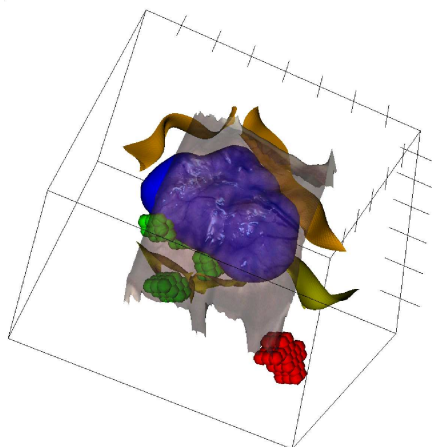


FIG. 3.22 – Scène de VA après ouverture de la dure-mère pour le patient décrit. Il s’agit de la même scène que celle de la figure 3.19(d) mais d’un point de vue différent. La transparence de la surface a été modifiée. Le cube donne l’échelle de la figure : un échelon correspond à 1cm.

point de vue quantitatif, aussi bien pour le neurochirurgien que pour les personnes dans la salle suivant l’opération sur la colonne vidéo 2D et qui habituellement ne voient pas ces déformations. En effet, la vidéo 2D seule ne permet pas de montrer les déformations. La figure 3.23 montre une déformation de l’ordre du centimètre. A la fin de la chirurgie, une nouvelle reconstruction

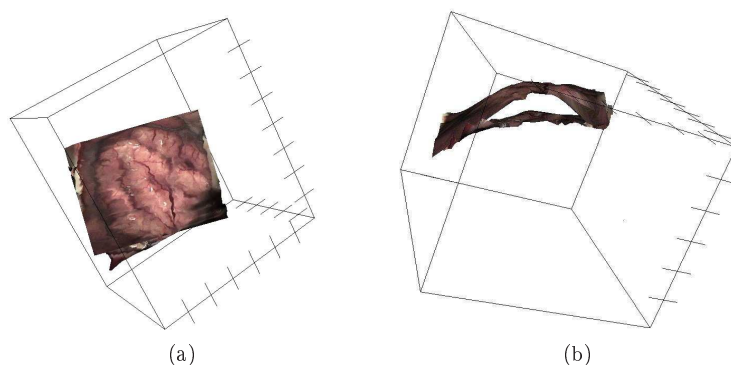


FIG. 3.23 – Scène de VA avant et après ouverture de l’arachnoïde pour le patient décrit. (a) et (b) : deux points de vue différents de la même scène montrant le phénomène des déformations cérébrales opératoires (voir le chapitre 4.1.2)

stéréoscopique de la cavité d’exérèse a été faite. La scène de VA a confirmé l’importance des déformations anatomiques puisque les images préopératoires sont devenues obsolètes (figure 3.24). Ce cas est représentatif de l’ensemble des cas cliniques testés, mais il s’agit de celui pour lequel le plus grand nombre d’étapes a donné lieu à des reconstructions stéréoscopiques. Les acquisitions sur la peau n’ont pas eu lieu pour trois cas sur six, parce que le microscope chirurgical n’a été branché qu’après la craniotomie. La mise en place d’un protocole d’acquisition a permis de résoudre ce problème. Pour deux cas, des reconstructions stéréoscopiques après

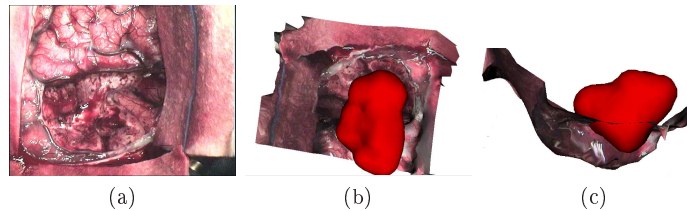


FIG. 3.24 – VA en fin d'exérèse : (a) une prise de vue du microscope chirurgical ; (b) la scène de VA vue du dessus ; (c) la scène de VA vue de profil. Si les déformations ne sont pas corrigées, la scène préopératoire devient obsolète. La lésion devrait se trouver dans la cavité d'exérèse.

fermeture de la dure-mère ont été acquises, mais présentaient peu d'intérêt aux sens de l'aide à la décision. Des absences de reconstruction stéréoscopique pendant ou après l'exérèse sont à déplorer pour deux cas, le réglage du microscope ne faisant pas partie des couples calibrés. Nous n'avions pas voulu ralentir l'intervention chirurgicale en demandant à ce moment critique de modifier les réglages du microscope.

3.5 Discussion

Nous avons développé un système de VA pour la neurochirurgie qui affiche des surfaces stéréoscopiques 3D texturées du champ opératoire dans un modèle multimodal 3D du patient. Ce système de VA est totalement non invasif et ne requiert pas de matériel supplémentaire coûteux. Il ne modifie pas l'espace du bloc opératoire, sauf pour la station extérieure. L'évaluation des performances réalisées pour deux calibrages a montré la faisabilité du système. Les premiers cas cliniques ont montré son utilité.

3.5.1 Évaluation des performances

Le système inclut un grand nombre de composants logiciels, chacun pouvant être une source d'erreur potentielle. Ces composants sont la localisation 3D, le recalage patient-image, l'identification des fiduciaires, le calibrage et l'algorithme de reconstruction stéréoscopique. Trois procédures d'évaluation ont été appliquées pour différencier l'erreur globale du système et l'erreur intrinsèque liée à l'algorithme de reconstruction stéréoscopique, incluant l'erreur de calibrage. La précision du système global a été calculée par les deux premières procédures, basées sur la comparaison avec la surface externe du scanner CT recalé dans le **Repère Croix**. Pour la première procédure, la précision du système globale était du même ordre de grandeur que l'erreur de recalage patient-image. Les résultats étaient meilleurs pour la deuxième procédure. Pour la deuxième procédure, l'erreur de recalage ne pouvait pas être calculée précisément. Cependant, dans [MHM⁺98], Maurer a montré que le recalage patient-image, basé sur une combinaison de fiduciaires et de surface, comme utilisé dans la deuxième procédure, avait une erreur moins élevée que le recalage basé amers seuls. Nous avons ainsi montré que le recalage patient-image était la principale source d'erreur de notre système de VA. La précision des reconstructions stéréoscopiques a été calculée en appliquant la troisième procédure basée sur la comparaison des reconstructions stéréoscopiques avec la surface de référence créée à partir du nuage de points. La troisième procédure est donc sans erreur de recalage. La précision obtenue pour les reconstructions lisses, destinées à être affichées, était de 1,5mm. Elle était encore meilleure pour les reconstructions stéréoscopiques brutes. Avec la distance de mise au point minimale, la résolution

définie par l'écart type des résultats était inférieur à 0,6mm pour les trois procédures d'évaluation et pour les deux types de reconstruction. Nous avons également montré la robustesse de notre système. Les 300 paires d'images stéréoscopiques acquises ont permis d'obtenir 100% de reconstructions brutes visuellement correctes, et 98,6% de reconstructions lissées. Les échecs du lissage des 4 reconstructions stéréoscopiques brutes concernées peuvent être expliqués par leur faible taux de reconstruction. Les différences de performances dues au changement de mise au point, et donc à la distance de travail, s'expliquent par la diminution de résolution lorsqu'on s'éloigne du champ. Les tailles de champs opératoires couvertes par les images de résolution 768×576 pixels est alors de 4×3 cm pour la distance de mise au point minimale et 8×6 cm pour le réglage de distance de mise au point maximale, ce qui représente un rapport de résolution de 2. Par ailleurs, notre méthode d'évaluation de la performance de notre système est limitée par la métrique utilisée. En effet, le fait de prendre le point le plus proche au sens de la distance euclidienne peut conduire à une surévaluation des performances car la métrique utilisée n'est pas symétrique. Cependant, l'utilisation d'estimateur statistique tel que la médiane pour représenter les résultats de toutes les distances points-surface d'une reconstruction stéréoscopique (≥ 30000) permet de modérer cette sous-estimation de la distance.

3.5.2 Comparaison avec d'autres travaux

Dans la méthode de reconstruction stéréoscopique de notre système, il n'y pas d'approximation à un modèle pour les reconstructions stéréoscopiques, à part une approximation linéaire très locale, contrairement à [SFR⁺03a] où une approximation des reconstructions stéréoscopiques est obtenue par un modèle sphérique. Le modèle de sphère ne nous semble pas adapté ici, la déformation nous semblant être de plus haut degré. Une nappe polynomiale de degré faible pourrait être plus adaptée. De plus, les zones locales trop sombres ou avec de trop grandes zones de spécularité n'affectent pas la précision du reste de la reconstruction. Si un pixel n'est pas bien apparié entre les deux images, alors il n'est pas reconstruit, mais sans incidence sur le reste de la reconstruction stéréoscopique, ce qui n'est pas le cas dans [STD00]. La plupart des études de performance de système de reconstruction de surface en chirurgie se limitent à vérifier visuellement l'accord des résultats ou à prendre seulement quelques points de vérification. C'est le cas dans [SFR⁺03a] où la précision est étudiée sur cinq points d'une seule reconstruction stéréoscopique, tandis que nous étudions plus de 30 000 points, pour chacune des 178-300 reconstructions brutes, et plus de 5 000 points, pour chacune des 152-296 reconstructions lissées.

Notre système est un système de visualisation mixte, qui a pour but de fusionner une vision du réel, i.e., le champ opératoire du neurochirurgien, avec le virtuel, i.e., le modèle patient issu des images préopératoires. Comme on l'a vu dans le chapitre 2, il y a deux approches concurrentes : la réalité augmentée (RA) et la virtualité augmentée (VA). Un des arguments en faveur de la RA, dans notre cas, est que le neurochirurgien focalise son attention sur une seule zone de l'espace, le champ opératoire. L'affichage de contours dans le microscope permet au neurochirurgien de ne pas avoir à quitter son champ de vue pendant l'opération. Cependant, à certains moments de l'opération, le neurochirurgien enlève le microscope du champ opératoire. La craniotomie, par exemple, n'est jamais pratiquée sous microscope. L'information de réalité augmentée disparaît à ce moment, ce qui se traduit par le besoin du neurochirurgien de concrétiser l'information à ce moment. Continuer à afficher la scène rigide de VA, sur un écran à côté, pourrait l'aider à continuer de faire le lien. Par ailleurs, après ouverture de la dure-mère et avant de commencer la résection ou au moment du choix de l'arrêt de l'exérèse, le neurochirurgien quitte des yeux le microscope chirurgical pour faire une pause ou pour prendre sa décision. A ces moments, les scènes de VA affichées sur un écran extérieur sont utiles. La VA permet aussi expliquer l'information de réalité augmentée lorsque l'information est trop chargée ou que le plan de coupe ne montre pas tous les éléments de la scène. Contrairement à la réalité

augmentée, la base virtuelle de notre système permettait de tourner la scène à volonté. Elle permettait ainsi de ne plus voir seulement sous la réalité mais aussi autour.

3.5.3 Avantages et limitations de notre système de VA

Notre système est indépendant du logiciel et du système de neuronavigation. Il a été utilisé d'abord sur un système SMN de ZEISS, STN_{SNN} de SNS et sur la station Treon StealthStation de Medtronic. Notre système n'ajoute pas de matériel supplémentaire encombrant en salle d'opération. Actuellement une station de travail externe supplémentaire est ajoutée en salle. On peut tout à fait imaginer d'afficher et de calculer la scène sur une seule station de neuronavigation. Les caméras S2, matériel compatible ZEISS NC4, pourraient tout à fait être remplacées par un autre système. En effet les caméras stéréoscopiques sont en option sur la plupart des microscopes chirurgicaux. Les microscopes chirurgicaux les plus récents permettent l'acquisition directe d'un signal vidéo numérique provenant des deux oculaires. De plus comme la position du microscope chirurgical est suivie par le système de neuronavigation, il n'y a pas besoin de rajouter de matériel supplémentaire de suivi. L'ajout de nouvelles modalités d'imagerie, se fait de façon immédiate, en recalant simplement ces nouvelles modalités dans le repère de l'examen IRM 3D de référence et en rajoutant ces informations dans le modèle patient. De la même manière, on peut imaginer recalculer des informations provenant d'atlas numériques. Dans notre choix d'implémentation, nous sommes dépendants du recalage patient-image calculé par la station de neuronavigation. Une autre limitation importante de notre système est due aux déformations que subit le cerveau pendant une opération et qui rend le modèle patient obsolète comme nous le verrons dans la partie suivante.

Conclusion partielle

Pour conclure cette partie, notre système de VA doit être utilisé en complément de la RA. Il permet de faciliter la compréhension des relations spatiales complexes entre le champ opératoire et le modèle patient. En effet, de plus en plus d'informations sont disponibles et utiles en neurochirurgie, rendant le modèle patient de plus en plus riche et de plus en plus complexe. Grâce à notre système, le neurochirurgien et le personnel clinique peuvent interagir avec la scène 3D en salle d'opération. Ce système est également une aide pédagogique importante, puisqu'elle reflète plus la vision du champ opératoire et la connaissance du neurochirurgien qu'un simple affichage dans une colonne vidéo 2D, comme actuellement en salle d'opération. Comme nous l'avons souligné dans la discussion du chapitre 2, il faut une réelle évaluation des informations apportées par chaque système, c'est-à-dire déduites de la perception de la visualisation mixte par le chirurgien, mais aussi par les autres acteurs du bloc opératoire, pour pouvoir évaluer les différents modes de visualisation selon les étapes opératoires. Une limitation importante du système présenté sont les déformations anatomiques peropératoires. Après l'ouverture de l'arachnoïde, les déformations de la surface du cortex sont significatives et l'information préopératoire ne correspond plus à la réalité anatomique du patient. Par conséquent, les surfaces 3D segmentées dans les examens préopératoires s'affichent décalés par rapport aux reconstructions stéréoscopiques de la surface, puisque les reconstructions stéréoscopiques de la surface donnent la réalité anatomique du patient. Notre système de VA perd donc de son intérêt lorsque le cerveau se déforme. Cependant, la précision montrée des reconstructions stéréoscopiques brutes est suffisamment élevée pour imaginer s'en servir comme outil de détection et quantification de ces déformations. La détection et la quantification des déformations, ainsi que l'ajout dans notre système de virtualité d'un autre type d'information visuelle qu'est la quantification du déplacement, feront l'objet de la prochaine partie. Nous présenterons d'abord le phénomène des déformations anatomiques peropératoires et l'état de l'art des méthodes de détection, quantification et correction, dans le chapitre 4. Dans le chapitre 5, nous présenterons la méthode proposée, basée sur le flux vidéo provenant du microscope chirurgical et sur les surfaces acquises par stéréoscopie, et nous étudierons ses performances.

Deuxième partie

Suivi des Déformations
Anatomiques Peropératoires en
Neurochirurgie guidée par l'image

Dans cette partie, nous souhaitons montrer qu'il est possible d'augmenter la précision du lien entre réel et virtuel en augmentant la précision du recalage patient-image. On augmente la précision du recalage patient-image, grâce à la vidéo provenant du microscope chirurgical, et à la méthode de stéréoscopie décrite en 3. L'hypothèse utilisée dans le chapitre précédent était que la transformation entre le patient en salle d'opération et son imagerie préopératoire est rigide. La géométrie du patient est considérée identique à celle qu'il avait au moment de l'acquisition des images préopératoires. Or cette hypothèse est fautive : le cerveau subit des déformations peropératoires se produisant principalement lors de l'ouverture des méninges le protégeant et lors de la disparition de matière, par exemple le LCS, les tissus sains et tumoraux. On ne réfute pas complètement l'hypothèse de la correspondance rigide entre les images préopératoires et le patient. On considère qu'il ne s'agit que d'une première approximation qu'il faut corriger par une mise à jour peropératoire de la position des structures anatomiques. Cette mise à jour s'appuie sur la déformation en surface calculée grâce aux reconstructions stéréoscopiques.

Chapitre 4

État de l’art sur les déformations anatomiques cérébrales peropératoires

Dans ce chapitre, nous allons décrire le phénomène complexe des déformations peropératoires en neurochirurgie d’un point de vue temporel et spatial, en insistant sur leur aspect multi-paramétrique. Après avoir énuméré les paramètres explicatifs des déformations peropératoires dans la sous-section 4.1.1, nous donnerons l’amplitude de ces déformations, telles que décrites dans la littérature, et leur répartition dans le cerveau dans la sous-section 4.1.2. Dans la section 4.2, nous présenterons les approches de prise en compte de ces déformations dans la littérature, en soulignant leurs limitations. A la fin de ce chapitre, nous justifierons la solution proposée, basée sur le recalage de deux reconstructions stéréoscopiques avant et après déformation. Dans le chapitre 5, nous détaillerons la solution proposée et montrerons son intérêt clinique. Après un bref état de l’art des méthodes de recalage entre deux surfaces, nous proposerons une nouvelle source d’information pour la mise en correspondance : le flux vidéo provenant du microscope chirurgical. Nous présenterons alors la méthode développée pour notre problème spécifique par rapport au type de surfaces traitées et aux déformations attendues.

4.1 Les déformations anatomiques peropératoires en neurochirurgie

Les déformations peropératoires en neurochirurgie sont un phénomène complexe 4D, spatial et temporel, qui nuit à la précision de la neurochirurgie guidée par l’image. Les premières mentions de cette source d’erreur sont faites dès 1986 [KKG86] pour la stéréotaxie avec cadre. Ce phénomène est complexe parce que non similaire d’un patient à l’autre et non cyclique, contrairement aux déformations dues aux battements cardiaques ou à la respiration. Il dépend de paramètres qui sont rarement maîtrisables. Il ne s’agit pas d’une simple translation suivant la direction de la gravité, due à son propre poids. Les nombreux paramètres, influençant ces déformations, sont étudiés dans la prochaine sous-section 4.1.1. L’amplitude et la répartition des déformations observées dans la littérature du domaine sont décrites chronologiquement, selon les étapes d’une intervention chirurgicale, dans la sous-section 4.1.2.

4.1.1 Paramètres explicatifs de ces déformations

Pour comprendre les paramètres influençant les déformations, une méthodologie ontologique a été suivie [CAPMJ06]. La première étape a été d'identifier de façon exhaustive les paramètres influençant les déformations par une revue de la littérature sur ce sujet en tant que consensus d'experts. La deuxième étape était la phase de conceptualisation, qui a permis de classer ces résultats par lien logique. Les paramètres ont alors été classés selon 6 catégories (patient, lésion, chirurgie, physiologie, physique, biomécanique), auxquelles nous rajoutons une catégorie supplémentaire pour le pouls cérébral. La phase de formalisation a consisté à construire un modèle UML¹ présenté dans [CAPMJ06] permettant de comprendre les relations entre chacun des paramètres. Nous allons présenter ici les résultats de la phase d'identification. Le but de cette sous-section est de montrer la difficulté de la mesure de ces paramètres et leur corrélation forte et difficile à quantifier. A la fin de cette section, le lecteur devra être convaincu de l'extrême difficulté, voire de l'impossibilité, de prévoir exactement les déformations du cerveau pendant l'opération.

Mouvement cyclique

Dans [PWWC92], le pouls cérébral a été observé par IRM dynamique. Ce mouvement suit la même fréquence que le battement cardiaque. Il a une amplitude mesurée de 0,5 millimètre. Cependant cette amplitude peut être plus importante, selon la pression artérielle et la pression intracrânienne. Le pouls cérébral est négligé dans la plupart des études sur les déformations cérébrales et par les chirurgiens qui s'en accordent parfaitement, du fait de sa faible amplitude et de sa régularité cyclique. Cependant, c'est une source d'erreur non négligeable à prendre en compte lors de la mesure ou de la correction des déformations cérébrales peropératoires. En effet, si les mesures sont réalisées à des instants différents de la période de battement, l'erreur, rajoutée aux déformations dues aux paramètres que nous allons lister maintenant, peut être de la même amplitude que le battement, soit un demi-millimètre.

Paramètres physiques

La **gravité** est le facteur le plus souvent souligné. Elle est souvent considérée comme la direction principale des déformations cérébrales [RHK⁺98, DAV⁺98, HHCS⁺03, SNJ02, BYT⁺97, HRSS⁺04, RNK⁺04, MFGP01, GCP00]. En effet, la perte de liquide cérébro-spinal (LCS), après ouverture des méninges, crée un espace virtuel. Le cerveau va alors s'affaisser en suivant comme direction principale celle de la gravité. Cependant, même si le cerveau flotte dans la boîte crânienne, il est maintenu par des structures rigides telles que la faux et la tente du cervelet mais aussi par l'arbre vasculaire. L'influence de la gravité est ainsi limitée. Ce paramètre est mesurable grâce au système de neuronavigation.

Paramètres physiologiques

La **perte de LCS** provoque un déplacement du cerveau de manière à remplir l'espace désormais vide qui était occupé par le LCS [MRK⁺01, RHK⁺98, DAV⁺98, NGC⁺00, SNJ02, HHCS⁺03, BYT⁺97, HRSS⁺04, RNK⁺04, NBG⁺01, KLB03, PCA03, WHT⁺05, BG05, GCP00]. Ce liquide fuit par l'ouverture de la boîte crânienne, mais peut également être drainé. La quantité drainée peut éventuellement être mesurée, mais pas celle perdue lors de la craniotomie. La capacité du cerveau a remplacé le liquide perdu par de la matière dépend de son **élasticité**, difficilement mesurable sur patient vivant. La **pression intracrânienne** (PIC) est souvent

¹Unified Modelling Language <http://www.uml.org>

considérée comme un paramètre influent [DAV⁺98, HHCS⁺03, SNJ02]. Elle est une conséquence de la combinaison des autres paramètres. Les déformations cérébrales sont une conséquence directe des changements de PIC. On peut envisager de mesurer cette pression grâce à des capteurs de pression. L'**oedème** est un gonflement dans la substance blanche entourant principalement les lésions de haut grade et certaines tumeurs de bas grade (méningiomes), dans la substance blanche. L'oedème augmente la PIC [NGC⁺00, DAV⁺98, BYT⁺97, HRSS⁺04, RNK⁺04]. Il contribue à provoquer un effet de masse qui s'exerce vers les zones de moindre résistance tissulaire, donc l'effet est à la fois centripète et centrifuge et de valeur inégale. Lors de l'intervention chirurgicale (ou même avant), l'utilisation de drogues anti-oedémateuses ne diminue pas seulement la PIC mais également la pression exercée par l'oedème de façon centripète sur la tumeur. L'oedème est difficile à segmenter sur une IRM, de par sa forme irrégulière. Le **volume de sang** dans le cerveau influe également les déformations cérébrales [DAV⁺98, RNK⁺04, MFGP01, WHT⁺05]. Les déformations dépendent aussi de la pression partielle en CO₂ dans le sang artériel entraînant une vasodilatation [RNK⁺04, HMM⁺98, RHK⁺98].

Paramètres liés à la procédure chirurgicale

Le **type de procédure chirurgicale** influe l'amplitude des déformations [RHK⁺98, DAV⁺98, HHCS⁺03, BYT⁺97], due à la réalisation ou non d'une craniotomie (cf. section 4.1.2). L'**étape chirurgicale** influe également les déformations [NBG⁺01, KLB03, PCA03, WHT⁺05, SNJ02, HRSS⁺04, RNK⁺04, DAV⁺98, BG05, GCP00]. Dans le cas d'une opération de type résection de lésion, il n'y a pas de déformation avant la craniotomie. Les déformations anatomiques sont négligeables avant l'ouverture de la dure-mère. Elles atteignent leur maximum d'amplitude à la fin de la résection. La **durée de chacune de ces étapes** a également une influence. Dans [HMM⁺98], les déformations mesurées à une heure d'intervalle à la même étape chirurgicale (après ouverture de la dure-mère et avant résection) augmentent. Le **type d'outil utilisé** a également une influence sur les déformations transitoires dues à la force exercée par l'outil. [NGC⁺00, HRSS⁺04, MRK⁺01]. L'effort ne sera pas le même selon l'outil utilisé. La **position du patient**, en décomposant position de la tête et position du corps, peut également avoir une influence sur les déformations [HMM⁺98, DAV⁺98, NGC⁺00, HRSS⁺04, NBG⁺01, BG05], liée à la gravité mais aussi pour des raisons physiologiques. Par exemple, en décubitus ventral, la pression intracrânienne augmente et le cerveau gonfle malgré la gravité. La position peut-être décrite qualitativement et mesurée quantitativement à l'aide d'un degré d'inclinaison par rapport à la direction de la gravité. La **localisation de la craniotomie et sa taille** sont des paramètres influents des déformations [HMM⁺98, RHK⁺98, NGC⁺00, HHCS⁺03, PCA03, MHM⁺98], mais peuvent également avoir une conséquence sur le choix du positionnement du patient. La localisation et la taille de la craniotomie peuvent être mesurées grâce au pointeur du système de neuronavigation ou autre mesure peropératoire, comme les reconstructions stéréoscopiques. Dans certaines opérations, l'**ouverture du système ventriculaire** peut propager des déformations profondes [DAV⁺98, NGC⁺00, NBG⁺01]. L'**injection de stéroïdes** avant ou pendant l'intervention peut réduire l'oedème par rapport au moment de l'acquisition des images et donc entraîner des modifications anatomiques [MHM⁺98] avant même de procéder à la craniotomie. L'**injection de produits hyperosmolaires** influe sur le volume sanguin pour réduire la pression intracrânienne. [HMM⁺98, DAV⁺98, NGC⁺00, SNJ02, BYT⁺97, RNK⁺04, NBG⁺01, KLB03, PCA03, MHM⁺98, BG05]. L'influence des agents hyperosmolaires est de réduire la quantité d'eau contenue dans les cellules, ce qui influe évidemment sur la forme du cerveau. Comme pour les stéroïdes, c'est le neurochirurgien qui décide d'en injecter au patient et la dose est mesurée. Cependant, le résultat de l'injection de telles drogues est directement lié aux particularités physiologiques de chaque patient et est imprévisible.

Les paramètres liés au patient

L'**âge du patient** joue sur l'**élasticité de son cerveau** [HMM⁺98]. Il est connu pour chaque patient. L'**atrophie cérébrale** augmente avec l'âge du patient. Cette atrophie est remplacée par du LCS [MHM⁺98, MFGP01]. Plus l'atrophie est importante, plus l'amplitude des déformations cérébrales est importante. L'atrophie peut être mesurée sur l'IRM préopératoire en utilisant des indices de type BICCR (ratio du volume du cerveau sur le volume de la boîte crânienne) [CMZ⁺01].

Les paramètres liés à la lésion

La **taille et la forme de la lésion** [DAV⁺98, NGC⁺00, NBG⁺01, KLB03, MHM⁺98] ont une conséquence directe sur la perte de matière après résection et sur l'effondrement conséquent du cerveau. La **localisation de la lésion** (influençant également le positionnement du patient) aura des conséquences sur la profondeur de la résection [NBG⁺01, KLB03, MHM⁺98, HMM⁺98, DAV⁺98, NGC⁺00, HHCS⁺03, MFGP01]. Il apparaît, de façon intuitive, que les déformations d'amplitudes les plus importantes aient lieu autour de la cavité d'exérèse. Par ailleurs, si la lésion est attachée à la base du crâne, qui est fixe, les déformations de la région d'intérêt ont moins d'amplitude. La taille, la lésion et la localisation de la tumeur peuvent être mesurées par segmentation de la tumeur sur l'imagerie anatomique préopératoire ou sur une fusion de ces imageries. Le **type de la lésion** (cavernome ou tumeur, le grade de tumeur,...) influe la pression intracrânienne et la présence d'oedème : la consistance de la lésion dépend de son type (ou grade pour une tumeur). Le type de la lésion est difficile à évaluer : aujourd'hui la taille, la forme et la vitesse d'évolution d'une tumeur permettent de déterminer son grade de façon approximative avant l'opération. Avant l'opération, des modalités d'IRM spécifiques peuvent déterminer la nature maligne ou bénigne d'une tumeur. Cependant, seule une biopsie préopératoire ou un prélèvement peropératoire des tissus tumoraux peuvent permettre de préciser le type de tumeur après analyse anatomo-pathologique.

Les paramètres biomécaniques

Ces paramètres décrivent le comportement biomécanique du cerveau et sont donc liés à tous les paramètres énumérés précédemment. Nous reviendrons sur ces paramètres lors de la description des modèles biomécaniques dans la sous-section 4.2.3.

Bilan

Kelly [Kel98b], [Kel98a] compare le cerveau à une méduse flottant dans la mer, ou à une éponge dans un verre d'eau. La méduse s'aplatit dans la direction de la gravité si elle est sortie de l'eau, de la même manière que le cerveau s'il n'est plus entouré d'eau aura tendance à s'aplatir dans la direction de la gravité. Dans la métaphore du verre, le bord du verre représente la craniotomie, l'éponge le cerveau et l'eau le LCS. La position relative entre un point du bord du verre et l'éponge sera modifiée si la position du verre a changé, ce qui représente l'influence de la position de la craniotomie par rapport à la gravité. Le drainage de l'eau du verre représentant le drainage du LCS, les conséquences de la baisse du niveau d'eau du verre, sur la position relative de l'éponge par rapport au bord du verre est intuitive. L'usage d'agent hyperosmolaires revient à aspirer l'eau contenue dans l'éponge avec une paille. Ces métaphores de Kelly (la méduse et l'éponge) sont une aide à la compréhension du phénomène des déformations peropératoires du cerveau, mais elles sont évidemment simplifiées.

Nous venons de voir que les paramètres ne sont pas tous mesurables et que l'acquisition de tous ces paramètres pourrait demander un protocole lourd en salle : suivi des étapes de l'intervention,

changement d'outil à détecter, suivi des doses médicamenteuses injectées. De plus, on ne connaît pas les relations formelles entre les paramètres, ni celles entre les paramètres et les déformations. Pourtant les déformations cérébrales doivent être prises en compte car elles sont loin d'être négligeables comme nous allons le voir.

4.1.2 Déformations anatomiques cérébrales observées dans la littérature

Amplitude des déformations

Le tableau 4.1 récapitule des exemples de déformations mesurées dans la littérature, en précisant la méthode de mesure utilisée et les principales sources d'erreur de cette quantification. Dans ce tableau, le choix a été fait de classer les déformations mesurées par étape et type d'intervention. Au vu des nombreux paramètres influençant les déformations cérébrales exposées dans la sous-section précédente 4.1.1, ce choix arbitraire de classement semble incomplet. Il permet seulement de donner une idée des amplitudes attendues. Cependant, à notre connaissance, c'est la seule classification présentée dans la littérature, même si l'influence des paramètres énumérés précédemment est reconnue. Nous allons commenter ce tableau.

Référence	Type d'intervention	Étapes	Nb de cas	Amplitude du déplacement de la surface	Amplitude du déplacement volumique	Méthode de mesure	Biais
[HHCS ⁺ 03]	Biopsie	————	5	————	0.5 à 4.5mm	IRMi 1.5-T	
[HHCS ⁺ 03]	Stimul fonct (crâne fermé)	————	6	————	0.6 à 7mm	IRMi 1.5-T	
[HHCS ⁺ 03]	Exérèse de lésion	————	13	————	1 à 9mm	IRMi 1.5-T	2mm environ de perte de signal à la limite airtissu
[HMM ⁺ 98]	Exérèse de lésion	Craniotomie (avant ouverture dure-mère)	19	0.5 ± 1.6 mm à -3 ± 2.5mm	————	surface au pointeur comparée à IRM préop	Erreur de recalage patient-image incluse
[HMM ⁺ 98]	Exérèse de lésion	Ouverture dure-mère	19	-4.4 ± 1.9 mm (max -7.9 ± 3.2 mm)	————	Surface au pointeur comparée à IRM préop	Erreur de recalage patient-image incluse
[HMM ⁺ 98]	Exérèse de lésion	Stimul fonctionnelle après craniotomie	?	-10.3 ± 3.2mm	————	Pointeur	Erreur de recalage patient-image incluse
[HRSS ⁺ 04]	Exérèse de lésion	Après résection	?	17.4 mm max	-9mm à -31mm	Pointeur	Erreur de recalage patient-image incluse

[NBG ⁺ 01]	Exérèse de lésion	Après ouverture de la dure-mère	?	15.8mm max	-----	IRMi pondérée T2	
[NBG ⁺ 01]	Exérèse de lésion	Après résection	?	23.8mm max	-----	IRMi pondérée T2	
[CSFP00]	Exérèse de lésion	Après ouverture de la dure-mère	?	-----	10 à 20mm	Ultrasons suivis et affichés dans l'IRM préop avec segmentation et mise en correspondance manuelle	
[LWVN05]	Exérèse de lésion	Après craniotomie et avant ouverture de la dure-mère	12	-----	3 mm en moyenne (7.5 max) dans la direction de la gravité ; 3.9 mm (8.2max) perpendiculairement à cette direction	Ultrasons 2D suivis, reconstruits 3D et recalés par MI à l'IRM préop	Erreur de recalage IRM-arc 1.5mm ;erreurs de calibrage de la sonde ; erreur de synchronisation sonde-position
[LWVN05]	Exérèse de lésion	après ouverture de la dure-mère	12	-----	3.2 mm en moyenne dans la direction de la gravité ; 5.3 mm perpendiculaire	Ultrasons 2D suivis, reconstruits 3D et recalé par MI à l'IRM préop	
[KMS06]	Stimulation fonctionnelle profonde	Postop	15	-----	1 à 3.8mm	Recalage rigide IRM préop/ Recalage IRM postop de même protocole mais préop axial 1.9 postop coronal 1.8 puis analyse manuelle pour 4 points	Erreur de recalage < à 1mm estimée 3 points du crâne+ erreur pour retrouver les mêmes points.+ temps écoulé le cerveau tend vers sa position originelle

TAB. 4.1: Déformations mesurées dans la littérature.

Les déformations anatomiques cérébrales sont liées à l'intervention chirurgicale. Cependant, la présence d'oedème ou une tumeur de haut grade peuvent modifier l'anatomie du cerveau par rapport à celle qu'il avait au moment où le patient a bénéficié de l'imagerie préopératoire même

avant craniotomie. Ces déformations sont peu reconnues et à notre connaissance, aucune étude quantitative n'a été menée sur les déformations avant craniotomie.

Interventions mini-invasives Lors d'interventions mini-invasives (implantation d'une aiguille de prélèvement pour une biopsie ou d'une électrode cérébrales profonde lors de stimulations), la déformation observée varie de 0.5 à 4.5mm et de 0.6 à 7mm d'après [HHCS⁺03] pour respectivement 5 biopsies et 6 stimulations observées.

Exérèse : avant ouverture des méninges Dans le cas d'exérèse de lésion, au moment de l'ouverture de la boîte crânienne et avant l'ouverture des méninges, la déformation est considérée comme négligeable. Dans [HMM⁺98], les déformations observées en comparant la surface de la dure-mère acquise au pointeur à cette même méninge dans l'imagerie préopératoire sont données de 0.5 ± 1.6 mm à -3 ± 2.5 mm pour 19 patients. Ces chiffres sont directement liés à l'erreur de recalage patient-image du neuronavigateur, qui est en général du même ordre de grandeur. Ils ne sont donc pas significatifs. Cependant, dans [LWVN05], les déformations avant l'ouverture de la dure-mère, mesurées par ultrasons, sont considérées comme la déformation la plus importante : on n'observe qu'une différence moyenne de 0.2 mm dans la direction de la gravité et 1.9 mm dans la direction perpendiculaire entre la déformation observée au moment de la craniotomie et celle observée au moment de l'ouverture de la dure-mère (voir la figure 4.1). La dure-mère, bien que fibreuse, est légèrement extensible et peut être déformée par une importante poussée cérébrale lorsque la PIC est très élevée.

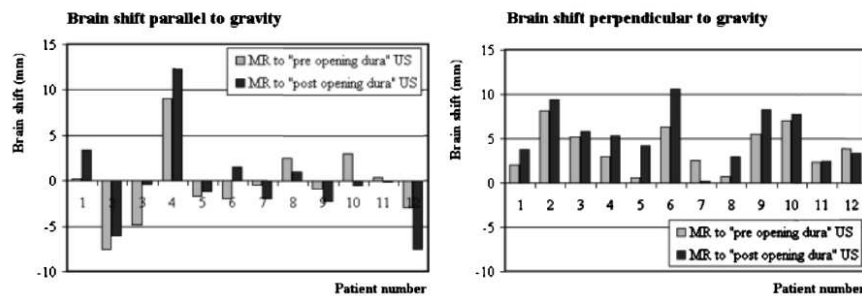


FIG. 4.1 – Déformations cérébrales mesurées avec une sonde ultrasons, avant et après ouverture de la dure-mère, en comparant la position trouvée avec celle sur l'imagerie préopératoire IRM. A gauche : les déplacements parallèles à la direction de la gravité. Une valeur positive signifie une expansion du cerveau, alors qu'une valeur négative représente un effondrement. A droite, le déplacement mesuré perpendiculairement à la direction de la gravité en valeur absolue. Illustration tirée de [LWVN05]

Exérèse : après ouverture des méninges La déformation observée au moment de l'ouverture des méninges est appelée *brainshift* (figure 4.2). Elle est directement liée au changement de pression intracrânienne qui résulte [BG05] du passage de la boîte crânienne d'un statut fermé et inextensible au statut ouvert et extensible. Cette déformation est souvent de l'ordre du centimètre : sur 19 patients, elle a été mesurée à -4.4 ± 1.9 mm en moyenne avec un déplacement à -7.9 ± 3.2 mm (en enlevant 10% des déplacements les plus importants) dans [HMM⁺98]. L'étude de la répartition des déplacements sur la surface montrait un effondrement le plus souvent en forme de cloche. La déformation la plus importante était mesurée au centre de la

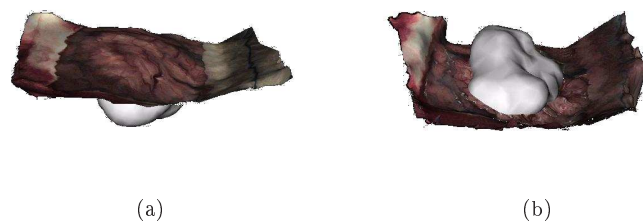


FIG. 4.2 – Déformations lors de l'ouverture des méninges : (a) surface du cortex encore recouvert de la membrane arachnoïde, avec la tumeur en blanc dont la position a été calculée sur l'IRM préopératoire. (b) surface du cortex après ouverture de l'arachnoïde : la position de la tumeur n'a pas été corrigée, cette information est devenue obsolète.

craniotomie. Cependant, pour 3 patients sur 19, l'effondrement ne concernait pas toute la surface. Une partie gonflait en particulier sur les bords de la craniotomie suivant la direction de la gravité. Nos observations personnelles confirment ce phénomène : le gonflement parfois observé se produit sur le bord de la craniotomie le plus près du sol. Une autre déformation est due au battement cardiaque. C'est une déformation d'amplitude régulière et faible correspondant au pouls cérébral (cf. sous-section 4.1.1).

En cas de stimulation corticale peropératoire après craniotomie, la déformation mesurée dans [HMM⁺98] augmentait encore jusqu'à -10.3 ± 3.2 mm par rapport à sa position dans l'imagerie préopératoire.

Exérèse : après résection L'action directe de l'outil provoque un mouvement du cerveau. En rétraction, le tissu est repoussé. En résection, de la matière est retirée et il en résulte un effondrement du voisinage de la lésion. Dans [HRSS⁺04], la déformation maximale de surface observée sur 32 cas après résection est un effondrement de 17.4 mm.

Distribution volumique des déformations

Concernant la distribution de ces déformations, un premier point important souligné dans la littérature est que la déformation observée en surface n'est pas prédictive de la déformation profonde. Ceci a notamment été démontré sur 13 cas de résection par [HHCS⁺03]. Sur la figure 4.3, les courbes représentant l'amplitude des déformations en fonctions de la distance à la surface du cortex sont présentées pour plusieurs cas de résection. Dans [HRSS⁺04], pour une déformation mesurée en surface d'amplitude équivalente (de -8 à -9 mm), le déplacement d'une tumeur en profondeur pouvait être de -9 mm à -31 mm. De plus, l'hémisphère dans lequel est située la tumeur n'est pas le seul à subir les déformations. Dans toutes les observations de [HHCS⁺03], les deux hémisphères ont été déformés. Dans un cas, c'est même l'hémisphère non concerné qui subit les plus fortes déformations. Dans [MHHR06], l'hypothèse de déformations cérébrales sur l'hémisphère opposé au site de la craniotomie est appuyée par la présence d'hématome post-opératoire dans l'hémisphère opposé.

Une deuxième caractéristique de ces déformations est leur inhomogénéité. Si, dans le cas de biopsies et de stimulations à crâne fermé, les déformations ont une direction uniforme, c'est loin d'être le cas dans la majorité des cas de résection de [HHCS⁺03]. Hartkens *et col* définissent tout de même, pour chaque résection, une direction principale de déformation. De manière inat-

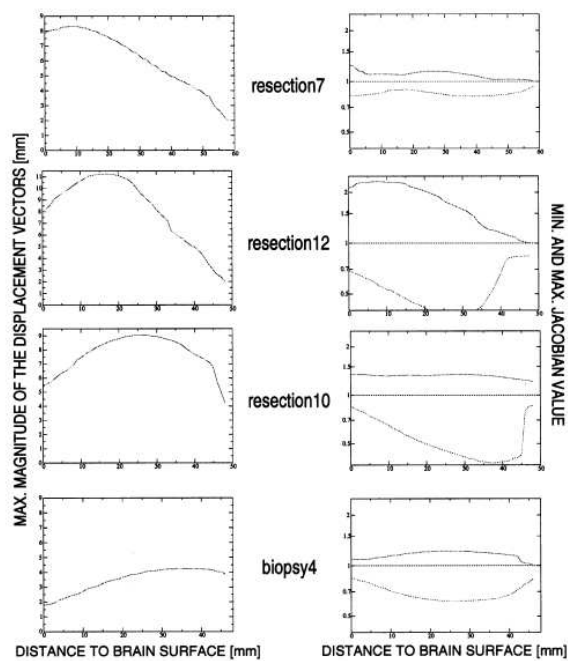


FIG. 4.3 – Déformations en fonction de la distance à la surface. Colonne de gauche : Norme du vecteur de déplacement maximal mesuré par IRM peropératoire en fonction de la distance à la surface du point de mesure. Colonne de droite : réponse de l'image à l'opérateur Jacobien, permettant de mesurer de façon relative le changement de volume et de donner son sens. Une valeur 1 signifie qu'il n'y a pas de changement de volume. Une valeur supérieure à 1 montre un gonflement, tandis qu'une valeur inférieure à 1 signifie un effondrement. Illustration tirée de [HHCS⁺03].

tendue, la gravité n'est pas la direction principale de déformation. La figure 4.4 montre l'angle mesuré entre la direction principale des déformations par rapport à celle de la gravité.

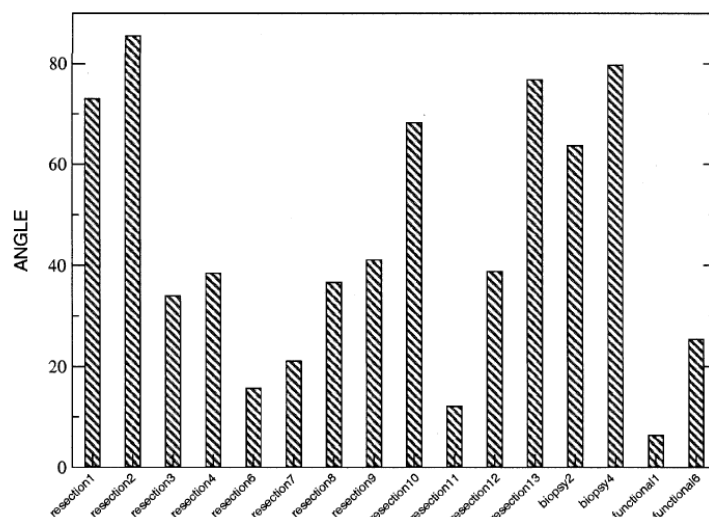


FIG. 4.4 – Angle formé par la direction principale de la déformation (calculée par analyse en composante principale) par rapport à la direction de la gravité. Il apparaît clairement dans cette étude que la direction principale des déformations n'est pas celle de la gravité. Mais cette étude peut être discutée. Illustration tirée de [HHCS⁺03]

Validité des informations obtenues dans la littérature

Les conclusions de Hartkens [HHCS⁺03], concernant l'impossibilité de prévoir les déformations en profondeur par les déformations en surface, sont discutables. En effet, l'étude est réalisée à partir d'IRM à écho de gradient, pouvant induire des erreurs de localisation spatiale à l'interface air-tissu, i.e., au niveau de la craniotomie. De plus le recalage réalisé entre l'IRM en début d'opération et l'IRM en fin d'opération est basé sur l'optimisation des paramètres d'une B-Spline avec 15mm entre deux points de contrôle, afin de maximiser la mesure de similarité, l'information mutuelle. L'absence d'amers dans la matière blanche a pour conséquence un problème d'ouverture dans les zones homogènes, ce qui signifie que le déplacement des points calculé dans la substance blanche n'est pas vérifiable. Une autre faiblesse de l'étude de Hartkens est que la localisation de la lésion n'est donnée qu'en latéralité. La profondeur de la lésion est un critère déterminant la présence de déformations volumiques puisque la résection crée une cavité virtuelle, sujette à effondrement. Les courbes présentées sur la figure 4.3 ne présentent que les déformations à une distance inférieure à 40 mm de la surface (pour indication, un cerveau mesure environ 130 mm dans sa petite longueur et 170 mm dans sa grande longueur). Concernant les autres mesures, la plupart des informations d'amplitude ont été obtenues par comparaison d'IRM peropératoire ou postopératoire avec l'IRM préopératoire (exemple sur la figure 4.5), ou simplement en prenant la position du pointeur du système de neuronavigation pour une quantification en surface. Les traitements sont réalisés après l'opération, dans un but d'évaluation et de description de ces déformations. Ils ne constituent pas une solution au problème de l'évaluation en temps réel des déformations. On peut regretter la présentation des résultats dans la plupart des articles cités. En effet, les résultats sont donnés sous la forme

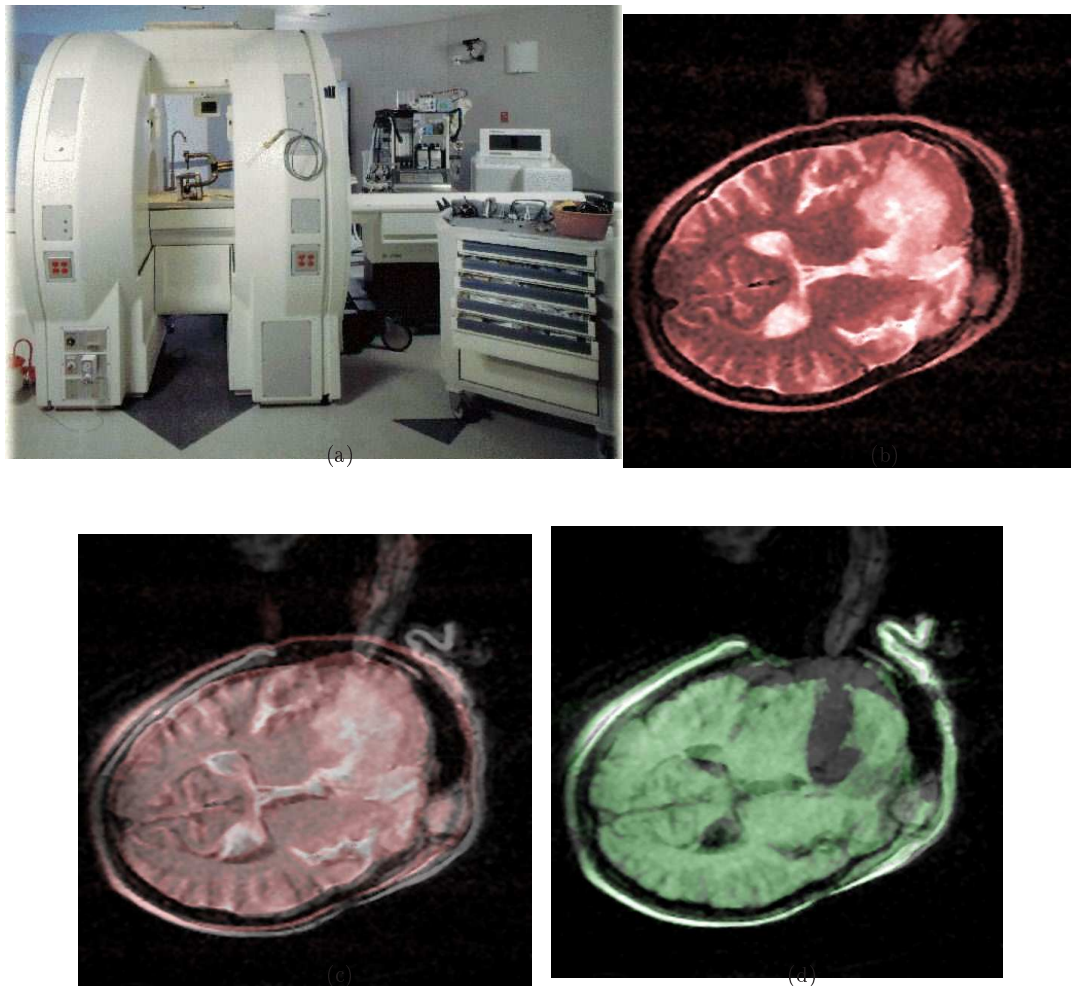


FIG. 4.5 – Craniotomie et exérèse d'une lésion dans un système d'IRMi ouvert General Electric Medical Systems (SIGNA SP) au Brigham and Women's Hospital. (a) Photographie du système SIGNA. (b) Acquisition IRM en début d'opération pondérée T2 seule, colorée en rouge. (c) L'IRM T2 (rouge) et l'IRM T1, après craniotomie, (en gris) sont simplement superposées. (d) L'IRM T1, après craniotomie, et l'IRM T1, après résection (en vert), sont superposées. Coupes seules non superposées tirées de [Jol97].

de moyenne entre plusieurs patients. Ce choix de présentation impose une classification sous-jacente des patients et donc des hypothèses fortes sur les paramètres influents, alors qu'à notre connaissance aucun modèle complet de l'influence des paramètres sur les déformations cérébrales n'a été présenté. Pourtant ces paramètres sont nombreux comme nous l'avons vu dans le paragraphe précédent.

Au regard de ces deux sous-sections, il apparaît que le phénomène des déformations peropératoires, pourtant très étudié, n'est pas parfaitement compris ni connu, et non parfaitement prévisible. Cependant, il est d'amplitude et de conséquences trop importantes pour être ignoré.

4.2 Les approches de détection, de quantification et de correction

4.2.1 Pourquoi détecter, quantifier et corriger les déformations ?

Commençons par préciser ces trois termes. Nous définissons la **détection** des déformations comme l'appréciation subjective de l'ampleur des déformations anatomiques. Cette détection passe par la définition d'un seuil à partir duquel les déformations ne sont plus considérées comme négligeables. Aujourd'hui, cette détection est réalisée implicitement par le neurochirurgien. Aucune valeur numérique n'a été donnée à ce seuil. Cette étape de détection est extrêmement importante puisqu'elle conditionne toute la démarche de traitement des déformations.

La **quantification** des déformations consiste à donner numériquement l'amplitude et la distribution de ces déformations. C'est la mesure des déformations. Elle est directement liée au support étudié des déformations. Il peut s'agir de déformations mesurées uniquement en surface ou sur le volume entier, ou encore seulement sur certaines structures, par exemple la lésion ou les ventricules.

L'étape de **correction** est la mise à jour des informations préopératoires lors de la détection de déformations en s'appuyant sur leur quantification. Ces informations sont le modèle patient, tel que décrit dans le chapitre précédent 2.

La première tentative de détection des déformations cérébrales peropératoires date de 1986 [KKG86]. Pour un traitement laser de la lésion en stéréotaxie, Kelly *et al* font deux acquisitions aux rayons X pendant l'opération, qui permettent de repérer des sphères déposées le long de la trajectoire. Si ces sphères bougent entre deux clichés, la trajectoire du laser est recalculée. On peut s'étonner de cet intérêt tardif porté à cette source d'erreur importante lors du recalage image-patient mais cela coïncide avec les premières utilisations de station de neuronavigation. Le neurochirurgien a-t-il vraiment besoin d'avoir des outils de détection ou de quantification, voire de correction des déformations anatomiques peropératoires ? Une discussion préliminaire sur l'intérêt de cet axe de recherche nous semble donc ici nécessaire. En effet, les neurochirurgiens réalisent tous les jours des opérations à l'aide de la neuronavigation, avec succès malgré les déformations cérébrales. Ils enchaînent les trois actions de détection, quantification et correction de façon implicite. On peut voir cette démarche mentale comme un enchaînement des étapes d'acquisition de données (observation visuelle des déformations de la surface observée), d'analyse de ces données (extrapolation aux régions situées sous la surface : localisation de la zone cible et des zones à éviter) et enfin de prise de décision (confirmation de la stratégie chirurgicale préparée ou adaptation de celle-ci, définition du point d'entrée). Cet enchaînement (acquisition, analyse, prise de décision) va se répéter jusqu'à ce que le chirurgien décide de la fin de l'exérèse.

Quels sont les moyens d'acquisition de données dont dispose aujourd'hui un neurochirurgien exerçant dans un hôpital ne faisant pas de recherche et équipé d'un système de neuronavigation

récent ? La localisation de la lésion est apprise sur l'imagerie préopératoire. C'est l'expérience du neurochirurgien et son analyse des informations disponibles qui lui permettent de retrouver la localisation de la lésion. L'observation visuelle de la surface corticale par le neurochirurgien avec le crâne et les tissus, comme repères de référence, permet de détecter les déformations. Si des déformations sont détectées, une évaluation plutôt qu'une quantification est réalisée en utilisant le pointeur du système de neuronavigation : en pointant quelques points sur la surface corticale et en regardant simultanément la position correspondante du pointeur dans les images préopératoires, le neurochirurgien peut voir la différence entre la position de la surface du cerveau et la position de cette même surface dans les images préopératoires. Ce repérage est pondéré par le repérage anatomique basé sur les gyri et les sillons, mais aussi par une observation d'indices. Ces indices peuvent être visuels ou tactiles lorsque la catégorie de la lésion le permet. Par exemple, visuellement, un cavernome qui a saigné peut donner une couleur orange au cortex. Tactilement, le retour haptique, lorsque le cavernome ou la tumeur a calcifié, est différent de celui du tissu sain. La présence d'un vaisseau peut être un indice. Tous ces indices viennent confirmer ou corriger la position proposée par le neuronavigateur.

A partir des connaissances qu'il possède sur la structure mécanique du cerveau, il tente de corriger la position des régions d'intérêt et notamment de la zone cible en extrapolant mentalement la déformation observée en surface.

Le but de cet axe de recherche est de rendre explicite, objectif et quantitatif les deux premières étapes du processus cognitif du neurochirurgien : l'acquisition de données et l'analyse de ces données. Il nous semble que deux arguments importants viennent plaider en faveur de cet effort de recherche. Premièrement, la réussite d'une opération est dépendante aujourd'hui de la qualité et de l'expérience du neurochirurgien. Condenser la courbe d'apprentissage est un des objectifs. Deuxièmement, rendre explicite les aides à la décision est également un objectif. Aujourd'hui, seule une imagerie postopératoire permet d'évaluer quantitativement le pourcentage d'exérèse de lésion effectué pendant l'opération. En particulier, lorsque la tumeur est difficilement différentiable à l'oeil nu du tissu sain (pour les tumeurs de bas grade, par exemple), la limite de l'exérèse est difficile à définir.

On peut réduire les approches de gestion des déformations à deux familles :

- les approches sans correction des informations préopératoires. Ce type d'approche consiste à laisser le neurochirurgien s'adapter à ce qu'il observe ; à tenter de maîtriser les paramètres influençant les déformations cérébrales peropératoires pour les minimiser ; ou encore à fournir au neurochirurgien pendant l'opération de nouvelles images peropératoires. Cette famille d'approche fera l'objet de la section 4.2.2.
- les approches cherchant à rendre utilisables les informations issues du planning préopératoire en corrigeant leur position pour qu'elle corresponde à la réalité anatomique du patient pendant l'opération. Cette famille d'approche sera traitée dans la section 4.2.3. On pourrait utiliser la classification classique [Pau03], [CHB05], qui consiste à séparer les approches volumiques (échographie 3D, IRMi) des approches en surface avec ou sans modèle a priori des déformations attendues. Cependant, les approches de correction tendent vers une combinaison de différents modules. Les acquisitions volumiques peuvent par exemple également servir de données de mises à jour d'un modèle. Il nous a donc semblé plus pertinent de présenter chacun de ces modules et de montrer la manière dont ils peuvent s'agencer entre eux.

4.2.2 Approches sans correction des déformations

Approches de réduction des déformations

Dans cette approche, les déformations sont réduites et leur évaluation dépend uniquement de l'appréciation du neurochirurgien. Il n'existe pas, à notre connaissance, de méthode validée permettant de réduire les déformations cérébrales. Kelly [Kel98b] a décrit sa propre approche qu'il indique efficace pour la réduction des déformations cérébrales peropératoires dans un commentaire de l'article de Hill [HMM⁺98]. Tout d'abord, il réduit au maximum la taille de la craniotomie et choisit la position du patient de façon à ce que la craniotomie soit perpendiculaire à la gravité, dans la mesure du possible. Ses consignes, outre la diminution de la taille de la craniotomie et le choix réfléchi de sa position, sont de ne pas utiliser d'agents hyperosmolaires ou stéroïdes et de ne pas drainer le LCS. Ces deux consignes permettent de diminuer la perte en eau dans la boîte crânienne. Il a également conseillé dans un autre commentaire [Kel98a] de définir un plan de clivage net et avant toute action sur la lésion. Il faut également éviter d'ouvrir les ventricules pour éviter une perte importante de LCS. Une autre consigne non soulignée par Kelly dans ces commentaires est que l'IRM 3D de référence pour la neuronavigation soit faite au patient à une date la plus proche possible de l'intervention, idéalement la veille, lorsque la présence d'un oedème impose l'utilisation d'agents osmolaires (anti-oedémateux) en préopératoire.

Limitations Il n'est pas toujours possible de limiter les déformations selon la position de la lésion. Par exemple, une lésion ventriculaire implique l'ouverture des ventricules. De plus le choix délibéré de ne pas utiliser d'agent osmolaires, ayant pour but de réduire les oedèmes préopératoires et la formation d'oedème postopératoire, implique un danger important pour le patient.

Approches reposant sur l'acquisition de nouvelles informations

On ne cherche pas à corriger les déformations peropératoires, mais à acquérir les informations utiles au neurochirurgien directement pendant l'opération. Les systèmes d'acquisition d'images présentés dans la section 1.2.3 du chapitre 1 peuvent être utilisés. L'imagerie peropératoire, considérée dans la littérature comme le *Gold Standard*, est l'IRM interventionnelle (IRMi). Son principe a été expliqué dans le chapitre 1, où nous avons présenté les deux principaux types d'IRMi. Pour la localisation, en salle, de zones fonctionnelles, la stimulation par électrode ou l'IRM fonctionnelle [GFN⁺99, GGS⁺05] sont toujours étudiés. Les résultats préliminaires de Gasser [GGS⁺05] montrent que la technique est possible sur patient anesthésié, en utilisant des paradigmes d'activation passive par stimulation nerveuse.

Par ailleurs, toujours sans chercher à quantifier les déformations, les progrès de la fluorescence et des photosensibilisants laissent espérer de pouvoir un jour différencier par un éclairage de longueur d'onde particulière le tissu sain du tissu lésionnel. Les gliomes semblent s'y prêter avec succès [KKK⁺97]. Les anévrismes réagissent au vert d'indocyanine éclairé aux infrarouges [RNB⁺05]. Cette approche en est au stade préliminaire. Les principales difficultés étant de trouver des photosensibilisants adaptés à l'histologie de la tumeur, en particulier lors de lésions mixtes, i.e., comprenant plusieurs types différents de cellules pathologiques. Par exemple, les microscopes chirurgicaux de dernière génération, comme le Unique Opmi Pentero de Zeiss, proposent de la fluorescence 5ALA (acide delta-aminolévulinique) pour la résection de tumeurs de type glioblastome multiforme mais cette option est encore au stade des études et indisponible. Un exemple de résultat est montré sur la figure 4.6).

Limitations Concernant les IRM peropératoires lors de la craniotomie, l'air entré dans la tête peut créer d'importants artefacts créant une perte de signal pour des acquisitions haute résolution de type écho de gradient [HHCS⁺03]. Les acquisitions de type Spin-echo n'ont pas



FIG. 4.6 – Utilisation de la fluoroscopie avec marqueurs : (a) Le champ opératoire vu en lumière blanche. (b) Ce même champ opératoire vu par fluoroscopie après marquage au 5ALA à travers les oculaires du Unique Pentero de Zeiss. Le gliome émet alors une lumière rouge, le tissu sain est en bleu. Ces images sont tirées de la documentation du microscope Unique Pentero.

ce problème mais, par contre, présentent de grandes distorsions géométriques.

Par ailleurs, dans ces approches basées sur de nouvelles acquisitions, la phase de préparation du neurochirurgien n'est pas corrigée en salle. Le neurochirurgien doit traiter de nouvelles informations et faire seul le lien entre l'information préopératoire et l'information peropératoire. Le temps d'acquisition nécessaire à chaque modalité restreint leur usage pendant l'opération à une modalité, généralement anatomique mais parfois fonctionnelle [GSS⁺05][GGS⁺05]. Les acquisitions peropératoires par IRM constituent l'acquisition volumique la plus précise et à plus grosse couverture spatiale. Cependant, leur utilisation est limitée par plusieurs contraintes :

- le temps d'acquisition (10 minutes au minimum),
- le déplacement du patient (voir la figure 1.3) dans le cas de l'IRM en anneau ; l'accès limité au patient dans le cas d'IRM en beignet.
- le temps de recalage entre le volume peropératoire et l'IRM haute résolution préopératoire.
- la résolution encore limitée des acquisitions
- les artefacts que peuvent amener le champ opératoire et les outils du neurochirurgien.
- le prix
- l'interprétation des images IRM à bas champs est souvent difficile, mais ces images ont pour but d'être utilisés pour le recalage. Cette interprétation demande des compétences mixtes, à la fois celle du neurochirurgien et celles du radiologue, ce dernier n'est aujourd'hui pas présent en salle d'opération. De plus, cette interprétation demande du temps.

Dans [WBK⁺97], la neuronavigation est faite dans l'IRMi. Dans [EBM⁺06] [TMH⁺06], la neuronavigation est faite dans les images ultrasonores, affichées avec la coupe d'IRM préopératoire correspondante, sans correction des images préopératoires. Cependant, ce type de navigation dans l'imagerie peropératoire est, de plus en plus souvent, complété par une mise à jour du modèle patient préopératoire, comme nous le verrons dans les approches de correction.

4.2.3 Approches avec correction des déformations

Dans cette section, nous allons présenter les solutions proposées dans la littérature concernant la correction des informations issues du planning préopératoire en prenant en compte les déformations peropératoires. De nombreux états de l'art ont été réalisés [HRSS⁺04, MSC05, CHB05, HBB⁺05]. Les approches se dirigent de plus en plus vers une combinaison de plusieurs approches simples. Il serait donc fastidieux de les énumérer une par une. Nous avons choisi ici

une nouvelle classification, basée sur des blocs de base représentant les outils disponibles pour la détection, la quantification et la correction des déformations. Cette classification est présentée dans la figure 4.7. Ces blocs représentent les outils rencontrés dans la littérature, utilisés seuls ou combinés avec les autres. Dans le diagramme de la figure 4.7, les solutions sont représentées comme des classes UML. Les relations entre chaque bloc sont propres à une approche. Dans les figures 4.8 et 4.9, deux exemples de description de méthodes de correction des déformations peropératoires sont implémentés, suivant ce modèle de classification, avec les relations entre les classes utilisées. Nous allons ici détailler chacun de ces blocs, en gardant à l'esprit que tous ces blocs se combinent, chacun pouvant servir de contrainte au calcul final des déformations. Le principe est de calculer une déformation, soit par des mesures peropératoires recalées entre elles ou en recalant l'examen préopératoire sur ces mesures peropératoires, soit par déduction par rapport à la valeur des paramètres listés dans la sous-section 4.1.1, soit par une combinaison de ces possibilités. Cette déformation doit ensuite être appliquée aux informations que l'on désire mettre à jour, soit l'examen préopératoire entier, comme c'est majoritairement le cas dans les méthodes de corrections des déformations proposées, soit uniquement pour les zones d'intérêt segmentées des images préopératoires multimodales. Cette dernière méthode nous semble plus appropriée, mais n'a pas été utilisée dans la littérature.

Les informations a priori

Les acquisitions préopératoires

L'acquisition préopératoire la plus couramment utilisée est l'IRM anatomique pour sa résolution spatiale, mais d'autres informations issues de modalités fonctionnelles, d'IRM de diffusion ou d'angiographie sont également acquises. Ces informations peuvent constituer le support pour construire un maillage servant au calcul d'un modèle biomécanique propre au patient, mais ne permettent pas de déterminer les paramètres biomécaniques tels que décrits dans le paragraphe suivant. Les IRM préopératoires servent toujours de support d'applications aux déformations calculées, soit l'imagerie sous sa forme originale, soit en se restreignant à des zones d'intérêt segmentées dans les images préopératoires.

Limitations Le délai entre l'acquisition et l'opération doit être court lorsque les lésions sont hautement évolutives ou lorsqu'il y a un œdème ou un hématome. L'anatomie du patient peut en effet, dans ces cas, être modifiée dans les jours qui suivent l'acquisition et qui précèdent l'intervention.

Les modèles biomécaniques

Le but de l'utilisation modèles biomécaniques est :

- soit de prédire la déformation à partir des paramètres mesurés [MPK⁺00];
- soit d'extrapoler des déformations éparses, mesurées en surface, au reste du volume cérébral [SNJ02];
- soit de contraindre un recalage entre deux images de volume [CDT⁺05].

L'une des voies actuelle de développement des modèles biomécaniques, utilise une formulation discrétisée du problème à l'aide de la méthode des éléments finis (FEM). Le cerveau est alors discrétisé en petits éléments volumiques modélisés à l'aide de fonctions linéaires (un exemple de maillage est présenté sur la figure 4.10). La rapidité de calcul et la facilité d'implémentation font que les modèles élastiques linéaires sont majoritairement utilisés. Dans ces modèles, les contraintes et les déformations, représentées par le tenseur des contraintes σ et le tenseur des déformations ϵ , sont reliées entre elle à l'aide d'une loi de comportement. Le tenseur des contraintes est une représentation utilisée en mécanique des milieux continus pour représenter l'état de contrainte, autrement dit les forces surfaciques. Il est à préciser également que ces

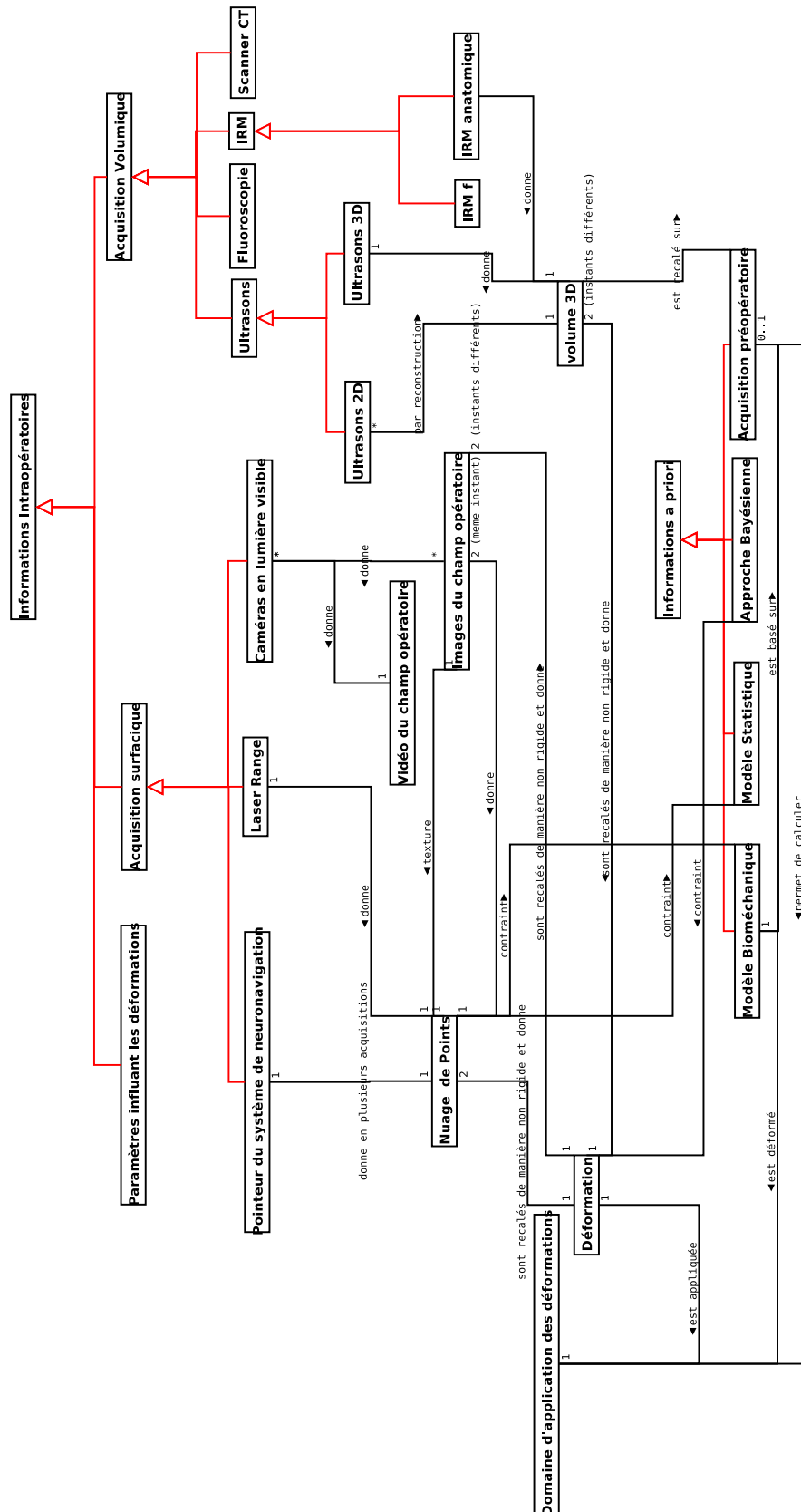


FIG. 4.7 – Diagramme UML général représentant la globalité des solutions de détection, de quantification et de correction des déformations anatomiques du cerveau pendant une intervention de neurochirurgie. Les relations d’héritage sont en rouge pour plus de lisibilité (lien fléché) et correspondent à la relation “est un” à lire dans le sens de la flèche. Les autres liens sont des associations, dont la sémantique est explicitée textuellement.

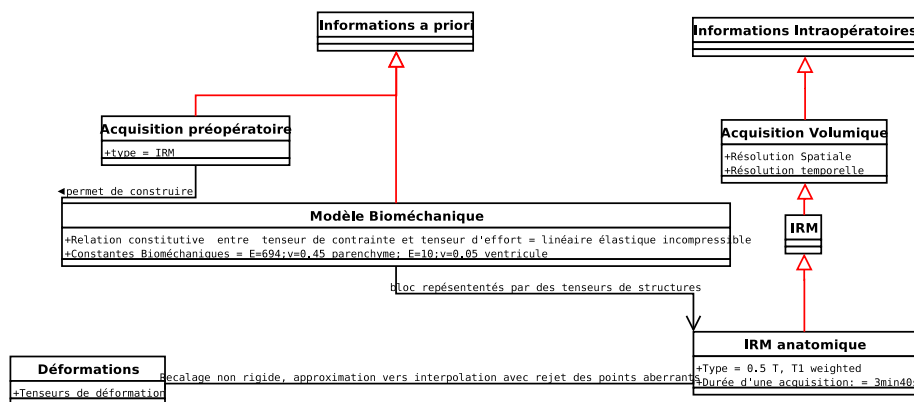


FIG. 4.8 – Exemple de représentation à l'aide du schéma proposé figure 4.7 d'une solution proposée dans [CDT⁺05]. Le champ volumique est simplement visualisé dans l'IRM peropératoire.

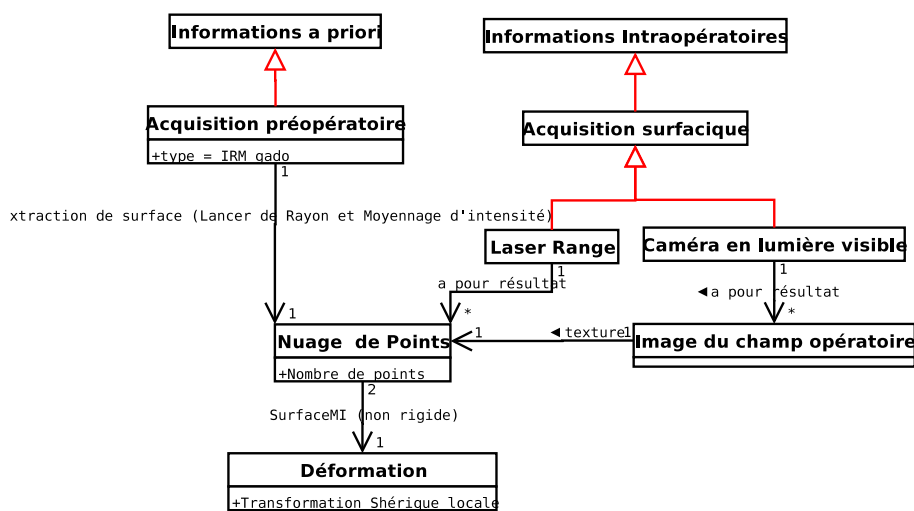


FIG. 4.9 – Exemple de représentation à l'aide du schéma proposé figure 4.7 d'une solution proposée dans [MSC⁺03]. L'auteur propose simplement une brique de calcul de déformation de surface, pouvant être utilisé dans une approche plus globale.

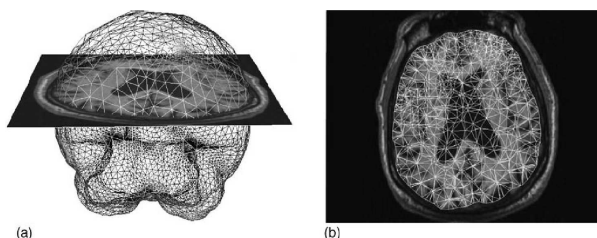


FIG. 4.10 – Maillage tétraédrique réalisé à partir du volume IRM préopératoire. (a) Maillage volumique complet avec une coupe de l'IRM préopératoire. (b) Même coupe de l'IRM avec le maillage correspondant. Illustrations tirées de [CSC⁺05].

tenseurs sont définis localement, c'est-à-dire en chaque point du maillage. Dans le but d'accélérer la vitesse de calcul, l'hypothèse des déformations infinitésimales est posée, permettant ainsi une relation linéaire entre le champ vectoriel des déplacements et le tenseur des déformations. Les efforts et/ou les déplacements pouvant être mesurés, le principe fondamental est alors utilisé afin de relier entre elles les contraintes, l'accélération et les forces extérieures appliquées au modèle. L'ensemble de ces équations donne alors un système d'équations différentielles partielles, qui est résolue numériquement par une formulation matricielle.

$$F = KU$$

avec F l'effort de chargement, K la matrice de rigidité (contenant la cinématique, la loi de comportement et le principe fondamental de la dynamique), U le champ de déplacement. Une méthode alternative utilise une méthode aux éléments frontières (BEM). Dans cette approche, il n'y a pas de maillage à l'intérieur du cerveau. Mais cette approche est trop lourde mathématiquement et peu utilisée.

Les hypothèses sur le volume à modéliser sont traduites par les constantes qui interviennent dans les équations. Ces constantes sont souvent déterminées de manière empirique : le module de Young (rapport contrainte-effort dans le plan de charge selon la direction de charge sans dimension), le coefficient de saturation (quantité d'eau), le coefficient de Poisson (rapport de l'effort latéral sur l'effort axial, sans dimension), la conductivité hydraulique¹ et la densité des tissus. Le choix des constantes intervenant dans les trois équations et l'expression de ces trois équations décrivent le modèle biomécanique. Il n'y a pas de méthode aujourd'hui permettant d'estimer ces constantes directement sur le patient. Les ultrasons pourraient être une possibilité d'estimer *in vivo* ces paramètres pour chaque patient [MATS06]. Plusieurs grandes catégories sont définies : les modèles élastiques, visqueux, à compartiments rigides par exemple. Les paramètres pris en compte se limitent généralement à la gravité. Les contraintes peuvent être 1) l'hypothèse d'une base du crâne fixe, 2) l'application de forces externes comme la gravité ou par le remplacement de la force externe par un champ de déplacement mesuré par une acquisition peropératoire [LPL⁺05, SNJ02, PSO⁺05, SRF⁺05] (voir le paragraphe 4.2.3 pour une liste de ces acquisitions peropératoires) [LPR⁺03], [SRF⁺05],[FNM⁺02]. Le premier à avoir développé un modèle crédible de déformation est Miga [MPK⁺00], avec des modèles basés éléments finis qui prennent en compte l'effet des drogues et des propriétés mécaniques du cerveau pour estimer la perte de LCS, ainsi que l'effet de la gravité. Dans [MRK⁺01], la résection et la rétraction par une spatule ont été modélisées. La force exercée par ces outils est appliquée comme une force externe. Dans [CSHS⁺02], l'auteur tente de prédire les déformations en simulant l'intervention sur le modèle du patient, mais l'étude présentée a plus pour objectif de proposer une méthode de maillage qu'un moyen de corriger les déformations. Le modèle peut être totalement spécifique à un patient, en maillant directement l'examen IRM préopératoire du patient [CSHS⁺01, CSHS⁺02]. Dans [CSHS⁺02], il est obtenu par le recalage non rigide d'un atlas sur l'IRM préopératoire du patient de manière à segmenter les différentes structures d'intérêt afin d'adapter le maillage. Pour modéliser le cerveau, les approches les plus prometteuses sont celles qui attribuent des modèles différents par compartiments. Par exemple, des modèles différents peuvent être attribués à la tumeurs, aux ventricules, et au reste du parenchyme [MSC05, HRS02].

Limitations Ces modèles utilisés seuls ne semblent pas permettre de prédire les déformations. Des mesures peropératoires sont donc couramment utilisées pour contraindre la déformation du modèle. Ces mesures peuvent être des mesures de surfaces [AFP00, MFGP01, MSC⁺03, SDD⁺05] ou des mesures volumiques, par exemple une IRMi [CDT⁺05]. Dans [RMH⁺99], 79% des déformations peropératoires, avant exérèse sont compensés. C'est un bon résultat, mais il y

¹ou coefficient de perméabilité, rapport entre la porosité du cerveau et la viscosité dynamique du fluide, a la dimension d'une vitesse

a encore une erreur importante. On ne connaît pas tous les paramètres influençant les déformations cérébrales et ils ne sont pas tous disponibles. Par ailleurs les calculs de mise à jour d'un modèle biomécanique sont lourds en temps de calcul.

Les modèles statistiques

Le principe est d'associer une déformation possible ou probable à une combinaison de paramètres. Cette association est calculée grâce à une base de données de cas cliniques sur l'humain ou par simulation à partir d'un modèle biomécanique [DSAK01].

Limitations Le nombre de paramètres impliqués ne permet pas d'utiliser cette approche seule. Dans [MSC05] par exemple, un modèle statistique est utilisé avec des informations peropératoires obtenues par acquisition de surface (cf. 4.2.3). De plus, pour avoir un bon modèle prédictif, il faut une base de données de patients pour lesquels les déformations sont connues. Cette base de données devrait être sous une forme standardisée et idéalement multi-centrique. Ce type de base de données n'existe pas encore, par manque d'identification des paramètres et par manque de standardisation de leur mesure.

Les approches bayésiennes

Les informations *a priori* sont utilisées pour définir les probabilités *a priori* de déplacement des points. Dans [KBP⁺00], la connaissance de la direction de la gravité, de la position de la surface du champ opératoire et de la propriété de tissus, est utilisée pour corriger la mesure bruitée des images ultrasonores. Dans [KBP⁺00], un exemple de densité *a priori* est donné pour la mise à jour de la position d'un point du contour d'un objet à déplacer à cause des déformations, en utilisant une mesure de la position en surface. La densité *a priori* est utilisée pour estimer la nouvelle position du point à partir de sa mesure dans l'image échographique. Nous reviendrons plus précisément sur les approches bayésiennes dans le chapitre suivant. Le principe de l'approche bayésienne est de mettre à jour cette prédiction, uniquement basée sur la position précédente et les informations *a priori*, par une mesure dans laquelle on n'a pas entièrement confiance, par exemple parce qu'elle est très bruitée. Dans cet exemple, la mesure est la position du contour, mesurée sur un volume ultrasons 3D reconstruit à partir d'acquisitions ultrasons 2D. Nous présentons ici un exemple de traduction de contrainte issue de [KBP⁺00], celle de la gravité et de la distance à la surface. Soit v_i la position initiale du point i (i entier compris entre 1 et N , N le nombre de points du contour de l'objet à déplacer). Soit v'_i sa nouvelle position qu'on veut estimer *a priori*.

$P(v'_i = x)$ est la probabilité que la nouvelle position du point v_i soit x , point 3D.

$$P(v'_i = x) = e^{-\left(\|v'_i - v_i\| - g \cdot \left(d_e - \frac{d_s}{k_d}\right)\right)^2}$$

avec g le vecteur unitaire donnant la direction de la gravité, d_e l'amplitude des déformations observées en surface dans la direction de la gravité, d_s est la distance de x sous la surface, k_d un coefficient correcteur choisi selon la distance à la surface pour laquelle la déformation doit être nulle. Cette équation traduit l'hypothèse suivante : l'amplitude des déformations décroît linéairement avec la distance à la surface et dans la direction privilégiée de la gravité. Cette hypothèse est fautive dans le cas des déformations cérébrales peropératoires comme nous l'avons souligné dans le paragraphe 4.1.2. Les auteurs en étaient conscients et cherchaient des informations *a priori* plus crédibles. L'avantage de ce type d'approche est la légèreté des calculs : une méthode de modèle biomécanique classique ne sera jamais temps réel, à cause de la complexité des calculs, contrairement aux approches bayésiennes. Dans l'exemple que nous avons donné, les déformations mesurées en surface peuvent être utilisées pour corriger les régions plus profondes sans développer de modèle biomécanique plus long à gérer. Nous reviendrons sur ce type

d'approche bayésienne, que nous avons utilisé, dans le chapitre suivant.

Limitations La définition d'un modèle a priori simple mais crédible n'est pas une tâche simple. De même que pour les modèles statistiques, il manque un cadre d'apprentissage des déformations observées en fonction des paramètres pour en déduire ces modèles. Ces cadres pourraient s'inspirer de la description des paramètres donnée dans la section 4.1.1. Des modèles de bruit sont également à définir selon le type de mesure utilisé. Ce type d'approche n'est qu'un moyen de corriger des mesures, mais pourrait également être utilisé pour l'interpolation des structures non visibles, par exemple en extrapolant le déplacement des zones fonctionnelles à partir du déplacement mesuré des sillons.

Les informations peropératoires

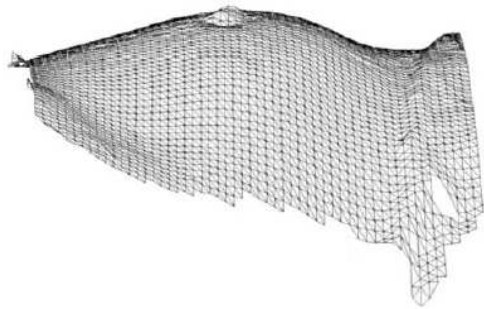
Les acquisitions de surfaces

L'acquisition de surfaces la plus simple disponible dans tous les systèmes de neuronavigation est le balayage au pointeur de la surface corticale. Cependant, ce balayage donne uniquement une information éparsée de position de points. Ce type d'acquisition après craniotomie est limité par le temps d'acquisition et l'invasivité de la méthode. Pour une acquisition de points précise, le bout du pointeur doit être en contact avec le cortex. Un autre type d'acquisition est l'acquisition par faisceau laser [ASFP03, MSC⁺03, DSD⁺03, MSC05]. Dans cette approche, un système commercial de balayage par rangée est utilisé et permet d'obtenir une représentation 3D dense de la surface balayée. Le faisceau est parfois complété par l'acquisition d'une image en lumière visible grâce à une caméra associée au laser [MSC⁺03], ce qui permet de texturer la surface obtenue. Un système stéréoscopique de caméras en lumière visible [STD00], [MSC⁺03], [SRF⁺05], [RMH⁺99] offre également la possibilité d'obtenir des surfaces texturées (cf. chapitre 3.1).

Nous avons présenté les méthodes d'obtention d'un modèle de la surface dans le chapitre précédent, dans la sous-section 3.1.1. Quelques systèmes d'acquisition, dont le nôtre, sont présentés figure 4.11. On calcule ensuite la déformation entre deux surfaces obtenues à deux moments différents de l'opération, ou entre une surface reconstruite par une de ces trois techniques et la surface segmentée du cortex dans l'IRM préopératoire [ASP99]. Dans [HRSN⁺00] et [ASP99], la surface du cortex est segmentée dans l'image préopératoire pour être recalée sur la surface segmentée du cortex dans l'imagerie peropératoire ou sur une surface obtenue directement par faisceau laser [ASP99]. Le recalage de surface est un problème complexe, sur lequel nous reviendrons dans le chapitre suivant. Le recalage de la texture, parfois associée à ces surfaces, permet de résoudre le problème de l'appariement des points de la surface [SDD⁺05]. Certains auteurs appariant directement des structures anatomiques entre elles. Dans [MSC⁺03], (figure 4.9), la surface de l'examen préopératoire est segmentée et texturée par lancer de rayons. Sa texture est alors recalée de manière non rigide avec une image du champ opératoire par information mutuelle, ce qui permet d'en déduire la transformation 3D par appariement des points 3D correspondants aux points 2D appariés des textures.

Limitations La déformation de surface calculée ne s'applique qu'à la surface découverte du cortex, il faut alors la transmettre aux structures sub-corticales. La surface peut alors servir de contrainte à un autre type de recalage ou à la résolution d'équation de modèles biomécaniques, ou pour venir corriger un modèle statistique [MSC05]. En effet, comme il l'a été montré dans la section précédente 4.1.2, les déformations sub-corticales peuvent être très différentes de celles observées en surface. Par ailleurs, plus les déformations seront maîtrisées, plus l'ouverture du volet osseux sera petite et moins il y aura d'information.

Les paramètres influençant les déformations



(a)



(b)



(c)

FIG. 4.11 – Systèmes d'acquisition de surfaces. (a) un système stéréoscopique constitué de 2 caméras en lumière visible et la surface obtenue; (b) un système d'acquisition par faisceau laser associé à une caméra en lumière visible; (c) notre système de caméras stéréoscopiques, inséré dans le microscope chirurgical, avec en rouge la caméra et les câbles. Illustration (a) et (b) tirées de [MSC⁺03] et [CSC⁺05].

Ces paramètres choisis dans la liste énumérée dans la section 4.1.1 viennent par exemple servir d'entrée à un modèle statistique [MSC05] ou biomécanique [CDT⁺05] en les mesurant pendant l'intervention.

Limitations Tous les paramètres ne sont pas accessibles en direct.

Les acquisitions volumiques

Ultrasons Lunn [LPL⁺05] propose d'utiliser les ultrasons en tant que données éparses pour venir contraindre la déformation d'un modèle biomécanique. Dans [PRCA05], le recalage entre les acquisitions ultrasons et l'IRM préopératoire est directement calculé. Dans [PCA03] et [LWVN05] les acquisitions échographiques sont recalées entre elles. Un exemple d'acquisition échographique, après ouverture de la dure-mère et superposée à l'IRM préopératoire, est montré dans la figure 4.12. Cette superposition est effectuée dans le repère patient : la sonde à ultrasons

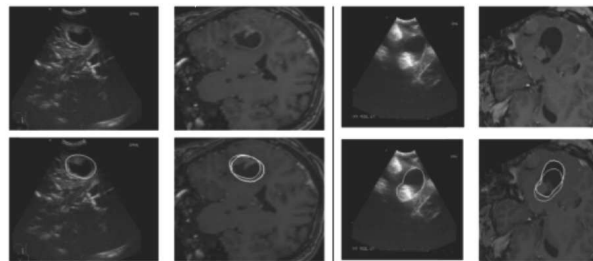


FIG. 4.12 – Acquisition ultrasonore pour 2 patients, à gauche : acquisition ultrasonore après ouverture de la dure-mère avec les contours de la tumeur segmentés ; à droite : IRM préopératoire avec les contours de la tumeur segmentés dans cette imagerie et les contours de la tumeur segmentés dans l'acquisition ultrasonore peropératoire. Illustration tirée de [LWVN05].

est suivie et sa position dans le repère patient est connue. La transformation géométrique entre le système de coordonnées de l'imagerie préopératoire et le repère patient est connue grâce au recalage de début d'intervention avec neuronavigation. Les deux images peuvent donc être superposées dans le même repère. Dans [RDD⁺04], les veines sont segmentées dans l'examen préopératoire IRM 3D mais également dans les acquisitions peropératoires échographiques. Le calcul de la déformation repose alors sur le recalage non rigide des deux arbres vasculaires et sur l'interpolation des déformations entre deux veines.

Limitations Les auteurs utilisent des acquisitions échographiques peropératoires 2D. Ces acquisitions sont ensuite reconstruites en 3D avec une source d'erreur potentielle.

L'échographie ne peut être faite que sur tissus mous, pas sur l'os². Il faut que les structures soient différentiables pour être segmentées, ce qui n'est pas le cas de toutes les lésions.

IRM peropératoire anatomique La résolution de ces IRM bas champs rend l'interprétation difficile. Certaines équipes préfèrent utiliser cette modalité d'imagerie peropératoire comme une mesure peropératoire pour remettre à jour le modèle du patient. Dans [NBG⁺01, WHT⁺05, HRSN⁺00], l'IRM préopératoire est recalée de manière non rigide sur les IRMi. Dans [FNM⁺02, CDT⁺05], le recalage de l'IRM peropératoire sur l'IRMi est contraint par un modèle biomécanique. Dans [WHT⁺05], pour recalcr des structures telles que les ventricules entre eux, chaque partie visuellement différente est segmentée.

²sauf chez le nourrisson et le nouveau-né pour qui les os ne sont pas encore soudés et permettent d'acquérir des images échographiques sans craniotomie par l'interstice entre les os.

Limitations L'utilisation de l'IRMi en tant que modalité de mesure des déformations nous semble plus pertinente que de l'utiliser comme unique modalité de chirurgie. Cependant, il y a encore quelques limites à cette utilisation, soulignées par Nabavi [NBG⁺01]. Les IRMi doivent permettre un accès totalement libre au patient pendant la procédure. Ils ne doivent pas nécessiter de devoir bouger le patient, ou les aimants pour réaliser une acquisition. Le temps d'acquisition devrait être réduit avec cependant une qualité d'image supérieure.

CT et fluoroscopie Cette imagerie, bien qu'utilisée en peropératoire pour d'autres chirurgies (voir section 1.2.3), n'a pas vraiment été utilisée pour la quantification des déformations cérébrales. Citons tout de même son utilisation dans [LPR⁺03]. Elle a été utilisée comme contrainte sur la position cible de certaines structures pour un modèle biomécanique, avec des acquisitions au moment de l'utilisation d'outils chirurgicaux, tels que les rétracteurs, mais sur du porc (figure 4.13). On pourrait cependant imaginer d'appliquer l'angiographie 3D peropératoire

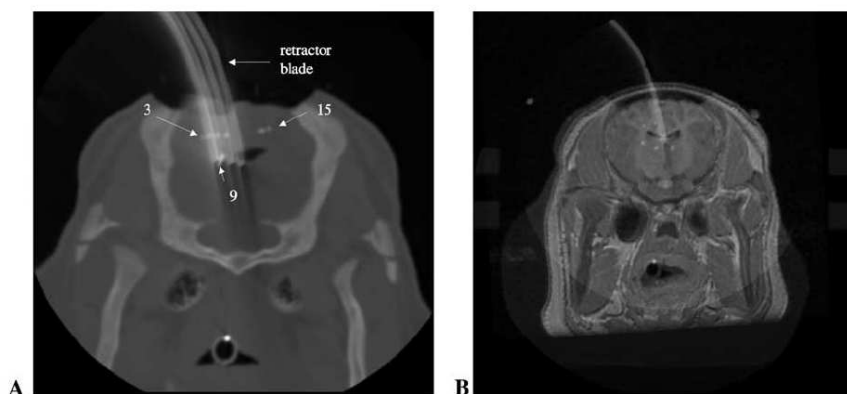


FIG. 4.13 – Utilisation du CT scanner sur le porc. A gauche, superposition de quatre CT acquis à différents moments de la rétraction, les chiffres 3,15 et 9 montrent des marqueurs dont le déplacement est apparent sur cette superposition. A droite, imagerie préopératoire du porc superposée avec une coupe peropératoire pour positionner la spatule de rétraction. Illustration tirée de [LPL⁺05].

(Scanner CT avec injection) ou 2D à la neurochirurgie, car elle a déjà été utilisée en chirurgie cardiaque par exemple [TLG⁺05]. Dans cette étude, l'angiographie préopératoire 3D est recalée sur des coupes 2D de rayons X avec injection. La difficulté dans ce type d'approche, basée veine, est la reconstruction de l'arbre vasculaire, c'est-à-dire la segmentation des veines.

Limitations La principale limitation est la radiation que subissent le personnel de la salle d'opération et le patient à chaque acquisition. Deux autres limitations, pour en faire une modalité peropératoire de correction, sont le peu de contraste entre la matière blanche et matière grise et la réaction en signal des outils. Concernant l'angiographie, l'injection de produit présente un caractère invasif limitant.

Support d'application des déformations

Les déformations peuvent être calculées en surface uniquement, sur tout le volume patient, ou uniquement sur les zones d'intérêt, par exemple le cône d'intérêt chirurgical. Les auteurs qui proposent des approches de correction des déformations anatomiques cérébrales cherchent

à corriger tout le volume préopératoire. Il serait intéressant pour des raisons de temps de calcul de limiter l'approche aux zones d'intérêt.

4.2.4 La validation des déformations détectées et corrigées

Chacun de ses blocs outils apporte une erreur au système global. La propagation des erreurs dans l'enchaînement des blocs n'est pas facile à estimer. Dans la littérature, c'est plutôt l'approche globale qui est validée.

L'idéal est d'utiliser comme vérité terrain une IRM haute résolution préopératoire et postopératoire. Cependant, comme nous l'avons souligné dans le chapitre 2, section 2.7, l'IRM peut présenter des erreurs de résolution spatiale. Aujourd'hui la quantification la plus précise semble celle obtenue par IRMi et recalage non rigide manuel de structures segmentées manuellement, c'est donc souvent la vérité terrain utilisée, si elle est disponible. Dans [MSC05], la validation est faite uniquement sur la prédiction en surface par comparaison avec des reconstructions stéréoscopiques de la surface corticale. Dans [FNM⁺02], la validation du modèle est faite par la comparaison de la position de marqueurs, visuellement identifiée dans l'image préopératoire et dans l'IRMi. La validation sur cadavre ou animaux est rare (par exemple sur le cochon [LPR⁺03]) parce que les conditions biomécaniques ne seront pas strictement les mêmes. Il est alors plus facile d'utiliser un fantôme pour obtenir le même résultat. On appelle fantôme un dispositif censé reproduire le comportement du patient. Le problème avec le fantôme est de pouvoir simuler les déformations peropératoires. Dans [KBP⁺00], le fantôme est en gélatine, avec des structures à suivre réalisées dans un mélange de silice et de gélatine, dans une boîte en plexiglas pouvant changer de volume en serrant des vis (voir la figure 4.14). Le PVA (Poly-Vinyl Alcohol) est un composant de plus en plus utilisé pour la réalisation de fantôme déformable, mais la difficulté réside dans le dosage de PVA et le nombre de cycle de congélation pour obtenir une consistance proche de celle du cerveau humain vivant. Le réalisme de ce type de fantôme a été démontré, notamment au niveau de sa consistance et du signal en IRM [RC06]. Dans cette étude, le gonflement d'un ballon permet de créer des déformations reproductibles. On cherche alors, soit à mesurer le volume de déformation provoqué et à le comparer à celui mesuré, soit à vérifier que la position corrigée correspond bien à celle obtenue par un IRM ou CT postopératoire du fantôme. La difficulté d'obtenir une vérité terrain dans le cas des déformations

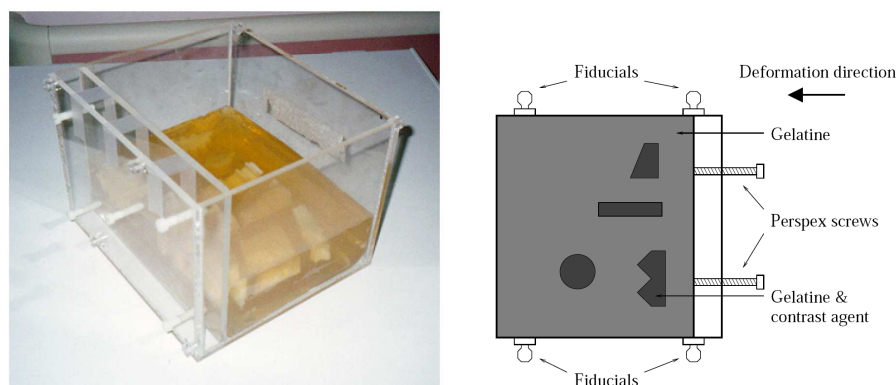


FIG. 4.14 – Exemple de fantôme déformable : photo et schéma du même fantôme de gélatine. Ce fantôme utilisé pour évaluer la précision d'un algorithme de recalage volumique par mise à jour d'information a priori par mesure d'ultrasons [KBP⁺00].

cérébrales peut pousser à utiliser des méthodes de validation sans vérité terrain, en vérifiant la

robustesse du recalage, par exemple. Les niveaux supérieurs de validation, le niveau du devenir clinique du patient, le niveau économique et social, et le niveau éthique doivent également être pris en compte.

4.2.5 La visualisation

Ce bloc fait partie d'un système de correction/détection/quantification des déformations cérébrales au même titre que la validation. La manière la plus immédiate de donner l'information de déformation détectée est de superposer l'acquisition avant déformation avec l'acquisition après déformation. C'est une solution souvent utilisée [NKG⁺01]. Lorsque la déformation a été quantifiée, une indication numérique d'amplitude de la déformation moyenne avec un écart type est souvent employée. Une autre possibilité est de définir des cartes de couleur correspondant à la quantification. La correction est souvent invisible pour le chirurgien, puisque l'imagerie préopératoire est remise à jour. Il pourrait être intéressant de simplement remettre le modèle du patient à jour, soit uniquement les surfaces 3D des zones d'intérêt de la scène multimodale. A notre connaissance, ce type d'approche n'a pas été utilisé. Il est cependant d'intérêt d'informer visuellement le chirurgien de la mise à jour des volumes, par une couleur ou par la représentation sous forme de vecteur du déplacement global ou du déplacement point à point. La plupart des articles qui présentent des méthodes de quantification ou de correction des déformations cérébrales peropératoires, ne prennent pas en compte cet aspect.

4.3 Discussion

Nous avons souligné l'aspect fortement spatio-temporel des déformations anatomiques cérébrales. Plusieurs acquisitions pendant l'opération semblent alors nécessaires. Toutes les acquisitions volumiques demandent aujourd'hui un temps d'acquisition qui entraîne une interruption momentanée de la chirurgie. Il serait donc intéressant de pouvoir limiter les acquisitions aux moments où elles sont vraiment nécessaires, c'est-à-dire quand une déformation a été détectée en surface par exemple. C'est ce que fait de manière implicite le neurochirurgien et que nous voudrions rendre explicite. On considère souvent l'IRMi comme le Gold standard pour quantifier les déformations peropératoires. Cependant, en usage clinique, l'interprétation de l'image et un acte difficile pour le chirurgien. Dans l'état actuel de la littérature, aucune solution temps réel de correction parfaite de la position des volumes préopératoires n'a été présentée. Les déformations cérébrales sont un phénomène complexe, non rigide en surface. Cependant l'intérêt de la correction est discutable, et ne mérite peut-être pas des solutions très coûteuses, comme l'IRMi. L'approche la plus adaptée est une approche multimodale. Les approches tendent vers moins d'images peropératoires et plus d'information *a priori* pour l'efficacité que ces méthodes ont déjà montrée [SRF⁺05, MSC⁺03] et pour leur respect du flux de travail chirurgical. L'IRM peropératoire est également une solution d'avenir, mais à plus long terme, car si la résolution de tels systèmes d'imagerie tends à s'améliorer, leur coût reste cependant réhibitoire par rapport à leur intérêt. L'utilisation des acquisitions de surfaces pendant la procédure semble une approche intéressante. Nous souhaitons donc utiliser les surfaces 3D reconstruites par stéréoscopie, pour la virtualité augmentée, afin de détecter et de quantifier les déformations au cours de l'intervention. Les surfaces 3D du champ opératoire sont toujours reconstruites dans le repère patient, et nous n'avons donc pas à les recalculer. Nous cherchons à mesurer des déformations, et pas à recalculer une surface reconstruite sur une autre. Cependant, la méthode classique de calcul de distance de surface, basée sur la correspondance des points les plus proches, ne s'applique pas ici. Les déformations en surface sont non rigides. Le déplacement ne se fait pas seulement perpendiculairement au volet de la craniotomie, mais aussi parallèlement. par conséquent, la

surface apparente peut ne pas être la même que celle acquise précédemment. Nous avons donc cherché une méthode pour mettre en correspondance deux surfaces à deux instants différents de l'intervention, en prenant en compte le maximum d'information provenant des images du microscope chirurgical. Notre approche est présentée dans le chapitre suivant.

Chapitre 5

Méthode de recalage de surface adaptée

Nous cherchons à quantifier les déformations cérébrales anatomiques en surface, grâce aux acquisitions stéréoscopiques de surface présentées dans le chapitre 3. On propose une méthode sans contact (donc sans déformation due à l'acquisition), non ionisante et donc sans aucun danger pour le patient, sans interruption de la chirurgie ni déplacement de matériel. Les images préopératoires sont recalées dans le repère patient à l'aide de la station de neuronavigation. Les reconstructions stéréoscopiques sont directement acquises dans le repère patient. La surface de la peau doit être directement superposée à celle de la peau segmentée dans les images préopératoires. La reconstruction stéréoscopique de la dure-mère doit également être superposée à la surface de la dure-mère segmentée dans l'examen préopératoire si on néglige les déformations avant ouverture de la dure-mère. Chercher à corriger le recalage des images préopératoires sur chaque nouvelle acquisition stéréoscopique nous confronte à un problème d'ouverture important. Nous cherchons donc plutôt à quantifier la déformation entre deux reconstructions stéréoscopiques à partir de la dure-mère pour obtenir un champ de déformation de surface directement transposable à la surface du volume préopératoire.

Notre méthode contraint un recalage de surface non rigide par l'appariement d'amers suivis dans la vidéo liant temporellement deux reconstructions stéréoscopiques. Dans la section 5.1, nous nous intéressons aux méthodes de recalage de surface non rigide, même si dans notre cas nous cherchons une correspondance, point à point, entre les deux surfaces stéréoscopiques, acquises à deux moments différents de l'intervention. La section 5.2 présente le principe des filtres de suivi vidéo et la section 5.3 leur utilisation pour le suivi de déformation en chirurgie. Dans la section 5.4, nous présentons notre étude préliminaire de l'utilisation de la vidéo sur le flux vidéo provenant de l'oculaire droit du microscope. La méthode proposée est présentée dans la section 5.5. La présentation de la méthode d'évaluation de performance, sur fantôme et en clinique, et les résultats obtenus sont présentés dans les sections 5.6 et 5.7. Notre méthode permet d'obtenir un champ de déformation en surface et la question de l'extrapolation de cette déformation aux structures d'intérêt avoisinantes se pose naturellement, pour corriger le modèle patient et le modèle de la chirurgie pour la virtualité augmentée et la réalité augmentée. C'est l'objet de la section 5.8.

5.1 Le recalage de surface

On ne traitera pas ici du recalage d'image médicale non rigide. Le lecteur intéressé pourra se référer aux revues [JGG01] pour la fusion de données médicales en général, [MV98] pour un état de l'art des méthodes de recalage d'images médicales. Une excellente revue des méthodes de recalage de surfaces issues d'image médicale a été proposée dans [AFP00], avec cependant une approche très générale, incluant surfaces fermées. Nous allons ici nous focaliser sur le recalage non rigide de surface ouverte, en insistant sur la signification au sens de contraintes des différents éléments composant une méthode de recalage. Nous avons choisi la classification suivante :

1. le choix de la transformation géométrique ;
2. les primitives à mettre en correspondance ;
3. par l'optimisation d'un critère de similarité, qui correspondent aux hypothèses fortes posées sur les surfaces ;
4. les méthodes de recherche de mises en correspondance, locales ou globales, décrites dans la section 5.1.2, permettent également de traduire certaines contraintes mais aussi d'accélérer la recherche.

Le tableau 5.1 présente un panel de solutions possibles.

5.1.1 Hypothèses sur les données

Comme souligné dans [VdEPV93], le choix du modèle de la transformation géométrique traduit une hypothèse déterminante pour le recalage.

Représentation de la transformation géométrique

On différencie principalement deux choix. Si on suppose que les deux surfaces à recaler sont rigides et ont rigidement été déplacées, alors une transformation linéaire suffit. Par contre, si la surface n'est pas rigide, il faut alors lui donner des degrés de liberté de déformations, traduits par le choix de la transformation non linéaire.

Transformations linéaires Les transformations linéaires consistent à calculer une rotation et une translation, auquel on peut rajouter un changement d'échelle (transformation affine). Cependant, dans notre application, nous ne sommes pas soumis aux problèmes de changement d'échelle. Une représentation couramment utilisée pour les rotations sont les angles d'Euler. Cependant, si deux axes se confondent, un degré de liberté est perdu et il peut devenir impossible d'atteindre une position. De plus, les angles d'Euler présentent une limite due à l'ordre dans lequel sont réalisées les rotations : la matrice finale dépend de l'ordre des 3 rotations. Les quaternions n'ont pas cette limite : la rotation s'effectue autour d'un axe arbitraire avec un angle quelconque. Les quaternions sont donc couramment utilisés pour le recalage de surfaces rigides [FA96].

Transformations non linéaires Ces transformations élastiques ou déformations peuvent être globales, avec une seule fonction décrivant la déformation pour l'ensemble de la surface, ou locales, en découpant la surface en blocs. Les transformations globales permettent de déformer une surface tout en contraignant la déformation à une déformation continue. Les transformations locales offrent plus de liberté de déformation, mais nécessitent un apport de continuité soit par lissage, soit par une mise en correspondance robuste. Dans le cas de déformations locales, des champs de vecteurs de déformations, associés à un maillage d'un volume ou d'une surface, peuvent être utilisés. Ce sont les supports de déformation qui offrent le plus de degré de liberté,

Références	Représentation de la transformation	Primitives (ou inférences homologiques)	Critère de similarité	Mise en correspondance locale	Stratégie de recherche locale	Mise en correspondance globale	Type de surface concernée
[MSC ⁺ 03, MSC05] SurfaceMI	Support local : fonction de base radiale	Intensité des points	$\frac{NMI(x, y)}{H(x, y) - H(y)}$	Calcul de trajectoire 3D à partir de la mise en correspondance 2D.	en 2D MI rigide suivie de MI de base radiale à support local. Optimisation de MI par méthode itérative Powell.	A partir de la mise en correspondance 2D, on a directement les vecteurs d'appariement 3D.	Nuage de points texturés
[FA96]	Le calage : Affine : translation, rotation sans contrainte d'orthogonalité dans la matrice	Points $V = (x, y, z, n_x, n_y, n_z, \kappa_1, \kappa_2)$	$\alpha(VA - VB)^2$	Rigide (R,T) pour tous les points		Calcul d'une transformation affine en un point en calculant la moyenne pondérée des transformations rigides de son voisinage.	
[ASP99]	Rigide + fonctions polynomiales par morceau : Splines récursives lissantes	Tous les points ayant construit les courbes du "laser range scanning" 256 points par courbes, 256 courbes, représentés par leurs coordonnées sur la courbe.	Point le plus proche pour le calcul rigide et non rigide.	ICP	Carte de distance	Étape rigide : utilise les appariements pour appliquer SVD. Étape non rigide : utilise les filtres récursifs 2D par convolution	
[BM93]	Quaternions(0 ddl)	Tous les points de la surface	$\frac{d(x_B, R_k x_A, \min t_k)}{\min(d(x_B, R_k x_A + t_k)}$	ICP		Réitération jusqu'à stabilisation	Subpatch vers un plus grand patch
[VG05] (Surface matching via currents)	Difféomorphisme par facettes	Toute la surface représentée comme des "currents", i.e. distribution généralisée de Derham	$\frac{J_{S^1, S^2}(\phi)}{d_{\phi}(d, \phi)^2} + \frac{1}{\sigma^2} \phi SA - SB ^2$	Pour chaque facette de la surface		Steepest descent algorithm avec gradient calculé du critère de similarité.	Nappes représentées par des triangles. Recherche de la plus petite déformation
[ME04]	Rigide ; Vecteur d'état ; rotation et translation					Unscented Particle Filter	Surfaces bruitées, Rigides
[CR00]				Recherche de la mise en correspondance et des paramètres de transformation en UNE seule minimisation.			Plus robuste que l'ICP à l'initialisation
[PCS ⁺ 89]		Toute la surface, éparée (x, y, z)				Min distance point à point avec la direction d'un point au centroïde de la surface	"Hat and Head" surfaces : surface externe (hat), basse résol, Surface Head : haute résolution
[SL96]	B-Spline 1er ordre		$\frac{d(x_B, R_k x_A, \min t_k)}{\min(d(x_B, R_k x_A + t_k)}$ avec poids pour tenir compte du bruit de mesure	ICP	Carte de distance	Approximation, contrainte d'ordre 0 et 1	Pénalise les grands déplacements, attache aux données

TAB. 5.1 – Quelques méthodes de recalage de surfaces.

puisque'il n'y a aucune contrainte. On peut par exemple imposer des contraintes de continuité sur ce champ. En recalage de surface, on cherche cependant à conserver la topologie. Si aucune contrainte n'est imposée sur le champ de déformation, il faut que la mise en correspondance soit suffisamment robuste pour que le champ de déformation soit un homéomorphisme¹. Les Splines(par exemple les Thin-Plate-Splines ou B-Splines), qui sont des fonctions polynomiales par morceau incluant dans leur définition même la contrainte de continuité, peuvent avoir un support global (Thin-Plate-Splines) ou local (B-Splines). Si ce style de déformation présente l'avantage d'avoir peu de degré de liberté (i.e., de paramètres à évaluer), ces déformations ne sont généralement pas inversibles.

Les transformations permettent seulement d'obtenir une estimation du déplacement des points non utilisés pour l'approximation par l'une de ces fonctions. L'étude récente de [Roh06] qui montre que les champs de Jacobien (mesure de déplacement), obtenu avec différentes transformations globales qui semblent correctement recalcr deux volumes, sont complètement différents d'une transformation à l'autre.

Une hypothèse forte va alors reposer sur le choix des primitives à mettre en correspondance, et sur la fonction de coût associée qui traduira également une hypothèse forte sur les surfaces à mettre en correspondance. Nous soulignerons les hypothèses associées aux primitives et fonctions de coût.

Les primitives et les contraintes induites par le critère de similarité

Les primitives sont les éléments extraits de la surface et utilisés pour la mise en correspondance. Le critère de similarité est une mesure de ressemblance entre deux primitives. On distingue plusieurs approches dans la littérature :

- Formes caractéristiques (points épars, contours ou surfaces anatomiquement significatifs) Cette catégorie de primitives est particulièrement adaptée aux transformations de grandes amplitudes. Les données peuvent être des points dits caractéristiques, par exemple des points saillants, ou n'importe quel autre point présentant des caractéristiques de courbure uniques et invariantes. On peut également considérer des courbes, correspondant à des limites de zones, régions ou structures anatomiques. Les régions aussi peuvent être utilisées comme primitives, elles sont définies par leur uniformité de géométrie ou de texture.

Le critère de similarité entre des formes caractéristiques repose sur l'hypothèse de conservation de ces caractéristiques entre la surface A et la surface B. Il est donc plus généralement utilisé en recalage rigide. Le problème de mise en correspondance nécessite une étape de détection des formes caractéristiques dans les deux surfaces, ou segmentation.

- Points Cette catégorie de primitives est associée dans la littérature aux surfaces gauches, ou *free-form surfaces*.

Si la similarité la plus souvent utilisée est la distance euclidienne entre les points, plusieurs auteurs transforment les points à apparier en vecteur. Feldmar et Ayache [FA96] recherchent pour un point de la surface source, les points de la surface cible ayant des courbures proches. Pour chacun de ces points, un déplacement rigide est calculé par superposition des repères principaux. L'algorithme est réitéré jusqu'à ce que la distance entre la surface source transformée et la surface cible soit inférieure à un seuil.

¹Une déformation qui conserve la topologie est appelée homéomorphisme.

Cet algorithme est modifié pour le calcul d'une transformation affine. Le critère de courbure ne suffit plus et un vecteur contenant des informations différentielles est calculé (les deux courbures principales et les trois normales). Le critère de similarité est alors le moindre carré de la différence de ces vecteurs, pondéré d'un coefficient augmentant proportionnellement à la courbure. Cette transformation globale est complétée par des transformations affines locales, en recherchant les distances minimales entre les points appariés dans des sphères de recherche définies par leur rayon. Les résultats sont bons pour des recalages de surfaces qui se ressemblent par leurs courbures comme deux visages ou deux crânes.

Dans le cas des déformations cérébrales de la surface corticale, l'utilisation d'informations comme la normale ou la courbure principale peut être discutée. En effet, la déformation occasionnée par l'ouverture de l'arachnoïde est telle que, d'une surface concave, on peut passer à une surface convexe. Une information plus pertinente serait l'utilisation de la luminance, voire même de la couleur, les vaisseaux sanguins étant plus sombres que le reste du cortex.

Les méthodes de mise en correspondance iconiques utilisent le critère associé de l'intensité, lorsqu'une intensité est disponible pour chaque point. Il existe une multitude de critères iconiques :

- les méthodes différentielles : Elles reposent sur l'hypothèse de conservation de l'intensité du point qui se déplace. Un exemple connu est la méthode de Horn et Schunck [HS81] qui introduit, en plus du terme de conservation d'intensité, une contrainte de lissage. Cette contrainte de lissage est la minimisation de l'énergie du vecteur vitesse.
- les méthodes de corrélation : Elles autorisent des déplacements de grande amplitude, mais ont besoin d'un maximum bien défini [PCA00].
- les méthodes basées sur l'énergie : elles n'autorisent que des mouvements de faible amplitude.
- les méthodes utilisant des modèles paramétrés : elles recherchent la meilleure adaptation des paramètres d'un modèle défini *a priori*.

- Modèle de surfaces déformable L'utilisation d'un modèle déformable pour représenter la surface repose sur des descriptions physiques de la surface et sur des lois d'évolution à décrire. Ces lois d'évolution prennent en compte des forces internes et des forces externes. Les forces internes peuvent être, par exemple, la force d'inertie ou la pression interne. Les forces externes sont décrites par les images péropératoires. Cohen [CC93] propose une théorie de modèle déformable dite modèle des ballons. L'équation d'équilibre du modèle est résolue par la méthode des éléments finis. L'expression de l'équilibre prend en compte une force d'inflation, semblable au gonflement d'un ballon, ou de déflation (force opposée). Les contours sont attirants. Pour ne pas arrêter la progression du modèle par des points aberrants, les forces sont pondérées par le gradient d'intensité. Dans [RMH⁺99], le modèle utilisé est très sophistiqué grâce aux recherches de Miga [MRK⁺01, MFGP01] sur les paramètres intrinsèques des tissus du cerveau. D'autres travaux cherchent à modéliser l'interaction outils/cerveau durant une intervention [HBP⁺04]. Une équation différentielle à 3 dimensions traduit le modèle : le cerveau est considéré comme une éponge remplie d'eau. La méthode des éléments finis permet la résolution de cette équation en tenant compte de l'hétérogénéité et de la complexité du cerveau et des images acquises avant l'opération par IRM. Les données péropératoires IRM sont ensuite ajoutées au modèle de la surface comme conditions aux limites pour la résolution.

Une paramétrisation de la surface apporte une fonctionnalité d'interpolation des données, qui peut être utile en cas de sous-échantillonnage d'une des deux surfaces.

Fonction de coût

La fonction de coût est généralement composée d'un terme d'attache aux données et d'un terme de régularisation. Le terme d'attache aux données consiste à minimiser la mesure de

dissimilarité sur l'ensemble des primitives. Le terme de régularisation permet de trouver la déformation la moins coûteuse en énergie. Certaines mesures de similarité utilisent à la fois des informations géométriques et des informations d'intensité [FDMA97, JK99].

5.1.2 Mise en correspondance locale et globale

On différencie les approches locales, qui optimise la fonction de coût par primitive, de celles qui cherchent à minimiser la fonction de coût pour l'ensemble des primitives.

Stratégie de recherche

Certaines approches enchainent successivement l'approximation de la déformation sous forme d'une transformation et celle de la mise en correspondance. Certaines approches considère le calcul de la transformation comme un problème de prise en compte de mesures bruitées. Les mesures sont les appariements. Elles sont considérées bruitées parce qu'il peut y avoir des appariements aberrants. Ces approches utilisent alors des filtrages de type bayésiens, linéaires (Kalman) ou non linéaires (filtres particulaires) [ME04]. D'autres approches abordent le problème par la multi résolution [HB03]. L'espace est séparé en régions dont la taille diminue avec l'augmentation de la résolution. Différentes stratégies de traitement d'une résolution à l'autre existent. La plupart des approches suivantes sont utilisées en recalage d'image 2D, mais sont directement transposables à du recalage de surface.

Dans [NAPM05, PBBM04, RAD03], à chaque changement de résolution, seules les régions dont le recalage est considéré mauvais sont traitées. Plusieurs façons de définir le mauvais recalage sont utilisées. Dans [RAD03, NAPM05], le gradient de la fonction de coût, selon les coefficients de la transformation, est calculé. Les régions à fort gradient, i.e., supérieur à un seuil, sont alors traitées à une meilleure résolution. La solution la plus courante est d'utiliser des méthodes d'optimisation d'ordre 1, calculant le gradient de la fonction de coût (table 5.2).

TAB. 5.2 – Classement de méthodes de minimisation de fonctions non linéaires sans contraintes.

Nom	Dimension	Complexité	1-D sous-minimisation	Calcul des dérivées
Bracket + Brent	1-D			NON
Golden Section Search	1-D			NON
Variant of Brent	1-D			OUI
Downhill Simplex Method	n-D	n^2	NON	NON
Powell	n-D	n^2	OUI	NON
Gradient Conjugué	n-D	n	OUI	OUI
Quasi-Newton(BFGS)	n-D	n^2	OUI	OUI

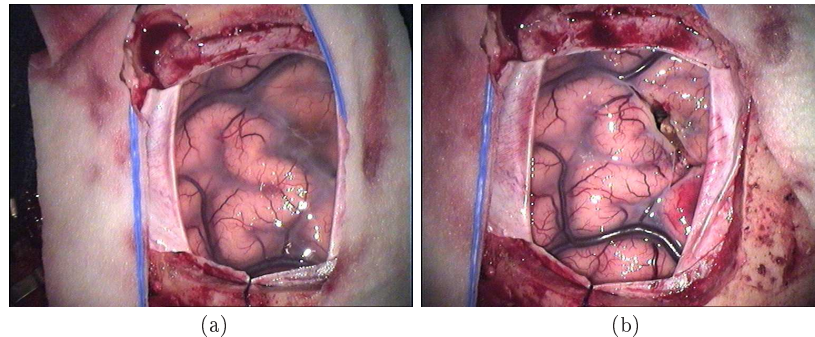


FIG. 5.1 – Recouvrement partiel des surfaces et disparition de matière. (a) photo avant exérèse, (b) photo après exérèse d'un cavernome. L'observation des vaisseaux et veines montre clairement l'apparition d'une partie de la surface qui n'était pas visible en bas et la disparition de surface autour de la cavité d'exérèse et au dessus.

Données partielles à recouvrement partiel ou disparition de matière

Dans les cas où chaque point d'une surface ne trouve pas son correspondant dans l'autre surface, comme par exemple sur la figure 5.1, une méthode couramment employée est de laisser de côté les points considérés aberrants en ne les prenant pas en compte dans le calcul de la transformation ou dans celui de la fonction de coût.

Le problème est de savoir quels sont les points aberrants. Dans ce but, les primitives à prendre en compte sont pondérées par une valeur pouvant s'apparenter à la confiance dans ces points. Il y a plusieurs méthodes pour mesurer cette confiance, chacune s'apparentant à une hypothèse différente. Dans [PF06], le poids utilisé dans l'estimation de la transformation est

$$\frac{e^{-r^2(x,y)/\sigma^2}}{e^{-r^2(x,y)/\sigma^2} + e^{-c^2}}$$

ou $r^2(x, y)$ est l'erreur résiduelle entre le voisinage source transformé et son correspondant cible. Dans [Hel00], les M-estimateurs sont utilisés. Les M-estimateurs sont des fonctions de pondération croissante sur \mathbb{R}^+ . Ces approches consistent à limiter l'influence des appariements ou des points qui semblent être aberrants. Une autre solution est de retirer complètement du calcul ces points, comme pour les moindres carrés tronqués, par exemple.

5.1.3 Utilisation d'amers pour le recalage

Certains auteurs ont proposé d'utiliser des amers anatomiques mis en correspondance pour interpoler la déformation au reste des points [HB03][RDD⁺04]. L'avantage de cette méthode est sa rapidité, puisque la mise en correspondance est réalisée de manière éparse. Cependant, le problème de l'absence d'information sur les déformations subies par les points entre les amers reste le même que pour les transformations globales.

5.1.4 Discussion

Il ressort de ce très bref parcours de la littérature du recalage de surface que les algorithmes sont spécifiques à l'application. Nous cherchons à utiliser les reconstructions stéréoscopiques, pour détecter et quantifier les déformations anatomiques, que nous avons présentées dans le

chapitre 4. On récupère des reconstructions stéréoscopiques brutes, plus précises que les reconstructions stéréoscopiques lissées comme démontré dans le chapitre 3. La reconstruction stéréoscopique offre des surfaces définies par des points dans un repère millimétrique, avec un échantillonnage au pixel. Par conséquent, même si un point de la surface source n'a pas son correspondant physique exact dans la surface cible, la précision est telle que *a priori* il n'y aura pas ou très peu de différences de courbure ou de luminance entre le correspondant exact et le point de la surface cible le plus proche, au sens du critère de similarité utilisé. On n'a pas besoin d'interpoler la position de points. Ces arguments plaident en faveur de l'utilisation directe des points disponibles. L'extraction de primitives, invariant d'une surface à l'autre, est complètement liée au type de déformation que subit la surface source et aux informations disponibles. Une intensité peut-être associée à un point de la surface, comme c'est le cas pour nos données. Si les informations différentielles² sont couramment utilisées dans la littérature, ici leur exploitation semble difficile car la déformation ne semble pas conserver ces informations. Une région convexe peut devenir concave, par exemple. Nous proposons d'utiliser, comme primitives, les points denses que nous fournit la reconstruction stéréoscopique. Ces reconstructions sont une acquisition de la surface du cerveau limitée à la fenêtre définie par la craniotomie. Si lors d'une déformation le cerveau se déplace en translation perpendiculairement à la normale à la surface, alors la surface apparente n'est plus la même que celle d'origine. De plus les surfaces reconstruites présentent des points aberrants et des trous de reconstruction. La résection est également un problème. La surface a disparue et la nouvelle surface au fond de la cavité de résection n'est pas celle qui correspond à la surface avant résection. Un recalage au sens propre du terme ne prendrait pas en compte ces nouveaux points et ils devraient être considérés comme des points aberrants. Cependant dans un but de quantification de l'exérèse, on peut considérer que mesurer la distance entre le fond de la cavité d'exérèse et l'ancienne surface donne une information plus intéressante que de signaler la résection de matière.

Nous ne cherchons pas à calculer une déformation, mais plutôt un appariement des points entre les surfaces, traduits par un champ de vecteur. La mise en correspondance doit donc être suffisamment robuste pour se passer du lissage d'une fonction de transformation.

Dans les solutions de détection des déformations cérébrales par acquisition de surface, la méthode de recalage la plus couramment utilisée est l'algorithme ICP, qui se base sur l'hypothèse que les points correspondant sont les points les plus proches au sens de la distance. Plusieurs équipes [SRF⁺05], [DSD⁺03, SDD⁺05] se sont finalement intéressées à la texture associée à ces surfaces. Dans [DSD⁺03, SDD⁺05], les images de texture sont recalées par information mutuelle. Nous proposons d'utiliser non seulement la texture associée aux surfaces reconstruites, mais également la vidéo continue entre ces reconstructions, pour rendre plus robuste l'appariement. On propose donc un critère de similarité compromis entre une similarité iconique et une régulation par la distance. Cependant, nous pouvons disposer de jusqu'à trois catégories de données : les reconstructions stéréoscopiques brutes, une photo associée à cette reconstruction, et éventuellement un flux vidéo entre deux reconstructions. Les deux photos associées aux reconstructions stéréoscopiques peuvent être très différentes, et il semble intéressant de considérer aussi le flux vidéo qui permettrait de faire le lien entre les deux photos. Dans le cas d'une opération, les reconstructions stéréoscopiques peuvent être faites à deux instants très différents de l'intervention, avec des changements de luminance ou de position du microscope. Utiliser la texture pour faire la mise en correspondance peut être difficile car nos images peuvent présenter plusieurs minima locaux de corrélation. Par ailleurs, utiliser la distance euclidienne seule entre les deux surfaces n'est pas suffisant non plus, puisque nous avons vu que le point le plus proche n'était pas obligatoirement le point correspondant. Nous disposons également de la vidéo du champ opératoire. Pour pouvoir suivre des points en temps réel, il faut limiter leur nombre.

²informations du premier ou du deuxième ordre comme la courbure ou la normale

De plus, la vidéo du champ opératoire peut-être interrompue ou les points peuvent être perdus, nous ne pouvons pas nous baser uniquement sur le suivi vidéo. Cependant, chacune de ces sources d'information apporte une information d'intérêt. La texture permet de prendre en compte les déplacements en translation parallèle à la craniotomie. Elle n'est pas toujours présente, par exemple pour la dure-mère. La distance euclidienne est alors utile. La vidéo permet de contraindre la mise en correspondance en fonction de quelques amers suivis en temps réel, ce qui permet de prendre en compte l'historique des déformations dans la mise en correspondance. On s'intéressera donc aussi aux méthodes de suivi de primitives dans une vidéo dans la section suivante.

5.2 Principe du Suivi vidéo

Nous souhaitons utiliser la vidéo provenant d'un des binoculaires du microscope pour faire la mise en correspondance des deux surfaces. Nous avons donc cherché un moyen de suivre en temps réels des points anatomiquement significatifs dans le flux vidéo provenant du binoculaire. Les nombreuses occlusions et spécularités auxquelles sont soumises les images nous ont conduit à considérer des filtres utilisant des modèles de déplacement des points *a priori* ou estimés sur l'image. Nous présentons, dans cette section, le principe de ces filtres, dits bayésiens, après avoir présenté des filtres de suivi sans modèle d'évolution.

Filtrage sans modèle d'évolution

Le suivi vidéo sans modèle d'évolution repose sur l'hypothèse d'un petit déplacement entre un pixel dans une image et dans l'image suivante, afin de restreindre la recherche de sa nouvelle position. Un filtre couramment utilisé pour son efficacité est le filtre KLT [TK91, ST94]. Le suivi est basé sur la linéarisation de la fonction suivante par série de Taylor et en utilisant le gradient d'intensité comme dérivée.

$$\int \int_w [I_1(x+d) - I_0(x)]^2 w(x) dx$$

Ce critère correspond aux moindres carrés (ssd), avec $w(x) = 1$ pour tout pixel x appartenant à la fenêtre w . d est le mouvement de translation en x ou en y . $I_1(x)$ et $I_0(x)$ sont les luminances des points à la position x dans les deux images successives. La recherche du minimum de cette fonction sur l'image est réalisée par Newton-Raphson (Newton généralisé). Les points les plus susceptibles d'être suivis, i.e., dont le voisinage contient de haut changement d'intensité [ST94], sont extraits.

$$Z = \left[\sum_w \begin{array}{cc} \frac{\delta^2}{\delta^2} I & \frac{\delta^2}{\delta x \delta y} I \\ \frac{\delta^2}{\delta x \delta y} I & \frac{\delta^2}{\delta^2 y} I \end{array} \right].$$

Si on considère Z comme une application linéaire, des grandes valeurs propres signifient une plus grande transformation. Une variante de KLT a été proposée par les auteurs [ST94] pour prendre en compte une transformation affine, avec par conséquent une matrice Z de taille 6. Cependant, ce choix de modèle affine entraîne un temps de calcul beaucoup plus long. On se contente souvent d'un modèle de pure translation. En prenant une valeur suffisamment grande pour la plus petite valeur propre, on s'assure une bonne confiance dans la possibilité de retrouver les points. Cependant, dans ce filtre les points perdus par occlusion sont extraits à nouveau, mais rien ne garantit qu'il s'agit des mêmes points, ce qui rend ce filtre inutilisable dans notre cas.

Filtrage avec modèle d'évolution

Principe commun L'hypothèse sur laquelle se base le paradigme des filtres bayésiens est que l'on puisse avoir ces modèles sous forme probabiliste. On définit l'estimation optimale de l'état à partir de la fonction de probabilité définie (pdf : densité de probabilité *a posteriori* de l'état). Cet estimateur optimal peut, par exemple, être la moyenne ou la médiane, ou encore le mode (i.e., l'état qui a la plus forte probabilité). Les filtres bayésiens reposent sur le théorème de Bayes, qui explique comment mettre à jour la connaissance de l'état cible à la lumière d'information supplémentaire apportée par de nouvelles données. On doit poser deux modèles d'évolution :

- (1) l'équation d'évolution (ou modèle d'évolution), qui est la loi de transition de l'état pour deux pas de temps successifs : $x_{t+1} = f(x_t, w_t)$ où x_t est le vecteur d'état à t et w_t un bruit.
- (2) l'équation d'observation (ou modèle de mesure), qui est la loi de vraisemblance de la mesure : $y_t = h(x_t, v_t)$ où y_t est l'observation en fonction de l'état et v_t le bruit associé.

Ce type d'approches présente globalement deux étapes : l'étape de prédiction et l'étape de mise à jour-correction. L'aspect bayésien, du problème de suivi, est le calcul d'un degré de confiance de l'état X_t étant donnée les mesures $y_{1:t}$. Si on connaît $p(x_{t-1}|y_{1:t-1})$, la densité *a posteriori* de l'état estimé à l'étape $t-1$, alors la prédiction à l'étape t consiste à calculer $p(x_t|y_{1:t-1})$, qui est la densité *a priori* de l'état à t en fonction des mesures obtenues jusqu'à $t-1$. Ce calcul utilise la formalisation de **Chapman-Kolmogorov** :

$$p(x_t|y_{1:t-1}) = \int p(x_t|x_{t-1})p(x_{t-1}|y_{1:t-1})dx_{t-1}$$

où $p(x_t|x_{t-1})$ est décrit par (1). L'étape de mise à jour consiste à prendre en compte la nouvelle mesure y_t , en utilisant le **théorème de Bayes** :

$$p(x_t|y_{1:t}) = \frac{p(y_t|x_t)p(x_t|y_{1:t-1})}{p(y_t|y_{1:t-1})}$$

où $p(y_t|x_t)$ est décrit par (2) et $p(y_t|y_{1:t-1}) = \int p(y_t|x_t)p(x_t|y_{1:t-1})dx_t$. Cette solution est la solution dite optimale, parce qu'elle ne fait pas d'approximation. Cependant, les calculs d'intégrales précédents ne sont en général pas possibles. Il faut donc en trouver une approximation. Les solutions possibles sont l'approximation gaussienne du résultat qui sont les filtres de Kalman et Kalman étendu décrits en section 5.2). L'approximation est exacte sous certaines conditions. Si ces conditions ne sont pas respectées, d'autres approximations du calcul de l'intégrale peuvent être utilisées. Certaines reposent sur la discrétisation de l'espace des solutions et utilisent l'intégration numérique, par exemple les méthodes basées grilles. D'autres méthodes sont basées sur des simulations de Monte Carlo, qui correspondent aux filtres particuliers décrits en section 5.2).

Les filtres optimaux Ces filtres calculent ou font une approximation exacte par morceau de la solution optimale bayésienne. Le filtre de Kalman est la solution optimale si les hypothèses suivantes sont respectées. Cela signifie que dans ces conditions, le calcul est exact. Les autres filtres ne peuvent au mieux que l'égaliser. Les hypothèses sur les équations d'évolution et de mesure sont les suivantes. Les bruits sont gaussiens. Les équations sont linéaires.

$$x_k = F_k * x_{k-1} + v_{k-1}$$

$$y_k = H_k x_k + n_k$$

avec v_k et n_k bruits blancs de covariance Q_k et R_k respectivement. On a alors :

$$p(x_{k-1}|y_{1:k-1}) = N(m_{k-1|k-1}, P_{k-1|k-1})$$

$$p(x_k|y_{1:k-1}) = N(m_{k|k-1}, P_{k|k-1})$$

$$p(x_k|y_{1:k}) = N(m_{k|k}, P_{k|k})$$

avec

$$m_{k|k-1} = F_k m_{k-1|k-1}$$

$$P_{k|k-1} = Q_{k-1} + F_k P_{k-1|k-1} F_k^T$$

$$m_{k|k} = m_{k|k-1} + K_k (y_k - H_k m_{k|k-1})$$

où $y_k - H_k m_{k|k-1}$ est appelé terme d'innovation et K_k gain de Kalman, calculé selon l'expression suivante : $K_k = P_{k|k-1} H_k^T S_k^{-1}$ et $S_k = H_k P_{k|k-1} K_k^T + R_k$ est la covariance du terme d'innovation.

$$P_{k|k} = P_{k|k-1} - K_k H_k P_{k|k-1}$$

Les filtres sous-optimaux On se place dans des conditions non optimales lorsque les équations (1) et (2) ne sont pas linéaires. Le filtre de Kalman étendu consiste à faire l'approximation, par une fonction linéaire par morceau, de la fonction non linéaire, en utilisant un développement de Taylor du premier ordre ou d'ordre supérieur. Un filtre de Kalman classique est alors appliqué. Ce filtre est couramment utilisé dans les problèmes non-linéaires. La linéarisation et les hypothèses d'approximation gaussienne du bruit ne sont pas toujours valables dans les cas réels. De plus, un ensemble de points choisis de façon déterministe sur $p(x_k|y_{1:k})$ peut être propagé sur la vraie fonction non linéaire pour améliorer le filtre de Kalman étendu. Cela suppose encore une hypothèse gaussienne sur $p(x_k|y_{1:k})$. L'hypothèse gaussienne sur les densités de probabilité signifie notamment qu'il y a une solution prépondérante. Cependant, en suivi vidéo, si la mesure est très bruitée, on a souvent des densités de probabilité multimodales. Les filtres particuliers ont alors été introduits [DdFG01]. Le principe est de faire une approximation, par une somme de particules, des intégrales précédemment décrites. Beaucoup d'algorithmes différents existent. L'échantillonnage direct de $p(x_k|Y_k)$ n'est souvent pas possible. On va donc échantillonner, par tirage de Monte Carlo, une autre densité $q(x_k|Y_k)$ plus facile à échantillonner. La méthode de Monte Carlo consiste à trouver une solution approximative à un problème numérique en utilisant des procédés aléatoires.

$$w_k^i = \frac{p(x_k^i|Y_k)}{q(x_k^i|Y_k)}$$

$$w_k^i = w_{k-1}^i \frac{p(y_k|x_k^i)p(x_k^i|x_{k-1}^i)}{q(x_k^i|x_{k-1}^i, Y_k)}$$

En général on utilise $q(x_k|x_{k-1}, Y_k) = p(x_k|x_{k-1})$. Les limites du filtre dans sa forme la plus simple est la dégénérescence du filtre, ce qui signifie que le nombre de particules différentes diminue au fur et à mesure des itérations. Concrètement, le nombre de particule reste le même en cas de dégénérescence, mais elles s'agglutinent.

Deux exemples de filtres particuliers sont décrits en Annexe A.

Modèles et états Les filtres bayésiens peuvent être utilisés aussi bien pour estimer un état, ce qui est l'utilisation la plus classique, mais aussi pour estimer le modèle, c'est à dire de trouver les paramètres pour f et h [AMGC02]. Il est également possible de limiter l'estimation du modèle à un choix automatique selon plusieurs modèles possibles [Pir05]. Soit M l'ensemble des N modèles possibles, $M = \mu_{j=1..N}$, soit $p_j(k)$ la probabilité que le modèle μ_j soit correct au temps k , alors

$$p_j(k) = \frac{p(y_{0:k}|\mu_j)p_j(k-1)}{\sum_{l=1}^N p(y_{0:k}|\mu_l)p_l(k-1)}$$

On peut alors décider que l'estimation de l'état \hat{x}_k sera une moyenne des états estimés par les différents modèles : $\hat{x}_k = \sum_{j=1}^N p_j(k)\hat{x}_{k|\mu_j}$.

L'estimation non linéaire de l'état consiste à estimer l'état x_t à partir de la connaissance de f, h, y_t . L'estimation non linéaire des paramètres consiste à estimer les paramètres d'une base connue de f, h à partir de la connaissance de x_k, y_k . L'estimation duale non-linéaire a pour but d'estimer les deux simultanément. Si on essaie d'estimer l'état, il faut définir le vecteur d'état. Il peut s'agir de la position d'un point, avec ou sans vitesse, de sa luminance, du flux optique ou encore d'une forme (voir Annexe A).

5.3 Utilisation des approches bayésiennes pour le suivi de déformations anatomiques

La vidéo endoscopique est une modalité souvent utilisée en bronchoscopie³ pour le diagnostic de cancers des poumons. L'algorithme de CONDensation de [IB98a] a été utilisé dans [DCY05] pour un recalage 2D/3D d'images bronchoscopiques avec des données tomographiques 3D du patient. Le modèle de déplacement de la caméra endoscopique était auto-régressif et le vecteur d'état correspondait à la pose de la caméra. Les paramètres de ce déplacement sont appris sur des séquences d'entraînement avec des opérateurs différents. Seule la moyenne est estimée comme une coordonnée supplémentaire du vecteur d'état. La mesure de la pose à chaque état est obtenue par un recalage initial 2D-3D. En chirurgie laparoscopique du muscle épi cardiaque, des approches un peu similaires de suivi des déformations ont été proposées. Le but était de suivre les déformations dues aux battements cardiaques, résidus de l'utilisation de stabilisateur mécanique. Les approches de ce domaine, qui pourraient également être utilisées en neurochirurgie à crâne ouvert, sont la pose de fiduciaires artificiels, le suivi de mouvement 2D dans la vidéo [GOSH02], ou encore le suivi et la reconstruction de la surface à l'aide de technique stéréoscopique et d'endoscope stéréo [SMD⁺05, LRC⁺04]. La mise en correspondance des 2 images stéréoscopiques est beaucoup plus dure en laparoscopie (uniformité de texture, très peu de d'écart entre les 2 caméras). Dans [SMD⁺05], le filtre utilisé n'utilise pas de modèle d'évolution et n'est donc pas robuste aux occlusions. Dans [OGB⁺05], en endoscopie cardiaque, le battement du coeur était suivi en utilisant l'observation du déplacement d'amers naturels dans la vidéo. En utilisant la série temporelle observée, couplée avec l'électrocardiogramme et la surveillance respiratoire, les auteurs étaient capables de prédire les mouvements du coeur.

La section suivante présente l'évaluation que nous avons réalisée de plusieurs de ces filtres pour notre problème spécifique.

³La différence entre fibroscopie et bronchoscopie est que le tube est souple dans le premier cas et rigide dans le second.

5.4 Étude de filtres pour le suivi vidéo

Nous avons implémenté plusieurs filtres. Nous présentons ici l'évaluation des performances de quatre algorithmes de suivi, avec ou sans modèle dynamique d'évolution et, pour ceux définis avec un modèle dynamique, avec ou sans modèle dynamique *a priori*. L'évaluation des performances a été faite sur 34 amers naturels. Cette évaluation a été réalisée *a posteriori* sur quatre séquences vidéos enregistrées lors de trois interventions cliniques.

Séquences vidéo étudiées

Une séquence est composée d'environ 50 images acquises avec une résolution de 768×576 et avec deux fréquences d'acquisition différentes (1 image par seconde et 5 images par seconde). Les algorithmes de suivi ont été testés sur les images en niveau de gris. Les quatre séquences utilisées sont décrites dans le tableau 5.3. La première image de chaque séquence est montrée sur la figure 5.2. Dans une première étape, nous n'avons considéré que des séquences où il n'y avait ni changement de zoom, ni changement de mise au point, ni déplacement de la caméra. Les difficultés de ces séquences sont les occlusions, la présence de spécularités et les déformations de la surface corticale. Nous avons choisi d'étudier des amers naturels. Dans cette partie de notre travail, les points ont été sélectionnés manuellement, comme des intersections de vaisseaux corticaux.

Méthode de suivi sans modèle d'évolution

La première méthode de suivi utilisée est basée sur une mise en correspondance par critère de corrélation. Pour chaque point à suivre, on cherche le point qui maximise le coefficient de corrélation de Pearson par rapport à l'image de référence (la première image de la séquence), dans une fenêtre de recherche autour de la dernière position trouvée autour du point à suivre. La position de ce point est alors définie comme la nouvelle position du point suivi. Le coefficient de corrélation de Pearson est :

$$\frac{\sum_{i=0}^N I_o^i I_t^i - \frac{\sum_{i=0}^N I_o^i \sum_{i=0}^N I_t^i}{N}}{(\sum_{i=0}^N (I_o^i)^2 - \frac{(\sum_{i=0}^N I_o^i)^2}{N})(\sum_{i=0}^N (I_t^i)^2 - \frac{(\sum_{i=0}^N I_t^i)^2}{N})} \quad (5.1)$$

avec N la taille de la fenêtre de recherche, I_o^i et I_t^i les luminances du point indicé i dans la fenêtre, dans l'image de référence et l'image courante respectivement. On notera **AlgoCorrelation** cet algorithme dans la section résultat.

Méthode de suivi avec modèle dynamique d'évolution

L'introduction d'un modèle dynamique d'évolution dans la procédure de suivi nous a conduit à considérer la famille d'algorithmes de suivis par filtrage (filtre de Kalman [AM79], filtres particuliers [DdFG01]). De tels algorithmes sont reconnus pour leur simplicité et leur robustesse dans des situations telles que la présence de bruit, d'occlusion et d'ambiguïtés générées par un environnement encombré, avec des motifs similaires. Les méthodes de filtrage consistent à modéliser le système dynamique qu'on désire suivre par une chaîne de Markov cachée. Le but est d'estimer les valeurs d'un état \mathbf{x}_k à partir d'observations \mathbf{z}_k obtenues à chaque instant, c'est-à-dire pour chaque nouvelle image, acquise à fréquence régulière. Le système est décrit par une équation dynamique d'évolution de l'état et un modèle de mesure qui lie l'observation à l'état. L'état inconnu du système peut être la position d'un point caractéristique, complété par d'autres informations telles que sa vitesse ou une mesure d'intensité dans une fenêtre dont

TAB. 5.3 – Description des séquences vidéo étudiées. Le patient 1 était une femme avec un cavernome frontal droit, le patient 2 était un homme avec une tumeur située dans le gyrus frontal inférieur droit et le patient 3, une femme avec un cavernome rolandique droit. *Nb Images est le nombre d'images de la séquence; ** Nb AM est le nombre d'amers naturels à suivre; ^X la fréquence d'acquisition est exprimée en Hz.

Index	Séquence 1	Séquence 2	Séquence 3	Séquence 4
Patient	Patient 1	Patient 2	Patient 3	Patient 3
Etape	Pendant la résection du cavernome	Après ouverture de la dure-mère, présence d'un outil	Après ouverture de la dure-mère, 2 pouls cérébral	Pendant la résection, avec 3 outils
Nb Images*	40	54	47	64
Nb AM**	5	11	11	6
Fréquence ^X	1	1	5	5

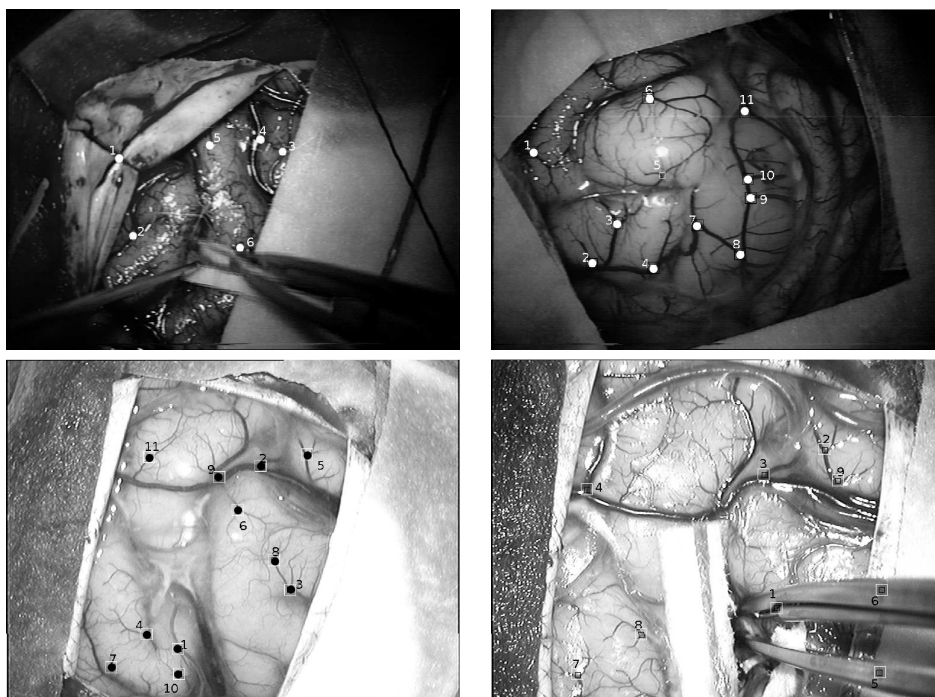


FIG. 5.2 – De gauche à droite : premières images des séquences vidéo 1-4, où les points à suivre par les filtres testés sont marqués.

il est le centre. Dans cette section, nous avons choisi d'étudier l'intérêt de plusieurs modèles dynamiques d'évolution possible, soit *a priori*, soit estimés sur la séquence d'image. Pour chaque méthode de suivi, le même modèle de mesure est considéré.

Modèle de mesure A l'instant k , nous supposons que l'observation est le résultat d'une recherche dans l'image \mathbf{I}_k du point le plus similaire à l'état \mathbf{x}_0 , associé au point que nous désirons suivre, extrait dans l'image \mathbf{I}_0 . Nous avons présenté les mesures de similarité possibles pour l'appariement de points dans deux images (chapitre 3, paragraphe 3.1.2). L'hypothèse de la conservation de l'intensité nous a amené à considérer les moindres carrés SSD (sum-of-squared-differences). L'équation linéaire d'observation est alors

$$\mathbf{z}_k = \mathbf{H} \mathbf{x}_k + \mathbf{w}_k, \quad (5.2)$$

où \mathbf{H} est la matrice de transformation entre l'espace d'état et l'espace de mesure. C'est, par exemple, la matrice Identité si la mesure \mathbf{z}_k et l'état \mathbf{x}_k sont la position du point seulement. Le vecteur \mathbf{w}_k est un bruit blanc gaussien de covariance \mathbf{R}_k . On peut reprocher au critère SSD de manquer de robustesse lors de changement de géométrie ou d'éclairage, mais ce choix est justifié par le fait qu'il rend possible l'évaluation de la confiance dans le pic de similarité dans la fenêtre de recherche, et donc une estimation dynamique de \mathbf{R}_k qui prend en compte le bruit dans l'image. Pour cela, la surface des valeurs du critère SSD, sur la fenêtre de recherche, est considérée comme la densité de probabilité de la position mesurée. Un test χ^2 (qui mesure la pertinence d'un modèle) est réalisé dans le but de vérifier si la meilleure approximation locale de cette densité est une Gaussienne ou une Loi Uniforme. Si le test de χ^2 favorise la gaussienne, c'est qu'il y a un réel pic de similarité. La confiance \mathbf{R}_k de la mesure peut alors être estimée par la matrice de covariance de la gaussienne. Si le test de χ^2 favorise la Loi Uniforme, alors la mesure est très bruitée. Une valeur infinie est attribuée aux termes de la diagonale de \mathbf{R}_k , le reste des termes de la matrice étant nul. Ce cas se produit, par exemple, en présence d'occlusion. Cette estimation dynamique du bruit de mesure [AMCF05] permet de rendre la méthode de suivi plus robuste aux occlusions.

Une fois que le modèle de mesure est défini, on construit un modèle dynamique d'évolution approprié aux déplacements des points dans les séquences traitées d'images. Nous avons testé deux cas distincts. Dans le premier cas, le modèle d'évolution est choisi *a priori*. Dans le second cas, le modèle est estimé directement sur les données images [AMCF05].

Modèle d'évolution choisi *a priori* Dans ce cas, les modèles sont définis selon l'étape de la chirurgie. L'état \mathbf{x}_k est alors défini par $(\mathbf{m}_{k-1} \mathbf{m}_k \mathbf{n}_{k-1} \mathbf{n}_k)^T$ où $(\mathbf{m}_k, \mathbf{n}_k)^T$ est la position estimée du point caractéristique à l'instant k . Les équations dynamiques suivantes ont été utilisées :

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{F}_i \mathbf{x}_k + \mathbf{b}_i + \mathbf{v}_k \quad (5.3)$$

où \mathbf{v}_k est un bruit blanc gaussien, \mathbf{Q}_k est fixé *a priori* et i est l'index pour l'instant de la chaîne. $(\mathbf{F}_i, \mathbf{b}_i)$.

$$\mathbf{F}_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \mathbf{b}_1 = \begin{bmatrix} m_0 \\ m_0 \\ n_0 \\ n_0 \end{bmatrix}, \mathbf{F}_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ \frac{1}{2} & \frac{1}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & \frac{1}{2} & \frac{1}{2} \end{bmatrix}, \mathbf{b}_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

\mathbf{F}_1 traduit une hypothèse de stationnarité des points, \mathbf{F}_2 est un processus régressif du second ordre, prenant en compte les états précédents aux instants k et $k-1$ et donc la vitesse du point suivi.

Les systèmes résultants (équation 5.3) sont linéaires et un filtre de Kalman [AM79] permet de les résoudre. Cependant, nous avons également testé sur ces modèles un filtrage particulaire. Il y a deux principales raisons à ce choix. Premièrement, les modèles dynamiques présentés sont assez basiques et nous souhaitons que notre travail puisse prendre en compte, en perspective, des modèles plus complexes incluant des informations *a priori* liées aux paramètres des déformations cérébrales mesurées pendant la chirurgie (à la manière du travail préliminaire de [KBP⁺01]). Deuxièmement, l'estimation de la covariance de la densité *a posteriori* est accessible sans approximation, contrairement à Kalman, qui suppose une densité *a posteriori* Gaussienne. Par ailleurs, comme nous l'avons exposé dans la section 5.2, les filtres particuliers offrent, du fait de leur capacité à suivre des densités qui ne sont pas gaussiennes, la possibilité de suivre plusieurs pics pour le même point selon l'estimateur sélectionné. Dans cette étude, nous avons utilisé, comme estimateur de l'état, la moyenne de la densité *a posteriori* de l'état, donc nous considérons des densités *a posteriori* mono modales. Nous avons donc développé un filtre particulaire en nous basant sur le tutorial [AMGC02] et le code 1D disponible [MB98].⁴ Dans mon implémentation, la routine de langage C `rand()` offre une période d'environ 2.10^{10} , ce qui est suffisant pour simuler l'aléatoire. Les poids des particules qui sont les échantillons de q sont alors directement proportionnels à la valeur de p . Dans les résultats, l'algorithme utilisant un modèle *a priori* avec un filtre de Kalman sera noté **AlgoApriori** et l'algorithme utilisant un modèle *a priori* avec un filtre particulaire sera noté **AlgoAprioriPart**.

Modèle d'évolution estimé sur la séquence Dans le but d'avoir une méthode de suivi plus générale et donc de prendre en compte des changements de vitesse et de direction imprévisibles, il a été envisagé d'utiliser le filtre particulaire développé par Élise Arnaud [AMCF05], qui permet d'estimer directement le modèle d'évolution sur la séquence d'image. Le modèle considéré est déduit en utilisant un vecteur mouvement instantané $\mathbf{u}_k(\mathbf{x}_k)$ du point suivi. L'équation dynamique non linéaire s'écrit alors :

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{x}_k + \mathbf{u}_k(\mathbf{x}_k) + \mathbf{v}_k \quad (5.4)$$

$\mathbf{u}_k(\mathbf{x}_k)$ est estimé en utilisant une technique d'estimation de mouvement paramétrique et robuste [OB95]. Comme ce modèle d'évolution n'est pas linéaire, le filtre de Kalman n'est pas approprié pour résoudre le système. Un filtre particulaire est donc utilisé. Cependant, les propriétés particulières du système (modèle de mesure linéaire, bruit Gaussien) permet d'utiliser le modèle bayésien. Sur les résultats, cet algorithme sera noté **AlgoEstimé**.

Evaluation des performances

Un cadre standardisé de validation, tel que présenté dans le chapitre 1, a été respecté pour développer et décrire la procédure d'évaluation. La procédure est présentée dans la table 5.4. Pour chaque point et pour les quatre séquences, la distance euclidienne moyenne (exprimée en pixel) a été calculée, entre la position du point estimée par la méthode de suivi et la position du point, relevée manuellement, lorsque le point était visible.

Résultats

Les résultats sont montrés dans le tableau 5.5. Dans ce tableau, nous avons défini le succès par une erreur maximale autorisée de 5,7 pixels. Cette valeur correspond à l'erreur évaluée de l'estimation de la référence, la segmentation manuelle. L'erreur de répétabilité de sélection

⁴Nous conseillons également la librairie Rebel pour Matlab, <http://choosh.ece.ogi.edu/rebel/>, que nous n'avons pas utilisée, mais qui offre un choix large de filtre et un support actif

TAB. 5.4 – Description des procédures d'évaluation utilisées pour tester les 4 filtres

Données d'évaluation	4 séquences vidéo provenant de 3 patients (voir le tableau 5.3)
Paramètres d'entrée	Etape chirurgicale, nature des points, fréquence d'acquisition
Méthode à évaluer	Suivi par AlgoCorrelation, AlgoApriori, AlgoAprioriPart, AlgoEstimated
Référence	Trajectoire du point acquise manuellement par un observateur
Erreur liée au calcul de la référence	Différence de 3 sélections du même point avec 2 observateurs différents
Métrique d'évaluation	Distance euclidienne en pixel
Indices de qualité	Min ^a , 1 st quartile ^a , median ^a , mean ^a , 3 rd quartile ^a max ^a , temps ^b

^a en pixel; ^b en seconde

TAB. 5.5 – Résultats pour tous les amers naturels : un point suivi a été considéré comme suivi avec succès uniquement si la distance euclidienne avec la référence avait une valeur maximale de 5,7 pixel pendant toute la séquence. Pour **AlgoApriori** et **AlgoAprioriPart**, le modèle *a priori* ($\mathbf{F}_1, \mathbf{b}_1$) a été utilisé sur les séquences 1,3 et 4. Le modèle ($\mathbf{F}_2, \mathbf{b}_2$) a été utilisé sur la séquence 2. Les résultats sont donnés sous la forme suivante : *Nombre de points (min 1st Quartile Median Mean 3rd Quartile Max)*. Les statistiques de distances sont données en pixel et le temps d'exécution est donné en secondes avec un CPU de 1.60GHz.

Séquence/ Méthode	Succès	Autres	Temps
1/ AlgoCorrelation	1(0.0 1.0 1.4 1.7 3.0)	5(0.0 2.8 9.5 15.2 27.6 45.4)	5
1/ AlgoApriori	1(0.0 1.4 2.2 2.3 3.0 4.1)	5(1.0 3.6 6.5 6.9 9.3 19.7)	5
1/ AlgoAprioriPart	1(0.0 1.5 2.3 2.4 3.0 4.1)	5(1.0 3.6 6.5 6.9 9.4 19.7)	10
1/ AlgoEstimated	1(0.0 1.0 1.0 1.4 2.0 3.0)	5(2.0 4.4 10.7 14.2 21.0 44.0)	115
2/ AlgoCorrelation	3(0.0 1.4 2.2 2.4 3.2 4.5)	8(0.0 1.4 3.0 13.1 18.3 86.2)	12
2/ AlgoApriori	0	11(0.0 2.2 4.1 7.3 8.2 36.7)	12
2/ AlgoAprioriPart	0	11(0.0 2.2 4.1 7.3 8.2 36.7)	21
2/ AlgoEstimated	0	11(0.0 1.6 3.2 11.5 13.7 90.1)	293
3/ AlgoCorrelation	10(0.0 1.0 1.0 1.42 2.0 5.0)	1(0.0 1.4 2.0 4.5 2.4 25.2)	12
3/ AlgoApriori	2(0.0 1.9 2.2 2.5 3.6 5.0)	9(0.0 1.4 2.8 3.2 4.3 10.6)	11
3/ AlgoAprioriPart	2(0.0 1.9 2.2 2.5 3.6 5.0)	9(0.0 1.4 2.8 3.2 4.3 10.6)	20
3/ AlgoEstimated	10(0.0 1.0 1.0 1.4 2.0 5.0)	1(0.0 1.4 2.0 1.9 2.1 6.1)	235
4/ AlgoCorrelation	1(0.0 1.0 2.2 2.0 3.0 3.6)	5(0.0 1.4 3.2 16.8 21.9 71.6)	13
4/ AlgoApriori	0	6(0.0 5.0 7.7 10.7 15.8 28.9)	10
4/ AlgoAprioriPart	0	6(0.0 5.0 7.7 10.7 15.8 28.9)	10
4/ AlgoEstimated	1(0.0 0.0 1.4 1.3 2.0 4.5)	5(0.0 1.4 3.1 5.1 5.2 29.8)	237

des points était de deux pixels, en vertical et en horizontal. En définissant un carré centré sur le point à suivre et de côté 4 (deux pixels en horizontal à droite et à gauche, et deux pixels en vertical en haut et en bas), la diagonale de ce carré qui représente l'erreur maximale qui pourrait être commise en segmentation manuelle, a pour longueur 5,7 pixels. La figure 5.3 donne la relation entre l'erreur euclidienne (mesurée en pixel) et la covariance calculée à chaque itération du filtre, sur une des séquences.

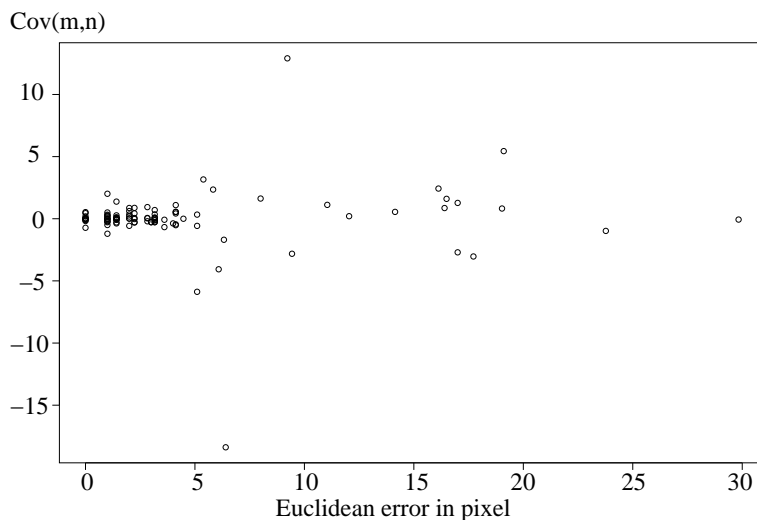


FIG. 5.3 – Séquence 4 : Covariance calculée de manière empirique sur la densité *a posteriori* de l'état estimé par **AlgoEstimated** en fonction de l'erreur euclidienne mesurée pour tous les amers naturels. Cette figure montre également la distribution des erreurs, en projetant les points sur l'axe des abscisses.

Discussion

Nous avons montré que le suivi d'amers naturels dans la vidéo provenant du microscope chirurgical était réalisable, malgré le niveau de difficulté de ces images. Nous avons évalué quatre méthodes de suivi sur des séquences de neurochirurgie. La première méthode **AlgoCorrelation** n'utilise aucun modèle d'évolution. La deuxième méthode **AlgoApriori** utilise un modèle décrit *a priori* avec un filtrage de Kalman, tandis que la troisième **AlgoAprioriPart**, toujours avec un modèle *a priori*, est basée sur un filtrage particulière. La quatrième méthode évaluée **AlgoEstimated** estime directement le modèle d'évolution de manière dynamique sur la séquence. Les méthodes de suivi, utilisant un modèle d'évolution, sont toutes plus robustes aux occlusions que la méthode **AlgoCorrelation**. Ces méthodes peuvent ainsi permettre des mesures cohérentes de la trajectoire des amers naturels tout le long d'une séquence, alors que la méthode **AlgoCorrelation** provoquera des interruptions aberrantes dans un suivi de trajectoire. Avec les séquences à la plus haute fréquence d'acquisition, la méthode **AlgoEstimated** donne les meilleurs résultats en terme de précision du suivi : les amers ont pratiquement tous été suivis avec succès, sauf quelques décrochages du filtre suite à des occlusions trop longues. Cependant, le temps d'estimation du modèle a un coût, en temps de calcul, rédhibitoire pour notre application. Les méthodes **AlgoApriori** et **AlgoAprioriPart** présentent alors le meilleur compromis entre précision et temps de calcul. Elles donnent des résultats équivalents. Ces filtres permettent d'obtenir un suivi à une fréquence de 9 images et 5 images par seconde, respecti-

vement, pour **AlgoApriori** et **AlgoAprioriPart**. Nous avons utilisé 2000 particules pour le filtre particulière de la méthode **AlgoAprioriPart**. Nous obtenons des résultats similaires à ceux obtenus avec le filtre de Kalman. Ce résultat est cohérent avec les résultats de [AMGC02], qui indique que pour un nombre de particules suffisant, un filtre particulière donne les mêmes résultats que le filtrage optimal de Kalman dans les conditions linéaires et gaussiennes. De plus, les méthodes utilisant un modèle bayésien donne accès à une évaluation de la confiance dans la position estimée, par le calcul de la covariance des densités *a posteriori*. Cette information sera utilisée dans notre méthode de recalage.

5.5 Méthode de recalage proposée

Nous allons tout d'abord expliquer le principe général de l'acquisition d'image et du recalage proposé. Le processus, répété à chaque fois que les déformations doivent être estimées, est décrit par le schéma de la figure 5.4. Comme décrit sur ce schéma, à un instant t_i de l'intervention chirurgicale, on acquiert une paire d'images stéréoscopiques provenant des oculaires du microscope. On applique alors la méthode de reconstruction stéréoscopique décrite dans le chapitre 3. A ce même instant t_i , des points d'intérêt sont extraits en utilisant la méthode décrite dans la sous-section 5.5.2. On lance alors l'acquisition d'un flux vidéo provenant de l'oculaire droit du microscope jusqu'à l'instant t_j . L'image droite de la paire stéréoscopique acquise à t_i est la première image du flux vidéo. Les points d'intérêt extraits à t_i sont suivis continuellement et en temps réel dans ce flux vidéo, en utilisant la méthode décrite dans la section 5.5.3. Au moment t_j de l'intervention chirurgicale, une nouvelle paire d'images stéréoscopiques permet d'obtenir la surface du champ opératoire, toujours en utilisant la méthode du chapitre 3. L'image droite de cette paire stéréoscopique est la dernière image du flux vidéo. Les deux surfaces obtenues à t_i et t_j sont alors recalées en utilisant la méthode décrite dans la section 5.5.3, qui prend en compte la nouvelle position des points d'intérêt extraits dans l'image droite au temps t_i et suivis par filtrage de la vidéo jusque dans l'image droite à t_j .

5.5.1 Acquisition

- On utilise le système déjà décrit dans le chapitre 3. Une acquisition consiste à récupérer :
- au temps t_i , une paire d'images du microscope chirurgical, ainsi que la position et le réglage correspondant du microscope ;
 - un flux vidéo 2D de l'oculaire droit du microscope, dont la première image est l'image droite de la paire stéréoscopique acquise à t_i et la dernière image est l'image droite de la paire stéréoscopique acquise à t_j ;
 - au temps t_j , une paire d'images du microscope chirurgical, ainsi que la position et le réglage correspondant du microscope.

On reconstruit la surface corticale texturée par l'image droite de la paire, à t_i et t_j , en utilisant la méthode décrite dans le chapitre 3.

5.5.2 Extraction des points d'intérêt

Les points d'intérêt à extraire doivent correspondre à des points ayant une signification anatomique. Nous avons choisi d'extraire les intersections des vaisseaux cérébraux. En effet, ces points ont plus de sens que l'extrémité des vaisseaux. La surface du cortex en est couverte. Ces points sont extraits automatiquement. Pour avoir les points extraits sur le cortex et non sur le reste du champ opératoire, principalement constitué de tissus et d'outils, le cortex est segmenté grossièrement au préalable.

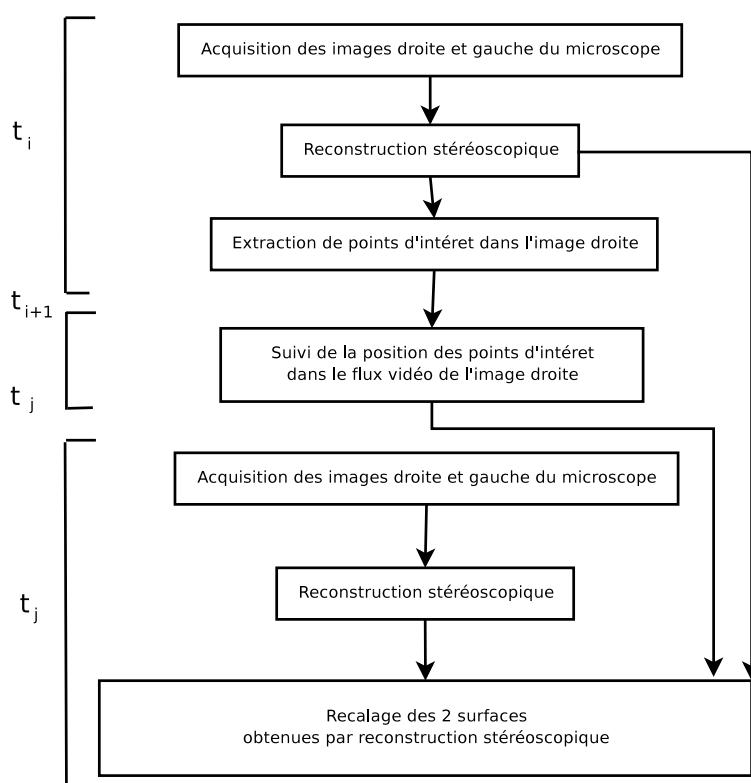


FIG. 5.4 – Principe général de l'acquisition d'images et du recalage, effectuée à chaque fois qu'une déformation doit être calculée.

Nous allons décrire cet algorithme pour une image I . Une ouverture morphologique est d'abord appliqué à l'image I . Puis I est filtré en utilisant un filtre Laplacien puis un filtre Gaussien. On binarise cette image. On appelle I_p l'image résultante de ce filtrage.

La craniotomie est ensuite segmentée. Pour cela, l'image I_p est balayée horizontalement de droite à gauche et de gauche à droite et un masque est dessiné en prenant pour limite externe les premiers pixels rencontrés par ce balayage. On appelle cette image I_b . Pour obtenir une segmentation plus nette, on peut alors appliquer une fermeture et une ouverture au masque, mais dans le cadre de l'extraction, cette étape n'est pas nécessaire.

Les points d'intérêt sont alors extraits sur I_c , la convolution de I_b et de l'image originale en noir et blanc. L'extraction des points se fait en utilisant le détecteur d'Harris [HS88]. Les points d'intérêts extraits par ce détecteur sont définis comme les maxima locaux de l'opérateur R :

$$R = \det(M) - \lambda \text{Tr}^2(M) \quad (5.5)$$

avec $\lambda = 0.04$ et

$$M = \begin{pmatrix} \left(\frac{\delta I_c}{\delta u}\right)^2 & \left(\frac{\delta I_c}{\delta p}\right)\left(\frac{\delta I_c}{\delta v}\right) \\ \left(\frac{\delta I_c}{\delta u}\right)\left(\frac{\delta I_c}{\delta v}\right) & \left(\frac{\delta I_c}{\delta v}\right)^2 \end{pmatrix} \quad (5.6)$$

$\det(M)$ et $\text{Tr}(M)$ sont respectivement le déterminant et la trace de la matrice M , u et v sont les coordonnées des pixels de l'image I_c . Parmi les maxima locaux extraits, certains points correspondent en fait à des spéularités. Les points sur les spéularités ne sont pas des points anatomiques d'intérêt. On rejette donc les points ayant une intensité de luminance supérieure à $0.8V_{max}$, où V_{max} est la valeur de luminance maximale de l'image. Les n meilleurs points, sont ensuite conservés dans un fichier donné en entrée au filtre que nous décrivons dans le prochain paragraphe.

5.5.3 Suivi de la position des points d'intérêt

Comme nous l'avons présenté dans la section précédente 5.4, nous avons testé plusieurs filtres. Au vu de leurs résultats, dans l'étude présentée ici, nous avons utilisé les filtres **AlgoApriori** et **AlgoAprioriPart** avec les mêmes modèles de mesure et d'évolution que dans 5.4. Dans le cas de ce choix, le filtre optimal est un filtre de Kalman car les deux modèles (de mesure et dynamique) sont linéaires. Cependant, l'utilisation d'un filtre particulière est à envisager si on utilise des modèles d'évolution dynamique non linéaire. Dans le cadre d'un filtrage particulière, la confiance dans le suivi du point est estimée de façon empirique sur la densité de probabilité obtenue par sommation des particules, tandis que dans le cadre du filtrage de Kalman, on considère que la confiance à l'instant J est donnée par la covariance \mathbf{R}_j . Dans le cas clinique présenté, le filtre utilisé était le filtre de Kalman que nous avons implémenté. Dans la procédure présentée sur fantôme, le filtre est le filtre particulière que nous avons implémenté.

5.5.4 Recalage de surface et quantification des déformations corticales

La déformation de la surface corticale a été estimée par une transformation géométrique non linéaire calculée par le recalage de deux reconstructions stéréoscopiques 3D. La méthode de recalage de surface repose sur les différentes informations pertinentes disponibles aux différentes étapes de la chirurgie. Par conséquent, une description chronologique du suivi des déformations pendant une exérèse de cavernome sera donnée dans la section 5.7. Dans cette section, nous décrivons les différentes étapes de la nouvelle méthode de recalage proposée.

Première approximation de la déformation surfacique en utilisant les amers anatomiques suivis

La localisation 3D des amers suivis est connue aux instants t_i et t_j . Comme une reconstruction stéréoscopique de la surface du cortex a été calculée à ces instants, on dispose pour t_i et t_j des informations suivantes (voir le chapitre 3 pour plus d'explications sur ces informations) :

- la carte de disparité : pour chacun des pixels de l'image droite rectifiée, on dispose de la valeur de disparité $d(u_R^r, v_R^r)$ entre un pixel de l'image droite rectifiée de coordonnées (u_R^r, v_R^r) et un pixel de coordonnées (u_R^l, v_R^l) de l'image gauche rectifiée;
- la matrice de rectification R^r , qui permet de transformer, par perspective, l'image droite en l'image droite rectifiée.
- la matrice de reconstruction $T_{d \rightarrow phys}$ qui permet de transformer un pixel de la carte de disparité en un point 3D dans le repère millimétrique associé au patient.

Soit (u, v) les coordonnées en pixel d'un point d'intérêt de l'image droite. On rectifie tout d'abord le pixel (u, v) pour avoir ses coordonnées dans l'image droite rectifiée.

$$(su_R^r, sv_R^r, s)^T = R^r(u, v, 1)^T$$

On récupère dans la carte de disparité la valeur $d(u_R^r, v_R^r)$. Comme il s'agit de point d'intérêt, l'hypothèse forte sur laquelle nous nous basons est que ce point a bien une valeur de disparité car il correspond à un point dont le voisinage contient beaucoup d'information. La mise en correspondance par corrélation entre ce point et l'image gauche est *a priori* réussie.

On obtient alors directement (X, Y, Z) les coordonnées 3D en millimètres du point correspondant au pixel (u, v) dans le repère patient :

$$(X, Y, Z, 1)^T = T_{d \rightarrow phys}(u_R^r, v_R^r, d(u_R^r, v_R^r), 1)^T$$

Un champ de déformation épars est alors calculé entre la position 3D des amers aux instants t_i et t_j . A partir de ce champ de déformation épars, un champ dense de déformation est interpolé pour tous les points de la surface source (qui est la reconstruction stéréoscopique à l'instant t_i) par Thin-Plate-Spline. En d'autres mots, les amers anatomiques suivis sont utilisés comme points de contrôle de la Thin-Plate-Spline. Ce champ de déformation est considéré comme une première approximation de la déformation.

Recalage des deux reconstructions stéréoscopiques

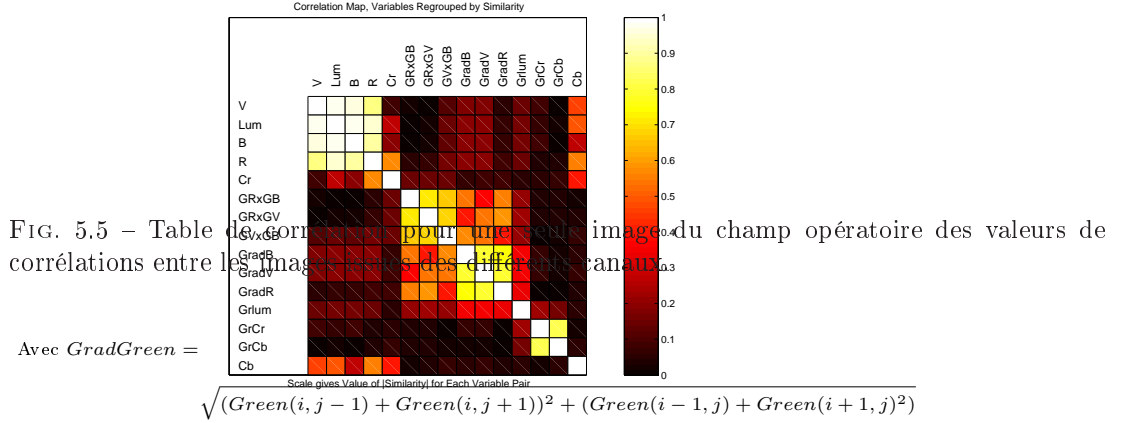
Nous proposons une nouvelle fonction de coût pour le recalage de surfaces. Cette fonction de coût inclut trois termes. Le premier est lié à l'intensité des images, le deuxième à la distance entre les points des surfaces et le troisième au respect des amers suivis dans la vidéo. L'objectif de cette méthode est de prendre en compte les différents aspects de difficultés, rencontrés dans les images, tout au long de la procédure chirurgicale.

$$F = \beta(\alpha A + (1 - \alpha)B) + (1 - \beta)C \quad (5.7)$$

Nous décrivons ci-dessous chacun des termes de la fonction de coût de l'équation 5.7.

A : Terme lié à l'intensité dans les textures Dans nos images spécifiques, acquises par caméras mono CCD, le niveau de luminance est fortement corrélé au niveau de vert (figure 5.5). Comme nos images sont acquises en RGB pour des raisons de visualisation, le canal vert a été directement utilisé comme canal de luminance.

$$A(P_0, P_1) = \frac{C_{3 \times 21}(Green_n) + C_{3 \times 21}(GradGreen_n)(P_0, P_1)}{2} \quad (5.8)$$



où $Green(i, j)$ est le niveau du canal Vert du pixel de coordonnées i, j .

$C_{3 \times 21}$ est le coefficient de corrélation calculé dans les fenêtres de corrélation de taille 3 et de centre p_0 et p_1 respectivement, qui sont les pixels correspondants aux points 3D P_0 et P_1 dans les images texturant la reconstruction stéréoscopique source et la reconstruction stéréoscopique cible. Si les deux fenêtres de corrélation étaient strictement identiques, alors $A(P_0, P_1) = 1$.

B : Terme de distance de surface

$$B(P_0, P_1) = \frac{D(P_0, P_{\text{closest}})}{D(P_0, P_1)} \quad (5.9)$$

$D(P_0, P_1)$ est la distance euclidienne entre les points 3D P_0 et P_1 . P_{closest} est le point le plus proche de P_0 dans la surface cible (pré calculé par ICP). Si P_1 est le point le plus proche au sens euclidien, alors $B(P_0, P_1) = 1$.

Les termes **A** et **B** représentent les termes d'attache aux données.

C : Terme lié aux amers suivis

$$C(P_0, P_1) = \psi(P_0)D(P_1, P_{\text{interpolated}}) \quad (5.10)$$

Au lieu du classique terme de régularisation, calculé par la taille de la fonction de déformation par exemple [You00], nous avons choisi de contraindre le recalage des deux surfaces par un terme d'attache aux amers suivi, régularisés par Thin-Plate-Spline. $D(P_0, P_1)$ est la distance Euclidienne entre les points 3D P_0 et P_1 .

$P_{\text{interpolated}}$ est la nouvelle position du point P_0 quand le champ de déformation dense, calculé par TPS à partir des amers suivis, est appliqué à la surface source.

$$\psi(x) = \sum_{i=1}^N \exp^{-kD(A_{i_0, x}^i)} \sigma(A_{t_f}^i) \quad (5.11)$$

Les indices $t0$ et tf indiquent que les points A indicés sont les amers extraits dans la première image de la séquence et suivis dans la dernière image, respectivement. A^i est l'amer indicé i parmi les N amers extraits dans la première séquence. La variable x est un point 3D de la surface. La fonction \exp^{-kt} est représentée sur la figure 5.19. Elle permet de pondérer, dans l'équation 5.7, le terme de respect du champ calculé (équation 5.10) par la distance du point traité aux amers l'entourant et à la confiance accordée à chacun des amers suivis. Cette confiance $\sigma(x_{tf}^i)$ est mesurée par la covariance de la densité *a posteriori*, associée à chacun des amers suivis, soit aux états x_{tf}^i .

Fonction de coût globale

$$F(P_i^S, P_j^T) = \beta(\alpha A(P_i^S, P_j^T) + (1 - \alpha)B(P_i^S, P_j^T)) + (1 - \beta)C(P_i^S, P_j^T) \quad (5.12)$$

A , B , C sont définis par les équations 5.8, 5.9 et 5.10, respectivement. P^S et P^T sont des points 3D de la surface source et de la surface cible, respectivement. α et β dépendent de l'étape chirurgicale. α est un paramètre sans dimension $\in [0; 1]$ pondérant l'importance de A par rapport à B . β est un paramètre sans dimension $\in [0; 1]$ pondérant l'importance de C par rapport aux deux premiers termes. Par exemple, quand nous voulons mesurer la distance entre une acquisition stéréoscopique de la dure-mère et une acquisition stéréoscopique immédiatement après ouverture de la dure-mère, $\alpha = 0$ et $\beta = 1$. Quand des séquences vidéos étaient disponibles, des valeurs de α et β ont été expérimentalement définies. Par exemple, sur les données utilisées en résultats, entre une acquisition stéréoscopique avant la résection mais après ouverture de la dure-mère et une acquisition stéréoscopique après la résection, $\alpha = 0.3$ et $\beta = 0.5$. Dans ce cas, les trois termes sont utilisés.

5.5.5 Minimisation

Pour chaque point de la surface source, on minimise la fonction de coût de l'équation 5.12 en limitant la recherche à un voisinage du point trouvé par interpolation.

$$\begin{aligned} &\text{Pour } i = 0 ; i < Nb^s : \\ &\quad \text{Pour } j = -T ; j = T \\ &\quad \quad P_i^C = \operatorname{argmin}_{P_j^C} F(P_i^S, P_j^C) \end{aligned}$$

Nb^s est le nombre de points de la surface source. T est défini de façon à ce que P_j^C décrive un voisinage au sens géodésique (de taille fixée) de P_i^S interpolé.

5.5.6 Visualisation de la déformation

Le champ de déformation est visualisé en utilisant une carte de couleur avec un codage couleur (LUT) correspondant à chaque longueur de vecteur déformation. Dans cette carte de couleur, il n'y a donc pas de direction de la déformation. Une échelle, donnant le codage des couleurs, est affichée en même temps que la carte des couleurs associée à la surface cible (voir la figure 5.13). Cette carte permet au neurochirurgien et au personnel de la salle d'opération, d'appréhender de façon quantitative et explicite les déformations cérébrales de la surface.

5.6 Evaluation des performances

Sur fantôme La description standardisée de la procédure est donnée dans le tableau 5.6. Un fantôme en Poly-Vinyl-Alcool (PVA) a été réalisé. Le réalisme de ce type de fantôme a

TAB. 5.6 – Description de la procédure d'évaluation des performances utilisée pour tester notre méthode de recalage sur fantôme. * La direction est calculée grâce au produit scalaire des 2 vecteurs.

Données d'évaluation	Position de points particuliers acquis au pointeur, différents des points suivis 2 ensembles de 2 reconstructions stéréo + vidéo	Surface balayée au pointeur, environ 60 points par surface Reconstruction Stéréo
Paramètres d'entrée	Aucun	Aucun
Méthode à évaluer	Méthode de recalage incluant la vidéo	Erreur Acquisition surface
Référence	Vecteur déformation entre les points de référence acquis au pointeur	Surface acquise au pointeur
Erreurs liées au calcul de la référence	Précision et résolution des reconstructions stéréo Précision pointeur de neuronavigation Reconnaissance des points entre deux étapes	Précision pointeur de neuronavigation Synchronisation toucher surface acquisition
Métrique d'évaluation	Différence de norme et de direction*	Distance euclidienne en mm
Indices de qualité	Min, Moyenne, Max	Min, Moyenne, Max

été démontré, notamment au niveau de sa consistance et du signal en IRM [RC06]. Deux sondes urinaires de contenance maximale de 15 ml ont été placées dans le fantôme. L'objectif du placement de ces sondes était de pouvoir créer des déformations lors de la simulation sur fantôme en y injectant de l'air. Pour créer une lésion qui apparaîtrait à l'IRM, un nouveau mélange de PVA avec les mêmes proportions a été utilisé, en rajoutant de l'acide borique qui permet de précipiter le PVA. Nous avons ainsi obtenu une lésion solide et granuleuse que nous avons accrochée au fond du récipient en utilisant l'adhérence du PVA sur le fond du récipient. Le fantôme a ensuite été retourné, de façon à ce que la lésion et les sondes qui étaient au fond du récipient se retrouvent près de la surface à opérer, et le fond du récipient a été ouvert à la scie circulaire. Le fantôme a bénéficié, la veille de la simulation d'opération, d'une IRM avec le protocole utilisée pour la neuronavigation. Lors de cet examen, étant donnée l'indisponibilité des pastilles classiquement utilisées pour la neuronavigation, de petits bonbons contenant de l'huile ont été fixés à l'aide de ruban adhésif. On les distinguait dans l'IRM. Les molécules d'eau contenue dans l'huile ont un signal déphasé à l'IRM par rapport aux autres molécules d'eau [Pet06], mais la précision du recalage patient-image ne nous importait pas. La surface du fantôme a été peinte à l'encre de chine noire en s'inspirant d'une photo prise d'un cortex après craniotomie. Le jour de la simulation, le fantôme a été emmené en salle. Un recalage point à point a été réalisé en utilisant la station de neuronavigation. La précision du recalage du système de neuronavigation importait peu dans le cadre de cette manipulation, mais il devait tout de même permettre de passer en mode navigation sur la station Medtronic (erreur < 5mm). Seules 5 pastilles ont été retrouvées sur l'examen IRM. Nous avons complété les points avec des points de la surface (le centre de la surface du fantôme, et deux extrémités situées au même niveau que les encoches pour la sonde). La surface du fantôme a été entièrement balayée au pointeur afin de construire une surface de référence. La position de points remarquables (voir figure 5.6) a été enregistrée au pointeur. Le microscope a alors été branché. Les réglages du microscope sont

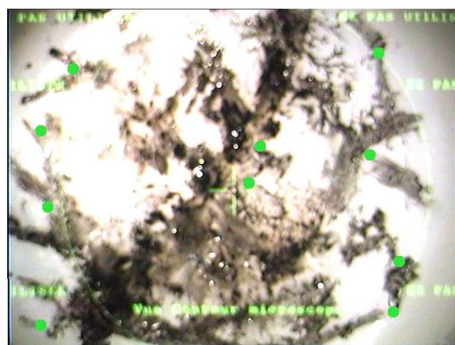


FIG. 5.6 – Points sélectionnés manuellement pour l'évaluation de performance du recalage. Les coordonnées de ces points sont enregistrées grâce au pointeur du système de neuronavigation à différentes étapes de déformation.

restés fixes jusqu'à la fin de la manipulation. Une première reconstruction stéréo a été calculée, puis une vidéo a été acquise tandis que les 2 sondes urinaires étaient gonflées en insérant de l'air à l'aide d'une seringue. Une nouvelle reconstruction stéréoscopique a été acquise. La position des points remarquables a encore été enregistrée après déformation à l'aide du pointeur de neuronavigation. On a commencé l'exérèse de la lésion à l'aide d'un cutter et d'une cuillère, en acquérant de façon continue une vidéo. Une dernière reconstruction stéréo a été calculée à la fin de l'exérèse. La surface et la cavité d'exérèse ont été balayées au pointeur.

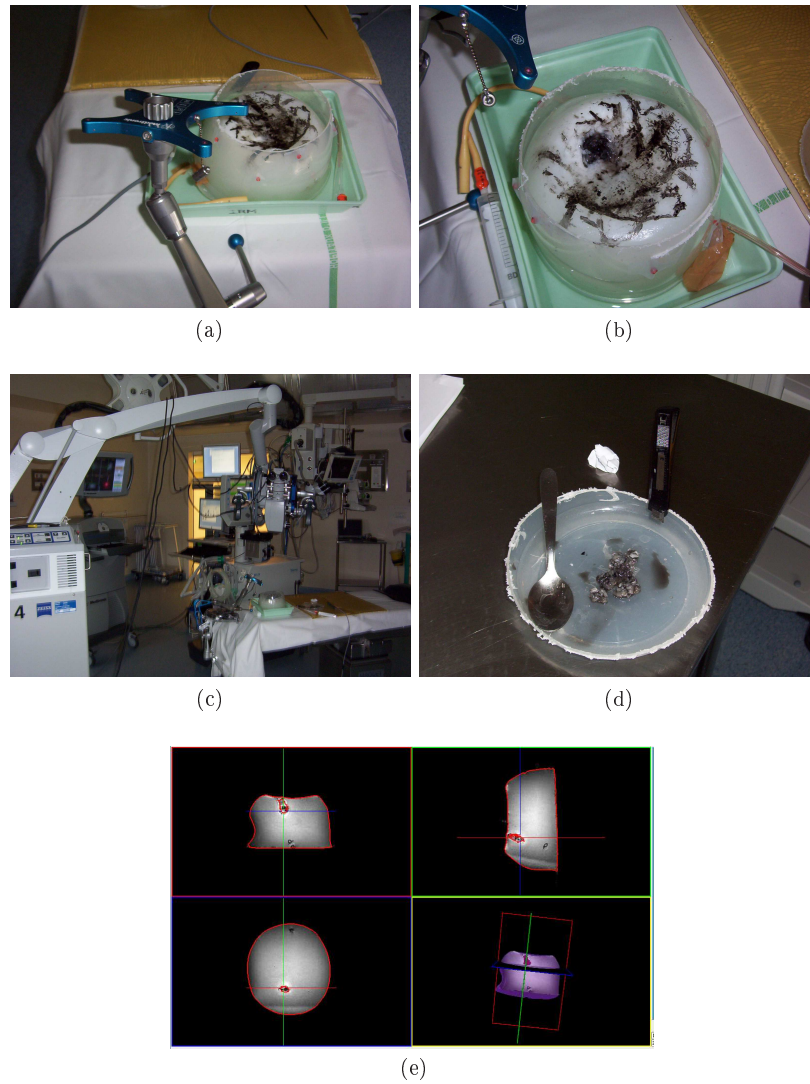


FIG. 5.7 – Manipulation sur fantôme PVA.(a), (b), (c) Fantôme en conditions cliniques, près de la croix du système de neuronavigation au bloc opératoire (d) Volume de lésion retirée et "outils"(e) IRM fantôme PVA avec segmentation de la "lésion"

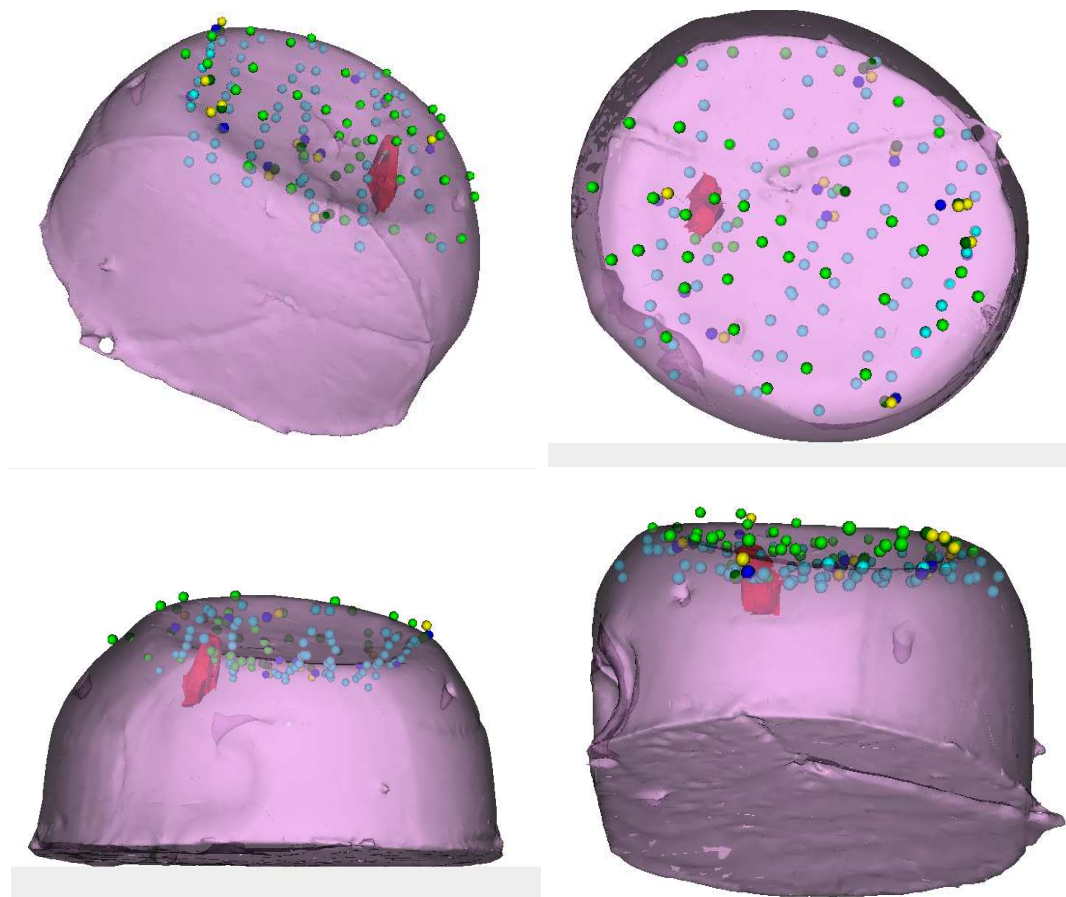


FIG. 5.8 – Fantôme en PVA avec les points acquis au pointeur du système de neuronavigation. En rouge, la fausse lésion. En bleu clair, les points acquis sur la surface du fantôme avant déformation. L'espace entre ces points et la surface du fantôme recalé (en rose transparent) indique l'erreur de recalage du système de neuronavigation. Pour rappel, dans notre manipulation, l'erreur de recalage patient-image n'a pas d'importance. En bleu foncé, les points correspondant aux points sélectionnés visuellement pour validation (voir la figure 5.6). En jaune, les points remarquables après avoir gonflé les sondes urinaires. En vert clair, les points acquis au pointeur par balayage de la surface après résection (y compris la cavité de résection). En vert foncé, les points remarquables retrouvés après résection.

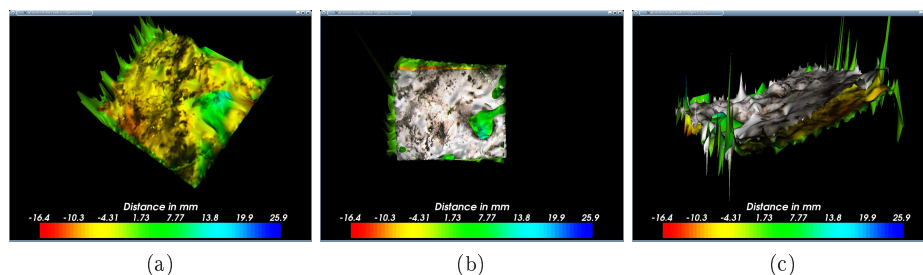


FIG. 5.9 – Carte de déformations obtenues sur le fantôme en PVA. La valeur de déformation 0 à été attribuée arbitrairement aux points non appariés. (a) Carte de distance entre la surface avant déformation et la surface après résection, affichées sur la surface avant déformation. (b) et (c) Deux vues des deux surfaces.

En clinique Trois méthodes ont été utilisées pour évaluer les performances du recalage de surface en clinique. Dans le but d'évaluer la précision globale de notre méthode avec le suivi vidéo, quatre points ont été localisés sur la surface du cortex, grâce au pointeur du système de neuronavigation, par le neurochirurgien. Ces 4 points ont été localisés à deux moments différents de la procédure chirurgicale, juste avant la première acquisition stéréoscopique et juste après la deuxième acquisition. Afin de s'assurer que le neurochirurgien localise les 4 mêmes points aux deux moments différents, nous lui avons montré, avant la deuxième acquisition, une image imprimée du champ opératoire où les 4 points qu'il avait sélectionnés, lors de sa première acquisition, étaient entourés. Dans le but d'évaluer, hors ligne, la méthode de recalage de surface, nous avons sélectionné, manuellement, dans les deux reconstructions stéréoscopiques, des points 3D identifiables sur la surface source et la surface cible, et différents des points extraits automatiquement et suivis. Les coordonnées de ces points ont été récupérées directement en 3D en utilisant la méthode "pick" de la librairie VTK. Nous avons également cherché à évaluer la possibilité d'interpoler les déformations calculées en surfaces aux structures près de la surface. Cette évaluation a été réalisée grâce à des acquisitions Ultrasons 2D acquises par le neurochirurgien juste après l'ouverture de la dure-mère, grâce à la sonde Sononav, Medtronic, suivie par le système de neuronavigation. Le volume échographique 3D, obtenu grâce au calibrage et à la reconstruction 3D, ainsi que les données de position de ce volume dans le **Repère Croix** nous ont aimablement été prêtées par Pierrick Coupé et Pierre Hellier. Pour l'évaluation, nous avons utilisé l'acquisition échographique de profondeur la plus faible, de façon à nous focaliser sur les volumes près de la surface. Les coordonnées des volumes préopératoires, recalés dans le **Repère Croix** en utilisant la matrice de recalage affine calculée par la station de neuronavigation, sont ensuite exprimées dans le repère image Ultrasonore en utilisant l'inverse de la matrice de changement de repère ultrasons 3D-repère Croix et le changement d'échelle (la taille d'un pixel dans le volume ultrasons est de l'ordre du dixième de millimètre).

5.7 Résultats

5.7.1 Résultats sur fantôme

Nous avons testé sur le fantôme les deux modèles de déformation avec le filtre particulière. Il est intéressant de noter que le modèle stationnaire ne suffit plus lors des déformations que nous avons produites, et que cela est signifié par l'augmentation de la covariance de la densité *a posteriori* estimée par le filtre particulière. Le filtre permet donc de détecter des mouvements

TAB. 5.7 – Description de la procédure d'évaluation de performance utilisée pour la performance clinique de notre méthode de recalage de surface.

Données d'évaluation	Une reconstruction stéréo avant résection, une autre après résection	Une reconstruction stéréo avant résection, une autre après résection
Paramètres	Aucun	Aucun
Méthode à évaluer	Méthode globale, incluant la localisation de la surface	Le recalage de la surface utilisant le suivi vidéo
Référence	4 points acquis au pointeur par le neurochirurgien avant et après résection	9 points extraits sur les reconstructions stéréoscopiques avant et après résection. Ces 9 points sont différents des points extraits automatiquement et utilisés pour le recalage.
Erreur liée au calcul de la référence	Erreur du choix par pointeur du même point (1,9mm) + Erreur de la localisation et de calibrage du pointeur	Erreur de l'extraction d'un point sur la surface 3D + Précision et résolution des reconstructions stéréoscopiques
Métrique d'évaluation	Différence entre la distance euclidienne avant et après résection pour les 4 points et la distance pour ces 4 points mesurée par notre méthode	Distance entre ces points après recalage par notre méthode par rapport à leur distance estimée par rapport aux reconstructions stéréo

significatifs parce que la covariance du filtre a brutalement changé. La précision des reconstructions stéréoscopiques, plus de six mois après la procédure de calibrage et après une dizaine d'utilisation des caméras en salle, est toujours très bonne. Le tableau suivant récapitule les résultats obtenus :

	Δ orientation champs amers : pointeur VS algo	Δ norme champs amers : pointeur VS algo
Avant VS Après gonflement des sondes	10 degrés max	1,8mm
Après gonflement des sondes VS Après résection	1,5 degrés max	0,3mm

La différence d'orientation entre les points acquis au pointeur et les champs de déformation calculés avant et après gonflement des sondes est très faible, avec un angle inférieur à 10 degrés entre les vecteurs calculés par pointeur sur les amers non utilisés pour le suivi et une différence de norme maximale de 1,8 mm. Deux points acquis au pointeur ont été supprimés parce qu'aberrants. La différence d'orientation entre les points acquis au pointeur et les champs de déformation entre les amers après gonflement des sondes et les amers après résection est très faible, avec un angle inférieur à 1,5 degrés entre les vecteurs calculés par pointeurs sur les amers non utilisés pour le suivi et une différence de norme maximale de 0.3 mm. La précision des reconstructions estimée entre la surface balayée au pointeur avant gonflement des sondes et la surface reconstruite correspondante, calculée par ICP, est de 0,89 mm en moyenne, avec une distance minimale de 0.0 mm et une distance maximale de 1,78mm. La précision des reconstructions estimée entre la surface balayée au pointeur après gonflement des sondes et la surface reconstruite correspondante est de 0,78 mm en moyenne, avec une distance minimale de 0.0 mm et une distance maximale de 2,03 mm. Les excellents résultats obtenus entre après gonflement des sondes et après résection s'explique par l'absence de déformation, hormis la cavité de résection. Notre fantôme était peut-être un peu trop rigide. La reconnaissance des amers au pointeur de neuronavigation n'est pas évidente, nous avons calculé la différence entre les points de la reconstruction et la position des amers, acquis au pointeur. Nous avons éliminé les points pour lesquels la différence de position était supérieure à 5 mm.

5.7.2 Résultat en clinique

Le cas clinique utilisé pour l'évaluation des performances de notre méthode était un patient avec un cavernome situé dans le gyrus frontal moyen droit.

Avant la craniotomie Dans ce cas clinique, aucune acquisition n'a été faite avant la craniotomie, parce que des problèmes de recalage avec le neuronavigateur avaient retardé le début de l'intervention. Cependant, sur d'autres cas où la peau avait été reconstruite, la reconstruction stéréoscopique de la peau pouvait être recalée rigidement avec la surface préopératoire de la peau. La surface préopératoire de la peau était segmentée dans l'examen préopératoire IRM 3D exprimé dans le repère patient. Le recalage avait pour but de corriger une erreur en translation dans le calcul du recalage patient fait par la station de neuronavigation.

Après la craniotomie et avant ouverture de la dure-mère La différence de position entre la surface de la dure-mère reconstruite et la surface de la dure-mère dans l'examen préopératoire peut s'expliquer de la façon suivante. Le recalage du système de neuronavigation est réalisé de manière surfacique, sur l'avant de la tête, et pour ce cas, une erreur résiduelle de

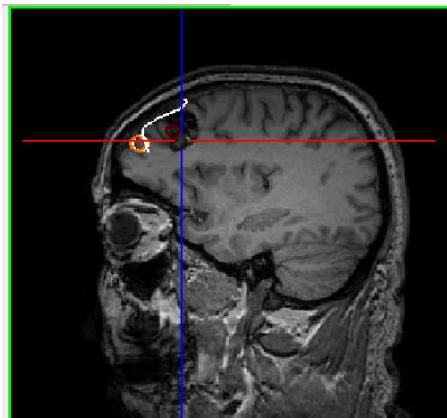


FIG. 5.10 – Résultats : Surface reconstruite de la dure-mère, superposée à l'examen patient IRM 3D T recalé dans le repère patient. Le centre du cercle orange est le bout du pointeur de neuronavigation, touchant la surface corticale. Le fait que le bout du pointeur n'apparaisse pas parfaitement aligné laisse supposer que, soit des déformations se sont produites, soit le recalage patient-image calculé par la station de neuronavigation n'est pas correct.

3mm était annoncée par la station de neuronavigation. Par ailleurs, des déformations cérébrales peuvent avoir lieu entre la craniotomie et l'ouverture de la dure-mère, comme il l'a été dit dans le chapitre 4. Enfin, l'erreur intrinsèque de la reconstruction de la surface peut induire une erreur de l'ordre du millimètre (voir le chapitre 3).

Après ouverture de la dure-mère Une nouvelle surface stéréoscopique a été reconstruite à l'ouverture de la dure-mère, et le signal d'acquisition vidéo a été donné. Les amers anatomiques ont été extraits automatiquement en utilisant la méthode décrite dans 5.5.2 : ces amers extraits automatiquement sont montrés sur la figure 5.11. La distance entre cette surface et la surface reconstruite avant l'ouverture de la dure-mère est calculée par la seule information valable : la distance Euclidienne entre les points des deux surfaces.

Après la résection Après la résection, le signal de fin d'acquisition de la vidéo a été donné et une nouvelle reconstruction stéréoscopique a été acquise. Nous avons donc les données surfaces, texture et amers vidéo. Seuls 5 amers ont été suivis dans la vidéo sur les 15 amers extraits automatiquement.

Evaluation de la précision La distance entre les points localisés par le neurochirurgien à l'aide du pointeur de neuronavigation (voir la figure 5.14 pour les noms des points de références), était de 1,9mm pour le point A, 8,0mm pour le point B, 2,58 mm pour le point C et 7,8mm pour le point D. La distance de 1,9mm pour le point A peut être considérée comme l'erreur intrinsèque à notre référence, parce que le point A a été choisi par rapport à une référence statique. Cela montre que la mise en correspondance visuelle réalisée par le neurochirurgien n'est pas parfaite puisque le pointeur localisé par un localisateur optique est censé avoir une précision sub-millimétrique. Les distances calculées pour ces points par notre méthode sont de 2mm pour le point A, 7,5mm pour le point B, 3 mm pour le point C et 7 mm pour le point D. La figure 5.15 montre la distance calculée entre 1) les points 3D dans la surface source et la surface cible, 2) entre les points 3D dans la surface source recalée par ICP et la surface

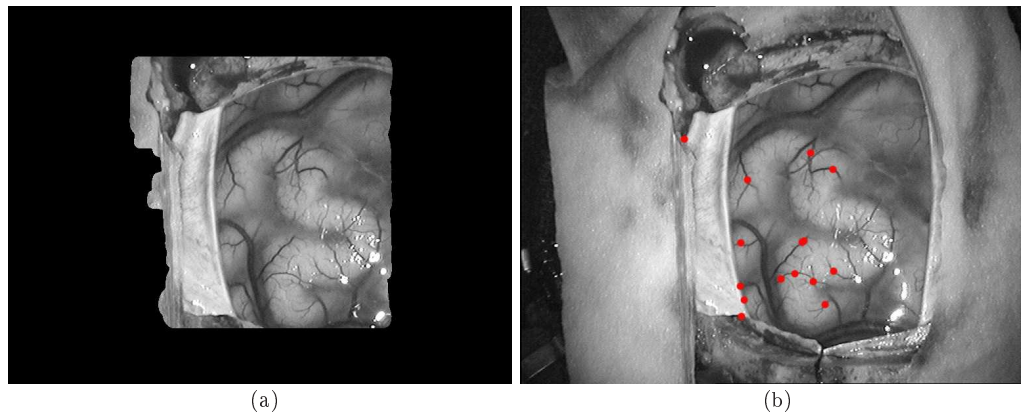


FIG. 5.11 – Résultats : amers anatomiques extraits automatiquement. (a) Le champ opératoire segmenté grossièrement en utilisant notre méthode. (b) Les 15 meilleurs amers (15 valeurs maximales de l'extracteur d'Harris) extraits par notre méthode d'extraction. Ces 15 amers ont été suivis dans le flux vidéo dont cette image est la première image.

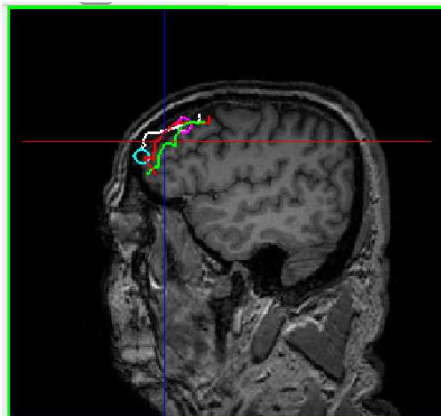


FIG. 5.12 – Résultats : Reconstructions stéréoscopiques affichées dans l'examen IRM préopératoire. La surface en blanc est la reconstruction stéréoscopique de la dure-mère. La surface en rouge est la surface acquise après ouverture de la dure-mère. La surface en vert est la surface qui a été acquise à la fin de l'exérèse du cavernome.

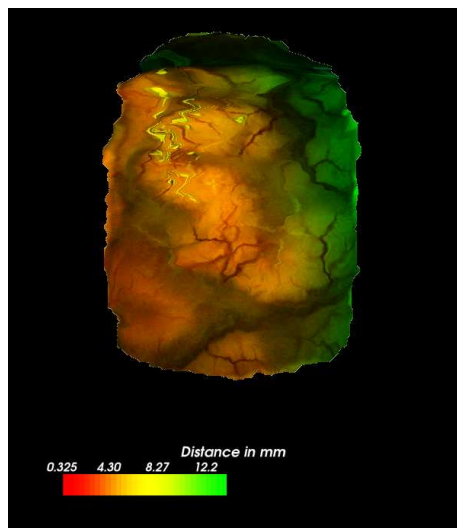


FIG. 5.13 – Résultats : champ de déformation représenté par une carte de couleur entre la surface reconstruite avant résection et la surface reconstruite après résection, en utilisant notre méthode de recalage de surface.

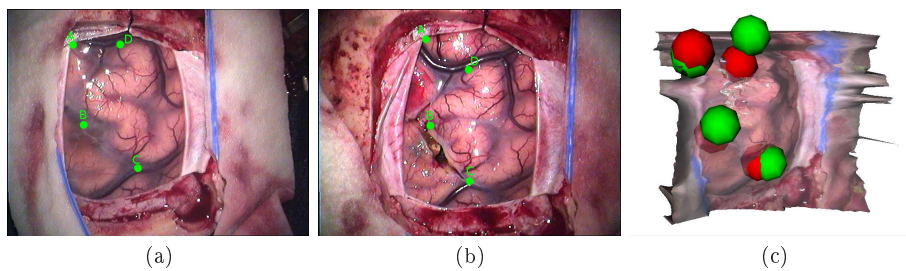


FIG. 5.14 – Evaluation de la précision de notre méthode de recalage : les points de références utilisés, acquis grâce au pointeur de neuronavigation pendant l'intervention. (a) Points sur une acquisition juste avant la reconstruction de la surface. (b) Acquisition après la résection et après l'acquisition stéréoscopique. (c) Reconstruction stéréoscopique obtenue juste avant l'ouverture de la dure-mère, avec des propriétés de transparence. Le centre des sphères sont les points acquis au pointeur de neuronavigation : en vert juste après l'ouverture de la dure-mère, en rouge juste après la résection. Le rayon des sphères est de 10 millimètres.

cible, et 3) entre les points 3D dans la surface source recalée par notre méthode et la surface cible. L'erreur mesurée après recalage par notre méthode est de l'ordre de 2 mm, alors que le recalage par ICP laisse une erreur de 6 mm encore. Les surfaces sont apparemment proches par le recalage par ICP, mais les points ne sont pas correctement appariés.

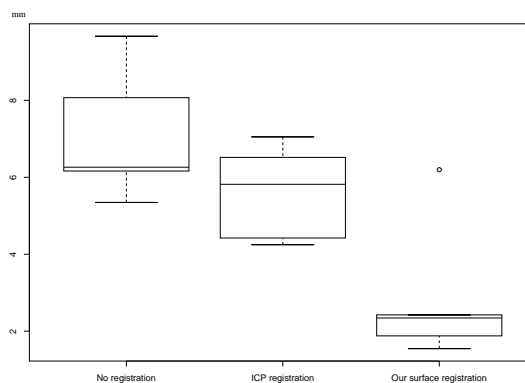


FIG. 5.15 – Résultats : la surface source est la surface reconstruite juste avant résection, la surface cible est la surface reconstruite juste après. 9 amers anatomiques, différents de ceux utilisés pour le suivi vidéo, ont été extraits manuellement pour cette évaluation. A gauche, boîte à moustache de la distance entre les amers correspondant 3D dans les surfaces source et cible. Au milieu, boîte à moustache de la distance entre ces mêmes amers, obtenu après recalage par ICP non rigide des deux surfaces. A droite, distance calculée entre les amers après recalage par notre méthode.

Validation croisée avec les ultrasons Si la surface obtenue par ultrasons juste après ouverture de la dure-mère (haut du volume) et la surface correspondante acquise de façon stéréoscopique sont proches (sur la figure 5.16, les volumes préopératoires ne correspondent pas aux volumes visibles sur l'échographie peropératoire. Cela peut être dû à un mauvais recalage de la station de neuronavigation, ou à des déformations anatomiques cérébrales ayant eu lieu depuis l'acquisition de l'IRM 3D T1. Malheureusement, nous n'avons pas les données suffisantes pour valider l'une ou l'autre de ces hypothèses.

5.8 Extrapolation aux structures proches de la surface : faisabilité

Une première extrapolation a été réalisée aux surfaces environnantes en appliquant la même Thin-Plate-Spline que celle calculée à partir des amers vidéo aux surfaces VTK multimodales. On a choisi de pondérer le champ de déformation appliqué, par un paramètre inversement proportionnel à la distance à la surface. Plus on s'éloigne de la surface, moins le déplacement doit être important, jusqu'à définir une distance pour laquelle l'influence sera nulle. La distance r pour laquelle $\mu_v(r) = 0$ est celle pour laquelle la déformation de la surface n'a plus de relation avec celle observée, ce qui ne veut pas dire qu'il n'y a plus de déformations. Simplement, la déformation de la surface n'apporte plus d'information sous cette distance. L'extrapolation sur les surfaces d'intérêt voisines (tumeurs, sillons, zones fonctionnelles) n'est pas convaincante : si les volumes extrapolés ont une position crédible (figure 5.17, la surface correspondante du cortex est trop déformée (figure 5.18).

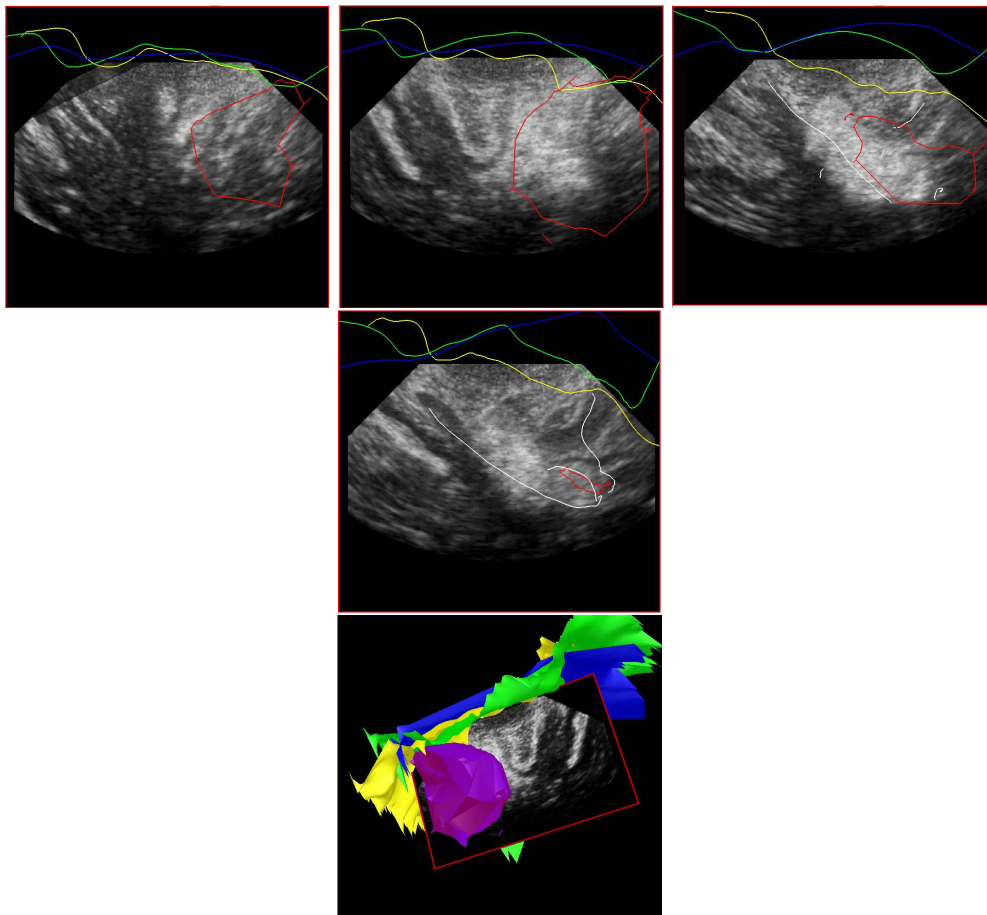


FIG. 5.16 – Plusieurs coupes du volume d’ultrasons (coupe 1,7,16 et 19) acquises juste après l’ouverture de la dure mère avec les différentes acquisitions de surface (avant l’ouverture de la dure-mère en bleu, après l’ouverture de la dure mère mais après l’acquisition échographique en vert, et après l’exérèse en jaune). En mauve, un cavernome, situé dans le lobe frontal droit. Dans les images échographiques, la lésion est la tache blanche, et ne correspond pas au volume lésionnel préopératoire segmenté. Le volume échographique a été reconstruit par Pierrick Coupé.

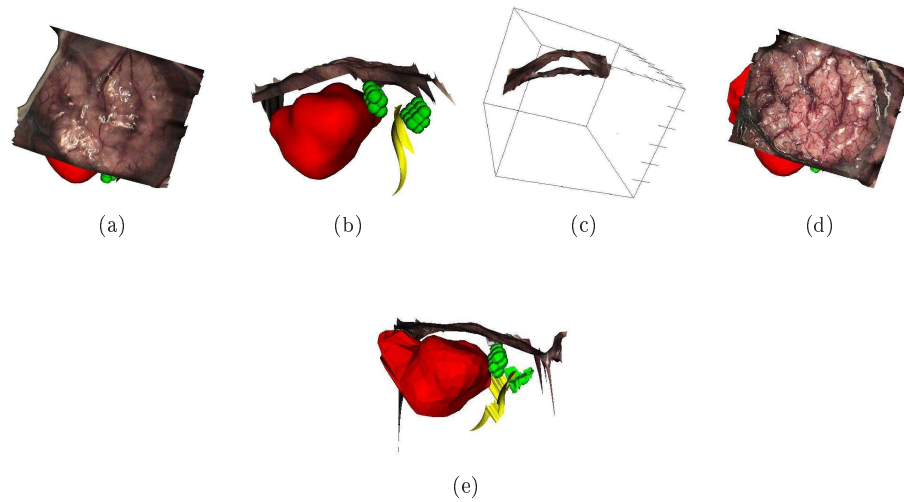


FIG. 5.17 – Extrapolation de la déformation aux volumes d'intérêt. (a) et (b) Reconstruction stéréoscopique et modèle patient avant déformation, de face et de profil; (c) Reconstructions stéréoscopiques à deux moments de l'intervention : avant les déformations préservées par la membrane arachnoïde et après les déformations en dessous. (d) et (e) Reconstruction stéréoscopique après ouverture de l'arachnoïde avec la nouvelle position des volumes extrapolés, de face et de profil.

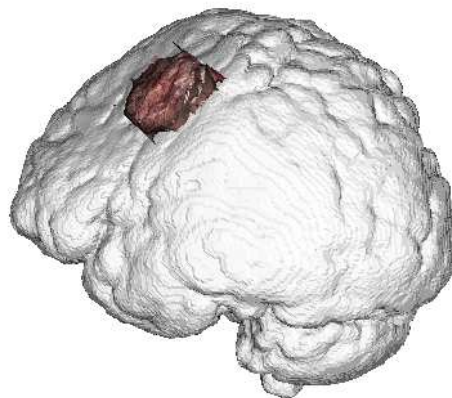


FIG. 5.18 – La méthode d'extrapolation appliquée au cortex. La reconstruction stéréoscopique après déformation a guidé la déformation du cortex, en la pondérant par rapport à la distance avec $k = 10$. L'amplitude des déformations en dehors du volet osseux est peu probable.

$$X^* = W(r) * X^e + (1 - W(r))X \quad (5.13)$$

avec ($W(r) = e^{-kr^2}$), X la position initiale du point dans nos essais. X^e est la position d'un point extrapolé par TPS log R [Cor03]. r est la distance du volume d'intérêt à la surface, calculée comme la distance au point le plus proche. Le paramètre k décide de la forme de la fonction de pondération, et est choisi, arbitrairement, pour un point d'inflexion à 10 millimètres. Cette fonction est représentée sur la figure 5.19. La deuxième méthode consiste à prolonger les

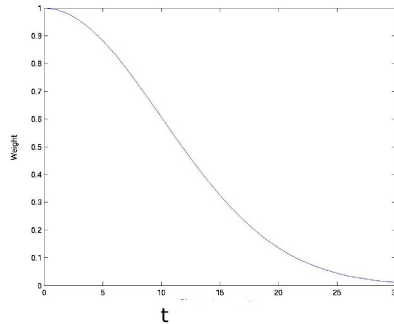


FIG. 5.19 – Méthode : Fonction $u(t) = \exp^{-kt}$ utilisée dans l'équation 5.11 de ψ , avec k calculé pour $u''(0) = 10$

vecteurs déformations en surfaces, pour qu'ils "poussent" les surfaces des structures segmentées dans la même direction, et avec une intensité pondérée par la distance euclidienne au point d'application du vecteur rencontré. Nous n'avons malheureusement pas pu vérifier la légitimité de notre approche par validation croisée avec les ultrasons, à cause d'un problème de recalage patient image, comme le montre la figure 5.16.

5.9 Discussion

Nous avons montré, dans les chapitres 3 et 4, que la précision des reconstructions brutes était suffisante pour quantifier les déformations cérébrales. Dans ce chapitre, nous avons présenté une nouvelle méthode de recalage de surface, pouvant être appliquée à n'importe quel système d'acquisition de surface associant une texture et une surface reconstruite à partir d'un nuage de points, auquel serait associée une vidéo.

5.9.1 Comparaison avec d'autres méthodes

Nous avons montré que la méthode globale de recalage, incluant la précision des reconstructions stéréoscopiques, avait une précision de l'ordre de 2 millimètres, ce qui est la précision annoncée habituelle du recalage rigide patient-image effectué par le système de neuronavigation, avant déformation. L'hypothèse de recalage de reconstruction stéréoscopique de la surface du cortex utilisée par [SRF⁺05] est que le point correspondant est le point le plus proche, ce qui pourrait correspondre à une hypothèse de translation pure, perpendiculaire au volet de craniotomie. Ce n'est pas le cas, puisque que nous avons montré dans le chapitre 4 et par nos résultats que la surface du cortex pouvait glisser sous le volet osseux. Dans [MSC⁺03, SDD⁺05], les auteurs utilisent un recalage 2D non rigide des images texturant les acquisitions de surface avec une image obtenue par lancer de rayon sur l'IRM préopératoire. Cependant, les images du champ opératoire sont soumises à de nombreuses occlusions, notamment due aux saignements,

et la mise en correspondance uniquement 2D peut alors échouer, en particulier après la résection de la lésion. Cependant, la méthode de lancer de rayon, que les auteurs proposent afin de recalibrer les images préopératoires avec les images du champ, pourrait également être utilisée dans notre cas pour corriger toute erreur de recalage de la station de neuronavigation. Si le recalage patient-image basé sur la peau a une précision suffisante ou si l'erreur de recalage est uniquement en translation par rapport à la normale de la zone de craniotomie, nous n'avons pas ce besoin car une reconstruction stéréoscopique de la peau suffit alors à corriger le recalage patient-image. Si par contre l'erreur de recalage inclut une erreur de rotation ou de translation dans une autre direction, il faut alors que la reconstruction stéréoscopique de la peau couvre un champ suffisamment grand pour que la courbure soit significative et puisse réduire le problème d'ouverture du recalage.

Nous avons vu dans le chapitre 4 que d'autres méthodes permettaient d'obtenir le même type de données de surface que dans notre méthode [SRF⁺05],[MSC⁺03]. La méthode proposée peut être appliquée à ce type de données que sont les nuages de points reconstruits de la surface et associés à une texture). La méthode que nous proposons ici présente également un aspect novateur de par sa modularité : selon l'étape de l'intervention et les données disponibles, la pondération des termes composant la fonction de coût peut être modifiée. Par exemple, au moment du calcul de la distance entre la dure mère et le cortex, la totalité du poids sera donnée au terme de distance euclidienne. Si, pour une raison technique, une interruption de la vidéo a eu lieu, la méthode peut tout de même être utilisée et assure ainsi une approximation de la déformation au neurochirurgien.

L'utilisation des vaisseaux corticaux apparents pour recalibrer la surface corticale a été proposée précédemment dans Nakajima [NAK⁺97]. Les vaisseaux étaient utilisés comme des amers naturels de recalage mais leur position était définie manuellement. Cependant, ce travail montre la validité de notre approche concernant le choix des intersections de vaisseaux comme amers naturels. Une solution envisageable serait d'extraire les vaisseaux dans les images et d'appliquer l'algorithme de CONDENSATION [MB98] dans sa forme initiale, c'est à dire avec un vecteur d'état paramétrant les vaisseaux à suivre. Cependant, l'extraction initiale des vaisseaux n'est pas une tâche facile. D'autres auteurs ont proposé d'utiliser la vidéo pour suivre des déformations, dans d'autres types de chirurgie, mais à notre connaissance pas de cette manière (voir section 5.3).

5.9.2 Méthode d'analyse des déformations cérébrales préopératoires

L'extraction de points et leur suivi dans la vidéo se doit d'être limité à un nombre de point inférieur à 20 pour rester dans des contraintes temps réel. Cependant, l'utilisation seule du suivi de la position des amers dans la vidéo et de l'interpolation au reste de la surface par Thin-Plate-Spline ne suffit pas, les points clairsemés peuvent ne pas couvrir une déformation. Nous avons vu dans le chapitre 4 que les déformations en surface et celles en profondeur pouvaient être différentes. Le but de notre quantification des déformations de surface est d'avoir une détection explicite et quantitative des déformations, au lieu de la détection implicite et qualitative faite par le neurochirurgien. Nous proposons d'utiliser la surface complète du champ opératoire au lieu d'un nombre limité de points acquis au pointeur de neuronavigation. Le champ de déformation mesuré en surface peut également être couplé à une mesure de volume et à des informations *a priori*. C'est une des briques de méthodes de détection, quantification et correction des déformations cérébrales dans le chapitre 4.

Dans notre méthode, nous calculons un champ dit de déformation entre des éléments qui ne sont pas les mêmes (par exemple l'os et la dure-mère, ou encore la dure-mère et le cortex). Ces champs sont à lire comme des cartes de distance. Nous aurions pu choisir de recalibrer ces différents éléments sur les éléments équivalents segmentés sur l'IRM anatomique, mais le problème de

l'ouverture nous semble dans ce cas trop important. La segmentation des différents éléments aurait ajouté une nouvelle source d'erreur.

Conclusion Partielle

Notre méthode permet de détecter, quantifier et visualiser les déformations peropératoires de surface. La détection passe, soit par l'inadéquation d'un modèle de suivi, soit par un simple seuil sur le déplacement des points dans la vidéo ou dans les reconstructions stéréoscopiques. Les déformations sont quantifiées pour chaque point de la surface source. Une moyenne par zone ou sur la surface globale peut être calculée. La visualisation du champ de déformation sous la forme d'une carte de couleur et des reconstructions par rapport aux images préopératoires, dans un mode de virtualité augmentée, permet à toute la salle de visualiser l'information de déformation dans le modèle virtuel du patient.

Nous n'avons pas mis en place de méthode satisfaisante permettant de quantifier les déformations sous la surface à partir des déformations de la surface seules. Cependant, il est raisonnable, au vu de la littérature, de penser que même si la quantification des déformations volumiques peut avoir des résultats différents de la quantification des déformations en surface, les déformations volumiques n'ont lieu que si des déformations en surface ont lieu. La détection des déformations surfaciques par l'une des méthodes que nous venons de décrire pourrait permettre de déclencher automatiquement une mise à jour d'un modèle biomécanique ou du moins d'alerter un opérateur sur le besoin d'une acquisition volumique. En effet, aujourd'hui les acquisitions peropératoires, quand elles demandent une interruption d'intervention pour être acquises, sont acquises à des étapes clés de l'intervention : avant l'ouverture de la dure-mère, après ouverture de la dure-mère, en fin d'exérèse et éventuellement sur dure-mère refermée. Pouvoir limiter ces acquisitions peropératoires volumiques au moment où elles sont réellement nécessaires, permettrait d'optimiser le flux de travail chirurgical.

Chapitre 6

Discussion

6.1 Limitations de notre étude

6.1.1 Virtualité augmentée

La méthode proposée permet d'augmenter le modèle patient avec des informations de dimensions 2,5D provenant de la réalité. Cette information est la surface du champ opératoire, reconstruite par des techniques stéréoscopiques, à laquelle est associée une image provenant du binoculaire du microscope. Notre méthode d'obtention des scènes de virtualité augmentée repose sur la précision du recalage patient-image, effectué par la station de neuronavigation. Ce recalage peut parfois présenter des erreurs de l'ordre de 5mm. Nous avons envisagé d'utiliser les reconstructions de la surface avant la craniotomie pour parfaire ce recalage, mais le problème de l'ouverture nous paraît trop important, car l'erreur de recalage patient-image peut avoir plusieurs degrés de liberté. Une solution serait d'utiliser l'algorithme SurfaceMI [MSC⁺03], en recalant une reconstruction stéréoscopique après ouverture de la dure-mère sur la surface du cortex de l'examen préopératoire, texturée par lancer de rayon dans l'IRM T1 3 teslas. L'utilisation de la texture nous permettrait de nous assurer du bon recalage patient image, de façon automatique.

Les scènes de virtualité augmentée doivent être visualisées sur un écran extérieur, et manipulées par un utilisateur autre que le neurochirurgien après le passage en phase stérile de l'opération. Nous avons déjà souligné que la virtualité augmentée devait être utilisée en complément de la réalité augmentée. Elle concerne des phases de repos ou de prise de décision, pendant lesquelles le neurochirurgien ne regarde pas dans le microscope. Concernant l'interaction, le choix des volumes à afficher, présents dans le modèle patient multimodal, peut être préparé lors de la planification des étapes. On charge aujourd'hui pour chaque étape un fichier préparé par étape, qui permet d'ouvrir uniquement les surfaces d'intérêt pour l'étape, avec la couleur et la transparence déjà sélectionnées. Par ailleurs, aujourd'hui, la reconstruction d'une surface demande une intervention manuelle, pour lancer le programme de reconstruction. Le calibrage limite également les acquisitions au moment où les réglages correspondent exactement aux couples calibrés. Il faudrait calibrer plus de couples, dans la fourchette effectivement utilisée par le neurochirurgien. Le calibrage est un processus long. Nous avons également pensé à fabriquer une mire 3D de calibrage automatique, en utilisant des marqueurs reconnaissables directement par le localisateur, mais nous n'avons pas pu mettre l'idée en oeuvre.

6.1.2 Suivi des déformations surfaciques

Notre méthode permet de nous adapter à toutes les données disponibles, surface, texture ou suivi vidéo. Cependant, nous manquons encore de recul pour affirmer sa robustesse. Nous sommes dans une phase préliminaire, mais l'approche est novatrice. Nous sommes déjà en mesure de dire que les modèles utilisés pour le suivi vidéo semblent adaptées, mais la règle d'association avec la résection n'est pas si évidente. Un mélange simple, à deux gaussiennes, serait plus adapté. Le système devrait alors être capable de décider du modèle à utiliser. Dans cette étude, nous ne prenons pas en compte les changements de position et de focale du microscope. La position du microscope et ses réglages sont connus à tout instant. On peut donc considérer qu'un modèle de déplacement du microscope pourrait simplement être ajouté dynamiquement au modèle utilisé pour le suivi [Pir05]. De plus, l'extraction des points ne donne pas toujours des points réellement d'intérêt. Le suivi des points n'est alors pas possible, ou pas significatif, notamment si les points sont extraits sur les bords du champ. Dans ce cas, les points suivis restent sur le bord du champ alors que le parenchyme peut glisser sous les bords de la craniotomie. Le suivi des déformations et leur quantification n'est pas en temps réel. Les reconstructions stéréoscopiques sont acquises aujourd'hui en 30 secondes environ avec un intervalle de disparité de 100 pixels. La mise en correspondance est l'étape la plus longue, on pourrait réduire le temps de calcul en rajoutant une étape de segmentation grossière du cortex simplement basée sur le changement de repère couleur HSV (*Hue, Saturation, Value*). Cependant, nous n'obtiendrions toujours pas un suivi temps réel. On pourrait améliorer ce temps de calcul, en parallélisant sur deux processeurs ou plus, la mise en correspondance faite par ligne épipolaire. Une autre solution serait de suivre quelques points dans la vidéo de la caméra droite, rectifiée et de trouver le correspondant de ce point dans l'image de gauche rectifiée. La mise à jour pourrait rapidement être interpolée par la mise à jour d'une Thin-plate-Spline avec ces points pour points de contrôle. Nous ne disposons malheureusement que d'une carte vidéo à une entrée, et nous ne pouvons pas acquérir deux flux vidéo simultanément. Si deux flux peuvent être acquis, l'idée est de suivre les mêmes points éparés dans les deux images et de remettre à jour le modèle de la surface en appliquant la transformation que les quelques points suivis, uniquement, ont subie. Deux solutions sont possibles. La première consiste à extraire les mêmes points au temps t_i dans les images gauche et droite, et de lancer un filtre par point et par vidéo. Les paires de points devraient alors être suivies de la même manière par les filtres. Nous avons expérimentalement remarqué que le détecteur de point d'intérêt que nous avons utilisé, Harris, n'est pas robuste à la rotation subie par l'image gauche de la paire stéréoscopique par rapport à l'image droite. Il est donc nécessaire d'utiliser une autre approche d'extraction ou de s'orienter vers la deuxième solution. La deuxième solution consiste à extraire les points dans une seule des deux images, et à chercher leur correspondant au temps t_i dans l'image gauche. On peut alors lancer de la même façon des filtres parallèles sur les deux images. Cependant, si jamais les réglages ou la position du microscope sont modifiés, les matrices de rectification et de reconstruction doivent être recalculées.

Par ailleurs, les points extraits sont généralement l'intersection de vaisseaux. Nous avons pensé à suivre des vaisseaux entiers à la place de points, ce qui rendrait plus robuste le suivi vidéo. Le suivi de courbe consisterait alors à modifier l'état point par un état représentant une modélisation de la courbe dessinée par le vaisseau. Cependant l'extraction automatique initiale du vaisseau ne nous semble pas une tâche aisée.

6.1.3 Correction des déformations cérébrales

L'approche de l'équipe se base sur des acquisitions de surfaces couplées à des acquisitions échographiques et utilisant le maximum d'information a priori. L'objectif de cette thèse était

limité à l'approche en surface. Nous avons donc développé une méthode de détection et de quantification des déformations en surface en utilisant des reconstructions stéréoscopiques. Par rapport aux premiers essais d'extrapolation réalisés dans la section 5.8, il faudrait, soit pondérer plus fortement l'interpolation, suivant la distance aux amers, soit extrapoler simplement le centre de gravité de chacune des surfaces et conserver ainsi la forme originelle des surfaces. Dans l'expression 5.13, X la position initiale du point dans nos essais devrait dans l'idéal être la position mesurée par imagerie peropératoire de volume (ultrasons) ou par modèle prédictif ou biomécanique.

6.1.4 Validation et évaluation de performance

Nous avons dû nous limiter, dans cette thèse, à de l'évaluation de performances techniques des méthodes proposées. De plus, on peut reprocher à l'évaluation des performances réalisées pour le suivi des déformations, l'absence d'une réelle référence. La reconnaissance d'amers, faite visuellement à deux moments différents, peut être en effet entachée d'erreur. Pour réaliser une validation technique, il faudrait poser de réelles hypothèses à valider, dépendant du contexte. Hors aujourd'hui, ces hypothèses ne sont pas bien définies. Par exemple, quelle est la précision et la résolution nécessaire en visualisation? Quelle est la précision et la résolution nécessaire pour la correction des déformations cérébrales peropératoires? Nous n'avons donc réalisé qu'une évaluation des performances techniques. De plus, l'absence d'une réelle référence rend difficilement quantifiable les performances d'un algorithme de correction des déformations cérébrales. La validation clinique est encore plus loin. Une réelle évaluation clinique, prenant en compte tous les niveaux d'évaluation, comme ceux décrits dans [KGB⁺06] ne peut pas être réalisé dans le cadre d'une thèse, dans un seul centre et avec un seul neurochirurgien. Nous travaillons avec un neurochirurgien expert, et il est pressenti que les systèmes de chirurgie guidée par l'image sont plus utiles aux chirurgiens juniors qu'aux chirurgiens experts. Cela a notamment été démontré pour l'orthopédie [HCS06]. Par ailleurs, lorsque les performances d'un système sont connues, il est important de les montrer au chirurgien. L'affichage d'une marge d'erreur de manière visuelle permet d'améliorer les performances du chirurgien [SME⁺06]. Il serait donc intéressant de traduire les performances globales de notre système, en affichant la marge d'erreur globale comme une boîte transparente. Il serait également intéressant de compléter cet affichage par une erreur estimée sur chaque recalage, par exemple en utilisant le champ ψ ou la valeur du critère de corrélation utilisé pour le recalage de deux surfaces. De manière générale, l'affichage de toute erreur prévue de recalage patient-image devrait être fournie au chirurgien, que ce soit la TRE dans le cas d'un recalage rigide basé points ou une erreur résiduelle point à point lors du recalage rigide de surface. Un chiffre seul indiquant une précision moyenne ou minimale n'est pas suffisant. Il faut y ajouter une information de localisation de l'erreur.

6.2 Perspectives pour d'autres chirurgies

Nous avons montré que la méthode de recalage basée suivi vidéo était applicable à toutes données, de surface, associées à des textures avec un flux vidéo. On peut retrouver cette situation en endoscopie par exemple [SMD⁺05]. Une difficulté supplémentaire pour ce type d'application est la précision des reconstructions stéréoscopiques, difficiles à calculer à cause du faible écart interoculaire d'un endoscope vidéo. Une autre application intéressante serait la chirurgie cardiaque [OGB⁺05]. De manière plus générale, toutes les chirurgies réalisées à l'aide d'un robot, tel que le Da Vinci, offrent une vision stéréoscopique du champ opératoire au chirurgien. Les techniques de visualisation et de détection des déformations que nous avons développées pourraient aussi être utilisées dans ce contexte.

La méthode proposée a-t-elle une place au bloc opératoire aujourd'hui? La plupart des microscopes chirurgicaux dispose, au moins en option, d'un système vidéo d'acquisition stéréoscopique. Les flux vidéo peuvent être acquis directement en numérique ou numérisée et même stockées au format DICOM (DICOM Izer, Etiam, Rennes, France). Plusieurs équipes s'orientent vers l'utilisation de casques de réalité augmentée avec acquisition d'un flux vidéo stéréoscopique. Cependant, aujourd'hui et en l'état, notre méthode ne peut pas être utilisée sans intervention manuelle. Les méthodes de traitement de la vidéo sont donc utiles dans toutes ces applications.

6.3 Le suivi vidéo : vers un système expert de supervision

6.3.1 Trajectographie de points déformés pour l'indexation vidéo

Les nouveaux standards d'imagerie médicale prennent en compte la vidéo. DICOM, par exemple, a un groupe de travail spécifiquement dédié : DICOM WG 13. La vidéo opératoire est alors stockée numériquement avec les données du patient. En endoscopie ou en microscopie, toute la vidéo analogique est archivée. Elle est cependant très peu consultée, car les interventions sont longues, souvent plusieurs heures. Retrouver un passage précis d'une intervention est très long et laborieux. L'indexation vidéo semble ici essentielle. Suivre les déformations, pourrait permettre de détecter les changements d'action. Une autre possibilité, peut-être complémentaire, est de suivre les outils dans la vidéo. Plusieurs travaux ont déjà montré la faisabilité de cette approche [ASS⁺06, RSHS02, LSM⁺05]. Nous avons cherché à appliquer nos filtres de suivi au suivi de points d'intérêt sur les outils, mais sans succès. Nous l'expliquons par la fréquence d'acquisition faible de la vidéo. Les outils d'une image à l'autre ont des sauts de déplacements de plus de 50 pixels, et nous perdons toute information de déplacement. En acquérant les vidéos à des fréquences plus élevées, nous pourrions, peut-être, réussir à suivre les déplacements, même rapide, de l'outil, avec un modèle régressif plus réactif que celui que nous avons utilisé.

6.3.2 Évaluation des chirurgiens

Plusieurs auteurs ont déjà démontré que le suivi des outils permettait de différencier un chirurgien junior d'un chirurgien senior [DBM⁺04, DAB⁺05, LNA⁺06]. La position et l'orientation des outils étaient suivies grâce à des marqueurs externes et un localisateur. Pour des outils tels que la pince bipolaire, nous avons montré que le suivi vidéo permettait de détecter les ouvertures et fermetures de la pince par exemple, mais en sélectionnant manuellement les points sur chaque image. D'après le rapport du conseil National de la chirurgie [CNC05], des outils objectifs d'évaluation des performances doivent être mis en place : « L'explosion des primes d'assurance au cours de quatre dernières années a conduit à un déséquilibre entre les honoraires chirurgicaux et les primes d'assurances en RCP. Seule une meilleure gestion du risque permettra de contenir cette évolution vers une judiciarisation croissante, comme l'ont fait certaines spécialités (l'anesthésie) Les chirurgiens doivent être évalués tout au long de leur vie professionnelle. A une auto évaluation permettant un suivi des performances doit être mise en place une évaluation quantitative et qualitative des activités, tant sur le plan médical que médico-économique. »

Pour toutes ces raisons, nous pensons ainsi que le suivi vidéo en chirurgie est un domaine de recherche qui va voir son activité augmenter d'ici peu, ce qui est déjà le cas depuis un an ou deux.

Conclusion Générale

Nous avons proposé dans cette thèse une méthode de virtualité augmentée et de suivi des déformations surfaciques, sans contact, non ionisante et sans interruption de la chirurgie ni déplacement de matériel. La virtualité augmentée permet d'améliorer la visualisation du lien patient image du système de neuronavigation. Il manque aujourd'hui l'évaluation clinique et ergonomique de ce système. Les déformations anatomiques cérébrales sont une limitation importante des systèmes de visualisation. Le suivi de déformation de surface, que nous proposons, est modulaire et novateur, mais il ne constitue *a priori* qu'une brique d'applications plus globales. Le bloc suivi de déformations en surface peut toutefois être utilisé seul pour la détection des déformations en surface et pour l'extrapolation à des structures proches de la surface. Dans notre cas, utilisés avec le système de neuronavigation, les blocs proposés permettent d'améliorer le système pour l'application de neurochirurgie guidée par l'image, pour l'exérèse de lésion. Le microscope chirurgical devient ainsi une modalité d'imagerie peropératoire. Il ne permet que d'obtenir des informations sur la surface du champ opératoire, mais nous présumons que ces informations sont utiles à la chirurgie, aussi bien pour la visualisation mixte que pour le suivi des déformations.

Publications

Articles de journaux

P Paul, O Fleig and P Jannin. Augmented Virtuality Based on Stereoscopic Reconstruction in Multimodal Image-Guided Neurosurgery : Methods and Performance Evaluation. *IEEE Trans Med Imaging* 24(11) :1500-11, 2005.

Conférences internationales ou workshop, avec comité de lecture

P Paul, A Quéré, E Arnaud, X Morandi and P Jannin. A surface registration approach for video-based analysis of intraoperative brain surface deformations. In *Workshop on Augmented Environments for Medical Imaging and Computer-Aided Surgery (Miccai workshop) AMI-ARC'06*, Copenhagen (Denmark), Octobre 2006.

P Paul, O Fleig, S Tranchant and P Jannin. Performance evaluation of a stereoscopic based 3D surface localiser for image-guided neurosurgery. In *MICCAI 2004*, Saint Malo (France), Pages 510-7, Octobre 2004.

Conférences internationales, sur résumé avec comité de lecture

P Paul, O Fleig, X Morandi and P Jannin. Virtualité augmentée en neurochirurgie guidée par l'image. In *Surgetica'05*, Chambéry (France), Pages 99-104, 2005.

J Cohen-Adad, **P Paul**, X Morandi and P Jannin. Knowledge modeling in image guided neurosurgery : application in understanding intra-operative brain shift. In *SPIE Medical Imaging : Visualization, Image-Guided Procedures and Display*, San Diego, California USA, Février 2006.

Annexe A

Quelques notions d'anatomie cérébrale

Nous présentons ici une anatomie simplifiée du cerveau. Le cerveau proprement dit est formé de deux hémisphères cérébraux, d'aspect plissé dont la substance blanche, interne, est recouverte d'un cortex cérébral gris, d'épaisseur variable. Le cortex est lui même recouvert de plusieurs méninges (membrane de protection) :

- la peau ;
- l'os ;
- la dure-mère, méninge un peu opaque, blanchâtre. ;
- l'arachnoïde, méninge fine et transparente ;
- la pie-mère, méninge très fine et transparente, complètement collée au cortex.

Le cerveau baigne dans un liquide appelé liquide céphalo-rachidien ou LCR.

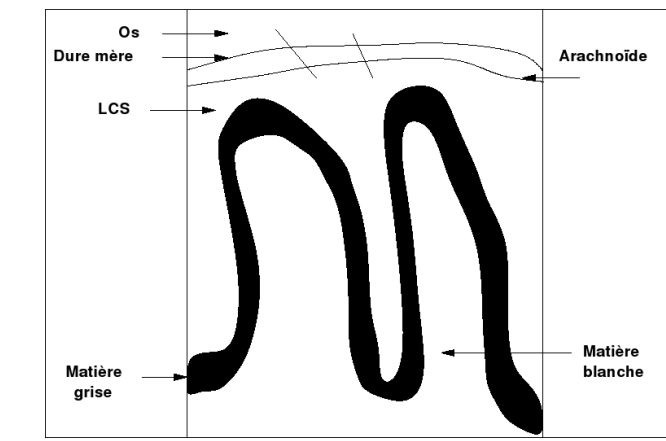


FIG. A.1 – Coupe verticale du cerveau

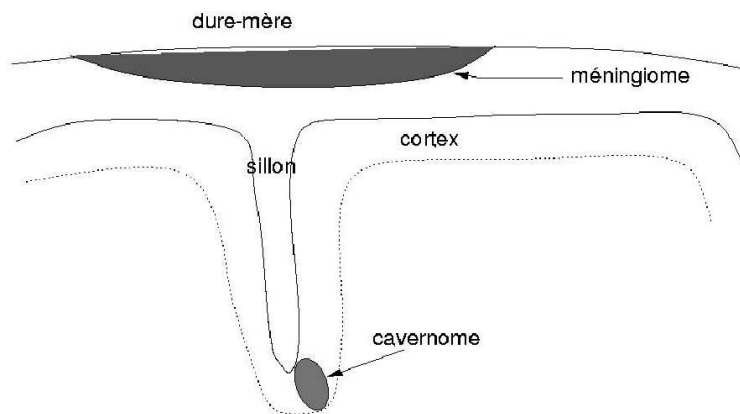


FIG. A.2 – Exemple de position d'un cavernome

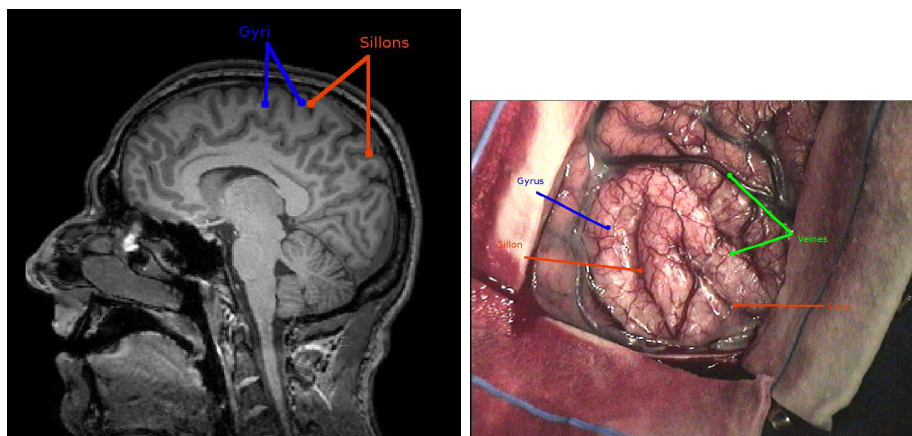


FIG. A.3 – A gauche coupe sagittale sur une IRM pour montrer les sillons (orange) et les gyri (bleu). A droite, vue du cortex pendant l'opération à travers un oculaire du microscope chirurgical. Un exemple de sillon (orange) et de gyrus (bleu), ainsi que de vaisseaux (vert), sont fléchés. En bas à gauche de l'image provenant du microscope, on peut voir un bout de la membrane arachnoïdienne qui n'a pas été retirée.

Annexe B

Deux exemples de filtres particulaires

B.1 Filtre conditionnel pour le suivi de point avec estimation du modèle d'évolution

Dans [AMCF05], un état X_k correspond à la projection 2D d'un point, donc sa position (x, y) dans l'image k de la séquence d'image. Une image de référence I_0 est définie. Les points à suivre sont sélectionnés par le filtre suivant.

$$T(x_0) = \int_{W(x_0)} \begin{bmatrix} \nabla I_{x^2} & \nabla I_y \nabla I_x \\ \nabla I_x \nabla I_y & \nabla I_{y^2} \end{bmatrix}$$

L'équation dynamique conditionnelle $p(x_k|x_{k-1}, I_{0:k})$ est définie de la manière suivante :

- dans le cas d'un mouvement dominant, le même mouvement est appliqué à toute l'image.

$$x_k = Ax_{k-1} + b_k + w_k$$

avec A matrice de rotation et b vecteur translation. w_k est un bruit blanc.

- dans le cas d'un mouvement paramétrique local, le support est un petit domaine de l'image et le vecteur paramètre dépend de l'état courant (i.e., la position du point dans l'image).

$$p(x_k|x_{k-1}, I_{0:k}) = \mathcal{N}(x_{k-1} + P(x_{k-1})\theta_k, Q_k)$$

avec Q_k variance du bruit w_k et $P(x_{k-1})\theta_k$ définissant un vecteur mouvement :

$$P(x_k) = \begin{bmatrix} 1 & x & y & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & x & y \end{bmatrix}.$$

Le vecteur de paramètre θ_k est défini sur la séquence d'image :

$$\theta_k = \operatorname{argmin}_{\theta} \phi(\theta)$$

$$\phi(\theta) = \sum_{x \in \text{support}} \rho(I_k(X + P(X)\theta) - I_{k-1}(X))$$

où ρ est une fonction non quadratique et robuste, minimisée par un Gauss-Newton avec une procédure multirésolution.

L'équation de mesure y_k conditionnelle est définie par un pic de corrélation sur les moindres carrés :

$$y_k = \operatorname{argmin}_y \sum_{p \in W} (I_0(x_0 + p) - I_k(y + p))^2$$

D'après [AMCF05], ce critère offre une bonne estimation de la covariance du bruit de mesure et donc permet à l'algorithme d'être plus résistant au bruit. Une mesure de confiance dans la réponse filtrée pourrait être calculée en estimant la covariance empirique sur le nuage de particules.

B.2 Filtre conditionnel pour le suivi de courbe

D'autres algorithmes basés sur des états plus complexes ont été proposés. Dans [IB98b, IB98a], le but est de suivre des courbes, modélisées par des B-splines. Soit X une paramétrisation de la courbe. Dans [IB98b], il s'agit d'une paramétrisation linéaire mais ce n'est pas une nécessité pour l'algorithme.

$$x = r(s, t) = (B(s).Q^x(t), B(s).Q^y(t))$$

avec $B(s)$ le vecteur des fonctions de bases de la B-Spline et Q^x et Q^y , les vecteurs de points de contrôle. L'extraction des courbes peut se faire de plusieurs façons. Le **modèle dynamique** est

$$x_k - \bar{x} = A(x_{k-1} - \bar{x}) + Bw_k$$

avec Bw_k le bruit, \bar{x} la valeur moyenne de l'état et

$$x_k = \begin{pmatrix} X_{k-1} \\ X_k \end{pmatrix}.$$

. Dans leur expérimentation, la définition de la courbe était manuelle. Un modèle de mouvement a été appris en utilisant un filtre de Kalman, sur des données sans encombrement. Le **modèle de mesure** est défini par $p(z|x)$.

$$p(x_t|Z_t) = k_t p(z_t|x_t) p(x_t|Z_{t-1}) \quad (\text{B.1})$$

$$p(x_t|Z_{t-1}) = \int p(x_t|x_{t-1}) p(x_{t-1}|Z_{t-1}) \quad (\text{B.2})$$

On détaille ici l'algorithme de filtrage particulière, également appelé CONDENSATION. On considère le résultat de l'itération $t - 1$: $p(x_{t-1}|Z_{t-1})$ représentée par les particules s_{t-1}^n et leurs poids π_{t-1}^n . On considère également les poids cumulés c_{t-1}^n . On échantillonne de nouvelles particules à partir de cette densité de probabilité. Pour échantillonner, un nombre r est généré aléatoirement. Le plus petit j tel que $c_{t-1}^j \geq r$ est recherché par dichotomie. On pose alors $s_t^n = s_{t-1}^j$. La phase de prédiction se fait en deux étapes : on applique d'abord le processus déterministe, correspondant au **modèle dynamique**, à ce nouvel ensemble de particules $p(x_t|x_{t-1} = s_t^n)$, $s_t^n = P(s_t^n, w_t)$. Puis on sépare les particules tirées au même endroit en leur appliquant un mouvement aléatoire (appelé mouvement brownien). Ces nouvelles particules constituent l'ensemble s_t qui représente donc un échantillonnage de la densité *a priori* $p(x_t|Z_{t-1})$. Cet échantillonnage est une alternative au calcul compliqué et parfois impossible dans les cas non-linéaires de l'expression (2).

Bibliographie

- [AC99] MLJ Apuzzo and JC Chen. Stereotaxy, navigation and the temporal concatenation. *Stereotact Funct Neurosurg*, 72 :82–8, 1999.
- [AFP00] MA Audette, F Ferrie, and T Peters. An algorithmic overview of surface registration techniques for medical imaging. *Med Image Anal*, 4 :201–17, 2000.
- [AKDJ03] D Amin, T Kanade, A Digiola, and B Jaramaz. Ultrasound registration of the bone surface for surgical navigation. *Comput Aided Surg*, 8(1) :1–16, 2003.
- [Ake98] K-P Akesson. Augmented virtuality : A method to automatically augment virtual worlds with video images. Master’s thesis, Swedish Institute of Computer Science, 1998.
- [AM79] BDO Anderson and JB Moore. *Optimal Filtering*. Englewood Cliffs, NJ : Prentice Hall, 1979.
- [AMCF05] E Arnaud, E Memin, and B Cernuschi-Frías. Conditional filters for image sequence-based tracking - application to point tracking. *IEEE Trans Image Process*, 14(1) :63–79, 2005.
- [AMGC02] M Arulampalam, S Maskell, N Gordon, and T Clapp. A tutorial on particle filters for online non linear/non-gaussian bayesian tracking. *IEEE Trans Image Process*, 50(2), 2002.
- [ASFP03] MA Audette, K Siddiqi, FP Ferrie, and TM Peters. An integrated range-sensing, segmentation and registration framework for the characterization of intra-surgical brain deformations in image-guided surgery. *Comput Vis Image Underst*, 89 :226–51, 2003.
- [ASP99] M Audette, K Siddiqi, and T Peters. Level-set surface segmentation and fast cortical range image tracking for computing intrasurgical deformations. In *MICCAI*, pages 788–97, 1999.
- [ASS⁺06] S-A Ahmadi, T Sielhorst, R Stauder, M Horn, H Feussner, and N Navab. Recovery of surgical workflow without explicit models. In *MICCAI part I*, pages 420–8, 2006.
- [Azu97] RTA Azuma. A survey of augmented reality. In *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, volume 6, pages 355–85. 1997.
- [BBDL06] G Batan, S Ben Dadi, and M Laborde. Les systèmes de navigation en neurochirurgie. Master’s thesis, MASTER Management des Technologies en Santé (MTS), UTC, 2006.
- [BFH⁺02] W Birkfellner, M Figl, K Huber, F Watzinger, F Wanschitz, J Hummel, R Hanel, W Greimel, P Homolka, R Ewers, and Bergmann H. A head-mounted operating binocular for augmented reality visualization in medicine—design and initial evaluation. *IEEE Trans Med Imaging*, 21(8) :991–7, 2002.

- [BFM⁺03] W Birkfellner, M Figl, C Matula, J Hummel, R Hanel, H Imhof, F Wanschitz, A Wagner, F Watzinger, and H Bergmann. Computer-enhanced stereoscopic vision in a head-mounted operating binocular. *Phys Med Biol*, 48(3) :49–57, 2003.
- [BG05] RJ Benveniste and I M Germano. Correlation of factors predicting intraoperative brain shift with successful resection of malignant brain tumors using image-guided techniques. *Surg Neurol.*, 63 :542–9, 2005.
- [BHP⁺99] SA Boppart, J Herrmann, C Pitris, DL Stamper, ME Brezinski, and JG Fujimoto. High-resolution optical coherence tomography-guided laser ablation of surgical tissue. *J Surg Res*, 82(2) :275–84, 1999.
- [BII⁺06] SC Bunce, M Izzetoglu, K Izzetoglu, B Onaral, and K Pourrezaei. Functional near-infrared spectroscopy. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 25(4) :54–62, 2006.
- [BM93] PJ Besl and ND McKay. A method of registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, 14(2) :239–56, 1993.
- [BN06] C Bichlmeier and N Navab. Virtual window for improved depth perception in medical ar. In *International Workshop on Augmented Reality environments for Medical Imaging and Computer-aided Surgery (AMI-ARCS 2006), Copenhagen, Denmark, October 2006*, 2006.
- [BSN06] C Bichlmeier, T Sielhorst, and N Navab. The tangible virtual mirror : New visualization paradigm for navigated surgery. In *International Workshop on Augmented Reality environments for Medical Imaging and Computer-aided Surgery (AMI-ARCS 2006), Copenhagen, Denmark, October 2006*, 2006.
- [BYT⁺97] RD Bucholz, DD Yeh, J Trobaugh, LL McDurmont, CD Strum, and C Baumann. The correction of stereotactic inaccuracy caused by brain shift using an intraoperative ultrasound device. In J Troccaz, E Grimson, and R Moesges, editors, *CVRMed-MRCAS*, pages 459–66, 1997.
- [CAPMJ06] J Cohen-Adad, P Paul, X Morandi, and P Jannin. Knowledge modeling in image guided neurosurgery : application in understanding intra-operative brain shift. In K Cleary and J Galloway, editors, *SPIE Medical Imaging : Visualization, Image-Guided Procedures and Display*, San Diego, California USA, February 2006. 6141-87.
- [CB05] C Ciofalo and C Barillot. Brain Segmentation with Competitive Level Sets and Fuzzy Control. In *IPMI*, pages 333–44, 2005.
- [CC93] LD Cohen and I Cohen. Finite-element methods for active contour models and balloons for 2-D and 3-D images. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, 15(11) :1131–47, 1993.
- [CDM06] A Cao, P Dumpuri, and MI Miga. Tracking cortical surface deformations based on vessel structure using a laser range scanner. In *ISBI*, pages 522–5, 2006.
- [CDT⁺05] O Clatz, H Delingette, IF Talos, AJ Golby, R Kikinis, FA Jolesz, N Ayache, and SK Warfield. Robust nonrigid registration to capture brain shift from intraoperative MRI. *IEEE Trans Med Imaging*, 24(11) :1417–27, 2005.
- [Ce95] P Cinquin and *et al.* Computer assisted medical interventions : passive and semi-active aids. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 14(3) :254–63, 1995.
- [CHB05] P Coupé, P Hellier, and C Barillot. Etat de l’art des méthodes de correction des déformations cérébrales per-opératoires. Technical Report 1724, IRISA, 2005.

- [CKM05] K Cleary, A Kinselle, and S K Mun. Or 2020 workshop report : Operating room of the future. In *CARS*, International Congress series 1281, pages 832–8, 2005.
- [CMZ⁺01] DL Collins, J Montagnat, AP Zijdenbos, AC Evans, and DL Arnold. Automated estimation of brain volume in multiple sclerosis with BICCR. In *IPMI*, page 141, 2001.
- [CNC05] Recommandations du conseil national de la chirurgie. http://www.sante.gouv.fr/htm/actu/reco_cnc/recommandations.pdf, Septembre 2005.
- [Cor03] I Corrouge. *Modélisation statistique de formes en imagerie cérébrale*. PhD thesis, IFSIC, 2003.
- [Cox96] J Cox. *Montreal Med J*, (24) :661–5, 1896.
- [CR00] H Chui and A Rangarajan. A new algorithm for non-rigid point matching. In *IEEE CVPR*, 2000. available at <http://noodle.med.yale.edu/~chui/tps-rpm.html>.
- [CR05] PJ Cassidy and GK Radda. Molecular imaging perspectives. *J R Soc Interface*, 2(3) :133–44, 2005.
- [CSC⁺05] TJ Carter, M Sermesant, DM Cash, D Barratt, C Tanner, and DJ Hawkes. Application of soft tissue modelling to image-guided surgery. *Med Eng Phys.*, 27(10) :893–909, 2005.
- [CSFP00] RM Comeau, AF Sadikot, A Fenster, and TM Peters. Intraoperative ultrasound for guidance and tissue shift correction in image-guided neurosurgery. *Med Phys.*, 27 :787–800, 2000.
- [CSHS⁺01] AD Castellano-Smith, T Hartkens, JA Schnabel, DR Hose, H Liu, WA Hall, CL Truwit, DJ Hawkes, and DL Hill. Constructing patient specific models for correcting intraoperative brain deformation. In *MICCAI*, pages 1091–8, 2001.
- [CSHS⁺02] AD Castellano-Smith, T Hartkens, JA Schnabel, DR Hose, H Liu, WA Hall, CL Truwit, DJ Hawkes, and DL Hill. Registration-based mesh construction technique for finite-element models of brains. In *SPIE Medical Imaging : Image Processing*, pages 538–49, 2002.
- [CWP05] MA Cardin, JX Wang, and DB Plewes. A method to evaluate human spatial coordination interfaces for computer-assisted surgery. In *MICCAI (2)*, pages 9–16, 2005.
- [CZHT⁺96] AC Colchester, J Zhao, KS Holton-Tainter, CJ Henri, N Maitland, PT Roberts, CG Harris, and RJ Evans. Development and preliminary evaluation of VISLAN, a surgical planning and guidance system using intra-operative video imaging. *Med Image Anal*, 1(1) :73–90, 1996.
- [DAB⁺05] A Dosis, R Aggarwal, F Bello, K Moorthy, Y Munz, D Gillies, and A Darzi. Synchronized video and motion analysis for the assessment of procedures in the operating theater. *Arch Surg*, 140(3) :293–9, 2005.
- [DAV⁺98] NL Dorward, O Alberti, B Velani, FA Gerritsen, WF Harkness, ND Kitchen, and DG Thomas. Postimaging brain distortion : magnitude, correlates, and impact on neuronavigation. *J Neurosurg.*, 88(4) :656–62, 1998.
- [DBM⁺04] A Dosis, F Bello, K Moorthy, Y Munz, D Gillies, and A Darzi. Real-time synchronization of kinematic and video data for the comprehensive assessment of surgical skills. *MMVR*, 98 :82–8, 2004.

- [DCSea99] H Duffau, L Capelle, J P Sichez, and et al. Intraoperative direct electrical stimulations of the central nervous system : the Salpêtrière experience with 60 patients. *Acta Neurochir (Wien)*, 141 :1157–67, 1999.
- [DCY05] F Deligianni, A Chung, and G-Z Yang. Predictive camera tracking for bronchoscope simulation with CONDensation. In *MICCAI*, pages 910–916, 2005.
- [DdFG01] A Doucet, N de Freitas, and N Gordon, editors. *Sequential Monte Carlo methods in practice*. New York : Springer-Verlag, Series Statistics for Engineering and Information Science, 2001.
- [Dev97] F Devernay. *Vision stéréoscopique et propriétés différentielles des surfaces*. PhD thesis, Ecole Polytechnique, 1997.
- [DF94] F Devernay and O Faugeras. Computing differential properties of 3-D shapes from stereoscopic images without 3-D models. Rapport de recherche, INRIA, 1994.
- [DGS⁺02] D Dey, DG Gobbi, PJ Slomka, KJM Surry, and TM Peters. Automatic fusion of freehand endoscopic brain images to three-dimensional surfaces : creating stereoscopic panoramas. *IEEE Trans Med Imaging*, 21(1) :23–30, 2002.
- [dlFOS⁺05] M de la Fuente, JA Ohnsorge, E Schkommodau, S Jetzki, DC Wirtz, and K Radermacher. Fluoroscopy-based 3-D reconstruction of femoral bone cement : a new approach for revision total hip replacement. *IEEE Trans Biomed Eng*, 52(4) :664–75, 2005.
- [DSAK01] C Davatzikos, D Shen, M Ashraf, and SK Kyriacou. A framework for predictive modeling of anatomical deformation. *IEEE Trans Med Imaging*, 20(8) :836–43, 2001.
- [DSD⁺03] V Duay, TK Sinha, P-F D’Haese, M I Miga, and B M Dawant. Non-rigid registration of serial intra-operative images for automatic brain shift estimation. In *WBIR*, pages 61–70, 2003.
- [DSS⁺06] M Das, F Sauer, UJ Schoepf, A Khamene, SK Vogt, S Schaller, R Kikinis, E vanSonnenberg, and SG Silverman. Augmented reality visualization for CT-guided interventions : system description, feasibility, and initial evaluation in an abdominal phantom. *Radiology*, 240(1) :230–5, 2006.
- [Dub01] E Dubois. *Chirurgie Augmentée, un cas de Réalité Augmentée. Conception et réalisation centrées sur l'utilisateur*. PhD thesis, Laboratoire de Communication Langagière et Interaction Personne-Système (IMAG), Université Joseph Fourier, Grenoble, France, 2001.
- [EBM⁺06] Y Enchev, O Bozinov, D Miller, W Tirakotai, S Heinze, L Benes, H Bertalanffy, and U Sure. Image-guided ultrasonography for recurrent cystic gliomas. *Acta Neurochir (Wien)*, Aug 2006.
- [EKM⁺00] PJ Edwards, AP King, CR Jr Maurer, DA de Cunha, DJ Hawkes, DL Hill, RP Gaston, MR Fenlon, A Jusczyzck, AJ Strong, CL Chandler, and MJ Gleeson. Design and evaluation of a system for microscope-assisted guided interventions (MAGI). *IEEE Trans Med Imaging*, 19(11) :1082–93, 2000.
- [EVF94] R Encisco, T Viéville, and O Faugeras. Approximation du changement de focale et de mise au point par une transformation affine à trois paramètres. *Traitement du Signal*, 11 :361–72, 1994.
- [FA96] J Feldmar and N Ayache. Rigid, affine and locally affine registration of free-form surfaces. *Int J Computer Vision*, 18(2) :99–119, 1996.

- [Fah06] T Fahmy. State of the art in volume rendering. In S Casciari and A Distantè, editors, *Minimally Invasive Therapies & Novel Embedded Technology Systems, Text Book of the 2006 Summer School*, pages 155–8. ARIS*ER Network, 2006.
- [Fau93] O Faugeras. *Three-Dimensional Computer Vision, a Geometric Viewpoint*. MIT Press, 1993.
- [FDF⁺05] G Fichtinger, A Deguet, G Fischer, I Iordachita, E Balogh, K Masamune, RH Taylor, LM Fayad, M de Oliveira, and SJ Zinreich. Image overlay for CT-guided needle insertions. *Comput Aided Surg*, 10(4) :241–55, 2005.
- [FDMA97] J Feldmar, J Declerck, G Malandain, and N Ayache. Extension of the ICP algorithm to nonrigid intensity-based registration of 3D volumes. *Comput Vis Image Underst*, 66(2) :193–206, 1997.
- [FDS⁺06] GS Fischer, A Deguet, D Schlattman, R Taylor, L Fayad, SJ Zinreich, and G Fichtinger. MRI image overlay : applications to arthrography needle insertion. *Stud Health Technol Inform*, 119 :150–5, 2006.
- [FDSJ01] OJ Fleig, F Devernay, J-M Scarabin, and P Jannin. Surface reconstruction of the surgical field from stereoscopic microscope views in neurosurgery. In *CARS*, pages 259–64, Berlin, Germany, 2001.
- [FLR⁺98] H Fuchs, MA Livingston, R Raskar, D Colucci, K Keller, A State, JR Crawford, P Rademacher, SH Drake, and A Meyer. Augmented reality visualization for laparoscopic surgery. In *MICCAI*, pages 934–43, 1998.
- [FM96] G Florou and R Mohr. What accuracy for 3D measurements with cameras? In *International Conference on Pattern Recognition*, volume 1, pages 354–8, 1996.
- [FNM⁺02] M Ferrant, A Nabavi, B Macq, P Mcl Black, F a Jolesz, R Kikinis, and S K Warfield. Serial registration of intraoperative MR images of the brain. *Med Image Anal*, 6(4) :337–59, 2002.
- [FSHR89] EM Friets, JW Strohbehn, JF Hatch, and DW Roberts. A frameless stereotaxic operating microscope for neurosurgery. *IEEE Trans Biomed Eng*, 36(6) :608–17, 1989.
- [FWM98] JM Fitzpatrick, JB West, and CR Maurer. Predicting error in rigid-body, point-based registration. *IEEE Trans Med Imaging*, 17(5) :694–702, 1998.
- [GCP00] DG Gobbi, RM Comeau, and TM Peters. Ultrasound/MRI overlay with image warping for neurosurgery. In *MICCAI*, pages 106–14, 2000.
- [GDEF03] P Grunert, K Darabi, J Espinosa, and R Filippi. Computer-aided navigation in neurosurgery. *Neurosurg Rev*, 26 :73–99, 2003.
- [GEW⁺96] WEL Grimson, GJ Ettinger, SJ White, T Lozano-Pérez, WM Wells, and R Kikinis. An automatic registration method for frameless stereotaxy, image guided surgery, and enhanced reality visualization. *IEEE Trans Med Imaging*, 15(2) :129–40, 1996.
- [GFN⁺99] O Ganslandt, R Fahlbucch, C Nimsky, H Kober, M Moller, R Steinmeier, J Romstock, and J Vieth. Functional neuronavigation with magnetoencephalography : outcome in 50 patients with lesions around the motor cortex. *J Neurosurg*, 91 :73–9, 1999.
- [GGS⁺05] T Gasser, O Ganslandt, E Sandalcioglu, D Stolke, R Fahlbusch, and C Nimsky. Intraoperative functional MRI : Implementation and preliminary experience. *Neuroimage*, 26(3) :685–93, 2005.

- [GIA⁺06] K Gary, L Ibanez, S Aylard, D Gobbi, MB Blake, and K Cleary. IGSTK : An open-source software toolkit for image-guided surgery. *Computer*, 39(4) :46–53, 2006.
- [GKA⁺94] PL Gleason, R Kikinis, D Altobelli, W Wells, E Alexander, P M Black, and F Jolesz. Video registration virtual reality for nonlinkage stereotactic surgery. *Stereotact Funct Neurosurg*, 63 :139–43, 1994.
- [GNK⁺01] DT Gering, A Nabavi, R Kikinis, N Hata, L O’Donnell, WE Grimson, F Jolesz, P Black, and WM Wells. An integrated visualization system for surgical planning and guidance using image fusion and an open MR. *J Magn Reson Imaging*, 6(13) :967–75, 2001.
- [GOSH02] M Gröger, T Ortmaier, W Sepp, and G Hirzinger. Tracking local motion on the beating heart. In *SPIE Medical Imaging Conference*, volume 4681, pages 233–41, 2002.
- [GSS⁺05] T Gasser, E Sandalcioğlu, B Schoch, E Gizewski, M Forsting, D Stolke, and H Wiedemayer. Functional magnetic resonance imaging in anesthetized patients : a relevant step toward real-time intraoperative functional neuroimaging. *Neurosurgery*, 2005.
- [GW03] N Glossop and Z Wang. Projection augmented reality system for computer-assisted surgery. In *CARS*, volume 1256, pages 65–71, 2003.
- [Hat06] http://www.ncigt.org/ourwork/proj_amigo.html, 2006.
- [HB03] P Hellier and C Barillot. Coupling dense and landmark-based approaches for nonrigid registration. *IEEE Trans Med Imaging*, 22(2) :217–27, 2003.
- [HBB⁺05] DJ Hawkes, D Baratt, JM Blackall, C Chan, PJ Edwards, K Rhode, GP Penney, J McClelland, and DLG Hill. Tissue deformation and shape models in image-guided interventions : a discussion paper. *Med Image Anal*, 9 :163–75, 2005.
- [HBP⁺04] KV Hansen, L Brix, CF Pedersen, JP Haase, and OV Larsen. Modelling of interaction between a spatula and a human brain. *Med Image Anal*, 8(1) :23–33, 2004.
- [HCS06] PH Hsieh, YH Chang, and CH Shih. Image-guided periacetabular osteotomy : computer-assisted navigation compared with the conventional technique : A randomized study of 36 patients followed for 2 years. *Acta Orthop*, 77(4) :591–7, 2006.
- [HDR⁺01] H Hoppe, S Dauber, J Raczowsky, H Worn, and JL Moctezuma. Intraoperative visualization of surgical planning data using video projectors. *Stud Health Technol Inform*, 81 :206–8, 2001.
- [Hel00] P Hellier. *Recalage non rigide en imagerie cérébrale : méthodes et validation*. PhD thesis, Université de rennes 1, 2000.
- [HHCS⁺03] T Hartkens, DLG Hill, AD Castellano-Smith, DJ Hawkes, CR Maurer, AJ Martin, WA Hall, H Liu, and CL Truwit. Measurement and analysis of brain deformation during neurosurgery. *IEEE Trans Med Imaging*, 22(1) :82–92, 2003.
- [HMM⁺98] D Hill, CR Maurer, R Maciunas, J Barwise, JM Fitzpatrick, and MY Wang. Measurement of intraoperative brain surface deformation under a craniotomy. *Neurosurgery*, 43(3) :514–26, 1998.
- [HR94] G Horstmann and H Reinhardt. Ranging accuracy test of the sonic microstereometric system. instrumentation assessment. *Neurosurgery*, 34(4) :754–55, 1994.

- [HRS02] A Hagemann, K Rohr, and HS Stiehl. Coupling of fluid and elastic models for biomechanical simulations of brain deformations using FEM. *Med Image Anal*, 6(4) :375–88, 2002.
- [HRSN⁺00] P Hastreiter, C Rezk-Salama, C Nimsy, C Lurig, G Greiner, and T Ertl. Registration techniques for the analysis of the brain shift in neurosurgery. *Computers & Graphics*, 24 :385–9, 2000.
- [HRSS⁺04] P Hastreiter, C Rezk-Salama, G Soza, M Bauer, G Greiner, R Fahlbusch, O Ganslandt, and C Nimsy. Strategies for brain shift evaluation. *Med Image Anal*, 8(4) :447–64, 2004.
- [HS81] BKP Horn and BG Shunk. Determining optical flow. *Artificial Intelligence*, 17 :185–203, 1981.
- [HS88] C Harris and M Stephens. A combined corner and edge detector. In *4th Avey Vision Conference*, pages 147–51, 1988.
- [IB98a] M Isard and A Blake. CONDENSATION—conditional density propagation for visual tracking. *Int J Comput Vis*, 1(29) :5–28, 1998.
- [IB98b] M Isard and A Blake. A mixed-state CONDENSATION tracker with automatic model-switching. In *ICCV*, pages 107–112, 1998.
- [IR96] S-L Iu and KW Rogovin. Registering perspective contours with 3-D objects without correspondance using othogonals polynomials. In *VRAIS*, pages 37–44, 1996.
- [Jan05] P Jannin. *De la neurochirurgie guidée par l'image, au processus neurochirurgical assitée par la connaissance et l'information*, chapter Chapitre 4 : Validation des méthodes de traitement d'images en chirurgie guidée par l'image. IRISA+IFSIC, Campus de Beaulieu, F-35042 Rennes Cedex, 2005.
- [JBJS96] P Jannin, A Bouliou, E Journet, and J-M Scarabin. A ray-traced texture mapping for enhanced virtuality in image-guided neurosurgery. *Stud Health Technol Inform*, 29 :553–63, 1996.
- [JBS⁺97] P Jannin, A Bouliou, J-M Scarabin, C Barillot, and J Lubet. Visual matching between real and virtual images in image guided neurosurgery. In *SPIE Medical Imaging*, volume 3031, pages 518–26, 1997.
- [JFS⁺00] P Jannin, OJ Fleig, E Seigneuret, C Grova, X Morandi, and J-M Scarabin. A data fusion environment for multimodal and multi-informational neuro-navigation. *Comput Aided Surg*, 5(1) :1–10, 2000.
- [JGG01] P Jannin, C Grova, and B Gibaud. Fusion de données en imagerie médicale : revue méthodologique basée sur le contexte clinique. *ITBM-RBM*, (22) :196–215, 2001.
- [JGM06] P Jannin, C Grova, and CR Maurer. Model for defining and reporting reference-based validation protocols in medical image processing. *Int J Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1(2) :63–73, 2006.
- [JK99] AE Johnson and SB Kang. Registration and integration of textured 3D data. *Image and Vision Computing*, 17(2) :135–47, 1999.
- [JMF⁺02] P Jannin, X Morandi, OJ Fleig, E Le Rumeur, P Toulouse, B Gibaud, and J-M Scarabin. Integration of sulcal and functional information for multimodal neuronavigation. *J Neurosurg*, 96(4) :713–23, 2002.
- [Jol97] FA Jolesz. Image-guided procedures and the operating room of the future. *Radiology*, 204(3) :601–12, 1997.

- [JRF⁺02] P Jannin, M Raimbault, OJ Fleig, X Morandi, JM Scarabin, and B Gibaud. Neuronavigation multi-modalité. In J Troccaz and P Merloz, editors, *Surgetica*, pages 174–80, 2002.
- [KBP⁺00] AP King, JM Blackall, GP Penney, PJ Edwards, DLG Hill, and DJ Hawkes. Bayesian estimation of intra-operative deformation for image-guided surgery using 3-D ultrasound. In *MICCAI*, pages 588–597, 2000.
- [KBP⁺01] AP King, PG Batchelor, GP Penney, JM Blackall, DLG Hill, and DJ Hawkes. Estimating sparse deformation fields using multiscale bayesian priors and 3-d ultrasound. In *IPMI*, pages 155–61, 2001.
- [Kel98a] PJ Kelly. Intraoperative brain shift and deformation : a quantitative analysis of cortical displacement in 28 cases. *Neurosurgery*, 43(4) :759, 1998. Commentaries.
- [Kel98b] PJ Kelly. Measurement of intraoperative brain surface deformation under a craniotomy. *Neurosurgery*, 43(3) :527–8, 1998. Commentaries.
- [KGB⁺06] W Korb, R Grunert, O Burgert, HU Lemke, A Dietz, V Falk, S Jacobs, J Meixensberger, G Strauss, and C Trantakis. An assessment model of the efficacy of image guided therapy. In *CARS*, page 515, 2006.
- [KKG86] PJ Kelly, BA Kall, S Goerss, and F Earnest. Computer-assisted stereotaxic laser resection of intra-axial brain neoplasms. *J Neurosurg*, 64 :427–39, 1986.
- [KKK⁺97] M Kabuto, T Kubota, H Kobayashi, T Nakagawa, H Ishii, H Takeuchi, R Kitai, and T Kodera. Experimental and clinical study of detection of glioma at surgery using fluorescent imaging by a surgical microscope after fluorescein administration. *Neurol Res.*, 19(1) :9–16, 1997.
- [KKK⁺06] J Kettenbach, DF Kacher, AR Kanan, B Rostenberg, J Fairhurst, A Stadler, K Kienreich, and FA Jolesz. Intraoperative and interventional mri : recommendations for a safe environment. *Minim Invasive Ther Allied Technol*, 15(2) :53–64, 2006.
- [KLB03] GE Keles, LR Lamborn, and MS Berger. Coregistration accuracy and detection of brain shift using intraoperative sononavigation during resection of hemispheric tumors. *Neurosurgery*, 53(3) :556–62, 2003.
- [KMS06] MF Khan, K Mewes, and O Skrinjar. Brain shift analysis for deep brain stimulation surgery. In *ISBI*, pages 654–657, 2006.
- [KSK96] R Klette, K Schluns, and A Koshan. *Computer Vision, Three-Dimensional Data from Images*. Springer, 1996.
- [LA05] CEA (Commissariat à l’Energie Atomique). L’imagerie médicale. <http://www.cea.fr/fr/jeunes/livret/Imagerie/index.html>, septembre 2005.
- [LBFFL98] F Laerum, HM Borchgrevink, E Fosse, and P Faye-Lund. The new interventional centre—a multidisciplinary r&d clinic for interventional radiology and minimal access surgery. *Comput Methods Programs Biomed*, 57(1-2) :29–34, 1998.
- [LC87] WE Lorensen and HE Cline. Marching Cubes : A high resolution 3D surface construction algorithm. In *SIGGRAPH*, volume 21, pages 163–9, 1987.
- [LCT⁺06] JA Long, P Cinquin, J Troccaz, JJ Rambeaud, O Skowron, P Berkelman, P Berkelman, C Letoublon, P Cadi, F Bocqueraz, S Voros, and JL Descotes. Preclinical development of the timc ler (light endoscope robot). *Prog Urol*, 16(1) :45–51, 2006.

- [LGBB97] G Le Goualher, C Barillot, and Y Byzais. Three-dimensional segmentation and representation of cortical sulci using active ribbons. *Intern J Pattern Recognit Artif Intell*, 11(8) :1295–315, 1997.
- [LHN⁺04] H Liao, N Hata, S Nakajima, M Iwahara, I Sakuma, and T Dohi. Surgical navigation by autostereoscopic image overlay of integral videography. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 8(2) :114–21, 2004.
- [Liv05] MA Livingston. Evaluating human factors in augmented reality systems. *EEE Comput Graph Appl*, 25(6) :6–9, 2005.
- [LM95] J Luber and A Mackevics. Multiple co-ordinate manipulator (mkm). a computer-assisted microscope. In *Computed Assisted Radiology*, pages 1121–5, 1995.
- [LNA⁺06] J Leong, M Nicolaou, L Atallah, G Mylonas, A Darzi, and G-Z Yang. HMM assessment of quality of movement trajectory in laparoscopic surgery. In *MICCAI part I*, pages 752–9, 2006.
- [LPL⁺05] KE Lunn, KD Paulsen, DR Lynch, DW Roberts, FE Kennedy, and A Hartov. Assimilating intraoperative data with brain shift modeling using the adjoint equations. *Med Image Anal*, 9(3) :281–93, 2005.
- [LPR⁺03] KE Lunn, KD Paulsen, DW Roberts, FE Kennedy, A Hartov, and LA Plate-nik. Nonrigid brain registration : synthesizing full volume deformation fields from model basis solutions constrained by partial volume intraoperative data. *Comput Vis Image Underst*, 89(2-3) :299–317, 2003.
- [LRC⁺04] WW Lau, NA Ramey, JJ Corso, NV Thakor, and GD Hager. Stereo-based endoscopic tracking of cardiac surface deformation. In *MICCAI (2)*, pages 494–501, 2004.
- [LRD93] J-M Lavest, G Rives, and M Dhôme. Three-dimensional reconstruction by zooming. *IEEE Trans Rob Autom*, 9(2) :196–207, 1993.
- [LRH05] HU Lemke, OM Ratib, and SC Horii. Workflow in the operating room : a summary review of the arrowhed 2004 seminar in imaging and informatics. In *CARS*, pages 862–7, 2005.
- [LSM⁺05] H C Lin, I Shafran, TE Murphy, AM Okamur, DD Yuh, and GD Hager. Automatic detection and segmentation of robot-assisted surgical motions. In *MICCAI*, pages 802–10, 2005.
- [LWVN05] MMJ Letteboer, PWA Willems, MA Viergever, and WJ Niessen. Brain shift estimation in image-guided neurosurgery using 3-D ultrasound. *IEEE Trans Biomed Eng*, 52(2) :268–76, 2005.
- [LYJ03] H Livyatan, Z Yaniv, and L Joskowicz. Gradient-based 2D/3D rigid registration of fluoroscopic X-ray to CT. *IEEE Trans Med Imaging, Special issue : Medical Image Registration*, 22(11), 2003.
- [MATS06] TL Miller, AR Altman, T Tsuda, and TH Shaffer. An ultrasound imaging method for in vivo tracheal bulk and young’s moduli of elasticity. *J Biomech*, 2006.
- [Mau02] *Advanced Techniques in Image-Guided Brain and Spine Surgery*, chapter Sources of Error in Image Registration for Cranial Image-Guided Neurosurgery, pages 10–36. New York : Thieme, 2002.
- [MB98] Isard M and A Blake. Icondensation : Unifying low-level and high-level tracking in a stochastic framework. In *ECCV (1)*, pages 893–908, 1998.

- [MC99] P Milgram and H Colquhoun. *Merging Real and Virtual Worlds*, chapter Chapter 1 : A Taxonomy of Real and Virtual World Display Integration. Springer Verlag(Berlin), 1999.
- [ME04] B Ma and RE Ellis. Surface-based registration with a particle filter. In *MICCAI (1)*, pages 566–73, 2004.
- [MFGP01] MI Miga, JM Fitzpatrick, RL Galloway, and KD Paulsen. Incorporation of surface-based deformations for updating images intraoperatively. In *SPIE Medical Imaging 2001 : Image Processing*, 2001.
- [MHHR06] X Morandi, C Haegelen, P-L Henaux, and L Riffaud. Brain shift is central to the pathogenesis of intracerebral haemorrhage remote from the site of the initial neurosurgical procedure. *Med Hypotheses*, 67 :856–9, 2006.
- [MHM⁺98] CR Maurer, D Hill, A Martin, H Liu, M McCue, D Rueckert, D Lloret, W Hall, R Maxwell, D Hawkes, and C Truwit. Investigation of intraoperative brain deformation using a 1.5-t interventional mr system : Preliminary results. *IEEE Trans Med Imaging*, 17(5) :817–825, 1998.
- [MHT⁺03] P Merloz, C Huberson, J Tonetti, A Eid, and H Vouaillat. Computer-assisted pedicle screw insertion techniques. *Orthopaedics*, 18(2) :149–59, 2003.
- [MKSO87] M Matsumura, Y Kawashima, T Shibazaki, and C Ohye. Stereotactic biopsy for deep-seated intracerebral lesions. correlation between computer tomography, positron emission tomography and electrophysiological activity. *Appl Neurophysiol*, 50(1-6) :178–82, 1987.
- [MMD⁺04] Y Munz, K Moorthy, A Dosis, JD Hernandez, S Bann, F Bello, S Martin, A Darzi, and T Rockall. The benefits of stereoscopic vision in robotic-assisted performance on bench models. *Surg Endosc*, 18(4) :611–6, 2004.
- [MML⁺06] K Matsui, K Matsumiya, H Liao, K Masamune, K Yasuda, and T Dohi. Three dimensional real-time image overlay navigation system using integral videography in knee-joint surgery : evaluation of motion tracking capability. In *CARS*, pages 181–3, Osaka, Japan, 2006.
- [MMN⁺00] K Masamune, Y Masutani, S Nakajima, I Sakuma, T Dohi, I Iseki, and K Takakura. Three-dimensional slice image overlay system with accurate depth perception for surgery. In *MICCAI*, pages 395–402, 2000.
- [MNT05a] B Mansoux, L Nigay, and J Troccaz. Interaction between a surgeon and a computer assisted surgery system : an interactive design space. In *Surgetica*, 2005.
- [MNT05b] B Mansoux, L Nigay, and J Troccaz. The mini-screen : an innovative device for computer assisted surgery. In *MMVR*. IOS Press, 2005.
- [MNVV03] S Martelli, L Nofrini, P Vendruscolo, and A Visani. Criteria of interface evaluation for computer assisted surgery systems. *Int J Medical Informatics*, 72 :35–45, 2003.
- [MPK⁺00] M Miga, K Paulsen, F Kennedy, J Hoopes, A Hartov, and DW Roberts. Initial in-vivo analysis of 3-D heterogeneous brain computations for model-updated image-guided neurosurgery. In *MICCAI*, pages 743–52, 2000.
- [MRK⁺01] MI Miga, DW Roberts, FE Kennedy, LA Platenik, A Hartov, KE Lunn, and KD Paulsen. Modeling of retraction and resection for intraoperative updating of images. *Neurosurgery*, 49(1) :75–85, 2001.

- [MSC⁺03] MI Miga, TK Sinha, DM Cash, RL Galoway, and RJ Weil. Cortical surface registration for image-guided neurosurgery using laser-range scanning. *IEEE Trans Med Imaging*, 22(8) :973–85, 2003.
- [MSC05] MI Miga, TK Sinha, and DM Cash. *Biomechanics Applied to Computer Assisted Surgery*, chapter Techniques to Correct for soft Tissue Deformations during Image-Guided Brain Surgery. Research Signpost Publications, 2005.
- [MV98] JA Maintz and MA Viereger. A review of medical image registration. *Med Image Anal*, 1 :1–36, 1998.
- [NAK⁺97] S Nakajima, H Atsumi, R Kikinis, TM Moriarty, DC Metcalf, FA Jolesz, and Black PM. Use of cortical surface vessel registration for image-guided neurosurgery. *Neurosurgery*, 40(6) :1201–8, 1997.
- [NAPM05] R Narayanan, Fessler J A, H Park, and C R Meyer. Diffeomorphic nonlinear transformations : A local parametric approach for image registration. In *IPMI*, pages 174–85, 2005.
- [NBG⁺01] A Nabavi, PMcL Black, DT Gering, CF Westin, V Metha, RS Pergolizzi, JrM Ferrant, SK Warfield, N Hata, RB Schwarts, WM Wells, R Kikinis, and FA Jolesz. Serial intraoperative mr imaging of brain shift. *Neurosurgery*, 48 :787–98, 2001.
- [NGC⁺00] C Nimsky, O Ganslandt, S Cerny, P Hastreiter, G Greiner, and R Fahlbusch. Quantification of, visualization of, and compensation for brain shift using intraoperative magnetic resonance imaging. *Neurosurgery*, 47(5) :1070–79, 2000.
- [NGH⁺05] AD Nijmeh, NM Goodger, D Hawkes, PJ Edwards, and M McGurk. Image-guided navigation in oral and maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 43(4) :294–302, 2005.
- [NGP⁺05] S Nicolau, A Garcia, X Pennec, L Soler, and N Ayache. An augmented reality system to guide radio-frequency tumour ablation. *Computer Animation and Virtual World (previously the Journal of Visualization & Computer Animation)*, 16(1) :1–10, 2005.
- [NH06] TA Nagelhus Hernes and *et al.* Computer-assisted 3d ultrasound-guided neurosurgery : technological contributions, including multimodal registration and advanced display, demonstrating future perspectives. *Int J Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2(1) :45–59, é006.
- [Nic04] S Nicolau. *Un système de réalité augmentée pour guider les opérations du foie en radiologie interventionnelle*. PhD thesis, INRIA sophia epidaure, ED STIC ; UNSA, 2004.
- [NKG⁺01] A Nabavi, DF Kacher, DT Gering, RS Pergolizzi, WM Wells, TZ Wong, C-F Westin, N Hata, R Kikinis, PMcL Black, and FA Jolesz. Neurosurgical procedures in a 0.5 Tesla, open-configuration intraoperative MRI : Planning, visualization, and navigation. *Automedica*, 00 :1–35, 2001.
- [NMT04] L Nigay, B Mansoux, and J Troccaz. Abstract and concrete interaction with mixed reality systems / the case of the mini screen, a new interaction device in computer-assisted surgery. In *MIXER*, 2004.
- [OB95] J-M Odobez and P Bouthemy. Robust multiresolution estimation of parametric motion models. *Journal of Visual Communication and Image Representation*, 6(4) :348–365, 1995.

- [OGB⁺05] T Ortmaier, M Groger, DH Boehm, V Falk, and G Hirzinger. Motion estimation in beating heart surgery. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 52(10) :1729–40, 2005.
- [Pau03] P Paul. Etude des déformations intra-opératoires de la surface corticale basée sur la reconstruction stéréoscopique en neurochirurgie guidée par l'image. Master's thesis, DEA STIR, Université de Rennes 1 et INSA Rennes, 2003.
- [PBBM04] H Park, PH Bland, KK Brock, and CR Meyer. Adaptive registration using local information measures. *Med Image Anal*, 8(4) :465–73, 2004.
- [PCA00] X Pennec, P Cacher, and N Ayache. Tracking brain deformations in time sequences of 3D US images. Technical report, INRIA, Equipe EPIDAURE, Décembre 2000. <http://www.inria.fr/rrrt/rr-4091.html>.
- [PCA03] X Pennec, P Cachier, and N Ayache. Tracking brain deformations in time-sequences of 3D US images. *Pattern Recognition Letters. Special issue : Ultrasonic Image Processing and Analysis*, 24 :801–13, 2003.
- [PCS⁺89] CA Pelizzari, GTY Chan, DR Spelbring, EE Weichselbaum, and CT Chen. Accurate three-dimensional registration of CT, PET and/or MR images of the brain. *J Comput Assist Tomogr*, 13 :20–6, 1989.
- [Pet06] TM Peters. Image-guidance for surgical procedures. *Phys Med Biol*, 51(14) :R505–40, 2006.
- [PF06] S Periaswamy and H Farid. Medical image registration with partial data. *Med Image Anal*, 2006.
- [Pir05] G. Piriou. *Modélisation statistique du mouvement dans des séquences d'images pour la reconnaissance de contenus dynamiques*. PhD thesis, Université de Rennes 1, Mention Traitement du Signal et des Télécommunications, December 2005.
- [Pod05] AG Podoleanu. Optical coherence tomography. *Br J Radiol*, 78(935) :976–88, 2005.
- [PRCA05] X Pennec, A Roche, P Cachier, and N Ayache. *Multi-Sensor Image Fusion and its Applications*, chapter Non-Rigid MR/US Registration for Tracking Brain Deformations. Marcel Dekker Inc, 2005.
- [PSO⁺05] A Puzrin, O Skrinjar, C Ozan, S Kim, and S Mukudan. Image guided constitutive modeling of the silicone brain phantom. In *SPIE Medical Imaging*, volume 5744, pages 57–64, 2005.
- [PTE95] B Peuchot, A Tanguy, and M Eude. Virtual reality as an operative tool during scoliosis surgery. In *CVRMed*, pages 549–54, 1995.
- [PWKT00] T Paleologos, O Wadley, N Kitchen, and C Thomas. Clinical utility and cost-effectiveness of interactive image-guided craniotomy : clinical comparison between conventionnal and image-guided meningioma surgery. *Neurosurgery*, 47 :40–8, 2000.
- [PWWC92] BP Poncelet, VJ Weeden, RM Weisskoff, and MS Cohen. Brain parenchyma motion : Measurement with Cine echoplanar MR imaging. *Radiology*, 185 :645–51, 1992.
- [RAD03] GK Rodhe, A Aldroubi, and BM Dawant. The adaptive bases algorithm for intensity based nonrigid image registration. *IEEE Trans Med Imaging*, 22(11) :1470–9, 2003.

- [Rai04] M Raimbault. *Modélisation de procédures neurochirurgicales dans un contexte de chirurgie guidée par l'image : méthodologie et résultats préliminaires*. PhD thesis, Université de Rennes 1, 2004.
- [RC06] I Reinertsen and DL Collins. A realistic phantom for brain-shift simulation. *Med Phys*, 33(9) :3234–40, 2006.
- [RDD⁺04] I Reinertsen, M Descoteaux, S Drouin, K Siddiqi, and L Collins. Vessel driven correction of brain shift. In *MICCAI*, pages 208–16, 2004.
- [RHB06] F Rousseau, P Hellier, and C Barillot. A novel temporal calibration method for 3-D ultrasound. *IEEE Trans Med Imaging*, 25(8) :1108–12, 2006.
- [RHK⁺98] DW Roberts, A Hartov, FE Kennedy, MI Miga, and KD Paulsen. Intraoperative brain shift and deformation : a quantitative analysis of cortical displacement in 28 cases. *Neurosurgery*, 43(4) :749–58, 1998.
- [RJM⁺02] M Raimbault, P Jannin, X Morandi, L Riffaud, and B Gibaud. Modèles de procédures chirurgicales pour la neurochirurgie guidée par l'image. In J Troccaz and P Merloz, editors, *Surgetica*, pages 217–223, Grenoble, 2002.
- [RMH⁺99] DW Roberts, MI Miga, A Hartov, S Eisner, JM Lemery, FE Kennedy, and KD Paulsen. Intraoperatively updated neuroimaging using brain modeling and sparse data. *Neurosurgery*, 45(5) :1199–207, 1999.
- [RNB⁺05] A Raabe, P Nakaji, J Beck, LJ Kim, FP Hsu, JD Kamerman, V Seifert, and RF Spetzler. Prospective evaluation of surgical microscope-integrated intraoperative near-infrared indocyanine green videoangiography during aneurysm surgery. *J Neurosurg.*, 103(6) :982–9, 2005.
- [RNK⁺04] MH Reinges, HH Nguyen, T Krings, BO Hutter, and JM Rohde, V andand Gilsbach. Course of brain shift during microsurgical resection of supratentorial cerebral lesions : limits of conventional neuronavigation. *Acta Neurochir (Wien)*, 146(4) :369–77, 2004.
- [Roh05] K Rohr. Fundamental limits in 3D landmark localization. In *IPMI*, pages 286–98, 2005.
- [Roh06] T Rohlfing. Transformation model and constraints cause bias in statistics on deformation fields. In *MICCAI part I*, pages 207–14, 2006.
- [RSHS02] J Rosen, M Solazzo, B Hannaford, and M Sinanan. Decomposition of laparoscopic surgery for objective evaluation of surgical residents' learning curve using hidden markov model. *Comput Aided Surg*, 7 :49–61, 2002.
- [RSL⁺02] M Rosenthal, A State, J Lee, G Hirota, J Ackerman, K Keller, ED Pisano, M Jiroutek, K Muller, and H Fuchs. Augmented reality guidance for needle biopsies : An initial randomized, controlled trial in phantoms. *Med Image Anal*, 6(3), 2002.
- [SBM⁺02] R Shahidi, MR Bax, CR Jr Maurer, JA Johnson, EP Wilkinson, B Wang, JB West, MJ Citardi, KH Manwaring, and R Khadem. Implementation, calibration and accuracy testing of an image-enhanced endoscopy system. *IEEE Trans Med Imaging*, 21(12) :1424–35, 2002.
- [SC01] G Stetten and V Chib. Overlaying ultrasonographic images on direct vision. *J Ultrasound Med*, 20(3) :235–40, 2001.
- [SDD⁺05] TK Sinha, BM Dawant, V Duay, DM Cash, RJ Weil, RC Thompson, KD Weaver, and MI Miga. A method to track cortical surface deformations using a laser range scanner. *IEEE Trans Med Imaging*, 24(6) :767–81, 2005.

- [SDY05] D Stoyanov, A Darzi, and G-Z Yang. Laparoscope self-calibration for robotic assisted minimally invasive surgery. In *MICCAI (2)*, pages 114–21, 2005.
- [SFH⁺03] H Sun, H Farid, A Hartov, KE Lunn, DW Roberts, and KD Paulsen. Real-time correction scheme for calibration and implementation of microscope-based image-guided neurosurgery. In *SPIE Medical Imaging : Visualization, Display, and Image-Guided Procedures*, volume 4681, pages 47–54, 2003.
- [SFR⁺03a] H Sun, H Farid, K Rick, A Hartov, DW Roberts, and KD Paulsen. Estimating cortical motion using stereopsis for brain deformation models. In *MICCAI (1)*, pages 794–801, 2003.
- [SFR⁺03b] H Sun, H Farid, DW Roberts, K Rick, A Hartov, and KD Paulsen. A noncontacting 3-D digitizer for use in image-guided neurosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg*, 80 :120–4, 2003.
- [SFT⁺06] T Sielhorst, M Feuerstein, J Traub, O Kutter, and N Navab. CAMPAR : A software framework guaranteeing quality for medical augmented reality. *Int J Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1(Supplement 1) :29–30, June 2006.
- [SH99] E Samset and H Hirschberg. Neuronavigation in intra-operative MRI. *Comput Aided Surg.*, 4(4) :200–7, 1999.
- [Sim97] D Simon. Intra-operative position sensing and tracking devices. In *Proceedings of the First Joint CVRMed / MRCAS Conference*, pages 62–64, June 1997.
- [SJSC⁺98] P St-Jean, AF Sadikot, DL Collins, D Clonda, R Kasrai, AC Evans, and TM Peters. Automated atlas integration and interactive 3-dimensional visualization tools for planning and guidance of functional neurosurgery. *IEEE Trans Med Imaging*, pages 672–80, 1998.
- [SL96] R Szeliski and S Lavallée. Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines. *Int J Computer Vision*, 18(2) :171–86, 1996.
- [SM99] P Sturm and S Maybank. On plane-based camera calibration : General algorithm, singularities, applications. In *IEEE CVPR*, pages 432–7, 1999.
- [SMD⁺05] D Stoyanov, GP Mylonas, F Deligianni, A Darzi, and G-Z Yang. Soft-tissue motion tracking and structure estimation for robotic assisted mis procedures. In *MICCAI (2)*, pages 139–46, 2005.
- [SME⁺06] AL Simpson, B Ma, Chen ECS, RE Ellis, and J Stewart. Using registration uncertainty visualization in a user study of a simple surgical task. In *MICCAI*, 2006.
- [SML93] W Schroeder, K Martin, and B Lorensen. *The Visualization Toolkit : An Object-Oriented Approach To 3D Graphics, 3rd Edition*. Kitware, Inc. publishers, 1993. <http://www.vtk.org>.
- [SNJ02] O Skrinjar, A Nabavi, and Duncan J. Model-driven brain shift compensation. *Med Image Anal*, 6(4) :361–73, 2002.
- [SRF⁺05] H Sun, DW Roberts, H Farid, Z Wu, A Hartov, and KD Paulsen. Cortical surface tracking using a stereoscopic operating microscope. *Neurosurgery*, 56(1) :86–97, 2005.
- [SRN⁺03] W Stummer, HJ Reulen, A Novotny, H Stepp, and JC Tonn. Fluorescence-guided resections of malignant gliomas—an overview. *Acta Neurochir Suppl*, 88 :9–12, 2003.

- [ST94] J Shi and C Tomasi. Good features to track. In *IEEE CVPR*, pages 593–600, Seattle, June 1994.
- [Sta06] <http://www.cs.unc.edu/Research/us/laparo.html>, 2006.
- [STD00] O Skrinjar, H Tagare, and J Duncan. Surface growing from stereo images. *IEEE CVPR*, II :571–6, 2000.
- [Sun02] H Sun. *Registration Using Cortical Surface for Microscope-based Image-guided Neurosurgery (Ph.D. Thesis Proposal)*. PhD thesis, Dartmouth College, 2002.
- [TK91] C Tomasi and T Kanade. Detection and tracking of point features. Technical report, Clemson University, 1991.
- [TLG⁺05] GA Turgeon, G Lehmann, G Guiraudon, M Drangova, D Holdsworth, and T Peters. 2D-3D registration of coronary angiograms for cardiac procedure planning and guidance. *Med Phys*, 32(12) :3737–49, 2005.
- [TMH⁺06] W Tirakotai, D Miller, S Heinze, L Benes, H Bertalanffy, and U Sure. A novel platform for image-guided ultrasound. *Neurosurgery*, 58(4) :710–8, 2006.
- [TNDM04] D Trevisan, V Nicolas, P Delville, and B Macq. Towards markerless augmented medical visualization. In *MICCAI, Workshop AMI-ARCS*, 2004.
- [Tsa86] R Y Tsai. An efficient and accurate camera calibration technique for 3D machine vision. In *IEEE CVPR*, pages 364–74, 1986.
- [TSH⁺06] J Traub, P Stephan, SM Heining, T Sielhorst, C Riquarts, E Euler, and N Navab. Stereoscopic augmented reality navigation for trauma surgery : cadaver experiment and usability study. *Int J Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1(Supplement 1) :30–2, June 2006.
- [TT88] J Talairach and P Tournoux. *Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain : 3-Dimensional Proportional System : An Approach to Cerebral Imaging*. Thieme Medical, 1988.
- [UK95] M Uenohara and T Kanade. Vision-based object registration for real-time image overlay. *Comput Biol Med*, 25(2) :249–60, 1995.
- [VdEPV93] PA Van den Elsen, EJD Pol, and MA Viergever. Medical image matching - a review with classification. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 12(1) :26–39, 1993.
- [VG05] M Vaillant and J Glaunes. Surface matching via currents. In *IPMI*, pages 381–92, 2005.
- [VPN⁺98] E Viirre, H Pryor, S Nagata, , and T A Furness. The virtual retinal display : A new technology for virtual reality and augmented vision in medicine. In D Stredney and SJ Weghorst, editors, *MMVR*, pages 252–7, 1998.
- [VSB06] J-F Vigueras, G Simon, and M-O Berger. Erreurs de calibration en réalité augmentée : une étude pratique. In *Congrès RFIA '2006*, 2006.
- [War05] SK Warfield. Medical image analysis for image guided therapy. In *IEEE DICTA*, pages 284–91, 2005.
- [WBHS02] M Wendt, A Bani-Hashemi, and F Sauer. Neurochirurgie guidée par l’image-rie peropératoire permettant d’obtenir une visualisation enrichie de la réalité. Brevet international, Siemens Corporate Research, Inc, 2002.
- [WBK⁺97] CR Wirtz, MM Bonsanto, M Knauth, VM Tronnier, FK Albert, A Staubert, and S Kunze. Intraoperative magnetic resonance imaging to update interactive navigation in neurosurgery : method and preliminary experience. *Comput Aided Surg.*, 2 :172–9, 1997.

- [WDKS05] K Wurstbauer, H Deutschmann, P Kopp, and F Sedlmayer. Radiotherapy planning for lung cancer : slow CTs allow the drawing of tighter margins. *Radiother Oncol*, 75(2) :165–70, 2005.
- [WHT⁺05] SK Warfield, SJ Haker, I-F Talos, CA Kemper, N Weisenfeld, AUJ Mewes, D Goldberg-Zimring, KH Zou, C-F Westin, WM Wells, CMC Tempany, A Golby, PM Black, FA Jolesz, and R Kikinis. Capturing intraoperative deformations : research experience at Brigham and Women’s hospital. *Med Image Anal*, 9 :145–62, 2005.
- [WVK⁺06] FK Wacker, S Vogt, A Khamene, JA Jesberger, SG Nour, DR Elgort, F Sauer, JL Duerk, and JS Lewin. An augmented reality system for mr image-guided needle biopsy : Initial results in a swine model. *Radiology*, 238 :497–504, 2006.
- [WWM⁺87] E Watanabe, T Watanabe, S Manaka, Y Mayanagi, and K Takakura. Three-dimensional digitizer (neuronavigator) : new equipment for ct-guided stereotaxic surgery. *Surg Neurol*, 27 :543–7, 1987.
- [WWNBvdS06] P A Woerdeman, P W A Willems, H J Noordmans, and J W Berkelbach van der Sprenkel. The analysis of intraoperative neurosurgical instrument movement using a navigation log-file. *Int J Med Robotics Comput Assist Surg*, 2(2), 2006.
- [YON06] ML Yuan, SK Ong, and AYC Nee. Registration using natural features for augmented reality systems. *IEEE Trans Vis Comput Graph*, 12(4) :569–80, 2006.
- [You00] L Younes. Deformations, warping and object comparison, november 2000. Tutorial in ECCV’2000, available at www.cmla.ens-cachan.fr/Utilisateurs/younes/eccvTutorial/tutorialWarping.ps.gz.
- [YPH⁺06] PA Yushkevich, J Piven, CH Hazlett, RS Smith, S Ho, JC Gee, and G Gerig. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures : Significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage*, 2006. To appear. www.itk-snap.org.
- [Zha00] Z Zhang. A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, 22(11) :1330–4, 2000.

Table des figures

1.1	Cadre de stéréotaxie de Leksell	10
1.2	Scanner CT peropératoire	14
1.3	Trois types d'IRMi	15
1.4	Intervention dans une IRMi à anneaux verticaux	15
1.5	Imagerie ultrasonore peropératoire	16
1.6	Le VisioCell de Mauna Kea Technologies	17
1.7	Modèle patient multimodal	18
1.8	Quelques systèmes de localisations et marqueurs associés	19
1.9	Éléments constituant un système de neuronavigation	20
1.10	Système de neuronavigation commercial	21
1.11	Salle d'opération multimodale	22
2.1	Définition du continuum de la réalité mixte par [MC99]	30
2.2	RA dans le microscope chirurgical en neurochirurgie	35
2.3	Superposition d'ultrasons sur la vue directe du patient	37
2.4	Plan focal du microscope dans le modèle patient	38
2.5	Augmentation de la vidéo par information virtuelle	39
2.6	VA avec comme capteur une IRM fonctionnelle	40
2.7	Principe d'un casque de RA à visualisation vidéo	40
2.8	RA en laparoscopie	41
2.9	Principe d'un casque de RA à visualisation optique	41
2.10	Principe de la projection rétinienne	42
2.11	Le Varioscope	43
2.12	Principe de RA sur un écran extérieur	43
2.13	Principe de la projection directe sur patient	44
2.14	Principe du miroir sans tain en chirurgie	45
2.15	Illustration de deux lieux de perception possible en laparoscopie	45
2.16	Schéma de l'occupation d'une salle d'opération	47
3.1	Système commercial RealScan USB 200	63
3.2	Explication géométrique des paramètres du modèle de caméra sténopé	64
3.3	Principe de la rectification	66
3.4	Exemple de modèle patient 3D	70
3.5	Cadre de Mayfield	71
3.6	Recalage patient-image par pointeur	71
3.7	Images d'interventions	73
3.8	Installation clinique du système de VA	73
3.9	Système d'acquisition stéréoscopique	74

3.10	Relations entre les repères	75
3.11	La mire plane utilisée lors du calibrage	77
3.12	Rectification des images du champ opératoire	79
3.13	Carte de disparité	80
3.14	Représentation de la surface des volumes d'intérêt	83
3.15	Différence entre les conditions cliniques et les conditions de calibrage	83
3.16	Surfaces de référence	84
3.17	Résultats de l'évaluation des performances de la méthode de VA	90
3.18	Résultats de l'analyse des effets des paramètres	90
3.19	Vues de RA et VA	92
3.20	Scène de VA avant le rasage et l'incision de la peau	93
3.21	Scène de VA avant ouverture de la dure-mère	93
3.22	Scène de VA après ouverture de la dure-mère	94
3.23	Scène de VA avant et après ouverture de l'arachnoïde	94
3.24	VA en fin d'exérèse	95
4.1	Déformations cérébrales mesurées avec une sonde ultrasons	111
4.2	Déformations lors de l'ouverture des méninges	112
4.3	Déformations en fonction de la distance à la surface	113
4.4	Angle formé par la direction principale de la déformation	114
4.5	Craniotomie et exérèse d'une lésion dans une IRMi ouverte	115
4.6	Utilisation de la fluorescence avec marqueurs	119
4.7	Diagramme UML général représentant la globalité des solutions	121
4.8	Exemple de représentation 1	122
4.9	Exemple de représentation 2	122
4.10	Maillage tétraédrique réalisé à partir du volume IRM préopératoire	122
4.11	Systèmes d'acquisition de surfaces	126
4.12	Acquisition ultrasonore	127
4.13	Utilisation du CT scanner sur le porc	128
4.14	Exemple de fantôme déformable	129
5.1	Recouvrement partiel des surfaces et disparition de matière	139
5.2	Premières images des séquences vidéo	146
5.3	Séquence 4 : Covariance calculée de manière empirique	150
5.4	Principe général de l'acquisition d'images et du recalage	152
5.5	Table de corrélation entre les images issues des différents canaux	155
5.6	Points sélectionnés pour l'évaluation du recalage	158
5.7	Manipulation sur fantôme PVA.	159
5.8	Fantôme en PVA avec les points acquis au pointeur	160
5.9	Carte de déformations obtenues sur le fantôme en PVA	161
5.10	Résultats : Surface reconstruite de la dure-mère	164
5.11	Résultats : amers anatomiques extraits automatiquement	165
5.12	Résultats : Reconstructions stéréoscopiques affichées dans l'examen IRM préopératoire	165
5.13	Résultats : champ de déformation représenté par une carte de couleur	166
5.14	Evaluation de la précision de notre méthode de recalage	166
5.15	Résultats : la surface source est la surface reconstruite	167
5.16	Plusieurs coupes du volume d'ultrasons	168
5.17	Extrapolation de la déformation aux volumes d'intérêt	169
5.18	La méthode d'extrapolation appliquée au cortex	169
5.19	Méthode : Fonction $u(t) = \exp^{-kt}$	170

A.1 Coupe verticale du cerveau	183
A.2 Exemple de position d'un cavernome	184
A.3	184

Résumé

La neurochirurgie guidée par l'image consiste à afficher un modèle du patient et de la chirurgie en lien explicite avec le patient. Les systèmes commercialisés proposent une mise en relation limitée à la position de l'outil dans le modèle patient. De plus, ils ne prennent pas en compte les déformations anatomiques cérébrales qui se produisent durant l'intervention chirurgicale et qui rendent obsolètes le modèle du patient et de la chirurgie. Nous avons proposé dans cette thèse une amélioration de ces systèmes de neuronavigation, pour l'exérèse de lésion avec craniotomie, non invasive, sans contact et sans ajout encombrant de matériel en salle. Nous avons ainsi proposé une méthode de « virtualité augmentée », basée sur l'utilisation des images provenant du microscope chirurgical. Cette méthode consiste à afficher, dans le modèle patient pendant la chirurgie, la surface 3D du champ opératoire, telle que vue par le neurochirurgien à travers les binoculaires du microscope. Cette surface est obtenue par stéréoscopie. Nous proposons également d'utiliser cette surface du champ opératoire pour détecter les déformations cérébrales anatomiques en surface et estimer un champ de déplacement dense pouvant être utilisé pour mettre à jour le modèle du patient au fur et à mesure de l'intervention. Pour cela, nous mesurons la distance entre deux surfaces acquises en mettant en correspondance les points des deux surfaces et leur texture associée. Nous nous basons sur une fonction de coût à trois termes. Les deux premiers termes mesurent l'attachement aux données à la fois en distance euclidienne et en luminance. Le troisième terme rajoute une information temporelle. Ce troisième terme est basé sur l'information de position d'amers anatomiques suivis dans le flux vidéo, reliant les deux acquisitions de surface. Nous avons montré les bonnes performances de nos méthodes de virtualité augmentée et de suivi des déformations en surface, sur fantômes en condition cliniques et sur des cas cliniques.

Abstract

Image guidance mainly consists of displaying preoperative images related to the neurosurgeon's view of the operative field. In most available commercial neuronavigation systems, limitations are limited point of view and difficulty to understand 3D complex scenes. Furthermore, after opening the arachnoid, cortical surface deformation is significant and the preoperative information no longer corresponds to the anatomical reality of the patient. We present a new approach referred to as augmented virtuality for displaying intraoperative views of the operative field over 3D multimodal preoperative images onto an external screen during surgery. 3D surfaces meshes of the operative field were then generated using stereopsis. An approach for correcting the intraoperative location of regions of interest near the surface, based on 3D surface meshes registration and on tracking in video image sequences is also presented. The approach consists in using surface meshes obtained by stereoscopic reconstructions from the microscope oculars. A visible light image is associated with this surface. Between two acquisitions of surfaces meshes, landmarks are tracked in the video. The cost function for surface matching is then composed by a dissimilarity metric based on both Euclidian distance and intensity correlation and an additional term which is the deformation field representing the respect of landmark matching. Good performance of our methods was assessed by reference comparison, using phantoms in clinical settings and on some real clinical cases.