

N° d'ordre : 2944

THESE

Présentée à

L'UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES DE LILLE

pour l'obtention du grade de

DOCTEUR

En Productique : Automatique et Informatique Industrielle

par

Vincent DAANEN

**Suivi 3D de gestes chirurgicaux.
Application à l'IRM interventionnelle**

Soutenue publiquement le **29 Mai 2001** devant la commission d'examen :

**Salah Maouche
Chrit Moonen**

**François-Xavier Lepoutre
Olivier Ernst
Christian Vasseur
Jean Rousseau**

**Président
Rapporteur**

**Rapporteur
Examineur
Directeur de Thèse
Codirecteur de Thèse**

**Professeur à l'Université de Lille I
Directeur de recherche CNRS à
l'Université de Bordeaux 2
Professeur à l'Université de Valenciennes
PU/PH à l'Université de Lille II
Professeur à l'Université de Lille I
MCU/PH à l'Université de Lille II**

Ce travail a été réalisé au sein du Groupement d'Intérêt Scientifique "Thérapie Assistée par l'Image" (ThAI). Ce GIS regroupe le Laboratoire Interaction, Image et Ingénierie de la Décision (I3D – UPRES EA 2700) de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, le Laboratoire de Biophysique, Médecine Nucléaire et Technologie Médicale (UPRES EA 1049) de l'Université du Droit et de la Santé de Lille, ainsi que le Département de Radiothérapie du Centre Anticancéreux Oscar Lambret (COL) de Lille. L'objectif de ce GIS est d'exploiter les nouvelles technologies de l'information et de la communication, notamment dans le domaine de l'Imagerie Médicale, afin de concevoir, réaliser et valider des dispositifs assistés par l'image permettant d'accomplir aujourd'hui des gestes médicaux considérés comme impossible hier.

Cette thèse, réalisée dans le cadre d'une convention CIFRE avec le CHR de Lille en tant que partenaire industriel, est le résultat d'une collaboration entre la société Siemens Médical France, le service d'imagerie par résonance magnétique nucléaire du CHR de Lille et les membres du GIS ThAI.

En complément des crédits des laboratoires I3D et de Biophysique, les recherches ont été spécifiquement financées par deux Programmes Hospitaliers de Recherche Clinique (PHRC)

- le PHRC 1994 dont l'objectif était l'évaluation médicale et économique d'un appareil d'IRM 0.2 Tesla à champ ouvert. En ce qui concerne cette thèse, ce PHRC a permis de financer l'instrumentation et les outils utilisés ou développés dans le cadre de travail, ainsi que la convention CIFRE,*
- le PHRC 1997 qui a permis de réaliser les premiers gestes cliniques.*

J'exprime toute ma gratitude et mes sincères remerciements à Monsieur Christian VASSEUR, Directeur du Laboratoire I3D de l'Université de Lille I, et Monsieur Jean ROUSSEAU, Maître de Conférence des Universités et Praticien Hospitalier à l'Université de Lille II, pour m'avoir proposé cette étude, pour la confiance qu'ils m'ont accordée et pour leurs conseils.

M François-Xavier Lepoutre, Professeur à l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, et M Chrit Moonen, Directeur de recherche CNRS au laboratoire Résonance Magnétique des Systèmes Biologiques (UMR 5536) à l'Université 'Victor Segalen' Bordeaux 2, me font l'honneur d'être les rapporteurs de ce travail, je les en remercie profondément.

Je remercie également Monsieur Salah Maouche, Professeur à l'Université de Lille I et Monsieur Olivier Ernst, Professeur à l'Université de Lille II d'avoir accepté de participer à ce jury.

Je tiens également à remercier tout particulièrement Mme Géraldine Sergent-Baudson, radiologue au service d'imagerie centrale de l'hôpital Huriez, sans qui la validation in-vivo de cette thèse n'aurait pas été possible.

Ce travail n'aurait pas pu être possible sans l'aide et le soutien des membres du GIS Thai. J'adresse en particulier mes plus vifs remerciements à Messieurs Philippe BOUREL, Ingénieur de Recherche, et Eric Coste, ancien assistant hospitalo-universitaire, pour leurs aides et conseils.

Je n'oublie pas ceux qui, par leur présence ou leur collaboration, ont contribué à cette thèse et ont permis de rendre agréables toutes ces années passées à l'ITM, notamment les membres du laboratoire de Biophysique de Lille II et tout particulièrement son Directeur Monsieur le Professeur Xavier Marchandise, sans qui une partie de ce travail aurait été difficile à réaliser.

RESUME

L'imagerie interventionnelle utilise l'imagerie médicale pour réaliser des gestes à visée thérapeutique ou diagnostique tout en les rendant aussi peu invasifs que possibles. L'utilisation de l'IRM pour conduire des gestes thérapeutiques est certainement l'une des voies les plus prometteuses de cette modalité d'imagerie basée sur les propriétés magnétiques des protons. Bien que de nombreuses équipes travaillent sur cette utilisation nouvelle de l'IRM, de nombreux problèmes subsistent et ont pour conséquence des gestes chirurgicaux approximatifs.

Lors de cette étude, nous avons recherché les principales causes d'échec et nous avons développé un système d'aide au guidage d'instruments rigides. Nous avons notamment mis en évidence l'importance des déformations géométriques potentielles et proposons une méthode de correction basée sur la notion de déformations locales. Nous avons également mis en œuvre une méthode originale de repérage des points d'intérêts cutanés qui permet de localiser ces points avec une précision compatible avec les interventions chirurgicales envisagées dans le cadre de cette thèse. Enfin, le chirurgien définit la trajectoire sur des images natives IRM et est ensuite guidé par une interface simple et intuitive. Les différents problèmes de contrôle-commande rencontrés ont été abordé par la voie du contrôle-commande à boucle de retour virtuelle puisque nous utilisons un capteur stéréoscopique pour assurer le retour d'information sur la position de l'instrument.

Les perspectives sont doubles : d'une part l'adaptation à toute autre modalité d'imagerie utilisée en imagerie interventionnelle et d'autre part, l'utilisation en tant qu'outil afin de mettre en place des instruments dans le cas de chirurgies ou traitements complexes tels que la thérapie interstitielle Laser par exemple.

Mots clés :

Imagerie médicale, imagerie par résonance magnétique, radiologie interventionniste, correction déformations, contrôle-commande boucle immatérielle, stéréovision

ABSTRACT

Interventional imaging uses medical imaging to perform therapeutic or diagnostic surgical procedures in order to make them the minimally invasive as possible. The use of the MRI to perform such procedures is probably one of the most promising futur for this imaging modality based on the magnetic properties of the protons. Although there are several research teams working on this, lots of problems still subsist and have approximative surgical procedures as outcome.

During this study, we search the failure causes and we develop a system to assist the surgeon during guidance of rigid surgical tools. We point out the importance of the potential geometrical deformations and we propose a correction method based on the notion of locally deformations. We also develop an original method to point out cutaneous points of interest with an accuracy compatible with the surgical procedures considered during this work. Finally, the surgeon defines the trajectory within MRI diagnostic images and is then guided by an simple and intuitive computer interface. We use the concept of 'virtual backward loop servoing' because we installed a stereo rig to backward the position of the surgical tool.

Foreseen applications are at least double : on one hand, the developed system can be adapt to any medical imaging modality and, on the other hand, this system can be used as a tool to place surgical tools when performing surgeries or complex therapeutic treatments such as Laser induced thermotherapy.

Keywords :

medical imaging, magnetic resonance imaging, interventionnal radiology, deformation correction, virtual backward loop servoing, stereovision.

Introduction générale	1
------------------------------------	----------

Chapitre 1. Gestes médicaux-chirurgicaux assistés par ordinateur

<u>1.1 Introduction</u>	4
--------------------------------------	----------

<u>1.2 Objectifs</u>	4
-----------------------------------	----------

<u>1.3 Les outils de la thérapie assistée par l'image</u>	5
--	----------

<u>1.3.1 Acquisition des données</u>	5
--	---

<i>1.3.1.1 L'imagerie médicale</i>	5
--	---

<i>1.3.1.2 Développement de nouveaux capteurs</i>	6
---	---

<u>1.3.2 Aide à la décision</u>	7
---------------------------------------	---

<i>1.3.2.1 Le recalage d'images</i>	7
---	---

<i>1.3.2.2 La fusion d'images</i>	8
---	---

<i>1.3.2.3 La reconstruction 3D</i>	9
---	---

<i>1.3.2.4 La planification d'interventions</i>	10
---	----

<u>1.3.3 La simulation</u>	10
----------------------------------	----

<u>1.3.4 L'aide per opératoire</u>	11
--	----

<i>1.3.4.1 Les systèmes d'aide passive</i>	12
--	----

<i>1.3.4.2 L'aide semi-active</i>	12
---	----

<i>1.3.4.3 L'aide active</i>	13
------------------------------------	----

<u>1.4 Conclusion</u>	14
------------------------------------	-----------

Chapitre 2. IRM interventionnelle : état de l'art

<u>2.1 Introduction</u>	15
--------------------------------------	-----------

<u>2.2 La résonance magnétique nucléaire</u>	15
---	-----------

<u>2.3 L'IRM interventionnelle</u>	18
---	-----------

<u>2.3.1 Les contraintes technologiques</u>	19
---	----

<u>2.3.1.1 Le champ magnétique \vec{B}</u>	20
<u>2.3.1.2 Champ électromagnétique de haute fréquence</u>	20
<u>2.3.1.3 Sensibilité des antennes de réception</u>	21
<u>2.3.1.4 Compatibilité IRM des instruments</u>	21
<u>2.3.2 Les contraintes opératoires</u>	22
<u>2.3.2.1 Effet du champ magnétique intense</u>	22
<u>2.3.2.2 Influence des gradients</u>	23
<u>2.3.2.3 Risques liés à l'exposition des ondes RF</u>	24
<u>2.3.2.4 Surveillance du patient</u>	24
<u>2.3.3 Etat de l'art technologique</u>	24
<u>2.3.3.1 Les séquences d'acquisition rapides</u>	25
<u>2.3.3.2 Le repérage de l'instrument</u>	26
<u>2.3.3.2.a Les techniques de visualisation passive</u>	26
<u>2.3.3.2.b Les méthodes de visualisation active</u>	27
<u>2.3.3.2.c Repérage externe des instruments</u>	29
<u>2.3.3.3 Les avancées cliniques</u>	30
<u>2.3.3.3.a Le contrôle peropératoire des ablations thermiques</u>	30
<u>2.3.3.3.b Les interventions vasculaires</u>	31
<u>2.3.3.3.c Les biopsies et ponctions</u>	31
<u>2.4 Biopsies : méthodes de réalisations et difficultés</u>	32
<u>2.4.1 Méthodes de localisation du point d'entrée</u>	32
<u>2.4.2 Méthodes de localisation de l'instrument</u>	34
<u>2.4.3 Guidage du geste en début et en cours d'intervention</u>	38
<u>2.5 Cadre du travail</u>	39
<u>2.6 Conclusion</u>	41

Chapitre 3: Concepts et application à l'assistance en IRM interventionnelle

<u>3.1 Introduction</u>	42
<u>3.2 Le contrôle-commande à boucle de rétroaction immatérielle</u>	42
<u>3.2.1 Le concept d'asservissement à boucle de retour immatérielle</u>	42
<u>3.2.2 Difficultés de mise en œuvre</u>	44
<u>3.2.2.1 La chaîne d'acquisition</u>	45
<u>3.2.2.2 Elaboration des commandes</u>	46
<u>3.2.2.3 Modélisation du processus</u>	46
<u>3.2.3 Un asservissement à boucle de retour immatérielle : l'asservissement visuel</u>	47
<u>3.2.3.1 L'asservissement visuel 3D</u>	49
<u>3.2.3.2 L'asservissement visuel 2D</u>	49
<u>3.2.3.3 L'asservissement visuel 2D ½</u>	50
<u>3.2.3.4 L'asservissement visuel $d2D/dt$</u>	50
<u>3.2.3.5 Conclusion</u>	50
<u>3.2.4 Structure adaptée a l'IRM interventionnelle</u>	50
<u>3.2.4.1 Problématique générale</u>	51
<u>3.2.4.2 Choix de l'instrumentation</u>	52
<u>3.3 Application à l'aide à l'intervention en IRM interventionnelle</u>	54
<u>3.3.1 Correction des distorsions en limite d'homogénéité du champ</u>	54
<u>3.3.1.1 Introduction</u>	54
<u>3.3.1.2 Causes des déformations géométriques en IRM et méthodes de correction</u>	55
<u>3.3.1.2.a Les causes</u>	55
<u>3.3.1.2.b Les méthodes de correction</u>	58
<u>Les méthodes 2D</u>	58
<u>Les méthodes 3D</u>	58
<u>3.3.1.3 Correction 3D locale</u>	61
<u>3.3.1.3.a Acquisition des points de référence - détermination</u> <u>des coordonnées théoriques</u>	61
<u>3.3.1.3.b Extraction des primitives</u>	62

3.3.1.3.c <u>Appariement coordonnées mesurées - coordonnées théoriques</u>	63
3.3.1.3.d <u>Fusion des mires</u>	63
3.3.1.3.e <u>Méthodes de correction</u>	64
<u>Correction par interpolation linéaire</u>	64
<u>Correction par interpolation spline</u>	66
3.3.1.3.f <u>Conclusion</u>	69
3.3.2 <u>Les outils utilisés dans le cadre de l'IRM interventionnelle</u>	70
3.3.2.1 <u>Le capteur stéréoscopique</u>	70
3.3.2.1.a <u>Introduction</u>	70
3.3.2.1.b <u>Modélisation de la caméra</u>	70
3.3.2.1.c <u>Les méthodes de calibrage</u>	71
<u>Calibrage par définition d'un référentiel externe</u>	72
<u>Autocalibrage d'un capteur stéréoscopique</u>	72
3.3.2.1.d <u>Méthodes d'appariement des primitives</u>	73
<u>Les critères géométriques</u>	74
<u>Les contraintes de types hiérarchiques</u>	75
3.3.2.1.e <u>Calcul des coordonnées 3D</u>	75
3.3.2.1.f <u>Système stéréoscopique à plus de 2 caméras</u>	76
3.3.2.1.g <u>Calcul de la position et de l'orientation d'un objet</u>	76
3.3.2.1.h <u>Conclusion</u>	77
3.3.2.2 <u>Les relations immatérielles</u>	77
3.3.2.2.a <u>Les matrices de changements de repères</u>	78
3.3.2.2.b <u>Evaluation de la matrice de changement de repère</u>	78
<u>Estimation analytique de la matrice homogène</u>	79
<u>Estimation géométrique de la matrice homogène</u>	80
3.3.2.2.c <u>Optimisation de la matrice</u>	81
3.3.3 <u>Asservissement de l'intervention à la planification</u>	81
3.3.3.1 <u>Asservissement du spot LASER au point d'entrée</u>	81
3.3.3.1.a <u>Choix et structure de l'asservissement du pointeur LASER</u>	82
3.3.3.1.b <u>Identification du processus d'illumination du point d'entrée</u>	83
3.3.3.1.c <u>Mise en œuvre d'une commande évoluée</u>	85

3.3.3.2 <i>Asservissement de l'orientation de l'instrument à la trajectoire</i>	86
3.3.3.2.a <i>Choix de la méthode d'asservissement visuel</i>	87
3.3.3.2.b <i>Repérage de l'instrument</i>	88
3.3.3.2.c <i>Communication avec le médecin, interface Homme-Machine</i>	88
3.3.4 <i>Calcul de l'orientation des coupes de contrôle per opératoire</i>	90
3.3.4.1 <i>Codage des coupes obliques sur l'imageur IRM</i>	90
3.3.4.2 <i>Calcul et codage de l'orientation des coupes de suivi</i>	92
<u>3.4 Conclusion</u>	95

Chapitre 4. Validation : tests et expérimentations animales

<u>4.1 Introduction</u>	96
<u>4.2 Système mis en œuvre</u>	96
4.2.1 <i>Instrumentation complémentaire</i>	96
4.2.1.1 <i>Le capteur stéréoscopique</i>	97
4.2.1.2 <i>Le pointeur LASER</i>	98
4.2.1.3 <i>Système de planification et communication</i>	99
4.2.2 <i>Communications inter-systèmes</i>	99
4.2.3 <i>La partie logicielle</i>	100
<u>4.3 Méthodes et résultats</u>	101
4.3.1 <i>Le capteur stéréoscopique</i>	101
4.3.1.1 <i>Choix de la méthode de calibrage</i>	101
4.3.1.2 <i>Acquisition des points de calcul</i>	102
4.3.1.3 <i>Calcul des paramètres d'une caméra</i>	102
4.3.1.4 <i>Performances du capteur stéréoscopique installé</i>	103
4.3.2 <i>Changement de repère</i>	105
4.3.3 <i>Correction des déformations géométriques</i>	107
4.3.3.1 <i>Evaluation des distorsions</i>	108
4.3.3.2 <i>Description du fantôme et de la méthode de test</i>	109

4.3.3.3 <i>Résultats</i>	109
4.3.3.4 <i>Comparaison - Conclusion</i>	112
4.3.4 <u>Indication visuelle du point d'entrée</u>	113
4.3.4.1 <i>Le modèle du processus de pointage</i>	113
4.3.4.2 <i>La commande évoluée</i>	116
4.3.4.3 <i>Fusion et résultats</i>	117
4.3.4.4 <i>Test sur fantôme</i>	119
4.3.4.5 <i>Conclusion</i>	120
4.3.5 <u>Aide au guidage</u>	120
4.4 <u>Expérimentations animales</u>	122
4.4.1 <u>Cadre de l'expérimentation : le drainage transcutané de voies biliaires dilatées</u>	122
4.4.2 <u>Procédure d'expérimentation</u>	123
4.5 <u>Conclusion</u>	125
Conclusion générale	126
Bibliographie	129
Références liées à ce travail	149

INTRODUCTION GENERALE

Introduction générale

Le médecin dispose aujourd'hui de nombreuses modalités d'imagerie qui lui permettent d'affiner son diagnostic à l'aide d'images anatomiques et physiologiques fournies par l'échographie, la tomodensitométrie (TDM ou scanographie), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et d'images fonctionnelles obtenues par l'IRM fonctionnelle (IRMf), la tomographie par émission de positrons (TEP, TEMP), etc.

Afin d'accéder à un plus grand nombre d'informations, jusque là invisibles ou inaccessibles au praticien, on utilise de plus en plus les techniques de traitement de l'information.

Le traitement numérique de l'image, de plus en plus évolué, a créé une nouvelle demande de la part des praticiens qui ne se satisfont plus uniquement des images fournies par les systèmes d'acquisition mais demandent à l'informatique de les assister lors de diagnostics ou de planifications d'interventions. Les systèmes de traitement doivent désormais apporter des informations supplémentaires telles que distance, volume, positions, etc.

On assiste depuis plusieurs années déjà à l'émergence de systèmes dédiés à l'aide per opératoire en imagerie interventionnelle, qui correspond à l'utilisation de l'imagerie médicale pour réaliser des gestes thérapeutiques ou diagnostiques aussi peu invasifs que possibles. Ces techniques permettent un retour d'information entre le geste du chirurgien et le résultat immédiat sur l'organe. Il est ainsi possible de corriger ou d'adapter à tout moment le traitement réalisé. Initialement radiologique, l'imagerie interventionnelle s'est rapidement

diversifiée et est aujourd'hui une réalité incontournable dans l'ensemble des modalités d'imagerie.

Malgré les nombreuses modalités d'imagerie existantes, qui sont couramment utilisées dans le cadre d'interventions guidées, l'imagerie par résonance magnétique, aujourd'hui encore considérée comme une modalité d'imagerie jeune, n'a pas échappé à l'intérêt de la communauté médicale et a rapidement fait l'objet d'investigations en vue d'une utilisation dans un contexte interventionnel.

Actuellement, les gestes réalisés dans des conditions interventionnelles s'appuient fortement sur le repérage visuel de l'instrument à partir de l'artéfact créé par celui-ci dans l'image ; c'est notamment le cas en tomographie assistée par ordinateur ou en échographie.

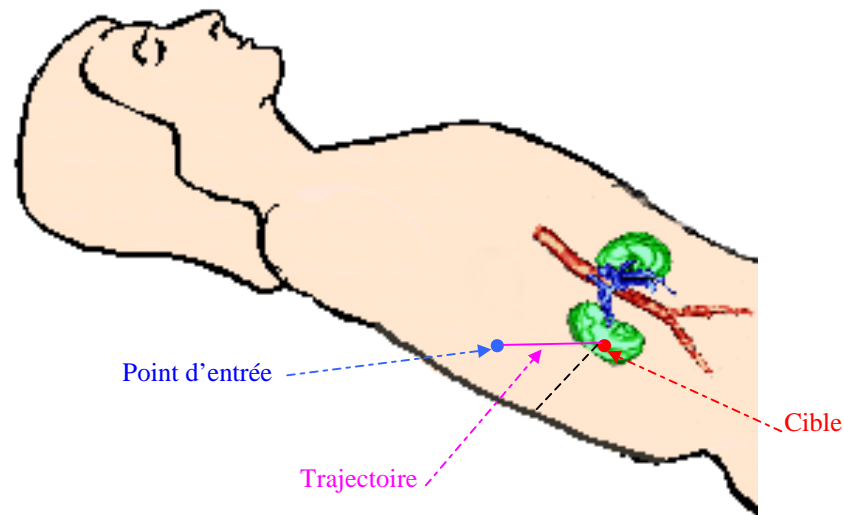
Cette façon d'opérer n'est pas adaptée à l'IRM. En effet, de nombreux phénomènes physiques interviennent dans la formation de l'image et parmi ceux-ci, on remarque naturellement les caractéristiques magnétiques des corps.

Lorsqu'un instrument chirurgical est introduit dans une structure de caractéristiques magnétiques plus ou moins homogènes, celui-ci génère des perturbations magnétiques qui se traduisent par un artéfact dans l'image, mais aussi par des décalages de pixels. Il n'est donc pas possible de conduire un geste interventionnel en IRM sur la seule foi des informations contenues dans l'image.

Afin de rendre possibles des gestes chirurgicaux sous contrôle per opératoire IRM, il est indispensable d'utiliser des outils permettant la planification de l'intervention et son suivi strict. Les méthodes actuellement utilisées lors d'interventions en IRM interventionnelle laissent une place importante à la subjectivité et le chirurgien risque alors de réaliser un geste approximatif dans des conditions non optimales puisqu'il ne peut exploiter les avantages de l'IRM que partiellement. Les gestes réalisés en IRM interventionnelle se révèlent, alors, être aussi (voire plus) lourds que dans les autres modalités d'imagerie.

L'objectif de ce travail est d'apporter une aide au chirurgien tout en conservant les qualités de l'IRM.

Prenons par exemple le cas d'une biopsie. Le chirurgien désire atteindre une cible en entrant en un point particulier qui rend la trajectoire de l'instrument optimale selon divers critères tels qu'éviter une zone fortement vascularisée ou certains organes.



Le problème majeur rencontré est alors de respecter la planification ainsi réalisée. En effet, il est indispensable de localiser le point d'entrée précisément sur le patient et d'insérer l'instrument dans la direction qui permettra d'atteindre la cible.

La solution que nous proposons consiste à exploiter certains avantages de l'IRM au cours de la planification, notamment sa résolution spatiale. Pour ce faire, l'intervention est planifiée sur des images diagnostiques puis la validité des données est vérifiée, le point d'entrée est localisé et matérialisé précisément. Enfin, un système assiste le chirurgien lors de l'orientation de l'instrument afin que l'axe de l'instrument soit colinéaire à la trajectoire définie.

Après un premier chapitre qui fait un bref tour d'horizon des possibilités offertes par l'utilisation de l'outil informatique dans le domaine de la chirurgie et de la thérapie, nous détaillons dans le chapitre 2 les axes de recherches et les avancées technologiques et cliniques de l'IRM interventionnelle.

Au cours de nos travaux, nous avons mis en lumière les limites et défauts de méthodes décrites dans la littérature. Nous décrivons, dans le chapitre 3, les méthodes et techniques développées lors de cette thèse et notamment le concept du contrôle-commande à boucle de rétroaction virtuelle sur lequel nous nous sommes appuyés pour appréhender les problèmes d'asservissement.

Enfin, les résultats des tests réalisés pour la validation individuelle des outils et les résultats des expérimentations animales sont présentés dans le quatrième et dernier chapitre.

CHAPITRE I.

*Gestes médicaux-chirurgicaux assistés par
ordinateur*

Chapitre 1. Gestes médicaux-chirurgicaux assistés par ordinateur

1.1 Introduction

Le milieu médical vit aujourd'hui une révolution liée à la présence croissante de l'informatique dans le monde du soin que ce soit au niveau de l'imagerie médicale, de l'aide à l'intervention ou de la mise en œuvre des systèmes d'information hospitaliers intégrés. Pour devenir moins traumatique pour le patient, réduire les temps d'hospitalisation et minimiser les conséquences postopératoires, la chirurgie devient de moins en moins invasive, préférant les accès en "trou de serrure" (key hole surgery) à l'accès "à ciel ouvert". Le chirurgien n'a plus alors qu'une vision réduite et un accès restreint aux organes sur lesquels il intervient.

Bien que ces restrictions soient déjà présentes lors de chirurgies réalisées en radiologie interventionnelle, elles n'en demeurent pas moins un frein au développement de nouveaux gestes peu invasifs et surs.

Il est donc capital d'augmenter la perception et les capacités d'action du chirurgien grâce à la mise en œuvre de moyens technologiques performants. Par ailleurs, pour être de plus en plus précises, les stratégies opératoires résultent souvent d'une planification, pré ou per opératoire, reposant sur des modèles complexes (modèles anatomiques, biomécaniques, d'irradiation, etc). L'informatique est appelée à jouer un rôle considérable dans ce domaine pour permettre au personnel médical de maîtriser au mieux la complexité engendrée par ces nouvelles exigences.

De nombreux termes désignent l'intervention assistée par ordinateur : Computer Assisted Medical Interventions (CAMI), Computer Assisted Surgery (CAS) qu'on peut désigner en français et de manière plus générale par GMCAO : gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur [Lavalée 97].

1.2 Objectifs

L'objectif des Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur est d'assister le médecin lors de la réalisation de gestes en radiologie interventionnelle. La radiologie interventionnelle consiste à réaliser des interventions chirurgicales tout en utilisant l'imagerie médicale comme

outil de visualisation. On peut ainsi rendre des gestes thérapeutiques ou diagnostiques précis et peu invasifs en intégrant de nouveaux concepts scientifiques dans les outils.

Les avantages des GMCAO sont nombreux, tant pour le patient que pour le personnel médical. Sans être exhaustif, on peut citer :

- la chirurgie faiblement invasive qui permet de réduire les risques de complications chirurgicales (infections) et de diminuer les conséquences post-opératoires,
- la réduction de la durée des interventions,
- l'accroissement de la précision et de la sécurité du geste en permettant au chirurgien de simuler son intervention en cas de doute,
- l'intégration de nombreuses informations qualitatives et quantitatives,
- l'amélioration de la sécurité du personnel médical grâce à la diminution des temps d'interventions et d'exposition aux rayonnements X par exemple.

Afin de réaliser ces objectifs, les recherches se développent parallèlement sur de nombreux axes : aide au diagnostic, aide à l'intervention, aide aux traitements, etc.

1.3 Les outils de la thérapie assistée par l'image

Les outils des GMCAO peuvent apparaître très disparates car ils tentent de répondre à l'ensemble des besoins du corps médical pour réaliser une intervention chirurgicale, pour prendre une décision diagnostique ou thérapeutique, dans des conditions optimales de sécurité et d'efficacité.

1.3.1 Acquisition des données

Cette étape consiste à acquérir toutes les informations nécessaires à la compréhension de la pathologie, au choix de la stratégie optimale et à son contrôle per ou post opératoire. L'outil classique est l'imagerie médicale, mais d'autres capteurs sont de plus en plus utilisés afin de fournir des informations inaccessibles autrement.

1.3.1.1 L'imagerie médicale

Outil de base pour le chirurgien, l'imagerie médicale fait partie de l'étape de perception des données qui consiste à acquérir tout ou partie des informations nécessaires à la réalisation d'une intervention chirurgicale. Le médecin dispose aujourd'hui de nombreuses modalités d'imagerie. Celles-ci fournissent, sous la forme d'images, de nombreuses informations spécifiques :

- atténuation des rayons X : radiographie classique ou numérique, tomодensitométrie à rayons X (TDM),
- propriétés magnétiques des noyaux d'hydrogène lors de leur retour à l'équilibre après excitation radio-fréquence dans un champ magnétique (IRM),
- émission de rayonnements gamma ou d'annihilation par des zones fonctionnelles fixant certains isotopes radioactifs (scintigraphie, SPECT, PET),
- impédance acoustique (échographie),
- imagerie optique.

L'évolution de ces modalités est intimement liée au développement technologique de nouveaux capteurs et de nouvelles méthodes mathématiques, qui permettent d'optimiser l'acquisition de données brutes (séquences d'acquisitions en IRM par exemple), mais aussi au progrès de l'algorithmique : optimisation et parallélisation des codes de calcul [Laurent 96].

1.3.1.2 Développement de nouveaux capteurs

L'imagerie médicale traditionnelle se révèle parfois d'une aide insuffisante pour certaines chirurgies ou certaines thérapies. D'autres capteurs peuvent être utilisés afin de fournir les informations nécessaires. Ainsi, en chirurgie maxillo-faciale, il est parfois nécessaire d'avoir une « image » 3D du visage du patient qui ne peut être obtenue par une imagerie « conventionnelle ». Dans ce cas, l'utilisation d'un banc de mesure 3D fournit les informations nécessaires qui peuvent être exploitées ensuite par des logiciels de simulation et de planification, etc. [Taren 95]. De même, en radiothérapie, le fractionnement des traitements nécessite que le patient soit dans la même position d'une séance à l'autre. Lors du traitement de cibles abdominales par exemple, le repositionnement du patient est primordial puisqu'il conditionne, pour une grande part, l'efficacité du traitement. Afin d'assurer un positionnement reproductible, on utilise l'imagerie portale, des tatouages ou, plus récemment,

des capteurs 3D tels que les capteurs stéréoscopiques qui assurent une précision millimétrique du repositionnement [Baroni 00].

Ainsi, l'acquisition des données utiles à la réalisation d'un traitement ou d'un acte chirurgical n'est plus le domaine réservé de l'imagerie médicale et se diversifie aujourd'hui de plus en plus.

1.3.2 Aide à la décision

Cette étape est essentielle à la chirurgie ou lors de la planification de traitements. En effet, un protocole opératoire ou thérapeutique nécessite de nombreux choix qui sont dictés par l'expérience du médecin. Cette expérience n'est pas facilement intégrable dans un système informatique. Aussi, lorsqu'on souhaite fournir une aide pertinente, il est indispensable de réaliser de manière logique l'ensemble du raisonnement conscient ou inconscient. L'aide à la décision consiste à élaborer les différents outils qui s'apparentent le plus possible au raisonnement du médecin.

Parmi ces outils, on trouve le recalage d'images ou de structures que le médecin réalise intellectuellement lorsqu'il compare deux clichés radiologiques par exemple, la reconstruction de volume à partir d'une série d'images, la planification d'intervention, etc.

1.3.2.1 Le recalage d'images

Le recalage consiste à mettre en correspondance différentes images ou structures qui ont été préalablement reconstruites. Cette étape est nécessaire lorsque l'on souhaite comparer des images de même nature acquises sur un même patient à des instants différents (on parlera alors de recalage intra-modalité) ou des images issues de modalités différentes (TDM, IRM, SPECT, PET, ...) et il s'agit alors de recalage multimodalité.

On distingue deux types de recalage (qu'il soit 2D ou 3D) : le recalage rigide et le recalage non rigide.

Le recalage rigide consiste à rechercher les rotations et les translations (6 paramètres en tout) qui permettent de superposer au mieux l'une des images à recaler (appelée le modèle) sur une seconde image (appelée la scène). Ces méthodes de recalage ont fortement évolué ces dernières années passant du recalage stéréotaxique [Clarysse 91][Coste 93][Kremser

97][Samset 99] aux méthodes basées sur le repérage de structures anatomiques [Weese 97][Prigent-Le Jeune 99][Carillo 00].

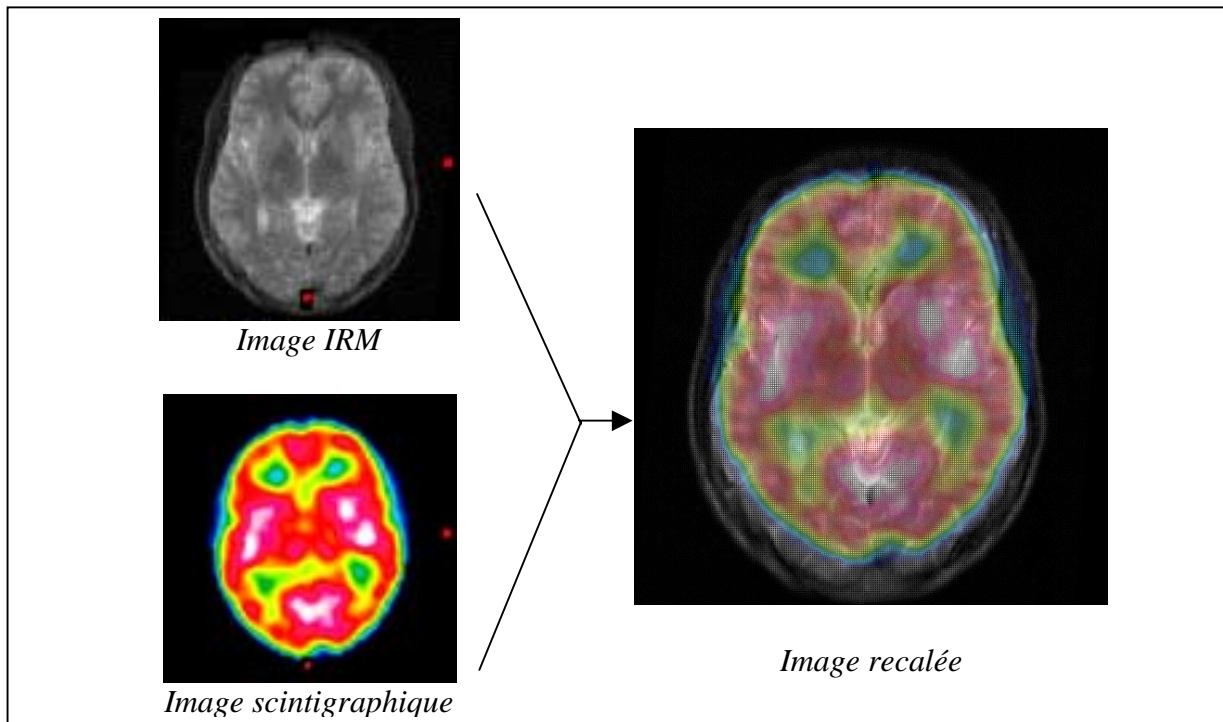


Fig I-1 : Recalage d'images IRM et scintigraphiques à l'aide de marqueurs anatomiques internes

La qualité du recalage est évaluée par la minimisation d'un critère de distance ou de corrélation statistique entre les images [Malandain 95] telle que l'information mutuelle reconnue pour être un critère puissant de recalage des images multimodales sans segmentation préalable [Wells 96][Pluim 00].

Le recalage non-rigide quant à lui est en général un problème plus difficile puisqu'il nécessite, en plus, une déformation de l'image. Le nombre de paramètres recherchés peut ainsi être beaucoup plus important que dans le cas du recalage rigide et il dépend du processus de déformations utilisé. Le recalage élastique est réalisé en calculant une déformation globale à partir de points d'ancrage. Cette transformation peut, par exemple, être affine (rotations, translations, mise à l'échelle), polynomiale ou encore élastique par fonctions splines.

On peut ainsi passer de six paramètres pour les transformations rigides à neuf pour les transformations affines les plus générales, et bien davantage pour les transformations polynomiales d'ordre supérieur ou lors de transformations locales.

1.3.2.2 La fusion d'images

De manière générale, la fusion de données permet d'agrèger des mesures issues de plusieurs capteurs. La fusion d'images consiste à déterminer, à partir de plusieurs sources, des informations inaccessibles par chacune des sources individuellement ou à confirmer (infirmer) celles-ci.

Cette étape de fusion joue un rôle crucial en aide chirurgicale car c'est de sa qualité que dépendra la validité des décisions qui suivront. De nombreuses techniques de fusion ont été développées ces dernières années : utilisation de capteurs externes [Ballet 95] mais aussi l'intégration de nouveaux outils tels que la logique floue [Bloch 96][Stokking 97][Treves 98] [Colin 99].

1.3.2.3 La reconstruction 3D

La reconstruction volumique à partir d'images est utilisée pour aider le praticien dans sa représentation mentale du volume d'une structure. Elle est particulièrement recherchée lors de la planification d'intervention se situant dans des zones sensibles (neurochirurgie, interventions à proximité d'artères), lors de la planification de traitements thérapeutiques (radiothérapie, thérapies thermiques) et également lors de chirurgies réparatrices etc.

La reconstruction 3D à partir de coupes tomographiques demeure un axe de recherche très actif . En effet, la problématique qui consiste à retrouver une information tridimensionnelle à partir d'informations bidimensionnelles reste ouverte malgré les avancées majeures réalisées actuellement. Sans être exhaustif, nous pouvons citer la segmentation automatique des images afin de limiter la sensibilité subjective des volumes reconstruits ou la prise en compte des incertitudes dues à l'épaisseur de coupe [Vial 00].

Cette reconstruction a pour objectif d'aider le chirurgien à anticiper le résultat d'une chirurgie. Ainsi en chirurgie maxillo-faciale, la reconstruction du crâne du patient permet de simuler le résultat de l'intervention [Bettaga 00] et d'observer le résultat en 3D. Il en va de même dans certaine chirurgie de la scoliose où la représentation 3D guide le chirurgien dans sa stratégie pré opératoire [Lepoutre 92].

Enfin, la reconstruction 3D n'a pas une utilité exclusivement visuelle. Elle est indispensable lors de la planification de traitements qui consistent à détruire un volume pathologique in situ par des modifications tissulaires : radiothérapie, thermothérapie. Lors de ces traitements, la géométrie du volume lésionnel est à la base des calculs effectués afin d'optimiser les traitements thérapeutiques : radiothérapie conformationnelle ou thermothérapie interstitielle par LASER.

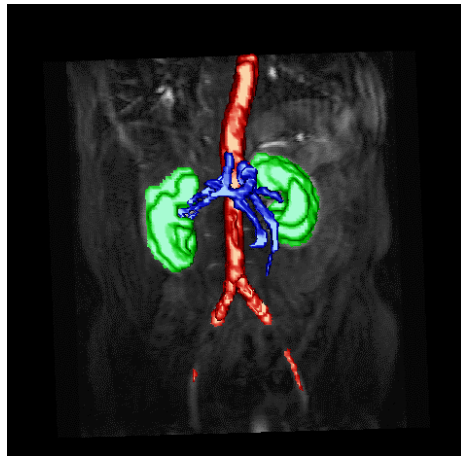


Fig I-2 : Reconstruction 3D abdominale

1.3.2.4 La planification d'interventions

La planification d'intervention demeure aujourd'hui un domaine où l'aide informatique est peu présente. Lors d'interventions délicates, l'expérience de médecin a un rôle prépondérant dans les prises de décision. L'aide à la planification consiste donc à intégrer au maximum cette expérience au sein même de programmes informatiques où elle prend la forme de systèmes experts.

Afin de modéliser le raisonnement et les connaissances de l'experts, on utilise les concepts récents des techniques d'aide à la décision tels que la logique floue [Chusseau 99][Barra 99] qui permet de modéliser l'incertitude, les réseaux de neurones artificiels qui approchent le raisonnement et l'apprentissage humain [Price 00].

L'utilisation conjointe des outils cités ci-dessus permet de déterminer plusieurs stratégies opératoires. Afin de sélectionner la meilleure, selon divers critères tels que sécurité, réduction des risques opératoires et post opératoire, on a recours aux simulations qu'on réalise avec les données mêmes du patient.

1.3.3 La simulation

On distingue deux types d'aide apportée par l'utilisation de simulateurs : la simulation pédagogique et la simulation chirurgicale sur données réelles [Gorman 00].

La simulation pédagogique permet l'apprentissage ou le perfectionnement du geste chirurgical sans faire courir de risque à un quelconque patient puisque celui-ci est virtuel et que les données sont simulées. De nombreux simulateurs pédagogiques commencent à voir le jour, par exemple :

- SOPHOCLE (simulateur ophtalmologique de photocoagulation laser), SPEED (écho-endoscopie digestive), SPIC (celioscopie gynécologique), SPAC (simulateur pédagogique d'amniocentèse et de cordocentèse) fruit d'une collaboration ente le LIFL de l'Université de Lille 1 et l'ITM de l'Université de Lille 2 [Dubois 95][Varlet 97].
- Simulateurs de cholangio-pancréatographie endoscopique [Peifer 96] ou de cathétérisation cardiaque [Klein 93] du Georgia Institute of Technology.
- Simulateur de chirurgie laparoscopique de l'INRIA [Marescaux 98], etc.

Nous ne détaillerons pas plus avant la simulation pédagogique car, située en amont de l'aide à l'intervention, elle ne fait pas l'objet de notre travail.

De son côté, la simulation chirurgicale permet au praticien d'étudier en détail et sur données réelles l'intervention qu'il va réaliser. Cette simulation nécessite la construction d'un modèle de patient. Pour être réalistes, les simulateurs adaptent le modèle à l'anatomie du patient grâce aux images médicales disponibles. Le modèle doit permettre de simuler le geste thérapeutique envisagé afin d'en évaluer les effets. La simulation permet donc de prévoir l'avenir de manière précise à condition que le modèle soit fidèle à la réalité. Par exemple, la simulation permet de concevoir (ou de choisir) la prothèse optimale lors de la chirurgie de la hanche [Handels 99][Langlotz 99]. Par ailleurs, cette faculté de prévoir le résultat d'un traitement a ouvert la voie de l'optimisation des plans de traitement en radiothérapie. Dans ces procédures d'optimisation, le résultat de la simulation est utilisé pour calculer les paramètres de réglage optimaux de l'irradiation pour réaliser un traitement donné [Gibon 93][Schwarzmaier 98][Das 99][Kulik 00].

1.3.4 L'aide per opératoire

L'irruption des outils numériques, sous différentes formes, au sein même des salles d'opération, contribue au développement et à l'utilisation en routine clinique de nouveaux outils de précision et de sécurité éprouvées. On distingue communément trois types d'aide à l'intervention : l'aide passive, l'aide semi-active et l'aide active (domaine de la robotique médicale).

1.3.4.1 *Les systèmes d'aide passive*

L'aide passive consiste à permettre la comparaison de la simulation et de l'acte réel au cours de sa réalisation. Elle se scinde typiquement en trois étapes : le repérage du point d'entrée, l'alignement de l'outil avec la trajectoire et enfin le contrôle de l'enfoncement de l'outil [Lavalée 94]. La position et l'orientation de l'instrument, mesurées à l'aide de systèmes de navigation 3D (stéréolocalisation, tracking magnétique, ...), servent à reconstruire les images concernées par l'instrument (situées par exemple à son extrémité) tout en représentant celui-ci dans ces mêmes images. Cette technique est utilisée notamment en neurochirurgie stéréotaxique [Clarysse 91] ou en neuronavigation [Hopf 99] car elle permet au chirurgien de se repérer dans le cerveau du patient et d'éviter des zones fonctionnelles sensibles. Remarquons que ce type d'aide consiste uniquement à situer l'instrument dans le corps du patient en reformatant des images à partir d'un volume de données acquises au préalable mais que les données ont pu varier dans l'intervalle. L'interprétation des images et la qualité du geste sont aussi laissées entièrement à l'appréciation du chirurgien.

En supplément de l'aide apportée par le reformatage d'image, l'utilisation de systèmes de guidage nécessite la définition d'une stratégie opératoire. Dans ce cas, le système compare la planification aux données de l'intervention en cours et avertit le médecin des dérives et de leurs conséquences éventuelles. Ce système aide le chirurgien dans le suivi de sa planification réalisée au préalable tout en lui laissant le contrôle de l'instrument et donc la possibilité d'interrompre ou de modifier l'intervention s'il le juge nécessaire.

1.3.4.2 *L'aide semi-active*

L'aide semi-active permet le guidage mécanique de l'outil conformément à une planification réalisée préalablement. Cette aide permet au chirurgien de bénéficier de la précision requise pour assurer le succès de l'intervention, mais laisse à sa charge le contrôle final. Ce type

d'aide est certainement le plus utilisé de nos jours. En effet, si un système numérique est capable d'assurer le positionnement précis d'outils, l'interprétation et l'extrapolation des images, qui permettent au chirurgien de prendre une décision concernant le déroulement de l'opération, ne sont pas encore obtenues de manière suffisamment fiable pour que l'on puisse confier cette tâche à un ordinateur.

Les outils assurant cette assistance font l'objet d'une recherche active et originale. On trouve parmi ceux-ci l'utilisation d'un bras mécanique robotisé en neurochirurgie [Kall 92] qui positionne et oriente l'instrument conformément à la planification préalable, ou encore l'alignement Laser : un bras robotisé matérialise la trajectoire de l'instrument à l'aide d'un rayon Laser. Afin de suivre la trajectoire planifiée, le chirurgien doit donc aligner l'axe de l'instrument avec cette trajectoire lumineuse [Lavalée 95].

Le système d'aide semi-active nommé robot à sécurité passive (RSP) [Delnondedieu 97] entre également dans cette catégorie d'outils. Ce robot, dépourvu d'actionneurs, ne se déplace que sous l'action d'un opérateur humain. Cependant, à la différence d'un simple bras articulé entièrement passif, les mouvements des articulations sont contraints dynamiquement en fonction d'une tâche pré-définie. Ainsi si l'outil porté par le RSP doit suivre une trajectoire de façon précise, le système limite la vitesse de déplacement, et l'utilisateur ne peut avancer ou reculer l'outil que selon cette trajectoire et, de surcroît, en respectant la contrainte liée à une vitesse limitée. En fait, le RSP canalise l'énergie induite par l'utilisateur. Les forces mises en œuvre pour mouvoir le RSP étant strictement humaines, la sécurité d'un tel système est intrinsèquement meilleure que celle de robots classiques. Notons enfin que ce système robotisé n'existe aujourd'hui qu'à l'état de prototype.

1.3.4.3 L'aide active

On classe dans l'aide active l'ensemble des systèmes réalisant tout ou partie de traitements de manière autonome. Dans ce cas, le médecin supervise le déroulement de l'intervention mais ne la réalise pas.

Parmi les systèmes d'aide actif existant, on distingue les systèmes contraints des systèmes non-contraints.

Les systèmes dit contraints, dont les robots font partie, se voient imposer une zone de travail. Cette zone est déterminée en limitant les degrés de libertés du manipulateur.

L'utilisation de robots d'intervention chirurgicale a débuté lentement vers la fin des années 1980 [Benabib 87] et a rencontré ces dernières années un intérêt sans cesse croissant. L'intégration de ces outils, d'origine industrielle, dans les procédures chirurgicales est motivée par la précision et la sécurité qui s'avèrent, en fait, intimement liées. On peut aujourd'hui dénombrer de nombreuses applications robotiques : interventions oculaires [Hayat 93], orales [Fortin 94], neurochirurgicales [Kwoh 88][Villotte 92]. On utilise également les robots lorsque de nombreuses tâches répétitives et précises doivent être réalisées : ainsi Davies utilise un robot qui prépare l'extraction de la prostate [Davies 91] et Omote contrôle un robot par une caméra afin que celui-ci oriente un endoscope durant une laparoscopie [Omote 99].

La classe des systèmes actifs non-contraints comprend quant à elle des systèmes contrôlés par ordinateur mais auxquels on n'impose aucune contrainte à priori.

Mis à part le système Robodoc™, développé par [Taylor 94] et utilisé en routine clinique, qui réalise « l'usinage » de la tête du fémur afin d'optimiser la correspondance avec la hanche artificielle, ces systèmes non-contraints sont encore en phase de développement. Ces systèmes réalisent par exemple le positionnement spatial dynamique d'un générateur de radiations, celui-ci étant porté par un robot [Adler 99], ou encore la transplantation automatique de cornée [Tejima 88].

1.4 Conclusion

Les GMCAO est un vaste domaine, très multidisciplinaire et en plein expansion. Il y a en fait autant de systèmes différents que de domaines d'application et de gestes thérapeutiques. Nous nous sommes volontairement limités, au cours de ce chapitre, aux domaines où l'imagerie médicale représente la technique d'acquisition de données prépondérante, car nos travaux se situent dans ce cadre. Mais d'autres systèmes sont aujourd'hui développés et il ne fait aucun doute que les applications de la GMCAO seront de plus en plus nombreuses dans le futur.

L'objectif de notre travail étant le développement de systèmes d'assistance à l'intervention sous IRM, nous présentons dans le chapitre suivant un état de l'art des interventions réalisées en IRM interventionnelle ainsi que la problématique liée à la réalisation de certains de ces gestes.

CHAPITRE II.

IRM interventionnelle : état de l'art

Chapitre 2 . IRM interventionnelle : état de l'art

2.1 Introduction

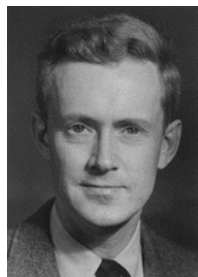
Bien que ses avantages soient évidents (imagerie tridimensionnelle, qualité de la résolution spatiale, sensibilité aux tissus mous, technique non ionisante), l'utilisation per opératoire de l'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM) pour conduire des gestes thérapeutiques (IRM interventionnelle ou IRMI) ne se développe que lentement. Les raisons sont multiples : difficultés d'accès au patient en aimant fermé ou image de qualité moyenne en aimant ouvert, coût et disponibilité des appareils, nécessité de matériels spécifiques de conception difficile à cause des contraintes électromagnétiques de l'IRM. Ces nombreuses difficultés seront signalées au cours de ce chapitre.

2.2 La résonance magnétique nucléaire

La formation de l'image IRM est un processus complexe qui s'appuie sur le phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN). Ce phénomène ne peut se comprendre qu'à partir de considérations de mécanique quantique et de mécanique classique. Il fut découvert et décrit indépendamment en 1946 par E.M. Purcell [Purcell 46] et par F. Bloch [Bloch 46].



Felix Bloch



Edward M. Purcell

Leurs travaux, pour lesquels leur fut décerné conjointement le prix Nobel en 1952, portaient sur les effets d'un champ magnétique intense sur certains noyaux. Ces noyaux, assimilés à des dipôles magnétiques du fait de leur mouvement de spin (rotation d'une particule sur elle-même) possèdent, lorsqu'ils sont baignés par un champ magnétique externe \vec{B}_0 , un

mouvement de précession autour de \vec{B}_0 avec une fréquence angulaire, dite fréquence de résonance de Larmor, $\omega_0 = \gamma B_0$. Le facteur γ , caractéristique du noyau considéré, est appelé constante gyromagnétique de spin. Il vaut pour l'hydrogène, noyau mis en jeu en IRM, $\gamma_H = 2.6752 \times 10^8 \text{ rads}^{-1}\text{T}^{-1}$. La résultante vectorielle des dipôles élémentaires d'un ensemble de noyaux précessant autour de \vec{B}_0 avec le même angle se traduit, à l'équilibre, par un vecteur d'aimantation macroscopique longitudinal aligné sur \vec{B}_0 : $\vec{M}_L = \vec{M}_0$. La dispersion des composantes transversales élémentaires donne, à l'équilibre, une résultante nulle : $\vec{M}_T = 0$. Le phénomène de résonance est obtenu par le transfert d'énergie entre une onde électromagnétique émise à la fréquence de Larmor et le système de spin des noyaux. Pour une valeur de champ magnétique de 1T, habituelle en IRM, la fréquence de résonance est de l'ordre de 42 MHz et se situe dans le domaine dit des radiofréquences. Le système de spin subit un phénomène de résonance qui se traduit par une diminution de l'aimantation longitudinale et une augmentation de l'aimantation transversale. Lorsque le système de spins est soumis à un champ oscillant RF B_1 de fréquence ω_0 , l'évolution de l'aimantation \vec{M} est décrite dans le repère $(Ox'y'z)$ tournant à la fréquence ω_0 autour de l'axe z portant \vec{B}_0 par les équations de Bloch :

$$\begin{aligned}\frac{dM_{x'}}{dt} &= (\omega_0 - \omega)M_{y'} - \frac{M_{x'}}{T_2} \\ \frac{dM_{y'}}{dt} &= -(\omega_0 - \omega)M_{x'} + 2\pi\gamma B_1 M_z - \frac{M_{y'}}{T_2} \\ \frac{dM_z}{dt} &= 2\pi\gamma B_1 M_{y'} - \frac{(M_z - M_{z0})}{T_1}\end{aligned}$$

où T_1 est le temps de relaxation spin-réseau, ou temps de relaxation longitudinal, et T_2 est le temps de relaxation spin-spin, ou temps de relaxation transversal. Ces temps de relaxation, caractéristiques des liaisons chimiques et de l'environnement moléculaire dans lesquels sont impliqués les protons considérés, sont les principaux facteurs de contraste en IRM. Cependant, les protons ayant tous la même fréquence de Larmor, le phénomène de résonance et de relaxation n'en permet pas la localisation spatiale.

La technique consiste à superposer au champ magnétique principal \vec{B}_0 , des gradients de champ \vec{G}_x , \vec{G}_y et \vec{G}_z . Un exemple de leur emploi est donné par la méthode de l'excitation sélective qui peut être divisée en 3 étapes.

Dans un premier temps, on « sélectionne » les protons qui vont contribuer à la formation de l'image. Cette sélection est réalisée en appliquant un gradient de sélection de coupe (G_{Coupe}) dans une direction donnée pendant l'excitation RF. Seuls les protons dont la fréquence de précession est identique à la fréquence de l'excitation RF sont excités. La direction et l'intensité du gradient de champ magnétique permettent de déterminer l'orientation et l'épaisseur de la coupe (Fig II-1).

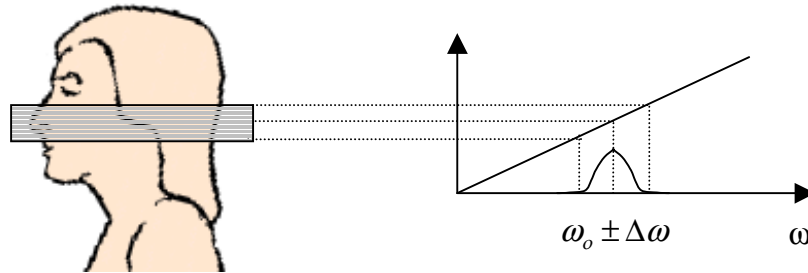


Fig II-1 : Excitation sélective d'une coupe tomographique

Le signal recueilli à la fin d'une telle impulsion provient donc d'une seule coupe. La suite de la discrimination spatiale nécessite une localisation bidimensionnelle des signaux de la coupe. Cette localisation bidimensionnelle est, en général, réalisée par un codage bidimensionnel en fréquence et en phase (Fig II-2).

Avant de recueillir le signal en présence du gradient de codage de la fréquence, on applique un temps t_{Phase} un gradient de champ magnétique G_{Phase} . Ce gradient fait tourner les spins durant le même temps t_{Phase} mais à des vitesses différentes et fonction de leur position spatiale. A l'instant t_{Phase} , lorsqu'on supprime ce gradient, les spins sont déphasés et cette phase est l'image de leur position spatiale.

On applique alors le gradient de lecture G_{Lecture} pendant le recueil des signaux RMN. Ce gradient fait varier les fréquences de précession des spins linéairement avec leur position.

La position d'un spin est donc codée par sa fréquence de précession et par sa phase au moment de l'enregistrement.

La transformée de Fourier bidimensionnelle des signaux fournit alors l'image IRM.

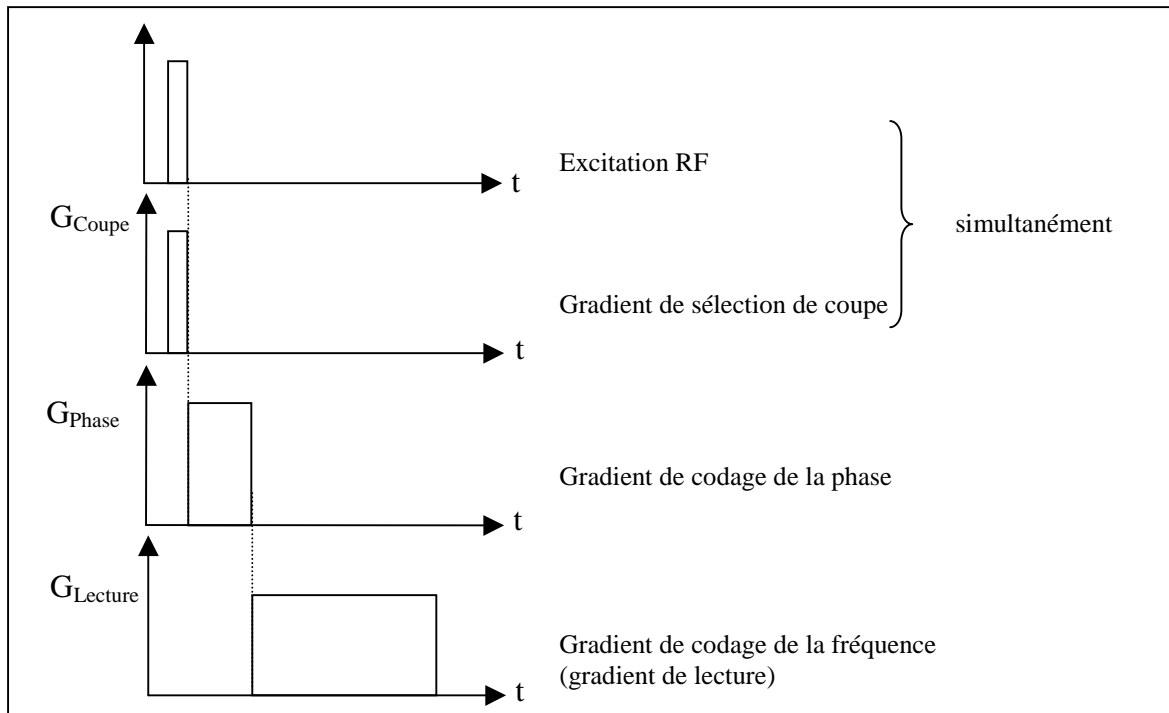


Fig II-2 : Acquisition d'une coupe selon la méthode de l'excitation sélective

Même si le principe général de cette imagerie a été décrit, dans l'indifférence, dès les premiers temps de la RMN par un physicien lillois (R. Gabillard, CR Acad. Sci. Paris, 232, 1551, 1951), il a fallu attendre une trentaine d'années après la découverte de la RMN pour voir apparaître les premiers appareils d'IRM à cause des nombreuses contraintes technologiques à satisfaire, tant dans le domaine de la physique (magnétisme, supra-conductivité) que de l'électronique (RF numérique et de puissance) ou de l'informatique. L'objectif de ce travail n'est pas de refaire un exposé complet des techniques d'IRM et, sans citer la bibliographie très abondante portant sur ce sujet, on trouvera un exposé des bases physiques dans (Becker E. D. A brief history of magnetic resonance - Analytical Chemistry 1993, 65 : 295A-302A) et dans (Desgrez A, Bittoun J, Idy-Peretti I, Cahier d'imagerie par résonance magnétique. 1- Bases physiques de l'IRM, Masson, Paris 1994).

2.3 L'IRM interventionnelle

L'utilisation de l'IRM dans un contexte interventionnel a été envisagée dès son apparition en routine clinique. En effet, les médecins disposent avec celle-ci d'une modalité d'imagerie présentant de nombreuses qualités : imagerie non ionisante, résolution spatiale élevée, contraste important des tissus mous, coupes tomographiques d'incidences quelconques et discrimination forte entre tissus sains et tissus pathologiques.

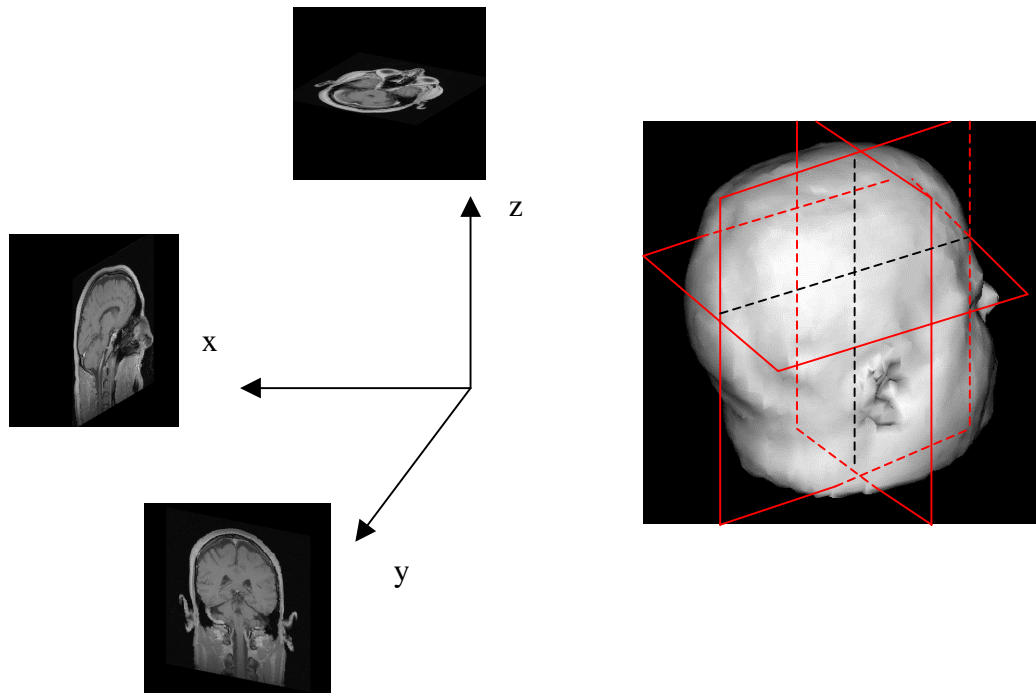


Figure II-3 : Visualisation des différentes incidences de coupes en imagerie médicale : L'axe x correspondant à l'incidence sagittale ; l'axe y à l'incidence coronale ; et l'axe z à l'incidence axiale.

De plus, les signaux RMN dépendent de nombreux paramètres physiologiques tels que la température ou le flux sanguin dont l'exploitation peut aider à la réalisation de nouveaux gestes thérapeutiques. Ces avantages sont à mettre en balance avec les inconvénients de l'IRM tels que le temps d'acquisition des images, la présence d'un champ magnétique intense et d'impulsions radiofréquences de puissance ou encore l'accès limité au patient. Des solutions ont été étudiées par de nombreux auteurs [Jolesz 94][Lufkin 95][Silverman 97]. Nous présentons ci-après les contraintes liées à l'IRM ainsi que les avancées technologiques et cliniques réalisées.

2.3.1 Les contraintes technologiques

Comme nous l'avons vu précédemment, l'acquisition d'une image en IRM nécessite, en sus du champ magnétique, l'émission d'onde radiofréquence et la réception des signaux RMN. Ces trois éléments sont à l'origine de contraintes quant à l'utilisation d'instruments chirurgicaux et au développement d'instrumentation spécifique pour l'IRM.

2.3.1.1 Le champ magnétique \vec{B}

Les contraintes liées au champ \vec{B} sont particulièrement importantes à cause de la valeur élevée de ce dernier (0.1T à 3T). En effet, en présence d'un champ magnétique, les corps paramagnétiques (susceptibilité magnétique de l'ordre de 10^{-4}) deviennent le siège d'une aimantation très faible due à l'orientation des moments magnétiques microscopiques ; ce phénomène physique est d'ailleurs à la base de la RMN. Les corps ferromagnétiques présentent quant à eux une aimantation importante et interagissent avec le champ magnétique. Ils deviennent alors le siège de mouvements (attraction, répulsion, rotation) qui peuvent mettre en danger les personnes se trouvant dans la salle.

Si l'on fait abstraction de ces risques d'attraction, l'introduction de masses ferromagnétiques à proximité de l'aimant modifie l'environnement magnétique de l'imageur et provoque une détérioration de l'homogénéité du champ magnétique principal qui doit rester très élevée (de l'ordre de quelques ppm) pour obtenir des images de qualité. En particulier, la perte d'homogénéité du champ \vec{B}_0 se manifeste par des distorsions géométriques des images. Les causes et les conséquences de ces distorsions seront détaillées dans les paragraphes suivants.

Bien qu'on puisse corriger les effets des masses métalliques statiques par des champs magnétiques de correction (bobines et aimants de shim), l'introduction occasionnelle de masses ferromagnétiques, qui entraîne une détérioration de l'homogénéité du champ magnétique, a pour conséquence des effets imprévisibles lors de la réalisation des images.

2.3.1.2 Champ électromagnétique de haute fréquence

L'excitation des spins de l'hydrogène se fait par un champ électromagnétique tournant de fréquence allant de 8 MHz pour un champ de 0.2T à environ 63 Mhz pour un champ de 1.5T. Cette émission d'une puissance RF instantanée de quelques kilowatts impose certaines précautions dans l'instrumentation. Celle-ci doit être capable de supporter des trains d'impulsions RF de puissance à cadence élevée. De plus, ces émissions peuvent perturber le transfert de données entre l'intérieur et l'extérieur de l'enceinte de l'imageur. Le support des transferts doit donc posséder une grande immunité au bruit ; il est souvent réalisé par des câbles blindés ou par des fibres optiques. Ces dernières, plus difficiles à mettre en oeuvre assurent une parfaite immunité au bruit et permettent donc de transmettre des signaux hors de la cage de Faraday de l'IRM sans perturbations.

2.3.1.3 Sensibilité des antennes de réception

Alors que la puissance RF émise pour l'excitation se chiffre en kilowatt, la puissance des signaux RMN recueillis lors de la relaxation est de l'ordre du microwatt. La chaîne de réception et d'amplification RF est constituée de récepteurs accordés (antennes corps, tête, de surface ...) dont les facteurs de qualité sont de l'ordre 100 et dont le gain est très important (de l'ordre de 100dB). Une telle chaîne de réception est naturellement sensible aux bruits radiofréquences dont la présence se traduit par des artefacts majeurs sur l'image. Ainsi, la présence de matériel électronique ou informatique, le transfert de données non isolé peuvent être la source de rayonnements RF qui rendent impossible la réalisation des images (Fig II-4). Cette sensibilité des antennes au bruit est un frein au développement d'une instrumentation spécifique à l'IRM interventionnelle qui doit être parfaitement compatible avec ces contraintes.

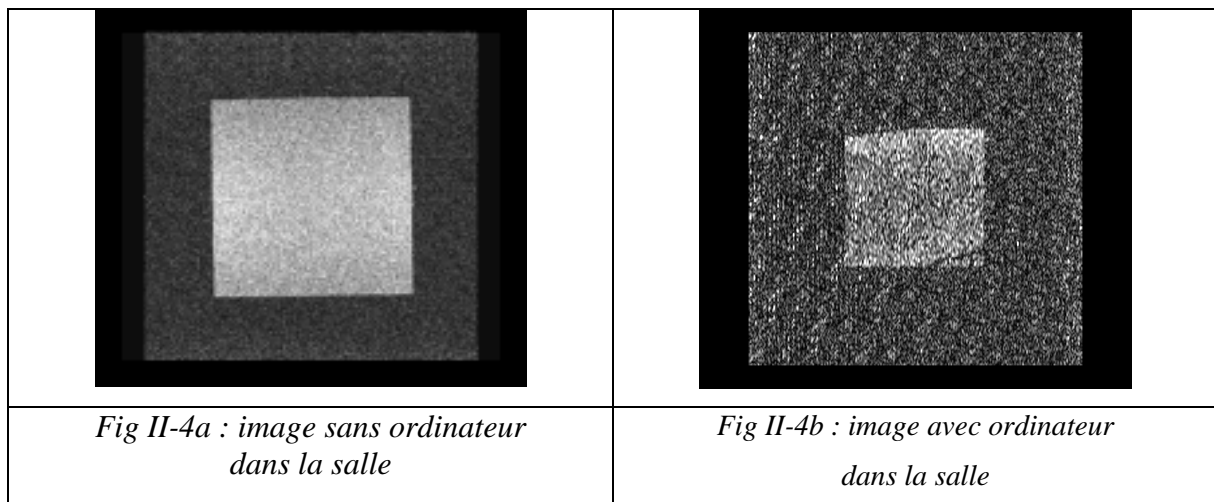


Fig II-4 : Interférences RF dues à la présence d'un ordinateur dans la salle de l'imageur

2.3.1.4 Compatibilité IRM des instruments

Les instruments chirurgicaux sont également sources de problème majeur lors de la réalisation d'interventions sous contrôle per opératoire IRM. Les nombreux équipements nécessaires et situés dans l'enceinte même de l'imageur, doivent être labellisés « compatibles IRM », c'est à dire que leur présence n'affecte ni leurs performances ni celles de l'imageur [Keeler 98].

Cette définition de la compatibilité IRM impose en particulier, qu'en présence d'un champ magnétique intense, l'instrument chirurgical

- ne dévie pas de sa trajectoire (forces de rotation ou de translation) [Moscatel 95].
- ne devienne une source de chaleur incontrôlée : les variations de champ magnétique induisent des courants de Foucault qui provoquent l'échauffement de l'instrument.

Ces propriétés sont atteintes par l'utilisation de matériaux appropriés pour la réalisation des instruments les plus courants (aiguilles, scalpels, etc..) tels que des alliages de titane, des composés céramiques, etc. [Kochli 94].

2.3.2 Les contraintes opératoires

Ces contraintes sont essentiellement liées à la sécurité du patient. On distingue deux types de contraintes :

- d'une part la « compatibilité IRM » du patient : le patient ne doit pas présenter de dangers pour lui-même
- d'autre part la « compatibilité IRM » de l'instrumentation utilisée lors de l'intervention.

Les effets de l'imagerie IRM sur le patient ont fait l'objet de nombreuses recherches. Aucun effet négatif n'a été découvert à ce jour. Par mesure de sécurité, on limite l'intensité du champ magnétique (3 T) et la puissance RF (SAR¹) auxquelles sont soumis le patient. Par exemple, la valeur maximale admissible, en utilisation normale de l'imageur, est de 1.5 Watt/Kg lors d'une imagerie 'corps entier' ou 5 Watt/Kg lors de l'imagerie d'une partie (un organe).

2.3.2.1 Effet du champ magnétique intense

Les risques encourus par un patient, en présence d'un champ magnétique, sont dus essentiellement à la présence d'objets ferromagnétiques dans le corps du patient : clips

¹ SAR : Specific Absorption Rate
Puissance électromagnétique absorbée par les tissus du patient, exprimée en W/kg, et qui reflète l'échauffement des tissus.

vasculaires, prothèses. La présence de matériaux ferromagnétiques à proximité d'une zone sensible (œil, cœur, cerveau, etc..) peut avoir des conséquences dramatiques puisque ces objets, plongés dans le champ \vec{B}_0 , peuvent être soumis à des mouvements violents incontrôlés. Le stimulateur cardiaque est également une contre-indication majeure à l'IRM car il risque de s'interrompre en présence du champ [Silverman 97]. Enfin, dans le cas d'aimants fermés, des phénomènes de claustrophobie peuvent engendrer l'impossibilité de réaliser l'examen.

2.3.2.2 Influence des gradients

Le déplacement d'objets métalliques, phénomène cité ci-dessus, sont dus aux variations du champ dans l'espace, l'objet ferromagnétique se déplaçant de la région où le champ est le plus faible vers la région où le champ est le plus fort. Lors de la réalisation d'images, la succession rapide des établissements et des suppressions des gradients, ainsi que leur inversion, peuvent mettre en vibrations les corps étrangers métalliques qui présentent des caractères ferromagnétiques et qui peuvent, par conséquence, endommager les tissus environnants.

Ce risque n'est pas le plus important. En effet, les courants d'inductions qui naissent lors de la commutation des gradients pourraient, à priori, être responsable d'action sur les structures nerveuses excitables. On sait, en effet, qu'une variation de flux $\pi r^2 dB/dt$ ($T s^{-1} m^{-2}$) au travers d'une boucle de courant de rayon r (m) et de conductivité σ ($S m^{-1}$), engendre dans cette boucle une force électromotrice qui produit un champ électrique E ($V m^{-1}$) et donc une densité de courant valant σE .

L'application de ces connaissances à un patient subissant un examen IRM ne peut être qu'approximative. En effet, si la variation de champ est parfaitement connue, les caractéristiques électriques des tissus biologiques ne permettent pas une modélisation rigoureuse des phénomènes d'induction du fait de leurs hétérogénéités. On ne peut, par exemple, apprécier les courants induits au niveau de certaines régions liquidiennes plus ou moins conductrices ni les champs électriques apparaissant au niveau des membranes dont les résistivités varient.

Bien que des tels phénomènes n'aient jamais été observés, prouvant ainsi les risques ont été correctement évalués et évités, on ne peut ignorer l'existence du risque qui tend à se préciser avec notamment l'émergence de contrôles électroniques de plus en plus performants qui font des séquences d'imagerie rapide une réalité incontournable et appréciée.

2.3.2.3 Risques liés à l'exposition des ondes RF

L'échauffement des tissus par les ondes radio-fréquence est un phénomène connu depuis longtemps. Comme cela a été mentionné plus haut, cet échauffement potentiel est normalement contrôlé par l'imageur en fonction des caractéristiques morphologiques du patient mais peut être un frein à la réalisation de séquences rapides. Par ailleurs, les ondes RF peuvent induire des courants de Foucault dans les corps métalliques présents, même s'ils sont compatibles IRM, et ceux-ci peuvent devenir ainsi des sources de chaleur incontrôlée [Chou 97][Konings 00][Schellock 00].

2.3.2.4 Surveillance du patient

Le monitoring d'un patient, nécessaire lors d'une intervention complexe, n'est pas simple à assurer puisque l'IRM est à la fois un environnement hostile pour les équipements électroniques et également très sensible, du fait de la sensibilité des récepteurs, à la présence « d'émetteurs RF ». Avec les progrès techniques réalisés dans le domaine du monitoring (oxymétrie de pouls transcutanée par exemple), la surveillance du patient se sécurise et se fiabilise. Il existe désormais des ensembles de monitoring conçus pour être utilisés en IRM, limitant les interactions des matériels.

2.3.3 Etat de l'art technologique

Ces dernières années, l'IRM interventionnelle a fait l'objet d'une recherche abondante et variée. Ses qualités, appliquées en per opératoire, confèrent peu à peu à l'IRM une place de choix dans l'arsenal des interventions guidées par l'image. Cependant, les avancées cliniques de l'IRM interventionnelle dépendent encore fortement des nouvelles techniques spécifiquement développées pour cette chirurgie émergente.

Afin de guider et contrôler le déroulement d'une intervention, il est indispensable de pouvoir localiser l'instrument chirurgical sans équivoque. Ce repérage requiert donc une mise à jour

en temps réel des informations utiles au chirurgien, à savoir la position de l'instrument et son environnement tissulaire immédiat. Obtenir ces informations nécessite le développement de méthodes de repérage des instruments et le développement de séquences de plus en plus rapides pour assurer un rafraîchissement suffisamment efficace des informations.

2.3.3.1 Les séquences d'acquisition rapides

L'IRM diagnostique est aujourd'hui une modalité aux performances parfaitement validées et éprouvées. Cependant, malgré l'apparition de séquences rapides, la qualité des images dépend encore fortement de l'immobilité du patient durant l'acquisition. De la même façon, les impératifs de l'IRM interventionnelle se sont rapidement heurtés aux limites des séquences conventionnelles. En effet, contrôler un geste en temps réel impose d'acquérir rapidement une image dont les obliquités et/ou le champ de vue évoluent de manière continue. Ce besoin particulier de l'IRM interventionnelle n'est aujourd'hui que partiellement satisfait et il fait encore l'objet de recherches actives.

De plus, assurer un contrôle per opératoire impose de suivre l'évolution de la situation ; il est donc nécessaire de disposer de séquences d'imagerie rapides pouvant acquérir un volume d'intérêt selon un temps compatible avec les dynamiques physiologiques et interventionnels des gestes réalisés. Ainsi, certains auteurs préconisent d'utiliser des séquences de temps d'acquisition de 50 à 500 millisecondes lors d'interventions vasculaires [Bakker 98], et de l'ordre de la seconde (1 à 2 secondes) lors de biopsies ou thermothérapies [Schoenenberger 97] ; cependant les technologies actuelles ne permettent pas d'obtenir des images exploitables dans un temps si court, les temps d'acquisition sont actuellement de l'ordre de 3 à 4 secondes lors d'interventions vasculaires et d'environ 30 secondes dans les autres cas.

Notons enfin, que dans le cas particulier des interventions neurochirurgicales, et compte tenu du contexte anatomique immobile et de la nature sensible des zones traversées, le chirurgien s'autorise des temps d'acquisition beaucoup plus longs.

La mise au point de nouvelles séquences d'imagerie rapide dépend de l'optimisation des paramètres de l'algorithme de codage spatial, du séquençage des impulsions RF, la stratégie d'encodage du champ de vue et la reconstruction de l'image. Chacune de ces composantes fait l'objet de recherches.

Par exemple, différentes transformations mathématiques : transformée en ondelettes [Panych 94][Peters 96], transformation SVD (Singular Values Decomposition) [Zientara 94][Duerk 96] décrivant l'algorithme de codage spatial, qui représente la transformation mathématique relative aux calculs des facteurs de pondération utilisés lors de la sommation des signaux RMN du champ de vue, ont été évaluées. Bien que les résultats soient prometteurs, ces transformations ne sont pas, à l'heure actuelle, utilisées en lieu et place de la transformation de Fourier (la plus commune) notamment à cause du temps de calcul que nécessitent ces nouvelles transformations.

Différentes stratégies, permettant d'acquérir les images plus rapidement, ont également été évaluées :

- développement de séquences d'imagerie rapide : RARE, GRASE, EPI, etc.
- acquisition partielle des signaux RMN : « keyhole » [Jones 93][Zaitsev 01], « feature recognizing MRI » [Cao 93].

Le développement de séquences rapides ou de méthodes spécifiques dont l'objectif est d'accélérer l'acquisition de l'image permet ensuite d'obtenir une impression visuelle d'imagerie dynamique grâce, par exemple, à la fluoroscopie IRM qui consiste à afficher ces images dès la fin de la reconstruction [Riederer 88][Buencker 00] et s'avère indispensable pour permettre l'émergence des interventions guidées en temps réel avec une imagerie IRM de qualité semblable à celle des séquences diagnostiques.

2.3.3.2 Le repérage de l'instrument

Le guidage d'une intervention nécessite la mesure précise et régulière de la position de l'instrument afin d'en corriger les éventuelles dérives. Les méthodes de repérage et de mesure de position de l'instrument peuvent être classées en trois classes : les techniques passives, les techniques actives et les méthodes utilisant des systèmes externes supplémentaires.

2.3.3.2.a Les techniques de visualisation passive

Les techniques de repérage passif sont basées sur deux propriétés liées à l'IRM. D'une part, L'IRM médicale est, en fait, l'IRM du proton ; c'est à dire qu'une structure pauvre en protons apparaît peu sur les images IRM : c'est le cas des structures osseuses par exemple. D'autre

part, les différences de susceptibilité magnétique entre deux milieux induit une variation locale de l'homogénéité du champ principal \vec{B}_0 et par conséquent un contraste dans l'image.

La présence d'un instrument chirurgical, ou d'une partie d'instrument, au sein d'une coupe tomographique se manifeste par la combinaison de ces 2 effets. L'absence de protons dans l'instrument et la différence de susceptibilité magnétique entre l'instrument et son milieu environnant immédiat permettent de repérer l'instrument par les variations d'intensité à proximité de l'instrument utilisé [Ludeke 85][Bakker 94][Oppelt 00].

Le contraste créé par cette technique est un contraste dit « négatif » car l'instrument est repéré par une baisse de signal.

L'utilisation d'agents de contraste introduits dans l'instrument lui même (désilet, cathéter ...) ou sur l'instrument [Joensuu 00] permet par contre de repérer l'instrument grâce à l'hypersignal RMN produit. On observe alors un pic d'intensité lumineuse dans l'image ce qui permet une localisation précise du marqueur donc de l'instrument.

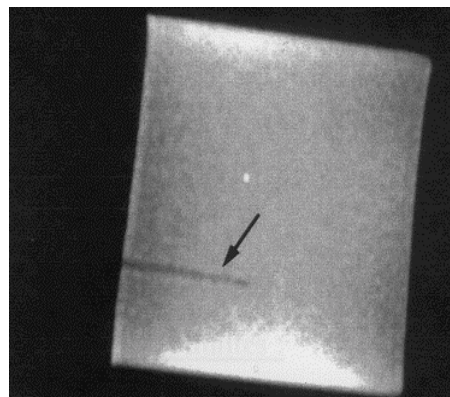


Fig II-5 : Visualisation passive dans un gel

2.3.3.2.b Les méthodes de visualisation active

Ces méthodes utilisent le principe physique de l'IRM pour déterminer la position d'un instrument : lorsque le champ magnétique, appliqué à un volume, varie de manière linéaire, la fréquence de précession des moments magnétiques dépend de leur position spatiale.

La méthode la plus simple consiste à exciter tous les moments magnétiques du volume puis à déterminer la position de l'instrument par analyse des signaux RMN reçus par les antennes réceptrices fixées sur l'instrument.

La séquence la plus simple permettant la détermination active de la position de l'instrument s'appuie sur une excitation RF non sélective qui permet d'exciter la totalité des spins.

On applique ensuite un gradient de lecture selon un axe et la position de l'instrument selon cet axe est déterminé par la transformée de Fourier du signal RMN recueilli dans ces conditions.

Afin de déterminer la position 3D de la bobine de réception, on répète cette procédure selon les 2 autres axes orthogonaux [Dumoulin 93][McKinnon 96].

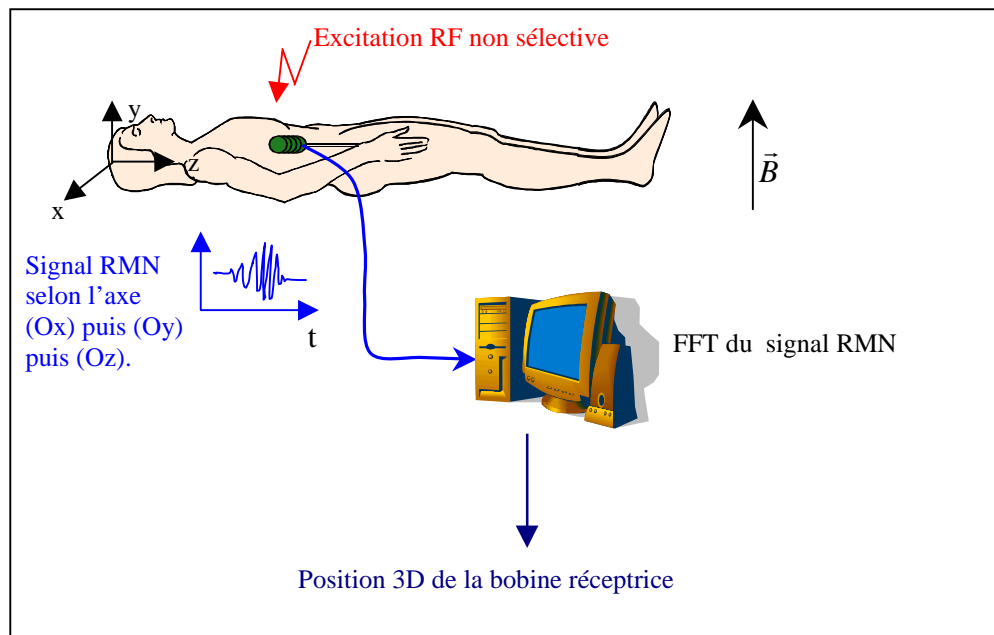


Fig II-6: Le repérage actif par réception et analyse du signal IRM

Afin de s'affranchir des risques de décalages dus à une « modification incontrôlée » des fréquences de résonance, on utilise des séquences de lecture multiplexées telle que la séquence de modulation 'Hadamard' qui réalise l'acquisition de la position de la bobine réceptrice avec 4 acquisitions.

Cette technique, qui permet d'obtenir une localisation précise des bobines réceptrices, nécessite cependant une architecture matérielle lourde pour assurer un rafraîchissement des informations de l'ordre de 20 Hz [Leung 95].

Un des avantages de ces méthodes est que la mesure de la position de l'instrument ne nécessite pas la réalisation d'images ; on indique donc la position de l'instrument sur des images acquises au préalable (roadmap).

Ceci représente à nos yeux un inconvénient important car la position de l'instrument est indiquée sur des images qui ne représente pas la situation anatomique réelle et est donc source d'erreurs de guidage.

Une autre technique active de repérage consiste à incorporer un ensemble de antennes de réception couplées [Zhang 00] dans un instrument invasif (Fig II-7).

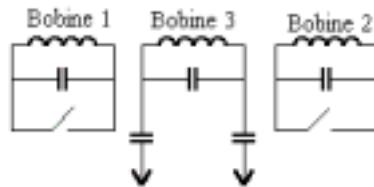


Fig II-7 : Utilisation de bobines couplées

Les bobines de réception 1 et 2 sont accordées à la fréquence de Larmor, conformément à l'intensité du champ \vec{B}_0 de l'imageur. La bobine 3 est couplée, de manière inductive, à chacune de ces bobines. Lors de l'excitation RF, chaque bobine de réception est successivement utilisée pour recueillir les signaux RMN émis par les protons lors de la phase de relaxation. Grâce au couplage inductif, ces signaux sont transmis par la bobine 3 à la chaîne de réception de l'imageur et on peut déterminer, de la même manière que précédemment, la position et l'orientation de l'instrument. Cette technique permet d'alterner une séquence d'imagerie et une séquence de repérage et offre donc la possibilité d'observer les changements des structures anatomiques environnant l'instrument au cours de l'intervention.

2.3.3.2.c Repérage externe des instruments

Les techniques décrites ci-dessus ont été étudiées et validées spécifiquement dans le cadre de l'IRM et ne peuvent être envisagées dans une autre modalité. D'autres méthodes de repérage existent cependant. Celles-ci, issues des techniques de localisation et positionnement automatiques, ont été adaptées au domaine médical. Ces techniques utilisent un capteur 3D indépendant de l'imageur. Dans le contexte de l'IRM interventionnelle, le capteur stéréoscopique s'est imposé lors de la réalisation de nombreuses interventions [Schenk 95] [Kikinis 96][Schwartz 99].

Ces systèmes de mesure, constitués de caméras CCD insensibles aux perturbations électromagnétiques et de dimensions réduites, peuvent être mis en place sans imposer de

contraintes particulières aux médecins si ce n'est l'obligation de laisser libre le champ de vue des caméras. L'utilisation de tels capteurs permet la mesure de la position et de l'orientation 3D d'un instrument chirurgical rigide tel qu'une aiguille de biopsie. Ces informations peuvent être ensuite reportées sur les images acquises en cours d'intervention, assurant ainsi un monitoring quasi temps réel [Patel 98], ou utilisées afin de calculer les incidences de coupes tomographiques qui seront réalisées afin de suivre le parcours de l'instrument.

2.3.3.3 Les avancées cliniques

La différenciation tissus sains - tissus tumoraux et le contraste élevé aux tissus mous, que ne permettent pas ou peu les autres modalités d'imagerie, rendent l'IRM très attractive pour la planification d'intervention. De surcroît, l'IRM se révèle parfois être la seule imagerie capable de contrôler de manière per opératoire certaines thérapies.

2.3.3.3.a Le contrôle peropératoire des ablations thermiques

L'ablation thermique d'une lésion consiste à détruire les cellules lésionnelles en y générant une variation de température destructrice des tissus tumoraux. Afin d'éviter une récurrence, il est impératif de détruire toute la tumeur tout en veillant à détruire au minimum les tissus sains environnants. Un contrôle de la température et de sa propagation sont donc indispensables. De nombreux paramètres de l'IRM étant sensibles aux variations de température : magnétisation M_0 , temps de relaxation spin-réseau T1, temps de relaxation spin-spin T2, coefficient de diffusion, déplacement chimique, etc. [Jolesz 88][Young 98], celles-ci sont donc directement repérables sur des images acquises durant un traitement thermique [Patel 98][Salomir 00a].

De nombreuses techniques de thérapie ont été utilisées pour réaliser des traitements contrôlés par IRM. Les thérapies LASER [Anzai 91][Eickmeyer 99] et par ultrasons focalisés [Cline 95][Vimeux 99][Quesson 00] génèrent de petites lésions thermiques (5 à 10 mm de diamètre) et il apparaît donc indispensable d'établir des stratégies de traitement afin de détruire le volume tumoral dans son intégralité [Salomir 00b]. De plus, l'instrumentation ne perturbant pas l'imageur, il est donc possible de réaliser le traitement et les mesures simultanément.

La thérapie RF peut créer, quant à elle, une lésion de plus grande taille (50 mm) mais ne peut être utilisée directement durant les séquences d'imagerie puisque les fréquences

émises par le générateur RF sont, en général, dans la même gamme de fréquence que les fréquences émises ou reçues par l'imageur et l'utilisation de générateurs RF génèrent donc des artefacts dans les images. On alterne donc le traitement et le contrôle de la thérapie [Zhang 98].

Remarquons également que les thérapies Laser et RF nécessitent la mise en place de fibres optiques ou de sondes RF et sont donc tout de même invasives contrairement à la thérapie par ultrasons focalisés qui permet la réalisation de traitements thermiques de manière non invasive.

Ces techniques feront sans doute bientôt partie de l'arsenal thérapeutique et de nombreuses pathologies en ont bénéficié à ce jour : tumeurs hépatiques [Eickmeyer 99], mammaires [Milne 00], cérébrales [Schwabe 97], etc.

2.3.3.3.b Les interventions vasculaires

L'angiographie par IRM (ARM) est une technique exploratoire qui a très rapidement évolué. Le perfectionnement des imageurs et des séquences d'imagerie en ont fait une technique de routine clinique pour l'imagerie de certaines régions anatomiques et pour la détection de pathologies telles que les anévrismes cérébraux par exemple [Melgar 97]. De plus, le développement de séquences optimisées, combinées à l'utilisation de produits de contraste, a participé à l'avènement de l'imagerie des vaisseaux abdominaux tels que l'aorte ou les artères rénales par ARM. C'est donc logiquement que l'ARM est devenue une technique permettant le contrôle d'interventions vasculaires. Ici encore, l'IRM se distingue des modalités précédentes par ses qualités, les plus appréciées étant l'absence de radiations, la possibilité de réaliser des coupes d'incidences quelconques et un contraste des tissus mous important.

Les interventions réalisées à ce jour sous contrôle IRM sont, en autres, des dilatations de sténoses, des angioplasties, etc. [Bakker 98][Godart 00].

2.3.3.3.c Les biopsies et ponctions

Les biopsies abdominales, diagnostiques ou thérapeutiques, font évidemment appel à la supériorité de l'IRM quant à la discrimination tissulaire. Ainsi de nombreuses biopsies ou ponctions peuvent être envisagées plus facilement avec le contrôle per opératoire IRM [Jelinek 96][Gould 98][Sergent 99]. Ces actes sont en général inadaptés à des procédures de

type approche stéréotaxique. En effet, les organes concernés sont le siège de mouvements dus à la respiration et le médecin préfère, souvent, réaliser ces interventions en main libre bien que cela augmente le risque d'échec s'il ne dispose d'aucune aide. Nous détaillerons les défauts des méthodes actuelles de biopsies et ponctions ultérieurement.

2.4 Biopsies : méthodes de réalisations et difficultés

Les interventions médicales qui nécessitent la mise en place d'instruments rigides doivent être planifiées afin d'éviter les structures ou les organes sensibles. Cette étape pré-opératoire peut être aisément réalisée sur les consoles des imageurs. Définir un point sur une image présente peu de difficultés ; en revanche reporter la position réelle de celui-ci sur le patient nécessite la mise en œuvre de systèmes de repérage ou de désignation de grande précision afin de réaliser le geste dans des conditions optimales.

Cependant, en l'absence d'instrumentation spécifique dont le rôle est de fournir des informations afin que le chirurgien puisse suivre sa planification, il apparaît que définir une trajectoire en simple ou en double obliquité s'avère complexe.

Nous présentons dans ce sous-chapitre les défauts des méthodes utilisées. Nous nous limiterons volontairement aux gestes qui peuvent être considérés en partie comme des biopsies tels que ponctions, placement de guide de fibres optiques.

2.4.1 Méthodes de localisation du point d'entrée

Les premières méthodes de localisation du point d'entrée sont issues de l'expérience acquise par la communauté médicale en radiologie interventionnelle classique. Lors de la réalisation de gestes dans ces modalités, le point d'entrée est repéré par des marqueurs tomographiques (faisceau d'aiguilles métalliques en scanner interventionnel). Cependant, ces méthodes, transposées en IRM, souffrent des mêmes lacunes que lorsqu'elles sont appliquées dans les autres modalités : une imprécision de la position du point d'entrée sur la peau du patient puisque ce point est défini approximativement sur des images puis reporté au jugé sur le patient [Frahm 98].

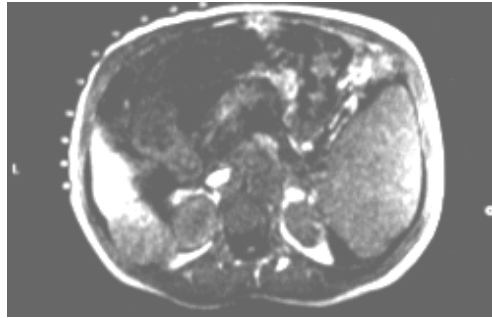


Fig II-8 : Repérage par quadrillage à l'aide de marqueurs tomographiques

On peut également définir le point d'entrée en générant un artéfact à l'endroit que l'on souhaite repérer. Cette méthode présente plusieurs défauts parmi lesquels celui du choix du point d'entrée et la dégradation de la résolution spatiale. En effet, la taille de l'artéfact généré par cette méthode de localisation est en général beaucoup plus grande que l'instrument utilisé ensuite (aiguille de biopsie).

Dans la pratique, le chirurgien repère le point d'entrée au toucher, ce qui permet d'éviter les côtes lors d'une ponction abdominale, et maintient celui-ci durant l'acquisition des séquences de planification du geste. On observe alors un artéfact sur la peau du patient, cet artéfact repérant le point d'entrée choisi.

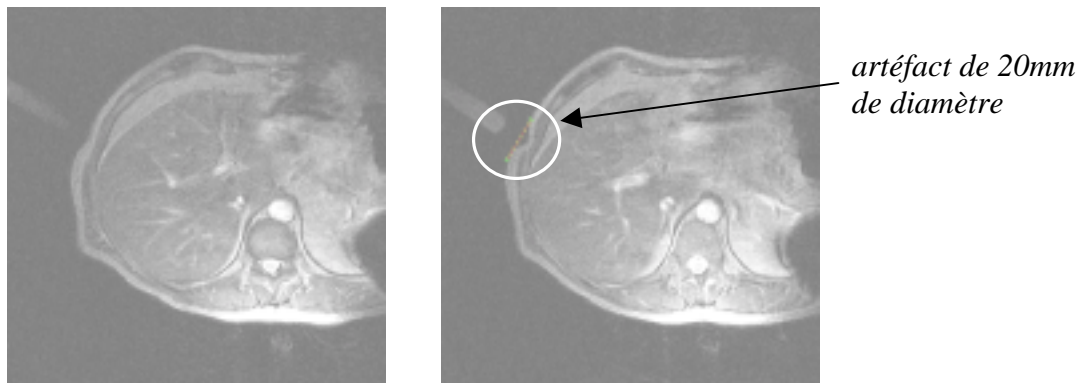


Fig II-9 : Repérage manuel visible sur 2 images (coupes jointives, épaisseur de coupe : 10 mm)

Il existe d'autres méthodes plus précises. Dans le cadre d'opérations neurochirurgicales par exemple, on utilise un cadre stéréotaxique. Toutefois, cette technique de localisation nécessite l'usage d'un cadre de contention qui limite l'accès au patient ainsi que le confort de ce dernier. De plus, l'utilisation de tels supports ne peut être envisagée pour des interventions sur l'abdomen par exemple, siège de mouvements liés à la respiration.

Enfin, une autre approche consiste à ne pas matérialiser le point d'entrée. Cette technique, essentiellement utilisée lorsque le guidage est réalisé à l'aide d'un système externe, consiste à mesurer et à indiquer les erreurs d'orientation et de localisation de l'instrument. Le médecin doit alors placer son instrument dans la position et l'orientation qui lui permettent de respecter la planification effectuée préalablement. Cette approche, qui permet de conserver la résolution spatiale de l'IRM, ne semble pas facile à maîtriser notamment lors de gestes réalisés en « main libre ».

Ces méthodes présentent à nos yeux certains autres défauts majeurs. Nous avons mis notamment en évidence que le point désigné comme point entrée cutané peut être situé à la limite du champ de l'imageur. Dans ce cas, une déformation de l'image peut engendrer une erreur de plusieurs millimètres sur la localisation de ce point, erreur que nous avons évalué à 7 à 12 mm [Daanen 00]. Nous expliquons ce phénomène plus en détail dans le paragraphe 3.3.1.2.

2.4.2 Méthodes de localisation de l'instrument

Les méthodes de visualisation passive ont rapidement montré leurs limites. En effet, l'artéfact généré par susceptibilité magnétique est très fortement dépendant de nombreux paramètres incontrôlables tels que la susceptibilité locale du milieu, la taille physique de l'instrument, l'orientation de l'instrument par rapport au champ magnétique et les paramètres d'imagerie (séquence utilisée, temps d'écho, direction de codage des fréquences et de la phase) [Bakker 94][Schenk 95][Oppelt 00].

Les figures suivantes présentent quelques allures d'artéfacts d'une aiguille de 18 G (1,2 mm) de diamètre, selon différentes acquisitions. Les artéfacts dépendent des séquences d'imagerie utilisées mais également de la nature du matériau constituant l'instrument (Fig II-10 et Fig II-11).

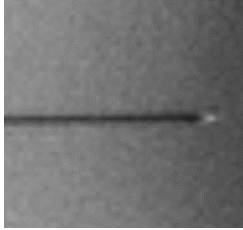
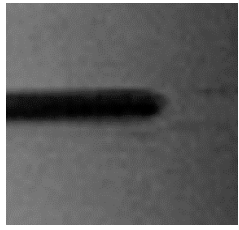
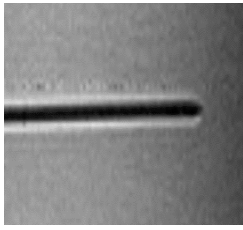
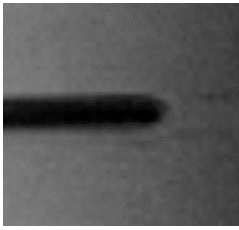
	Séquence Spin Echo	Séquence en écho de gradient
Gradient de lecture G_{Lecture} perpendiculaire à B_0		
Gradient de lecture G_{Lecture} parallèle à B_0		

Fig II-10 : Influence des paramètres d'acquisition sur l'artéfact lors d'un repérage passif

L'influence de l'orientation de l'instrument par rapport au champ magnétique B_0 a été étudiée par de nombreux auteurs [Ladd 96][Silverman 95][Butts 99]. Ces auteurs ont mis en évidence le fait que l'artéfact est lié au champ magnétique « interne » à l'instrument, cet instrument étant représenté sous la forme d'un cylindre. Ce champ magnétique interne dépend la perméabilité magnétique interne de l'instrument (μ_i), de la perméabilité magnétique externe (μ_e), de l'orientation (α) de l'instrument par rapport à l'axe z , du rayon r de l'instrument mais aussi des paramètres d'imagerie tels que amplitude des gradients. C'est la différence entre ce champ magnétique interne et le champ externe qui génère ces artéfacts dont l'allure est très variable car dépendant de la séquence d'imagerie.

Une explication détaillée de l'influence de ces paramètres peut être trouvée dans [Ladd 96].

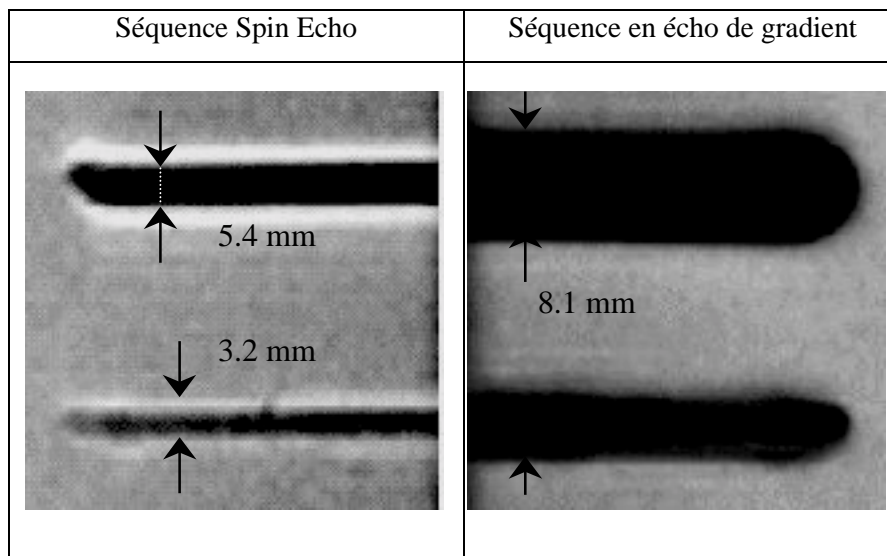


Fig II-11 : Influence de la nature de l'instrument sur l'artéfact

Artéfact d'une aiguille de 18G (1.2mm)

en acier (en haut) et en alliage de titane (en bas)

De nombreux auteurs [Moscatel 95][Gehl 95] ont pu constater que la taille de l'artéfact présentait en général un rapport variant de 2 à 5 avec la taille de l'aiguille lorsque l'instrument est dit compatible IRM. Ce rapport est un obstacle à la réalisation sûre d'interventions chirurgicales car on ne peut considérer qu'on repère correctement un instrument d'un diamètre de 1.2mm par un artéfact de 4 à 8mm.

Enfin, [Kugel 96] et [Ladd 96] ont observé un décalage entre l'artéfact et la position réelle de l'aiguille. Les causes de ce décalage ont été étudiées et [Ladd 96] suggère que l'artéfact généré par un instrument n'étant pas symétrique, il est résulte un décalage entre la position réelle de l'instrument et la position vue dans l'image car le chirurgien extrapole la position de l'instrument au milieu de l'artéfact.

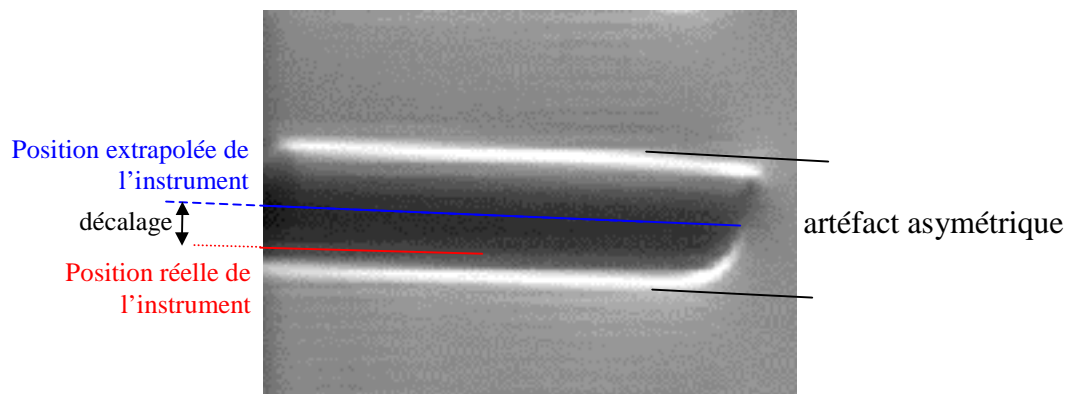


Fig II-12 : explication du décalage entre position réelle et position vue dans l'image selon [Ladd 96]

Bien que dépendant de paramètres tels que l'orientation de l'instrument par rapport au champ B_0 , la direction de codage des fréquences ou le diamètre de l'instrument, ce décalage a pu être quantifié ; les résultats publiés font état d'un décalage de 2 à 5 fois la taille de l'instrument c'est à dire un artéfact décalé d'environ 10mm pour un aiguille de biopsie de 16G (1.7 mm) de diamètre.

L'utilisation de marqueurs IRM est une technique intéressante et prometteuse. Cependant, il s'avère que la réalisation des marqueurs dépend fortement de l'imager, et notamment de la valeur du champ magnétique principal. De plus, la nature et les concentrations des agents de contraste sont fortement liées aux séquences d'imageries utilisées [Clement 95]. Les instruments ainsi modifiés sont donc spécifiques à un champ magnétique et à des séquences données.

Si attrayantes que soient ces méthodes, aucune ne permet un repérage précis d'un instrument et sont toutes dépendantes des séquences d'imagerie. De plus, ces méthodes nécessitent la réalisation d'images IRM. La position de l'instrument, estimée visuellement peut être faussée compte-tenu des phénomènes complexes qui entrent en jeu lors de la réalisation des images. On utilise donc une position évaluée, subjective, vraisemblablement fausse pour corriger la position et l'orientation de l'instrument, rendant ainsi le geste très dépendant de l'interprétation du médecin.

Les méthodes actives quant à elles, permettent une localisation très précise et rapide de la position du récepteur fixé sur l'instrument. En revanche, l'instrument est relié physiquement

à un ordinateur ce qui limite la liberté du médecin ; l'acquisition préalable du volume d'intérêt ne permet pas à ces techniques de guidage de tenir compte des modifications anatomiques survenant au cours de l'intervention. La mesure de position est réalisée en temps réel mais les informations transmises (images recalculées, position de l'instrument sur l'image) ne le sont pas.

Les méthodes de guidage utilisant un capteur 3D de position externe ne présentent pas ou peu de défauts majeurs. La seule contrainte, inhérente aux caméras, est la nécessité de laisser libre leur champ de vue. Cette contrainte est fortement liée au système mis en place ainsi qu'à l'imageur utilisé. En effet, l'utilisation d'un imageur à champ ouvert vertical permet de placer les caméras au dessus de l'espace à surveiller [Schenck 95], libérant ainsi le chirurgien de contraintes liées à ses déplacements au cours de l'intervention.

En revanche, l'ergonomie d'un imageur à entrefer horizontal, tel que le *Magnetom Open 0.2T* de Siemens, entraîne des contraintes quant au placement des caméras constituant le capteur stéréoscopique ; en effet, l'accès au patient se faisant par une voie horizontale, les caméras doivent donc surveiller un espace situé à une hauteur d'environ 1 mètre et les contraintes inhérentes à cette situation sont les suivantes :

- le chirurgien ne doit pas occulter le champ de vision d'une caméra car le système stéréoscopique devient alors inopérant,
- les caméras ne doivent pas être situées à proximité de l'imageur car on risque alors de décalibrer le système lors d'un choc accidentel avec l'une des caméras.

Comme on a pu le lire, chaque méthode offre des avantages : simplicité pour le repérage passif, précision en ce qui concerne le repérage actif et à l'aide de capteurs externes ; cependant certaines performances ou risques encourus ne permettent d'utiliser ces techniques dans toutes les interventions chirurgicales envisagées.

2.4.3 Guidage du geste en début et en cours d'intervention

Le succès d'une intervention, telle qu'une biopsie ou la mise en place d'un guide rigide, repose en partie sur la direction initiale de l'instrument.

L'utilisation de méthodes de visualisation passive impliquent un enfoncement préalable de quelques millimètres afin de pouvoir estimer l'orientation de l'instrument. Le succès de

l'intervention repose alors sur l'expérience du médecin, acquise par exemple lors de la réalisation de gestes interventionnels sous d'autres modalités d'imagerie.

Les méthodes de visualisation active ou utilisant un capteur externe permettent, quant à elle, l'aide au guidage grâce à des interfaces spécifiques. Les méthodes décrites dans la littérature consistent à utiliser les informations fournies par le capteur pour « programmer » les coupes tomographiques que devra réaliser l'imageur afin de visualiser le parcours de l'aiguille ainsi que les tissus traversés par l'instrument [Schenk 95][Silverman 95]. Cependant, ces images, réalisées dans l'axe de l'instrument, sont parfois difficiles à interpréter notamment au début du geste. Dans ces deux cas, seul le médecin peut juger de la justesse de l'orientation de l'instrument.

Le contrôle per opératoire par IRM de biopsies a été l'une des premières applications de l'IRM interventionnelle et demeure aujourd'hui encore un sujet de recherche. Les premières techniques employées, issues de la radiologie interventionnelle classique, ont montré ces limites liées à la nature électromagnétique de l'IRM et ont ouvert la voie à des méthodes spécifiques. Cependant, comme on a pu le lire, les techniques développées présentent encore des faiblesses qui influencent la précision du geste réalisé et le rendent parfois délicat.

2.5 Cadre du travail

La mise en place d'un instrument rectiligne rigide est donc une intervention courante. Toutefois, à l'exception des interventions neurochirurgicales, le chirurgien réalise ces actes chirurgicaux sans planification préalable ni systèmes d'assistance et ceci malgré la complexité et la variabilité du corps humain.

Lorsqu'un patient présente une pathologie qui nécessite une intervention chirurgicale telle qu'elle nous intéresse ici, c'est à dire avec la mise en place d'un instrument rectiligne et rigide, le chirurgien définit mentalement l'objet de l'intervention : la cible (masse tumorale, organe, etc.) et évalue ensuite la position optimale du point d'entrée, se limitant volontairement à une trajectoire en simple obliquité. Le chirurgien s'efforce ensuite de suivre cette trajectoire implicitement définie.

Cependant, cette trajectoire n'est pas facile à respecter puisqu'elle est virtuellement définie (mentalement donc sans point de repère visuel),

De surcroît, l'incapacité des modalités d'imagerie, autre que l'IRM, à réaliser des coupes d'incidence quelconque rend :

- Cette trajectoire limitée à une obliquité ,
- cette trajectoire difficile, voire impossible, à suivre sans l'utilisation d'un système de guidage
- le contrôle per opératoire, via l'imagerie, du déroulement de l'intervention délicat.

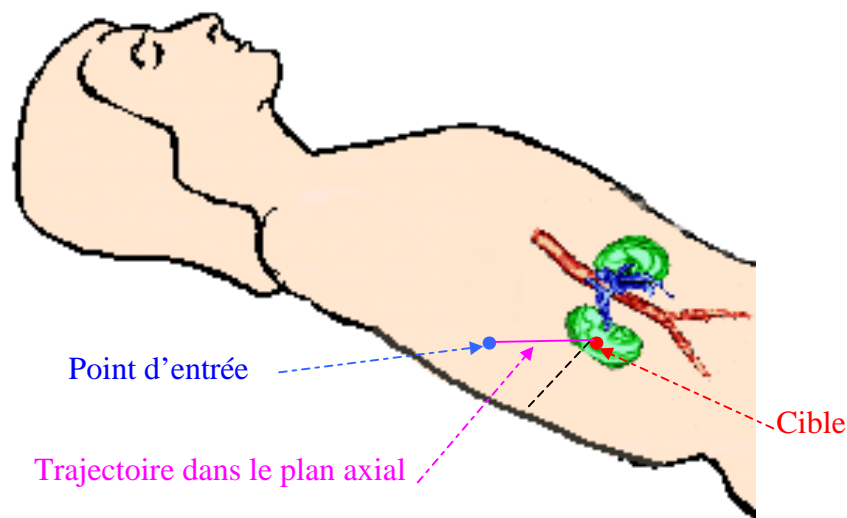


Fig II-13 : Définition d'une intervention chirurgicale dans le plan axial

Afin d'apporter une aide pertinente au chirurgien lors de la réalisation de ces gestes chirurgicaux, nous avons isolé les principales causes d'erreurs (paragraphe précédent) et nous nous sommes attachés à limiter leurs influences, puisqu'on ne peut les supprimer totalement.

Nous avons mis en œuvre des outils et méthodes originales permettant l'interaction diagnostique et interventionnelle entre les images et le praticien, et assurant la sûreté de fonctionnement et la convivialité de l'interaction homme-machine maximales. Cet objectif nécessite la mise au point de méthodes permettant le repérage spatial d'instruments chirurgicaux, la localisation 3D précise de points d'intérêt déterminés sur des images, la vérification des données et la possibilité de corriger des imprécisions.

Afin de réaliser cet objectif global, nous avons utilisé une instrumentation complémentaire, compatible avec les contraintes liées à l'environnement hostile de l'IRM, afin d'assurer un guidage précis, rapide et intuitif de l'intervention.

Les techniques développées ont été validées de manière réaliste sur un imageur IRM à champ ouvert Magnetom Open 0.2 T prêté par la société SIEMENS au CHR de Lille et spécialement dédié aux procédures interventionnelles.

2.6 Conclusion

Imagerie du présent, l'IRM a donné naissance à une des chirurgies à invasion minimale les plus prisées. Les progrès de l'IRM sont rapidement intégrés dans des procédures d'intervention élargissant ainsi le champ d'application de l'IRM interventionnelle. Cependant, les caractéristiques de l'IRM, une des modalités d'imagerie les plus complexes au niveau physique, freinent fortement le passage des techniques d'intervention expérimentales à la routine clinique.

Après l'étude des difficultés, et de leurs conséquences, rencontrées par le chirurgien lors de la réalisation de gestes guidés par IRM, nous décrivons l'étude et la réalisation d'outils spécifiques destinés à réduire les causes d'imprécision lors de la réalisation de gestes chirurgicaux dont les conséquences sont un échec potentiel de l'intervention. Afin de rendre ces outils les moins contraignants possibles, nous avons choisi d'utiliser un capteur stéréoscopique [Jolesz 94]. De ce fait, les diverses étapes d'assistance nécessitant une commande et un retour d'informations ont été abordé par la voie du contrôle-commande à boucle de retour virtuelle. Après une brève description des contraintes liées à ce concept naissant de l'automatique, nous détaillons notre approche et les méthodes utilisées lors du développement de ce système d'aide à l'intervention sous IRM.

CHAPITRE III.

*Contrôle-commande à boucle de retour
virtuelle*

*Concepts et application à l'assistance en IRM
interventionnelle*

Chapitre 3. Contrôle-commande à boucle de retour virtuelle . Concepts et application à l'assistance en IRM interventionnelle

3.1 Introduction

Comme nous l'avons vu dans les chapitres précédents, l'IRM interventionnelle et plus généralement les chirurgies assistées par ordinateur font de plus en plus appel aux technologies numériques. L'informatique n'est pas seulement utilisée pour observer mais elle devient un élément actif des procédures chirurgicales. Parmi les nombreux centres d'intérêts scientifiques que présente l'aide à l'intervention, la réalisation de gestes peu invasifs et précis attire particulièrement l'attention, puisqu'il ne s'agit plus ici de vérifier la qualité du geste en post-opératoire mais de guider la main d'un chirurgien sans contrôle (au sens de l'automatique), ni retour d'informations directs.

Ce travail se situe dans le cadre du contrôle-commande à boucle de rétroaction virtuelle dont nous présentons le concept dans une première partie. Nous détaillons ensuite les outils utilisés et méthodes mises en œuvre afin d'intégrer ce concept nouveau dans le cadre spécifique de l'aide au geste chirurgical en IRM interventionnelle.

3.2 Le contrôle-commande à boucle de rétroaction immatérielle

3.2.1 Le concept d'asservissement à boucle de retour immatérielle

L'observation du comportement de l'Homme lorsque celui-ci doit réaliser une tâche est à la base des méthodes de contrôle-commande.

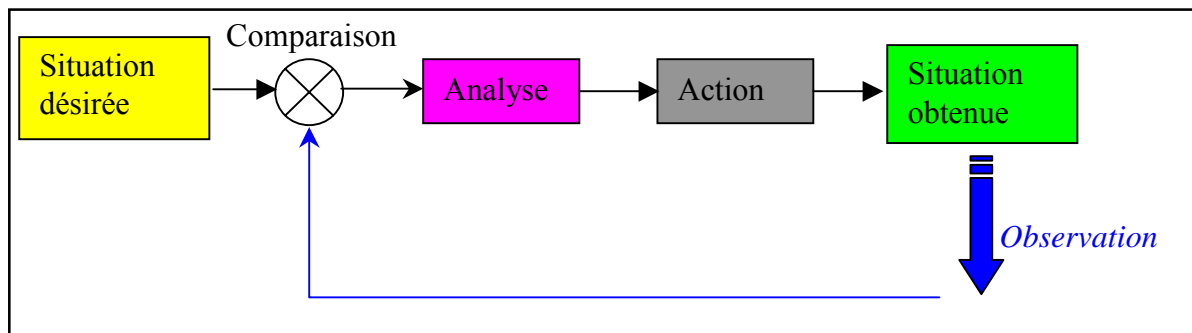


Fig III-1 : l'asservissement, analyse humaine

Cette démarche intellectuelle, adaptée à la commande des systèmes, montre alors que des informations sur l'évolution du système sont indispensables afin d'élaborer les lois de commande. La boucle de contrôle-commande est alors représentée sous la forme suivante :

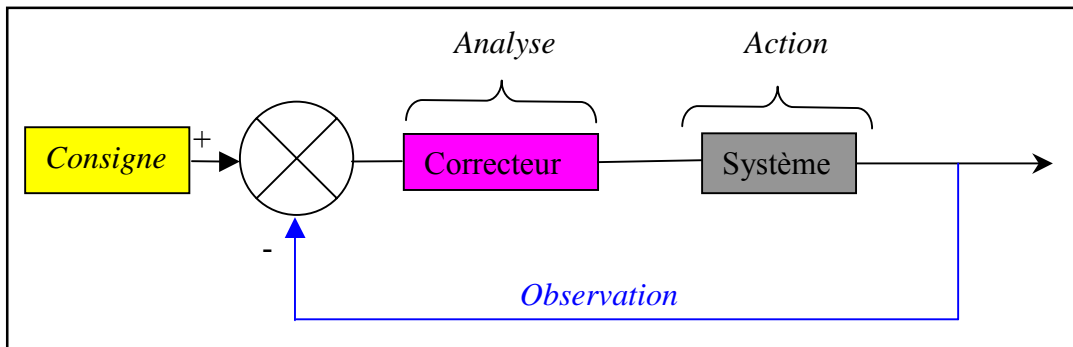


Fig III-2 : l'asservissement industriel classique

Généralement, ces informations sont recueillies par des capteurs reliés physiquement à la grandeur à mesurer : tachymètre sur l'axe d'un moteur lors d'un asservissement en vitesse, débitmètre en contact avec une canalisation d'écoulement de peinture, etc..

Toutefois, en milieu industriel, la nécessité de réaliser des mesures sans contacts est apparue rapidement. C'est le cas de la détection de présence dans des automatismes de process par exemple. On a alors recours à des capteurs sans contacts binaires, bien connus désormais, tels que capteurs inductifs, capacitifs, barrière optique. L'utilisation de tels capteurs dans des automatismes peut être considérée comme les premiers pas du contrôle-commande à boucle de retour immatérielle.

Le développement de nouveaux capteurs sans contact : RADAR, télémètres, thermomètres, a ouvert la voie au contrôle de processus continu. Bien que l'idée d'intégrer de tels capteurs dans des boucles de commande ne soit pas neuve, la mise en œuvre en a été longtemps retardée par le manque de précision de ces capteurs ou encore par l'impossibilité d'assurer des temps de calculs suffisamment courts compatibles avec la dynamique des systèmes à commander.

Aujourd'hui accessible, la boucle de contrôle-commande peut être représentée sous la forme suivante

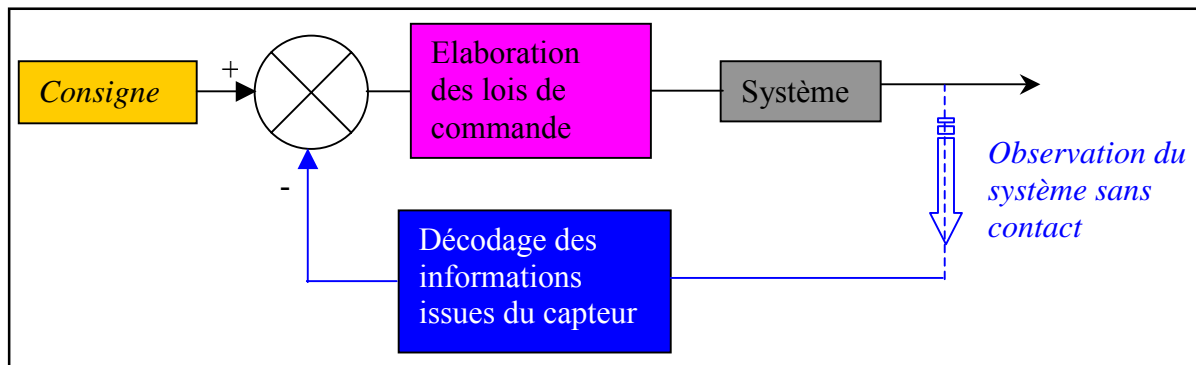


Fig III-3 : le contrôle-commande d'un système avec boucle de retour immatérielle

Le contrôle de systèmes utilisant des capteurs sans contact a déjà été réalisé dans des domaines de haute technologie tels que l'armement, l'exploration spatiale ou sous-marine. Il est de plus en plus mis en œuvre dans le monde industriel, notamment en robotique.

Les domaines militaire et de l'exploration spatiale sont certainement les plus avancés dans ces techniques. Par exemple, les armes modernes (missiles, bombes guidées,...) acquièrent « continuellement » la position de leur cible grâce à un système de mesure (RADAR) intégré ou externe. Cette position est ensuite utilisée pour élaborer les lois de commande qui permettront à l'arme d'atteindre son objectif.

Dans le domaine de la robotique, l'utilisation de capteurs extéroceptifs [Chaumette 98] vient compléter les informations fournies par les capteurs proprioceptifs. Cette approche récente [Bienfait 87] de la commande robotique se développe rapidement. L'utilisation de caméras destinées à observer le robot ou l'environnement immédiat de l'effecteur a conduit au développement des nouvelles méthodes d'asservissement nommées « asservissement visuel ».

3.2.2 Difficultés de mise en œuvre

Les difficultés résident essentiellement dans la nature immatérielle des retours d'informations. En effet, les conditions sévères de fonctionnement entraînent des risques de mesures fortement bruitées ou des apparitions sporadiques de bruits prépondérants qui peuvent influencer sur la stabilité de la boucle de commande. De plus, cette présence de bruits rend particulièrement difficile l'identification expérimentale du processus à commander et l'utilisation de techniques d'identifications évoluées se révèle donc indispensable.

3.2.2.1 La chaîne d'acquisition

Les capteurs utilisés pour assurer le retour immatériel des informations fonctionnent dans un environnement sévère voire hostile. Dans ce contexte, on peut désensibiliser la boucle de contrôle-commande en mettant en œuvre des méthodes évoluées :

- la redondance des capteurs

Elle permet de s'affranchir, partiellement, des risques liés à l'occultation d'un des capteurs. De plus, un choix pertinent de capteurs de technologies différentes permet d'obtenir des mesures fiables dans de nombreuses situations. Naturellement, le fait de multiplier les capteurs nécessite l'utilisation de techniques d'analyse de données (détection de rupture de modèle) mais également des techniques de fusion de données permettant l'analyse, l'interprétation des mesures provenant de différents capteurs et l'obtention d'informations spatio-temporelles.

- l'enrichissement des signaux

Les mesures directes du capteur peuvent parfois se révéler insuffisantes puisqu'elles représentent l'état du système à un instant donné. Afin d'intégrer l'évolution temporelle du système, on a recours aux méthodes de traitements numériques qui permettent d'obtenir des informations sur l'évolution future : dérivées d'un signal par exemple ou, dans des cas plus complexes, déterminées à partir d'informations 'cachées' à l'aide de reconSTRUCTEURS linéaires ou non-linéaires. Cependant, afin d'obtenir des temps de calcul compatibles avec la dynamique des systèmes commandés, on peut également anticiper une partie des calculs en utilisant des méthodes de prédiction (floue, neuronale) qui autorisent l'implantation de modèles abstraits de connaissances et l'intégration de connaissances humaines.

Enfin, cette étape doit intégrer les possibles dysfonctionnement ponctuels de la chaîne de mesure (occultations par exemple) afin de fournir des valeurs aux divers algorithmes. Ici encore, des systèmes prédictifs, l'analyse des bruits et la mémorisation des signaux permettent d'établir des signaux vraisemblables et donc préservent le flux d'entrée des algorithmes de ruptures, celles-ci pouvant se révéler dangereuses.

3.2.2.2 Elaboration des commandes

Compte tenu des éléments exposés ci-dessus (redondance des capteurs, reconstruction d'informations, etc.), le traitement des informations ne pourra être assuré en temps réel et induira donc des retards dans les boucles de commandes. Il est donc nécessaire de mettre en œuvre de lois de commande robuste permettant de limiter l'effet de ces sources de déstabilisation de la boucle de commande.

Ces méthodes robustes peuvent être de type 'soft computing' c'est à dire utilisant des méthodes d'analyse et d'agrégation de données : commande floue, neuronale, adaptative multi-modèles, etc.. permettant donc l'intégration d'une expertise humaine. Compte tenu de la nature complexe du système dans son ensemble, des commandes non-linéaires, prédictives permettent également d'assurer la commande du système dans les limites spécifiées.

3.2.2.3 Modélisation du processus

Afin de réaliser une commande efficace d'un système, des connaissances sur celui-ci doivent être disponibles. Dans le cas d'un asservissement à boucle de retour immatérielle, la modélisation nécessite une étude préalable théorique du processus (détermination a priori du modèle), mais également une détermination pratique. En effet, la dynamique des capteurs doit être intégrée dans cette étape de modélisation ainsi que les réseaux de capteurs hétérogènes.

Comme on peut s'en rendre compte, la commande de système, à l'aide de boucles de retour d'informations immatérielles n'est pas triviale. En effet, les composantes de la commande sont étroitement couplées, rendant les déterminations (du modèle, des commandes, des techniques de fusion, etc.) particulièrement complexes à réaliser et nécessitant une amélioration récursive des choix réalisés.

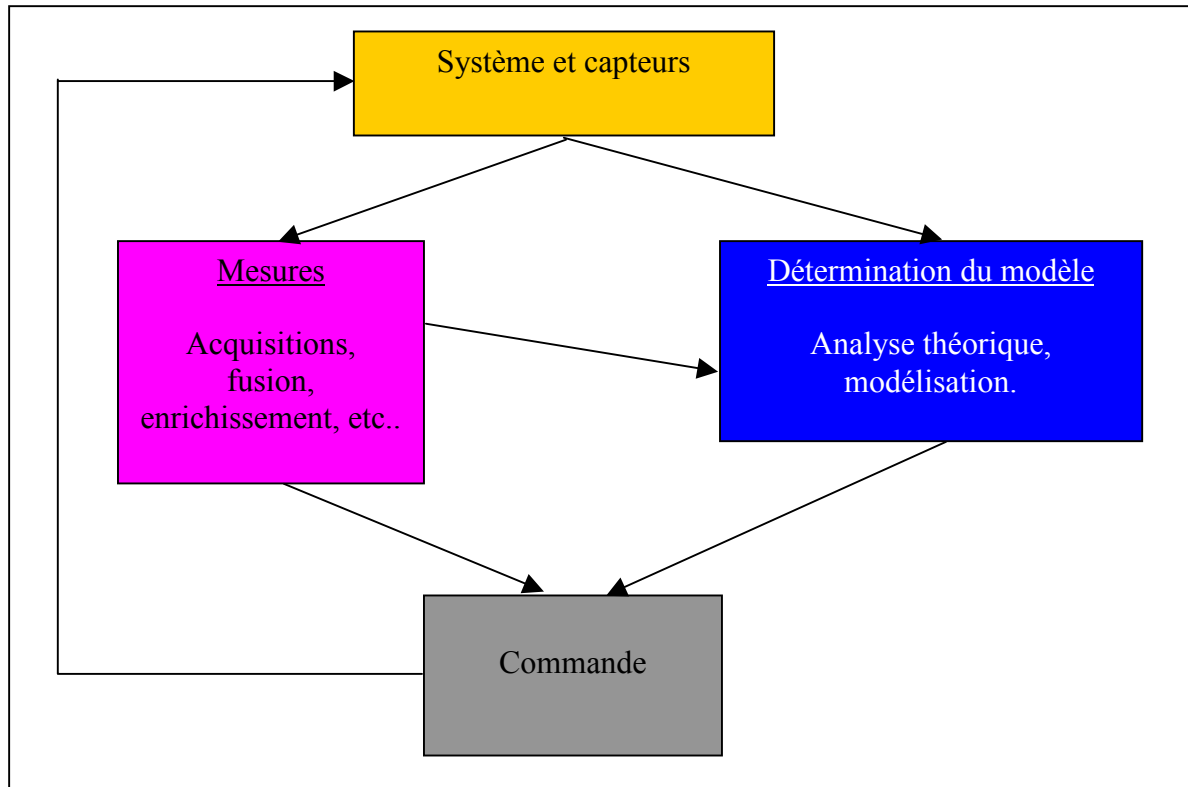


Fig III-4 : interdépendance des étapes acquisition, modélisation et commande

3.2.3 Un asservissement à boucle de retour immatérielle : l'asservissement visuel

L'asservissement visuel se situe à l'intersection des domaines de la vision par ordinateur et de la commande, et plus exactement la commande robotique. L'asservissement visuel consiste à élaborer une loi de commande à partir d'informations visuelles (pures ou traitées).

Les asservissements robotiques peuvent être séparés en deux classes. Le plus simple est de type *static look and move* (fig III-5) où l'on ne déplace l'objet (ou la caméra) qu'après avoir observé la scène courante.

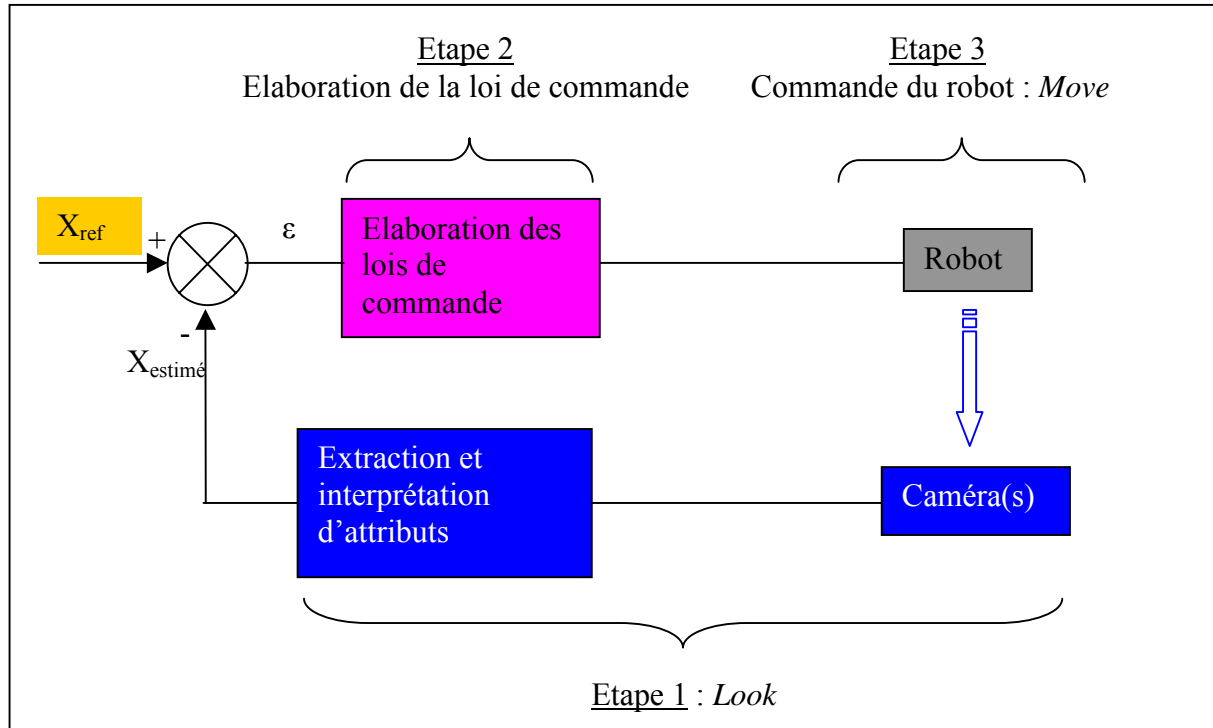


Fig III-5 : asservissement robotique « Static Look and Move »

Cette structure *static look and move* nécessite, en pratique la réitération des trois étapes jusqu'à ce que l'erreur ϵ , entrée de l'étape 2, devienne inférieure à un seuil de tolérance déterminé. C'est un schéma itératif d'interaction sensorielle pour le positionnement d'un robot, mais pas un contrôle *dynamique* puisque chacune des étapes est exécutée indépendamment et séquentiellement. Toutefois, le fait d'attendre la fin du mouvement du robot pour acquérir une nouvelle image entraîne de faibles performances au niveau temps de réponse et ne permet pas l'utilisation de cette structure dans le cas de scènes non statiques (par exemple la poursuite d'objets en mouvement).

Afin de réaliser des poursuites d'objets ou de fournir un mouvement régulier, dans le cas d'un robot mobile, les trois étapes de l'asservissement *static look and move* sont exécutées simultanément. L'erreur de positionnement est mise à jour au fur et à mesure que les informations sont extraites des images vidéo et les corrections de position sont envoyées au robot pendant qu'il se déplace [Agin 79].

On classe les asservissements visuels selon les dimensions spatio-temporelles des informations utilisées.

3.2.3.1 L'asservissement visuel 3D

Comme son nom l'indique, l'asservissement visuel 3D utilise, en entrée de la boucle de commande des informations tridimensionnelles exprimées dans un repère euclidien. Dans ce cas, les informations visuelles 2D fournies par la ou les caméras doivent être transformées en informations tridimensionnelles. Généralement, des connaissances a priori sur l'objet de l'asservissement (caractéristiques géométriques) sont requises. Bien qu'il soit, théoriquement, possible de conduire un objet 3D dans une situation désirée en une seule itération, les diverses erreurs de modèle (caméras, objet) et de calibrage nécessitent la mise en œuvre d'un asservissement. De plus, le calcul d'informations 3D à partir d'informations visuelles nécessite la mise en œuvre de techniques de reconstruction lourdes et complexes qui ne permettent pas de faire évoluer facilement un système. Remarquons tout de même la possibilité de réaliser des calibrages dits faibles qui permettent de s'affranchir du problème d'évolutivité du système. Toutefois, la souplesse apportée par ce type de calibrage concède à ses détracteurs une imprécision parfois pénalisante pour le contrôle. Enfin, la stabilité des systèmes reposant sur un asservissement visuel 3D est, encore aujourd'hui, complexe à déterminer puisque celle-ci dépend fortement de l'estimation des modèles des caméras, de l'objet 3D et que les différentes erreurs accumulées au cours des diverses identifications de modèle peuvent induire un comportement instable des lois de commande [Chaumette 98].

3.2.3.2 L'asservissement visuel 2D

Les techniques d'asservissement visuel 2D utilisent directement les informations extraites des images. La mise en œuvre de ces asservissements consiste à élaborer une loi de commande qui permet d'obtenir la visualisation d'une scène de manière précise, l'image de la scène ayant été prédéterminée grâce à la connaissance succincte des paramètres des caméras [Feddema 98].

L'asservissement visuel 2D est un domaine actif de la recherche en robotique [Cretual 98] [Collewet 99][Gangloff 99]. Les recherches menées dans diverses équipes portent sur l'élaboration des lois de commande [Motyl 92][Hosoda 98], l'étude de la stabilité de lois de commande [Bensalah 94][Espiau 95][Chaumette 98] ainsi que l'utilisation de ces techniques pour la commande de robots mobiles [Moutarlier 91][Ghosh 98].

3.2.3.3 *L'asservissement visuel 2D 1/2*

Cet asservissement se situe à la frontière de l'asservissement visuel 2D et de l'asservissement visuel 3D. Il consiste à utiliser des informations 2D, extraites des images, et 3D, exprimées dans le repère de la caméra. Ici encore, une modélisation approximative, c'est à dire un calibrage faible, des caméras est suffisante. Cette approche possède, entre autres, comme qualité une stabilité suffisante malgré les erreurs de calibrage. De plus, il n'est plus nécessaire de disposer de connaissances géométriques 3D sur les objets à condition que le motif à atteindre ait été enregistré lors d'une phase d'apprentissage par exemple [Malis 98].

3.2.3.4 *L'asservissement visuel $d2D/dt$*

Les méthodes décrites ci-dessus ont pour objectif l'orientation, statique d'un objet par rapport à une ou des caméras. Dans ces cas, les informations utilisées sont des informations visuelles géométriques (points, droites...). Ces informations doivent donc être présentes et extractibles à une cadence élevées afin d'assurer la robustesse et la stabilité des lois de commande (surtout dans le domaine de la robotique). Le principe de la commande en asservissement visuel $d2D/dt$ consiste alors à contrôler le mouvement de l'objet ou des caméras de telle sorte que le mouvement mesuré atteigne un champ de vitesse 2D désiré [Sundareswaran 96]. Cet asservissement permet donc de réaliser des asservissements de trajectoire, en vitesse d'un objet ou le suivi d'un objet [Cretual 98].

3.2.3.5 *Conclusion*

Les problèmes rencontrés par l'utilisation des asservissements visuels illustrent bien les difficultés de mise en œuvre de contrôle-commande à boucle de retour immatérielle. En effet, on y retrouve l'enrichissement des signaux (dimensions 2D, 3D, $d2D/dt$, etc..), l'élaboration des lois de commande et l'étude très difficile de la stabilité de la boucle de commande avec des risques de rupture [Bensalah 94], etc..

3.2.4 Structure adaptée a l'IRM interventionnelle

Comme nous l'avons vu au chapitre II, l'utilisation des avantages de l'IRM dans le cadre interventionnel se développe rapidement et de manière très diversifiée.

De nombreuses interventions nécessitent la mise en place d'instruments chirurgicaux rectilignes rigides tels qu'aiguilles ou guides et l'objectif de ce travail est donc de permettre la place des outils qui permettront à un médecin de réaliser des interventions telles que biopsies sous contrôle per opératoire de l'IRM.

Le développement d'un système autonome et séparé de l'imageur présente de nombreux aspects séduisants parmi lesquels l'indépendance vis à vis des séquences d'imagerie, des instruments spécifiquement modifiés et des délais liés au transfert industriel des nouvelles technologies.

3.2.4.1 Problématique générale

Afin d'atteindre l'objectif global, qui est mise en place d'un instrument selon une trajectoire donnée, plusieurs objectifs intermédiaires, liés aux difficultés et sources d'imprécision rencontrées lors de la réalisation d'un geste, doivent être atteints.

Comme nous l'avons vu au chapitre précédent, ces difficultés sont multiples et d'origines diverses : validité des coordonnées 3D déterminées à partir des images IRM, localisation spatiale du point d'entrée défini sur une image IRM, repérage de l'instrument et évaluation de sa position et de son orientation, vérification visuelle de la position de l'instrument.

La problématique technologique est donc complexe puisque l'intervention définie sur des images IRM sert de référence et doit donc être strictement respectée.

Un système permettant, au chirurgien, de définir une intervention sans que cela ne nécessite d'étude pré opératoire et de réaliser celle-ci sans attente ni subjectivité présente un intérêt certain dans le contexte de l'imagerie interventionnelle .

Un tel système doit donc :

- faciliter la planification du geste chirurgical c'est à dire :
 - choisir et visualiser les images de définition,
 - définir la trajectoire via la définition des point d'entrée et cible,
 - vérifier la validité de la trajectoire.
- apporter une aide à la réalisation du geste et notamment :

- repérer le point d'entrée cutané de manière précise,
- aider le chirurgien à orienter l'instrument conformément à la planification.
- faciliter les vérifications per et post opératoire en calculant les paramètres des coupes tomographiques qui permettront le contrôle de la position et de l'orientation de l'instrument.

Afin de réaliser ces tâches, nous exploitons la puissance de l'outil informatique associé à une instrumentation externe.

3.2.4.2 Choix de l'instrumentation

L'instrumentation doit remplir deux fonctions : l'indication du point d'entrée et le retour d'informations au cours de l'intervention. L'indication du point d'entrée utilise un pointeur LASER, cette partie est développée ultérieurement.

Afin d'obtenir les informations sur la position du spot LASER ou sur la direction de l'instrument, il est indispensable d'utiliser un capteur de position 3D. Compte tenu de l'environnement agressif de l'IRM, l'utilisation d'un capteur de position 3D magnétique ne peut être envisagée ; nous avons donc choisi d'utiliser un capteur stéréoscopique qui assurera le retour des informations. Cependant, la configuration des lieux et le nombre élevé de situations possibles nous ont orientés vers la mise en place d'un capteur stéréoscopique à quatre caméras. Celles-ci sont disposées de manière à assurer le retour d'informations quelle que soit l'intervention et sans imposer de contraintes fortes au médecin (Fig III-6).

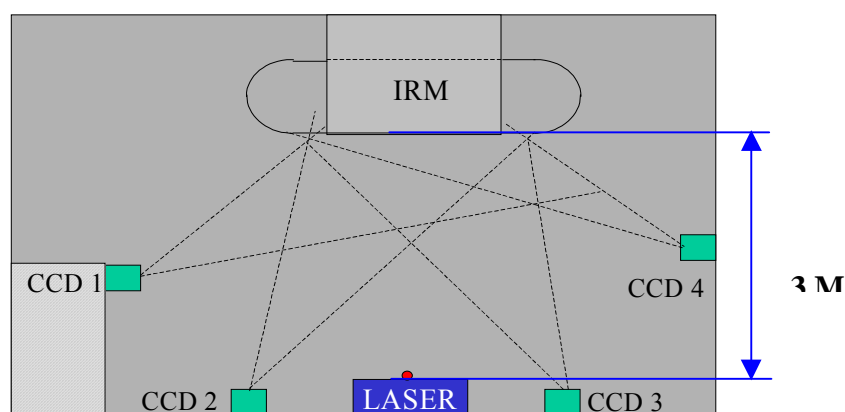


Fig III-6: l'instrumentation complémentaire

L'instrumentation utilisée durant cette thèse représente un ensemble fortement interconnecté. En effet, les images acquises servent à la planification de l'intervention et déterminent donc les consignes des diverses procédures de contrôle-commande. De plus, la planification sert également à établir les paramètres des coupes IRM qui permettront de vérifier la mise en place de l'instrument.

On peut donc représenter le système sous la forme du synoptique suivant (Fig III-7).

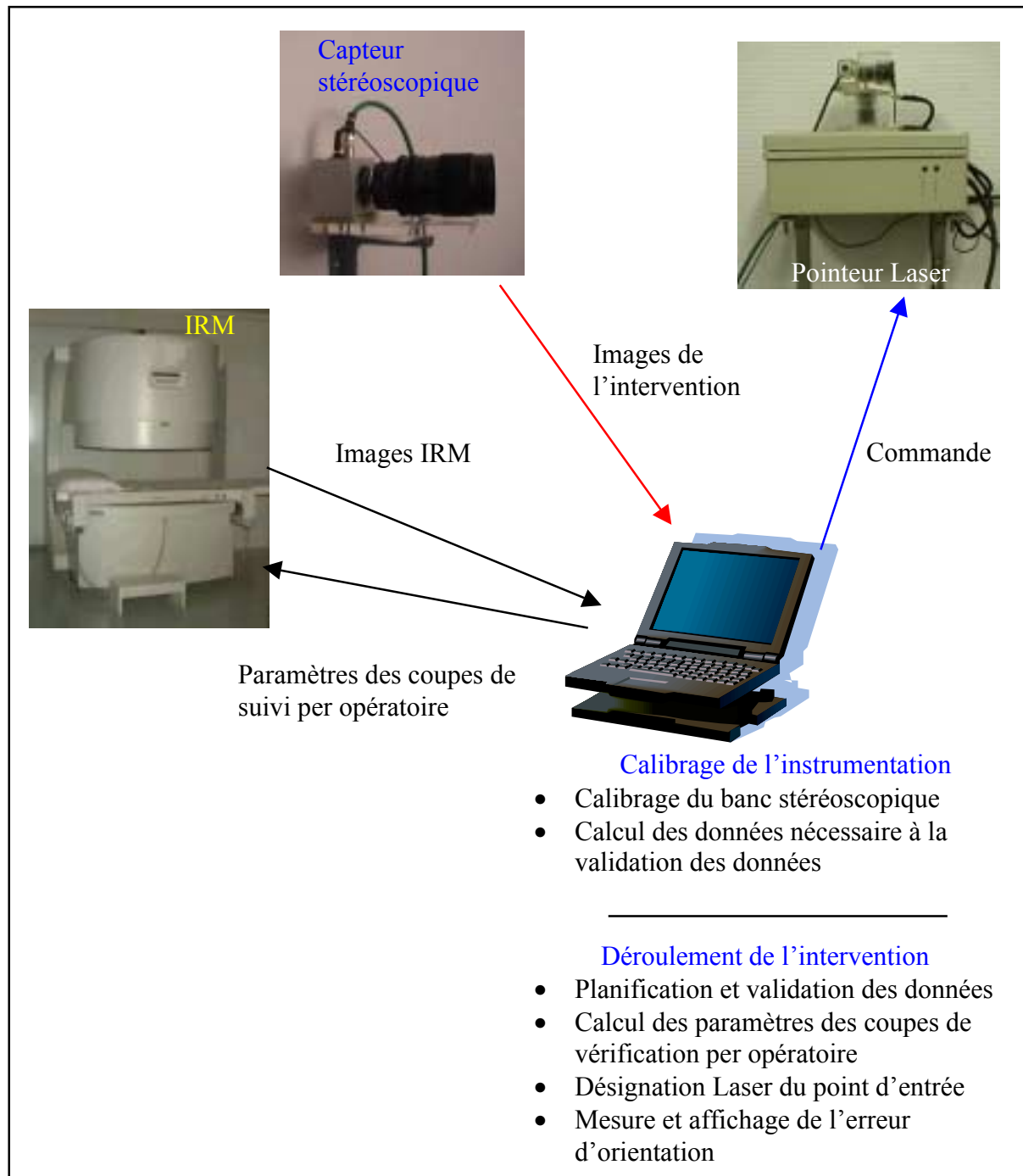


Fig III-7 : synoptique du système global

3.3 Application à l'aide à l'intervention en IRM interventionnelle

La solution que nous proposons consiste à dissocier la planification et la réalisation du geste chirurgical : en effet, la planification est souvent guidée par l'expérience du chirurgien, expérience qui tend à intégrer, dans la planification, des contraintes liées à la réalisation du geste. Par exemple, le chirurgien définit d'abord le point d'entrée en générant un artéfact (cf chapitre II, paragraphe 4.1) puis détermine l'orientation de l'instrument, souvent dans un plan de référence afin de suivre une trajectoire mono incidence, pour atteindre la cible. Comme nous l'avons vu au chapitre précédent, ces méthodes ont pour conséquences de rendre le geste chirurgical imprécis et subjectif

Puisque la définition et la réalisation du geste sont dissociées, il est nécessaire de vérifier la validité des données et d'aider le médecin à respecter l'intervention qu'il a planifié. Ce respect passe par 2 étapes : la localisation du point d'entrée, défini sur une image, sur le patient et l'orientation de l'instrument conformément à la trajectoire planifiée.

Ce paragraphe aborde dans une première partie la validation des données qui servent à établir les consignes. Nous présentons ensuite le capteur stéréoscopique, capteur sans contact qui est utilisé dans cette application, ainsi que les relations immatérielles permettant la mise en correspondance de données issues de capteurs différents : imageur IRM et capteur stéréoscopique. Enfin les procédures de contrôle-commande sont présentées ; elles concernent l'asservissement du spot LASER au point d'entrée défini sur une image IRM et l'asservissement de l'orientation de l'instrument chirurgical à la trajectoire défini lors de la planification du geste.

3.3.1 Correction des distorsions en limite d'homogénéité du champ

3.3.1.1 Introduction

Lors de l'utilisation de données issues d'un système d'acquisition, une étape importante consiste à vérifier la validité des informations. Lorsque cette étape est négligée, on risque de travailler sur des informations erronées et donc d'obtenir des résultats décevants.

Une étude du système d'acquisition permet, en général, d'établir un modèle des déformations, d'identifier les paramètres de ce modèle dont l'objectif est de corriger les données acquises.

Dans le cas de l'IRM, une étude préalable de la chaîne d'acquisition ne fournit aucun renseignement quant à un modèle qui permettrait une correction de distorsions. Cependant, nous avons mis en évidence la présence de déformations géométriques majeures en limite d'homogénéité du champ magnétique principal [Daanen 99][Daanen 00].

3.3.1.2 Causes des déformations géométriques en IRM et méthodes de correction

3.3.1.2.a Les causes

Comme nous l'avons vu dans le chapitre II, la formation d'images par résonance magnétique nécessite la présence d'un champ magnétique dont l'intensité spécifie la fréquence de résonance. Afin de différencier les signaux et de localiser leurs origines, on disperse les fréquences de résonance en superposant au champ principal \vec{B}_0 des gradients de champ \vec{G}_x , \vec{G}_y et \vec{G}_z . En fait, l'ensemble des causes de distorsions peuvent être identifiées en déterminant les facteurs influant le champ magnétique \vec{B} .

Ces nombreuses causes sont réparties en trois classes par [Michiels 94] :

- les paramètres dépendant de la machine et de l'environnement magnétique

On inclut dans ces paramètres l'ensemble de imperfections de l'imageur telle que l'inhomogénéité intrinsèque du champ \vec{B}_0 , la non-linéarité des gradients de champ et les courants induits par la commutation de ces mêmes gradients, l'imperfection des pulses de sélection de coupes ou de volumes. On peut également prendre en compte la présence d'appareils ou de poussières métalliques dans la salle de l'imageur. En effet, les masses métalliques situées à proximité des lignes de champs modifient celles-ci de manière imprévisible et participent donc à la création des distorsions géométriques.

Nous avons quantifiés ces distorsions à partir des images d'un fantôme réalisé spécifiquement dans le cadre du contrôle qualité d'imageurs IRM.

Le fantôme se présente sous la forme d'un cylindre d'acrylique, de 21.6 cm de diamètre interne et de 25.4 cm de longueur contenant une solution de sulfate de cuivre de concentration

de 0.1 gramme par litre. Ce fantôme se compose de plusieurs sections dont une section uniforme permettant la mesure de la distorsion géométrique globale, de l'uniformité et du rapport S/B. D'autres paramètres tels que l'épaisseur de coupe, la résolution spatiale, et les temps de relaxation T1 et T2 peuvent être également mesurés avec les autres sections du fantôme ; le lecteur désirent plus de renseignements concernant le contrôle qualité des imageurs IRM se reportera à [Bourel 99].

La mesure de la distorsion géométrique globale est basée sur l'image de la section uniforme (Fig III-8).

Le contour et le centre de ce disque sont déterminés et le diamètre du disque est mesuré, de manière répartie dans l'image, 4 fois.

La distorsion géométrique globale D est calculée par :

$$D=100 \times \frac{\phi_{\max}-\phi_{\min}}{\phi_{\text{moyen}}}$$

où ϕ_{\max} , ϕ_{\min} , ϕ_{moyen} représentent les diamètres maximum, minimum et moyen déterminés.

La distorsion est ensuite quantifiée en millimètre en multipliant la distorsion géométrique globale D par le diamètre réel de la section uniforme (21.6 cm).

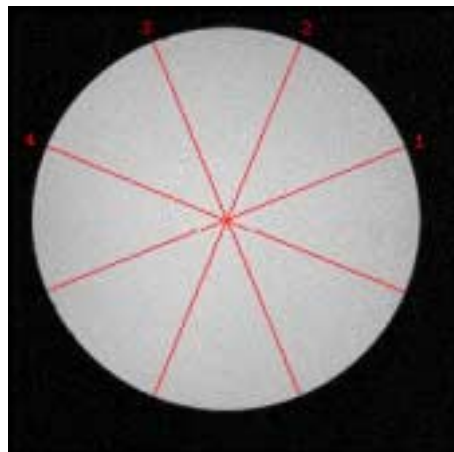


Fig III-8 : Calcul de la distorsion géométrique globale

La figure III-9 montre l'évolution de ces distorsions géométriques sur le *Magnetom Open 0.2T* de Siemens.

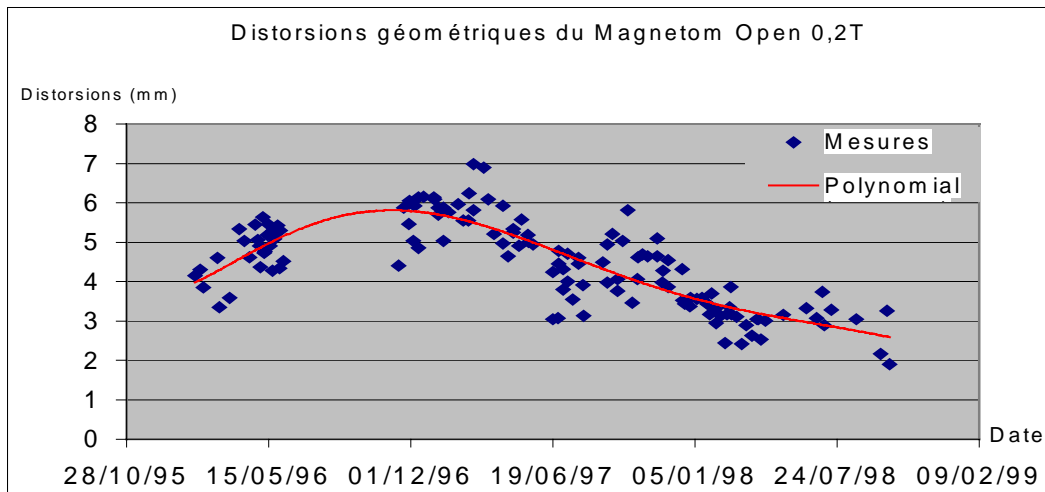


Fig III-9 : Evolution des distorsions géométriques intrinsèques du Magnetom Open 0.2T

- les paramètres dépendant du patient

Bien que d'influence difficilement quantifiable par rapport aux causes possibles décrites ci-dessus, le patient induit naturellement une modification locale du champ magnétique. En effet, comme tout corps, le corps humain interagit avec les champs magnétiques par sa susceptibilité magnétique qui n'est ni homogène ni identique dans l'ensemble du corps humain, il en résulte donc des modifications locales du champ magnétique qui se manifestent dans les images sous la forme de déformations géométriques.

Enfin, on peut mentionner l'existence de sources de distorsions non physiologiques. De nombreux patients portent des implants métalliques (prothèses, implants, clips) et ces matériaux, même déclarés compatibles IRM, engendrent une modification des lignes de champ et donc une distorsion locale.

- Influence des marqueurs tomographiques

Lors de la réalisation d'images IRM en vue d'une opération en conditions stéréotaxiques, on fixe au patient un système de repérage, cadre stéréotaxique ou marqueurs. Ce système de repérage induit, à cause des différences de susceptibilités magnétiques, des distorsions géométriques dont les conséquences ont été évaluées par plusieurs auteurs [Gauvin 94][Sumanaweera 95] [Maurer 96] et l'erreur de repérage des cibles intracrâniennes pouvant atteindre 5mm.

Bien que de faibles amplitudes, les erreurs générées par ces distorsions ne sont pas négligeables et de nombreuses méthodes ont été développées dans le but de les corriger.

3.3.1.2.b Les méthodes de correction

Les méthodes 2D

Les méthodes de correction 2D sont établies à partir de données « image ». Ainsi [Michiels 94] identifient le processus de déformations sous la forme d'un couple de fonctions paramétriques polynomiales. Ces fonctions sont ensuite utilisées pour déterminer le niveau de gris sans déformations.

[Sunamawera 95] corrige les distorsions géométriques, dues à la présence de métal au sein des marqueurs fiduciaux stéréotaxiques, à partir d'images supplémentaires.

La méthode proposée consiste à acquérir une image du crâne où les marqueurs stéréotaxiques sont visibles. On réalise ensuite des images de phase avec des temps d'écho TE différents. L'analyse de ces images permet de corriger les distorsions dues aux marqueurs fiduciaux.

les méthodes 3D

Contrairement aux méthodes précédentes qui ne prennent pas en compte la nature 3D de l'IRM, les méthodes 3D consistent à modéliser le processus de déformations dans l'espace 3D [Breuwer99][Woo99]. On peut, par exemple, modéliser le processus de déformations par une fonction polynomiale 3D. Cette fonction, calculée à partir des points de référence dont on connaît la position mesurée et la position théorique, est utilisée pour recalculer la position d'un voxel u de l'espace distordu à partir d'un voxel x de l'espace non distordu. L'intensité du voxel u est ensuite calculée par interpolation des intensités des voxels voisins de x [Breuwer 99].

Qu'elles soient 2D ou 3D, ces méthodes ont pour objectif la correction de déformations géométriques lorsque le volume décrit par l'image se situe uniquement à l'intérieur de l'espace homogène du champ. De plus, elles sont toutes limitées par des spécificités : séquence utilisée, protocole d'acquisition des images et ne présentent donc pour nous qu'un intérêt restreint.

En effet, les déformations géométriques que nous désirons corriger sont fonction de la position 3D de la coupe tomographique dans le volume décrit par le champ. Le champ magnétique principal \vec{B}_0 est constant et homogène dans un volume précisément défini.

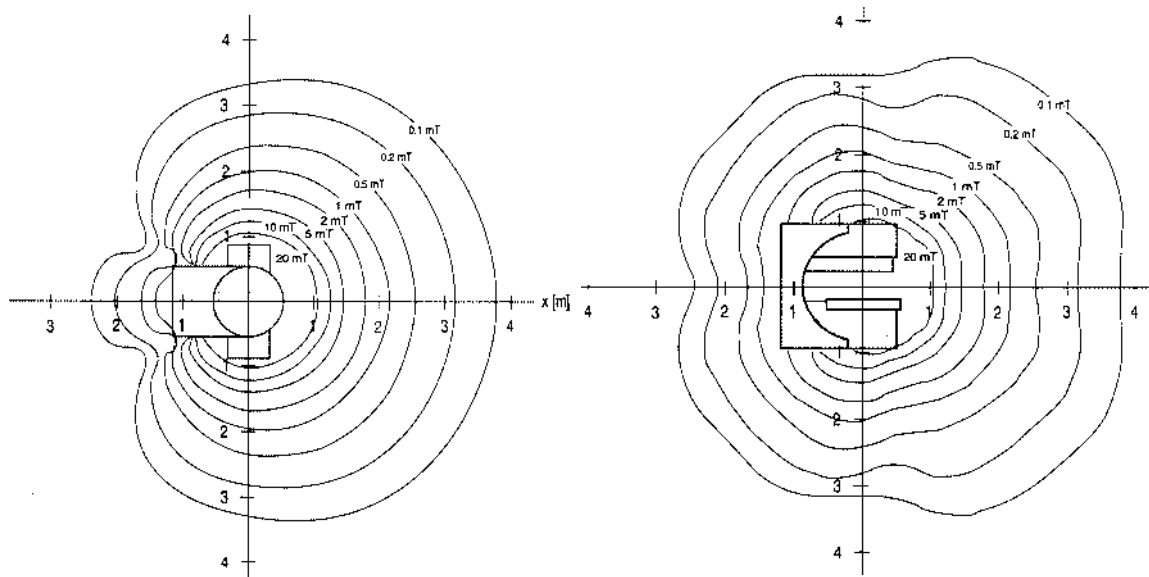


Fig III-10 : Lignes de champ du Siemens™ Magnétom Open 0.2T

En dehors de ce volume, l'homogénéité et la valeur de champ magnétique principal s'effondre rapidement (fig III-10 et fig III-11-1) et, pour des raisons technologiques, il en va de même pour les champs magnétiques engendrés par les gradients (gradients de sélection de coupe, de lecture et de déphasage) (fig III-11-2a et fig III-11-2b).

Le champ magnétique global, $\vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{G}$ (fig III-11-3a et fig III-11-3b), présente donc, en une certaine position spatiale, une valeur différente que celle attendue et les protons, situés dans ce voxel, résonnent à une fréquence déjà « présente » dans le spectre fréquentiel de l'image. On obtient donc des voxels distincts qui résonnent à une même fréquence et, lors de la reconstruction de l'image, il n'est pas possible de les différencier, ceci se traduit donc par des déformations dans les images.

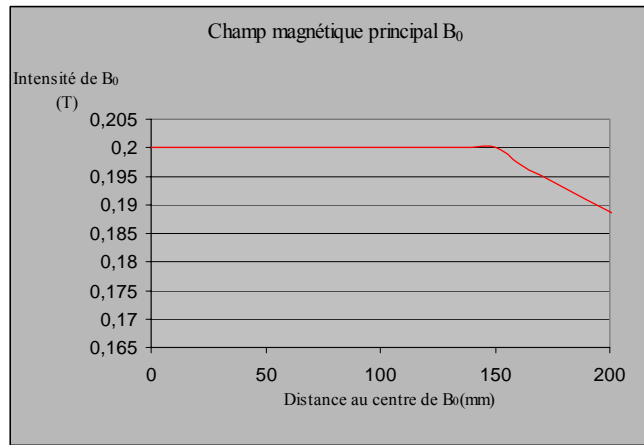


Fig III-11-1

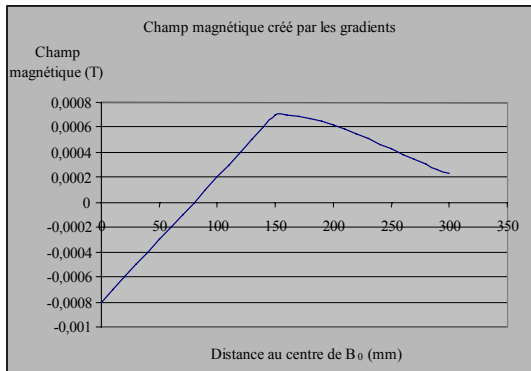


Fig III-11-2a

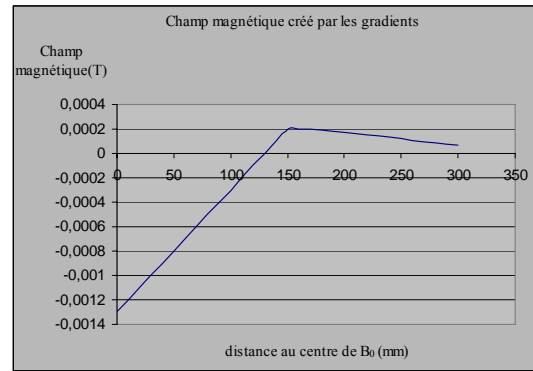


Fig III-11-2b

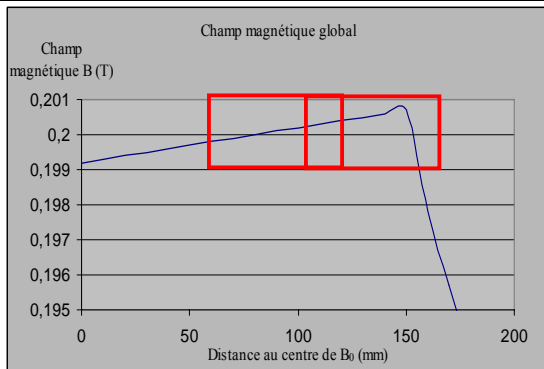


Fig III-11-3a

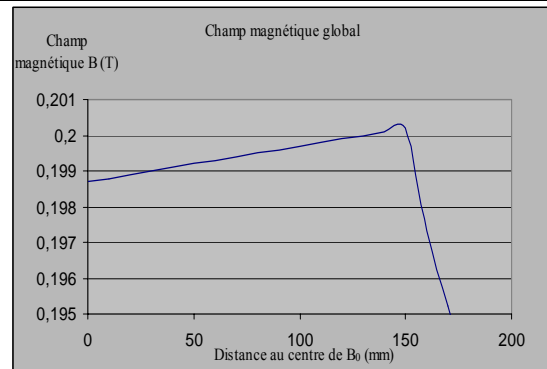


Fig III-11-3b

Image dans le domaine d'homogénéité de B_0

Image en limite du domaine d'homogénéité de B_0

Fig III-11 : Le phénomène de distorsions géométriques en limite du domaine d'homogénéité du champ magnétique

Gradients magnétiques : 10 mT/m.

3.3.1.3 Correction 3D locale

La majorité des méthodes décrites dans la littérature ont pour objectif la correction des déformations géométriques dans une image. Cependant, nous ne nous intéressons qu'à la validité des coordonnées 3D de points. La méthode que nous proposons permet donc de corriger les coordonnées 3D d'un point situé à la limite d'homogénéité du champ magnétique \vec{B}_0 .

3.3.1.3.a Acquisition des points de référence - détermination des coordonnées théoriques

Afin d'appliquer une correction, il est nécessaire de disposer un ensemble de points appariés {Position mesurée – Position théorique}. De plus, l'espace calibré par cet ensemble de points de référence doit être suffisamment étendu de manière à permettre une correction des données issues du volume utile du capteur. Ces points de référence doivent être disposés de manière à respecter les hypothèses formulées lors du choix de la méthode de correction.

L'ensemble des points de référence est obtenu à partir des images d'une mire de calibrage. Cette mire est constituée de points remarquables disposés selon un motif cubique de 30mm de côté, immergés dans un bain de propanédiol et étalonnant un volume de dimensions (400 mm x 300 mm x 210 mm) (Fig III-12).

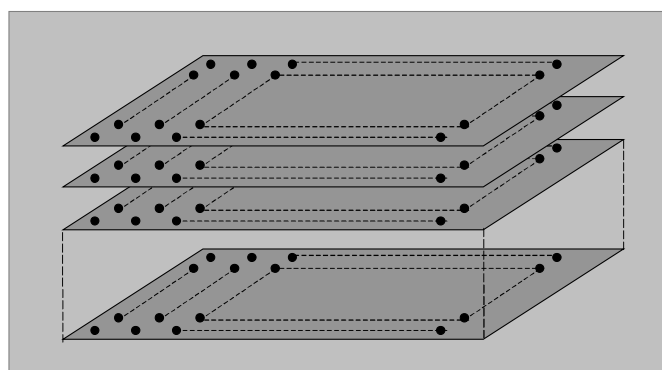


Fig III-12 : représentation de la mire de calibrage

Ce volume de référence étalonne un volume plus important que le volume où le champ magnétique B_0 est homogène. Ceci permet donc de corriger les coordonnées 3D situés à la limite d'homogénéité du champ magnétique principal puisque nous disposons de points de référence situés au-delà du volume d'homogénéité de B_0 .

3.3.1.3.b Extraction des primitives

Après acquisition, les images de la mire sont binarisées (fig III-13a) et filtrées par une fermeture morphologique de compact « boule » (fig III-13b). Les marqueurs sont discriminés des formes binaires par un critère de surface et de compacité (fig III-13c) [Postaire 87]. Enfin, afin de limiter l'influence de la segmentation, les coordonnées 2D des marqueurs sont calculées en recherchant l'intersection des courbes reliant les centres des marqueurs (fig III-13e). Enfin, nous limitons la détection des marqueurs à un volume choisi de manière à avoir une marge de correction importante. Les coordonnées 3D des marqueurs sont alors calculées à partir des positions images de ceux-ci.

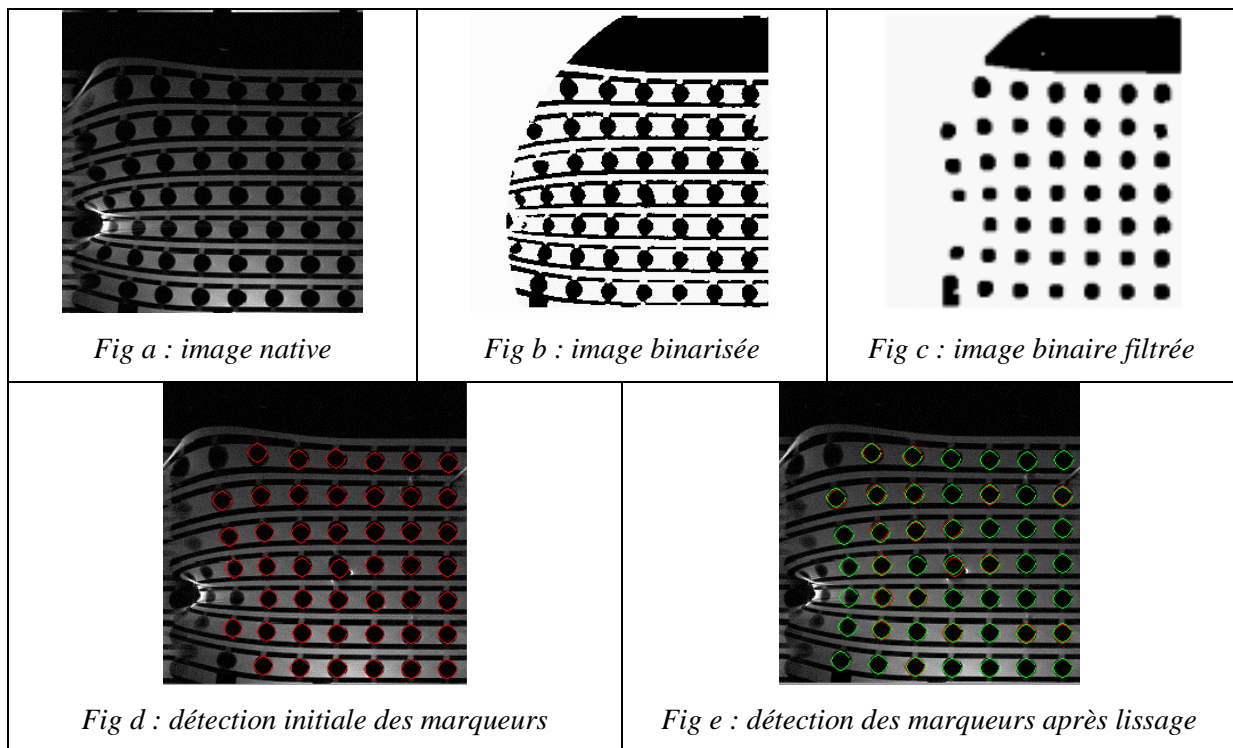


Fig III-13 : détection des marqueurs IRM (image axiale)

Afin d'éviter, lors des calculs suivants, un déplacement du centre du marqueur, dû au volume partiel (fig III-14), on associe à chaque point mesuré un facteur dépendant du contraste.

Le contraste entre le centre du marqueur (pixel s) et le milieu extérieur immédiat (pixel t) est calculé par :

$$c(s,t) = \begin{cases} \frac{|NdG(s) - NdG(t)|}{\max(NdG(s), NdG(t))} & \text{si } \max(NdG(s), NdG(t)) \neq 0 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

[Vial 00][Cocquerez 95].

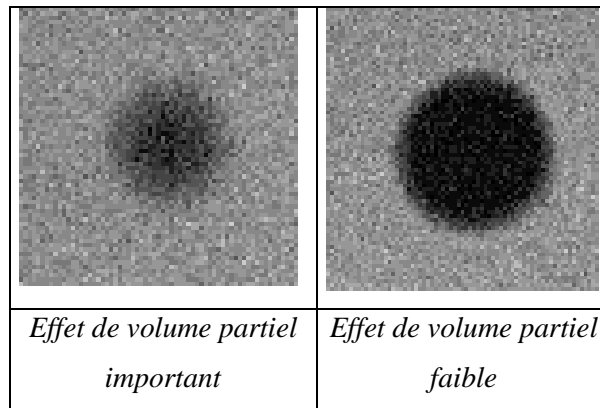


Fig III-14 : effet de volume partiel sur un élément de référence de la mire

Lors du calcul du centre de gravité d'un marqueur, ce facteur est utilisé pour pondérer les coordonnées, évitant ainsi un déplacement de la position du marqueur dû à un effet de volume partiel.

3.3.1.3.c Appariement coordonnées mesurées – coordonnées théoriques

Les coordonnées du point théorique associé à chaque point de mesure sont calculées à l'aide d'un algorithme qui utilise les coordonnées du point mesuré ainsi que les spécifications mécaniques de la mire. Le point de référence de cet algorithme est le point le plus proche du centre de la zone d'homogénéité puisque les distorsions y sont quasiment nulles. A partir de ce point, nous parcourons les points de mesure et calculons le vecteur défini par ces points et le point de référence. Les composantes de ce vecteur permettent alors de déterminer le point théorique le plus vraisemblable.

3.3.1.3.d Fusion des mires

Chaque incidence de coupes fournit une série d'images qui elles-mêmes définissent une mire de correction. Cependant, lorsque différentes séries d'images représentent la même mire de

calibrage, la fusion des mires de correction obtenues à partir des séries permet d'exploiter la redondance d'informations disponibles. La fusion nécessite donc de déterminer les points de mesures qui correspondent au même point théorique.

Afin de démarrer l'algorithme de fusion, nous émettons l'hypothèse suivante : les mires de correction ont pour origine une mire de calibrage dont la position et l'orientation n'a pas changé entre les instants d'acquisition. Dans l'espace faiblement distordu, les positions mesurées des marqueurs sont donc quasiment identiques. Nous recherchons donc une matrice de recalage qui fait coïncider au mieux les marqueurs de l'espace faiblement distordu. Cette matrice de recalage est déterminée selon une méthode semblable à celle décrite au paragraphe 3.3.2.2.

Après détermination des termes de la matrice de recalage, nous déterminons les points correspondant des mires de chaque incidence selon un critère de distance euclidienne. Nous calculons alors le point résultat en moyennant les coordonnées 3D des points de mesures.

3.3.1.3.e Méthodes de correction

Nous avons corrigé les déformations géométriques 3D selon deux approches : d'une part une correction basée sur des hypothèses de linéarité des déformations entre des points de contrôle et, d'autre part une correction par interpolation spline dont l'objectif est de prendre en compte les variations non linéaires du champ magnétique.

Correction par interpolation linéaire

La méthode utilisée est analogue à celle proposée par [Boone 91] pour corriger les images vidéo. Elle est basée sur les hypothèses suivantes : il n'est pas possible de modéliser globalement les déformations dues au système d'acquisition cependant, les déformations peuvent être considérées comme linéaires entre des points de contrôle. On effectue donc une correction locale qui ne nécessite pas la détermination d'un modèle global complexe (fig III-15).

Soit un point $P_d [X_{Pd}, Y_{Pd}, Z_{Pd}]^T$ de l'espace 3D distordu. Nous recherchons ses 8 plus proches voisins V_i qui dans le cas général, définissent un volume dans lequel le point P_d est situé.

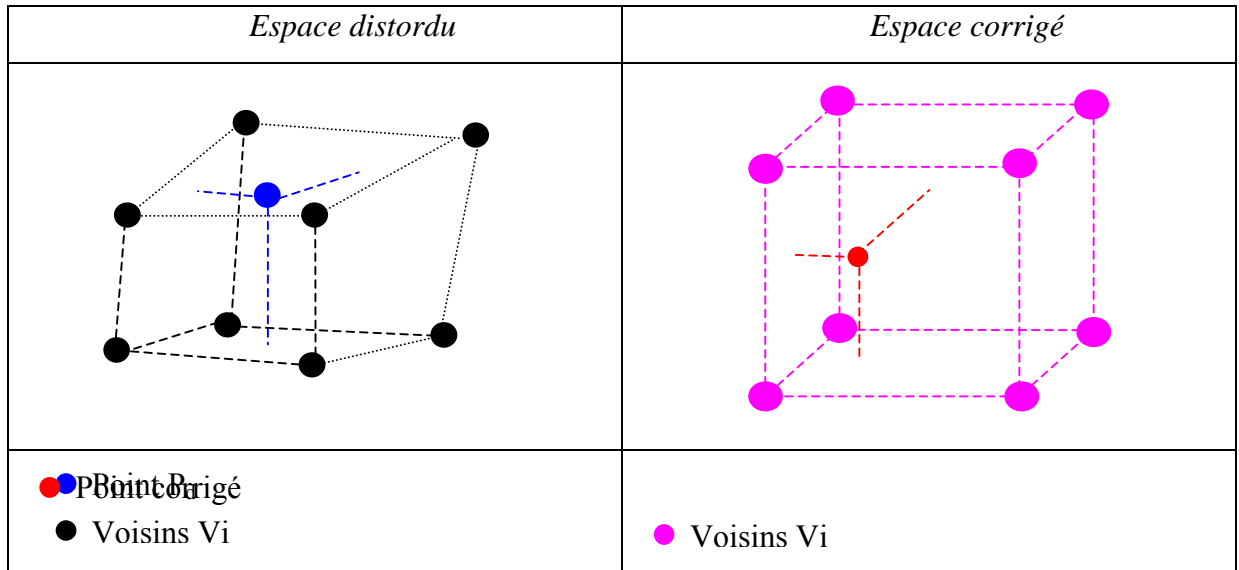


Fig III-15 : Relations entre les espaces distordu et corrigé

P_d est alors considéré comme un barycentre de l'ensemble des points V_i ce qui s'écrit :

$$\sum_{i=1}^{NbVoisins} p_i \cdot \overrightarrow{P_d V_i} = \vec{0} \quad \text{où } p_i \text{ est la pondération associée au vecteur } \overrightarrow{P_d V_i}$$

c'est à dire $X_{Pd} = \sum_{i=1}^{NbVoisins} p'_i \cdot X_{V_i}, Y_{Pd} = \sum_{i=1}^{NbVoisins} p'_i \cdot Y_{V_i}, Z_{Pd} = \sum_{i=1}^{NbVoisins} p'_i \cdot Z_{V_i}$ *(Equ III-1)*

avec $p'_i = \frac{p_i}{\sum_{i=1}^{NbVoisins} p_i}$, ce qui revient à imposer comme contrainte $\sum_{i=1}^{NbVoisins} p_i = 1$.

En développant (*Equ III-1*) et en l'écrivant sous forme matricielle, on obtient le système :

$$\begin{bmatrix} X_{V_1} & \dots & X_{V_n} \\ Y_{V_1} & \dots & Y_{V_n} \\ Z_{V_1} & \dots & Z_{V_n} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p'_1 \\ \vdots \\ p'_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_{Pd} \\ Y_{Pd} \\ Z_{Pd} \end{bmatrix} \quad \text{(Equ III-2)}$$

Les poids $[p'_1 \dots p'_n]^T$, calculés au sens des moindres carrés, sont utilisés pour le calcul des coordonnées corrigées du poids P_d par interpolation tri linéaire pondérée des coordonnées théoriques des voisins en utilisant (*Equ III-1*).

Correction par interpolation spline

La correction par interpolation spline consiste à déterminer la fonction spline qui transforme une surface quelconque, la surface décrite par les points de mesure, en un plan (surface décrite par les points de référence). Nous avons retenu la méthode des splines plaque mince car celle-ci s'approche fortement du problème d'un point de vue conceptuel

Les splines plaque mince (SPM) sont issues d'un problème de mécanique du siècle dernier : le cintrage d'une plaque mince de métal sous l'action de contraintes s'exerçant perpendiculairement à son plan de repos. Elles ont été introduites dans l'interpolation de données multidimensionnelles dispersées par [Duchon 76] puis appliquées au problème de la reconstruction des surfaces visuelles [Grimson 83], la déformation d'images (fig III-16) [Terzopoulos 83], etc..

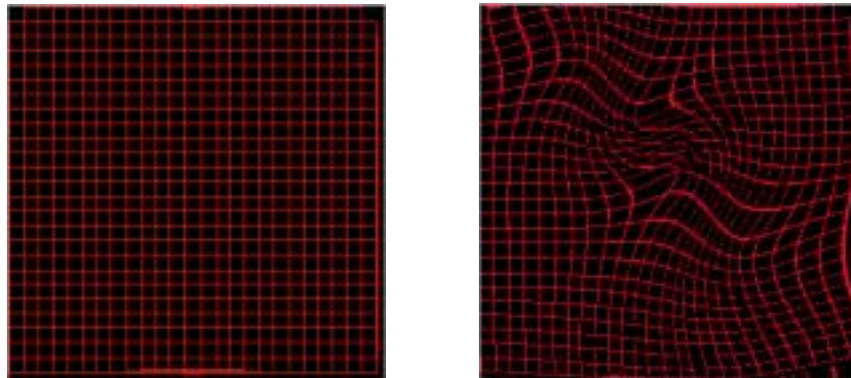


Fig III-16 : déformation d'une image par spline plaque mince

Généralités sur les SPM

Le problème des SPM peut être abordé de deux manières : soit par le principe de régularisation, soit à partir des fonctions radiales [Ella 00].

Le principe de régularisation consiste à minimiser une fonction d'énergie qui dépend de deux termes : un terme de stabilisation et un terme de pénalisation. Il existe une littérature abondante sur ce sujet, nous ne détaillerons pas cette approche [Duchon 76][Grimson 83].

Nous avons retenu l'approche des fonctions radiales : pour calculer la valeur d'une fonction en une abscisse x , on détermine le poids des points de référence en fonction de la distance séparant ceux-ci du point d'interpolation.

D'une manière générale, l'interpolation par spline plaque mince se présente ainsi.

Soit $\{P_i(x_i, y_i), i=1, \dots, N\}$, un ensemble de points prélevés dans l'ensemble des points de référence et $f(P_i)$, les valeurs connues de la surface aux points P_i . Pour tout point $P(x, y)$, on calcule la valeur de la surface en P par une somme radiale pure :

$$f(P) = \sum_{i=1}^N w_i \cdot g(\|P - P_i\|) \quad (\text{Equ III-3})$$

où g est une fonction radiale de base et w_i un facteur de pondération représentant l'importance du point de référence P_i .

Cependant, la somme radiale pure utilisée sous la forme (Equ III-3) donne une mauvaise interpolation lorsque le point P est trop éloigné des points P_i . Afin de pallier ce défaut d'extrapolation, on ajoute, à la somme radiale pure, une partie polynomiale d'où la relation

$$f(P) = \sum_{i=1}^N w_i \cdot g(\|P - P_i\|) + p(P) \quad (\text{Equ III-4})$$

Correction de coordonnées 3D

La brève description donnée ci-dessus correspond au calcul de la valeur d'une surface dans le plan. L'utilisation des SPM dans le cadre de la correction de déformations géométriques 3D est analogue aux calculs de déformation dans le plan à la dimension près.

La déformation d'image à l'aide des SPM nécessite la définition de points dits d'ancrage. Ces points jouant le rôle des points de référence dans le calcul de $f(P)$ (Equ III-3, Equ III-4), ils déterminent la transformation imposée au plan.

La correction de déformations 3D revient en fait à calculer une déformation de l'espace imposant la mise en correspondance des voisins V_i d'un point 3D P_d et leurs homologues de l'espace de référence.

L'utilisation dans l'espace 3D des SPM impose la définition de trois fonctions de correction, une selon chaque coordonnée comme lors de déformations d'images.

Soit $\{V_i = (x_i, y_i, z_i), i=1, \dots, N\}$, les points de l'espace de référence et $\{P_i = (u_i, v_i, t_i), i=1, \dots, N\}$, les points mesurés. Corriger les coordonnées d'un point $P_d [u_{P_d} \ v_{P_d} \ t_{P_d}]^T$ consiste donc à rechercher ses voisins, à déterminer les fonctions de correction et calculer les coordonnées corrigées du point $P_d [x_{P_d} \ y_{P_d} \ z_{P_d}]^T$.

La détermination des voisins ne présente pas d'intérêt, elle est réalisée, en général, au sens des plus proches voisins. Le calcul des coordonnées corrigées utilise les coordonnées de ces voisins comme suit.

On détermine les fonctions de correction pour chaque coordonnées :

$$\left\{ \begin{array}{l} f_x(u_{P_d}, v_{P_d}, t_{P_d}) = \sum_{i=1}^N w_i \cdot g(\|P_d - V_i\|) + a_{x_0} + a_{x_1} \cdot u_{P_d} + a_{x_2} \cdot v_{P_d} + a_{x_3} \cdot t_{P_d} \\ f_y(u_{P_d}, v_{P_d}, t_{P_d}) = \sum_{i=1}^N w_i \cdot g(\|P_d - V_i\|) + a_{y_0} + a_{y_1} \cdot u_{P_d} + a_{y_2} \cdot v_{P_d} + a_{y_3} \cdot t_{P_d} \\ f_z(u_{P_d}, v_{P_d}, t_{P_d}) = \sum_{i=1}^N w_i \cdot g(\|P_d - V_i\|) + a_{z_0} + a_{z_1} \cdot u_{P_d} + a_{z_2} \cdot v_{P_d} + a_{z_3} \cdot t_{P_d} \end{array} \right. \quad (\text{Equ III-5})$$

où la fonction radiale de base $g(r) = |r|$ [Cutting 93] et les coefficients $a_{x_0}, a_{x_1}, a_{x_2}, a_{x_3}$ (respectivement $(a_{y_0}, a_{y_1}, a_{y_2}, a_{y_3})$ et $(a_{z_0}, a_{z_1}, a_{z_2}, a_{z_3})$) représentent les coefficients du polynôme $P(p)$ dont le rôle est d'affiner l'interpolation (cf Equ III-4).

Les facteurs de pondération w_i et les constantes polynomiales sont calculés par algèbre matriciel : on construit une matrice L (matrice de Gram [Wolberg 94]), de dimension $(N+4) \times (N+4)$ formées de trois sous-matrices : K, Q, O telle que :

$$L = \begin{bmatrix} K & Q \\ Q^T & O \end{bmatrix}$$

où

- O est une matrice carrée nulle de dimension (4×4) .

- K est une matrice carrée (N x N) des fonctions radiales de base définies sur les voisins

$$K = \begin{bmatrix} 0 & g(r_{12}) & \cdots & \cdots & g(r_{1N}) \\ g(r_{21}) & 0 & \cdots & \cdots & g(r_{2N}) \\ \vdots & \vdots & \ddots & & \vdots \\ \vdots & \vdots & & \ddots & \vdots \\ g(r_{N1}) & g(r_{N2}) & \cdots & \cdots & 0 \end{bmatrix}$$

- Q est une matrice (M x 4) contenant les coordonnées des voisins

$$Q = \begin{bmatrix} 1 & u_1 & v_1 & t_1 \\ 1 & u_2 & v_2 & t_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & u_N & v_N & t_N \end{bmatrix}$$

Les poids et constantes polynomiales, sont alors solutions des trois sous-systèmes :

$$\begin{bmatrix} w_{x_1} \\ \vdots \\ w_{x_N} \\ a_{x_0} \\ a_{x_1} \\ a_{x_2} \\ a_{x_3} \end{bmatrix} = L^{-1} \begin{bmatrix} x_1 \\ \vdots \\ x_N \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad \begin{bmatrix} w_{y_1} \\ \vdots \\ w_{y_N} \\ a_{y_0} \\ a_{y_1} \\ a_{y_2} \\ a_{y_3} \end{bmatrix} = L^{-1} \begin{bmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_N \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad \begin{bmatrix} w_{z_1} \\ \vdots \\ w_{z_N} \\ a_{z_0} \\ a_{z_1} \\ a_{z_2} \\ a_{z_3} \end{bmatrix} = L^{-1} \begin{bmatrix} z_1 \\ \vdots \\ z_N \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Les coordonnées corrigées sont finalement obtenues en utilisant les paramètres calculés ci-dessus dans (Equ III-5).

3.3.1.3.f Conclusion

Les méthodes de correction mise en œuvre sont souples et peuvent s'adapter à d'autres systèmes d'acquisition 3D. Elles s'affranchissent de la détermination d'un modèle 3D complexe des déformations et sont rapides à mettre en œuvre, ceci grâce à l'approche locale qui a été préférée à la modélisation globale du processus de déformation.

Cependant, les méthodes de correction testées n'incluent pas les déformations induites par le patient. Bien que de telles méthodes existent, elles ne sont pas adaptées à la correction de coordonnées 3D et, de plus les distorsions géométriques induites par le patient sont d'une amplitude nettement plus faible (2 à 3 mm), et ces distorsions ne sont pas corrigées.

3.3.2 Les outils utilisés dans le cadre de l'IRM interventionnelle

Comme nous l'avons vu plus haut, le développement des capteurs sans contact contribue au développement de méthodes de contrôle-commande dont l'objectif est d'assurer des performances identiques à celles obtenues avec des capteurs à contact. Parmi les capteurs sans contact existants, le capteur stéréoscopique est le plus présent dans la littérature et le seul dont l'utilisation est envisageable dans l'environnement hostile de l'IRM ; nous ne détaillons donc que celui-ci.

3.3.2.1 Le capteur stéréoscopique

3.3.2.1.a Introduction

Le capteur stéréoscopique multi-oculaire est un capteur 3D calqué sur le système visuel humain, constitué de deux (ou plusieurs) caméras liées rigidement entre elles [Faugeras 93]. Ce capteur exploite les différences entre les images d'une même scène, observée de points de vue différents, afin d'estimer par triangulation des informations tridimensionnelles.

Le processus de mesure 3D nécessite trois étapes principales : la sélection des primitives, l'appariement des primitives (recherche de la primitive morphologique identique dans une autre image) et enfin la triangulation.

Les étapes 2 et 3 nécessitent le calcul des paramètres du modèle des caméras ainsi que la détermination de leurs positions respectives. Ceci est réalisé lors du calibrage du capteur.

3.3.2.1.b Modélisation de la caméra

Le modèle le plus utilisé pour représenter une caméra est le modèle de projection centrale dit modèle du sténopé (Fig III-17) [Faugeras 86][Tsai 87] [Yuan 89]. La définition de ce modèle repose sur deux hypothèses correspondant à une transformation perspective parfaite :

- chaque rayon de projection joignant le point objet M de la scène à son homologue dans le plan image (m) est rectiligne.
- tous les rayons de projection passent par le centre optique C .

Ce modèle peut être raffiné en prenant en compte les processus de distorsions qui interfèrent avec la formation de l'image [Weng 92].

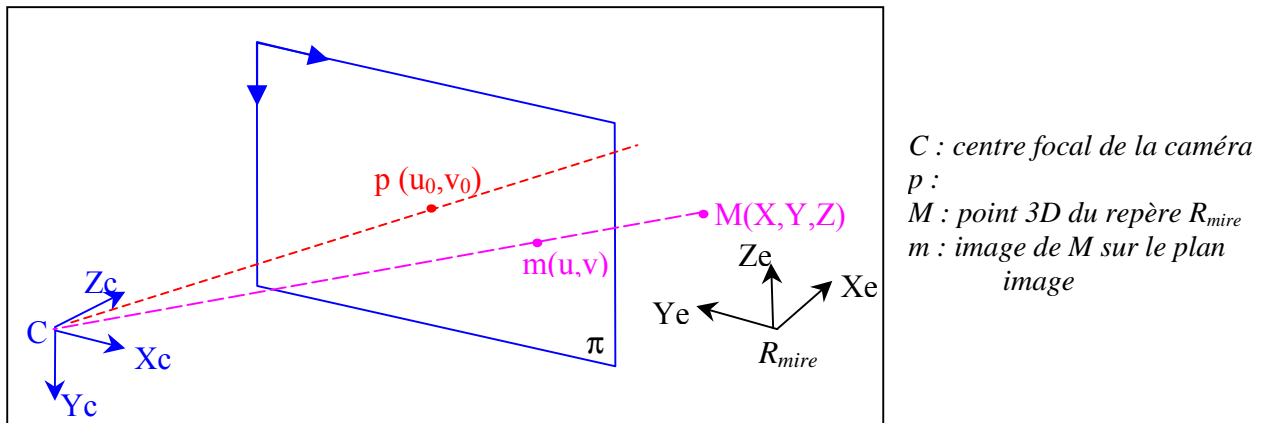


Fig III-17 : Modélisation d'une caméra : modèle du sténopé

La transformation perspective réalisée par la caméra peut être modélisée sous la forme matricielle suivante :

$$\begin{bmatrix} su \\ sv \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad \text{où} \quad \begin{cases} \alpha_u = k_u / f \\ \alpha_v = k_v / f \end{cases} \quad (\text{Equ III-6})$$

Dans ces expressions, (k_u, k_v) représente les facteurs de conversion pixel-mm, $[u_0, v_0]$ représente les coordonnées de l'axe optique dans le repère pixel et f la focale de la caméra

3.3.2.1.c Les méthodes de calibrage

La calibration d'un système de prise de vue est l'étape indispensable si l'on désire effectuer une reconstruction 3D métrique. Les techniques de calibrage sont, aujourd'hui encore, un axe de recherche actif notamment avec l'émergence des techniques dites d'autocalibrage.

Calibrage par définition d'un référentiel externe

Cette méthode de calibrage consiste à identifier les paramètres du modèle de projection perspective ainsi que le changement de repère entre un repère externe (Re) et le repère 3D associé à la caméra ($R_{caméra}$). Elle a été largement étudiée en vision par ordinateur [Faugeras 86][Genery 79] [Tsai 87]. Nous ne rappellerons que l'idée de base.

Afin de calculer les paramètres du modèle de projection centrale par cette méthode, on utilise deux ensembles de points : l'ensemble des points 3D du repère externe Re et l'ensemble des images de ces points. La caméra est alors modélisée par une matrice M (3x4) qui prend en compte la projection centrale (matrice de projection perspective 3x4) ainsi que le changement de repère entre le repère externe Re et le repère caméra $R_{caméra}$ (matrice de changement de repère 4x4).

$$\begin{bmatrix} SU_m \\ SV_m \\ S \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_e \\ Y_e \\ Z_e \\ 1 \end{bmatrix} \quad (Equ III-7)$$

où $[u_m, v_m]$ représente les coordonnées pixels de la projection du point (X_e, Y_e, Z_e) du repère externe Re

Dans la pratique, on estime cette matrice au sens des moindres-carrés, à partir d'un nombre réduit de points de mesure. On optimise ensuite ses termes sur l'ensemble des points de mesure [Toscani 87].

Notons l'approche originale de [Abessolo 97] qui consiste à « apprendre » la transformation stéréoscopique par un réseau de neurones.

Les paramètres intrinsèques (modèle de projection) et extrinsèques (changement de repère $R_{caméra} \leftrightarrow R_e$) sont facilement déterminés à partir de cette matrice [Faugeras 86][Tsai 87].

Autocalibrage d'un capteur stéréoscopique

A contrario de la technique décrite ci-dessus, les méthodes d'autocalibrage ne nécessitent pas la connaissance des coordonnées 3D dans un repère externe. Le calibrage du capteur

stéréoscopique est entièrement effectuée à partir de correspondance de points dans les images. Ces méthodes calculent une matrice dite matrice fondamentale qui reflètent la géométrie du banc stéréoscopique par mise en correspondance de pixels d'images issues de caméras différentes [Zeller 96][Zhang 96]. Les résultats sont obtenus dans une repère projectif voire affine mais jamais, sans connaissances a priori sur la scène, dans un espace euclidien. Il est toutefois possible de caractériser entièrement le capteur stéréoscopique à condition de déplacer celui-ci plusieurs fois. Les différentes matrices fondamentales calculées à chaque déplacement permettent alors de déterminer la matrice de passage d'une caméra à l'autre et donc d'envisager une reconstruction métrique à un facteur près.

3.3.2.1.d Méthodes d'appariement des primitives

L'appariement des primitives, on dit aussi mise en correspondance, est le premier pas vers la reconstruction. En effet, lorsque deux points images sont appariés, on considère qu'ils représentent un seul et même point de l'espace. A partir des positions respectives des deux points dans les deux images on peut reconstruire un point dans l'espace (voir partie suivante). Mais le problème principal de la mise en correspondance ne se trouve pas dans le calcul, qui à partir de la disparité, permet de replacer un point dans l'espace de la scène mais dans la mise en correspondance elle-même. En effet, l'être humain n'éprouve aucune difficulté à appairer des points, en revanche cette correspondance peut s'avérer relativement difficile à réaliser d'un point de vue purement algorithmique. C'est pourquoi il faut pouvoir guider, autant que faire se peut, la recherche de correspondants entre les deux images.

On utilise des critères de mise en correspondance pour limiter l'espace de recherche des correspondants dans une paire d'images ou bien renforcer et/ou éliminer certaines correspondances déjà établies. Certaines de ces contraintes concernent les relations qui existent d'une image à l'autre comme la contrainte épipolaire. D'autres concernent plus les éléments à mettre en correspondance comme des points, des contours ou des régions. On peut donc distinguer deux types de critères : les critères géométriques et les critères morphologiques ou figuraux.

Les critères géométriques

Il existe de nombreux critères géométriques permettant la mise en correspondance. Parmi ceux-ci, on remarque :

- la contrainte épipolaire

Introduite par [Ayache 89][Zhao 91], cette contrainte permet de réduire la dimension de l'espace de recherche du correspondant d'un point. On passe d'une dimension 2 (plan image) à la dimension 1 (droite du plan image). Il s'agit de tracer dans le plan image de la caméra C_2 la projection de la droite définie par le point image p_1 et le centre de projection C_1 .

Le point p_2 , correspondant de p_1 , se trouve alors sur cette droite.

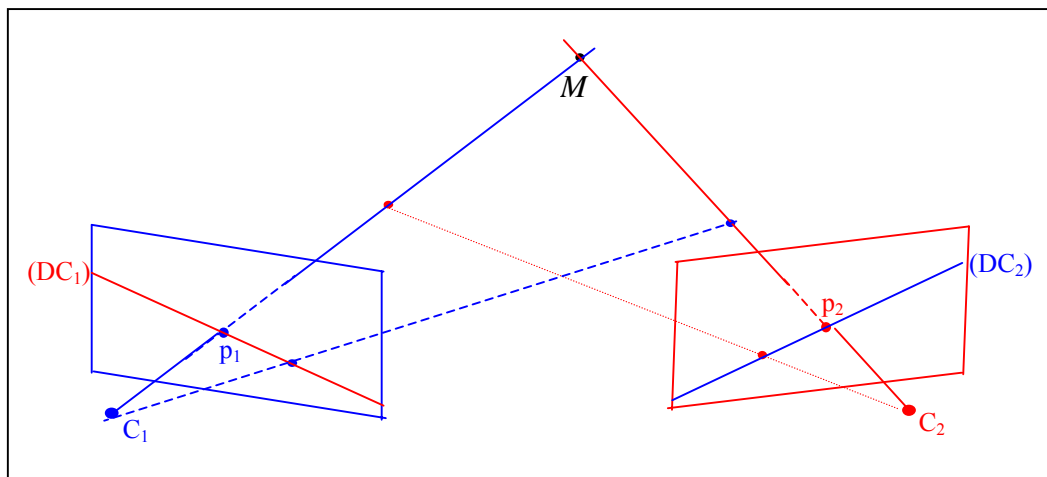


Fig III-18 : la contrainte épipolaire

- la contrainte de disparité

Cette contrainte de disparité est issue du calibrage de la scène. Lorsqu'on dispose d'un ensemble statique caméra - scène on peut évaluer à partir d'images test (avec une mire par exemple) les disparités minimum et maximum qui apparaîtront dans une paire d'images de cette scène. On pourra ainsi limiter l'espace de recherche d'un point homologue sur la ligne épipolaire au segment de droite centré sur la position virtuelle du point p dans l'image droite.

- la contrainte d'ordre

Les contraintes épipolaires et de disparité permettent de réduire le nombre d'appariements possibles entre les primitives de l'image gauche et des primitives de l'image droite. Il s'agit maintenant d'éviter les aberrations liées aux configurations particulières du capteur stéréoscopique ou des objets de la scène. La contrainte d'ordre implique que la projection des

objets d'une scène conserve le même ordre dans les deux projections images. Si un point p se trouve à gauche d'un point q dans l'image de gauche, la contrainte d'ordre exige que les points correspondants p' et q' dans l'image droite soient dans le même ordre.

Les contraintes de types hiérarchiques

Celles-ci sont utilisées soit directement sur la paire d'images soit dans une hiérarchie d'appariement. Dans les deux cas, ces contraintes sont utilisées pour garantir une certaine cohérence des appariements, soit suivant plusieurs résolutions de la paire d'image, soit en fonction d'appariements déjà existants. La mise en correspondance sur plusieurs résolutions d'une même paire d'images mène à des approches de type « multi-résolution » alors que la mise en correspondance en utilisant plusieurs niveaux de primitives (points, contours, régions) utilise la hiérarchie des primitives pour assurer la cohérence des appariements.

Nous ne détaillerons pas plus ces méthodes d'appariement car celles-ci, essentiellement basées sur une analyse complexe des primitives, ne présentent que peu d'intérêt lors d'utilisation de marqueurs actifs. Le lecteur désirant plus d'informations sur ces méthodes pourra se reporter à [Shen 87][Zheng 92][Horraud 93][Crouzil 97].

3.3.2.1.e Calcul des coordonnées 3D

Le calcul des coordonnées 3D d'un point de l'espace du capteur stéréoscopique s'appuie sur les fondements géométriques du modèle utilisé pour décrire la caméra. Une caméra est décrite par un modèle de projection centrale c'est à dire que l'image p d'un point 3D M est l'intersection de la droite (CM) et du plan image π . Ainsi, un point 3D vu par un capteur stéréoscopique est l'origine de deux droites 3D sécantes en M . Le calcul des coordonnées d'un point 3D à partir des ses images p_1 et p_2 consiste donc à calculer l'intersection des deux droites (C_1p_1) et (C_2p_2) . Cependant, en raison des erreurs accumulées au long de la chaîne d'acquisition et de traitement (distorsions, modèle trop approximatif, imprécisions de mesure...), les deux droites (C_1p_1) et (C_2p_2) ne sont pas sécantes. Le point M peut alors être choisi comme le milieu du segment M_1M_2 , le plus court joignant (C_1p_1) et (C_2p_2) [Coste 97].

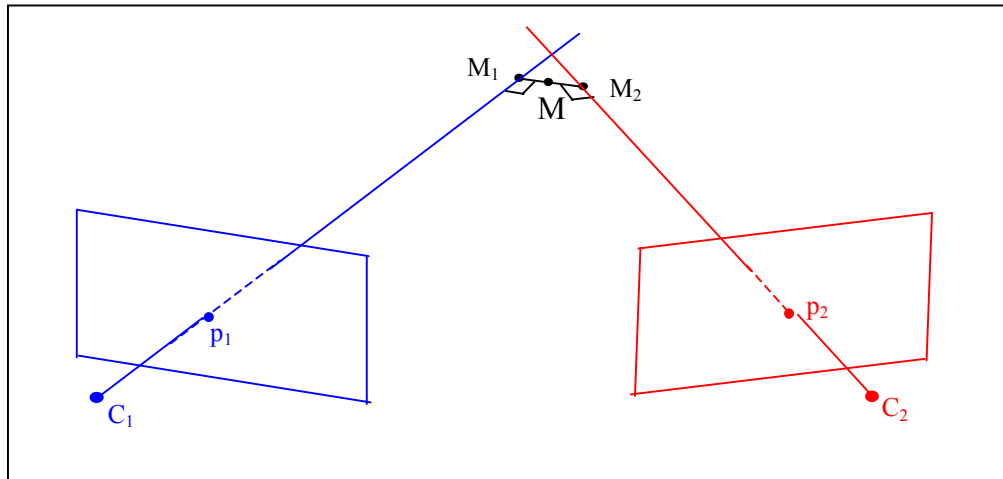


Fig III-19 : triangulation du point M à partir de p_1 et p_2

3.3.2.1.f Système stéréoscopique à plus de 2 caméras

Un système de localisation par stéréovision n'est pas limité à l'utilisation de deux caméras. Il s'avère parfois nécessaire ou opportun d'utiliser plusieurs caméras afin d'assurer une surveillance constante de la scène puisque la multiplication des caméras permet de s'affranchir des occultations ponctuelles d'une caméra.

L'utilisation d'un tel système conduit naturellement à une redondance d'informations qu'il est judicieux d'exploiter afin d'obtenir une reconstruction 3D robuste. Ainsi, les coordonnées 3D d'un point peuvent être calculées comme étant les coordonnées qui minimisent la distance du point résultat à chaque droite.

On utilise généralement, un système multi-oculaires comme un ensemble de systèmes binoculaires [Lustman 93] [Faugeras 88]. Dans ce cas, on calcule le point 3D pour chaque banc binoculaire et on estime les coordonnées du point 3D final à partir des ces informations (moyenne arithmétique par exemple). La confiance à apporter au résultat est alors évaluée par le calcul de divers paramètres statistiques (écart-type par exemple).

3.3.2.1.g Calcul de la position et de l'orientation d'un objet

Nous venons de décrire un système qui permet de mesurer les coordonnées 3D d'un point. Cependant, il peut être nécessaire de connaître également l'orientation de l'objet : assemblage automatique, test de conformité, robotique mobile.

De manière générale, cette information peut être retrouvée à condition de disposer d'informations précises sur l'objet. On distingue deux méthodes : la première consiste à rechercher et extraire des primitives caractéristiques de l'objet (un trou dans une pièce mécanique, les arêtes, cercle minimum inscrit, etc) contenues dans l'image. Ces informations permettent d'émettre des hypothèses sur l'orientation de l'objet. Ces hypothèses sont ensuite validées ou rejetées lors d'une phase de post-traitement qui consiste à comparer l'image acquise et l'image reconstituée à partir des informations fournies par le capteur.

La seconde approche consiste, lorsque c'est possible, à matérialiser des points caractéristiques à la surface de l'objet. Ces points caractéristiques, qu'on appelle marqueurs, sont alors utilisés pour calculer la position et l'orientation de l'objet grâce aux connaissances a priori dont on dispose sur leur position respective.

3.3.2.1.h Conclusion

Les systèmes de repérage stéréoscopique sont couramment utilisés lorsqu'il est nécessaire de connaître précisément la position et/ou l'orientation d'un objet. L'adaptabilité, la souplesse et la précision de mesure sub-millimétrique (de l'ordre de 0.115 mm d'après [Khadem 00]) de ces systèmes en font des outils de choix en chirurgie assistée par l'ordinateur lorsqu'un repérage, d'instrument par exemple, doit être réalisé.

3.3.2.2 Les relations immatérielles

L'utilisation de plusieurs systèmes de mesure 3D permet d'améliorer la robustesse des diverses mesures [Birkfellner 98]. Cependant, elle impose également la définition d'un référentiel commun qui permettra une utilisation pertinente des mesures provenant des diverses sources, il s'agit en fait d'un problème général de fusion robuste de données.

Dans le champ d'application qui nous intéresse ici, la fusion des données consiste à établir le passage d'un repère *Capteur*, repère de l'IRM ou du capteur stéréoscopique, à un repère de référence. Ces matrices de changement de repère représente, en partie, le point faible du système car une matrice mal évaluée peut induire une instabilité majeure et difficilement compensable dans les boucles de contrôles. Le calcul de ces matrices est donc particulièrement important.

3.3.2.2.a Les matrices de changements de repères

Le problème se pose ainsi : étant donné un point $P_1 [X_1 \ Y_1 \ Z_1]^T$ du référentiel R_1 d'origine O_1 , quelles sont ses coordonnées $P_2 [X_2 \ Y_2 \ Z_2]^T$ dans le référentiel R_2 d'origine O_2 , ce qui s'écrit :

$$\begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \end{bmatrix} = F \left(\begin{bmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{bmatrix} \right)$$

Dans le cas de transformations rigides, la fonctionnelle F se décompose en une rotation et une translation. En utilisant les matrices homogènes, ceci s'écrit :

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} RT \\ 01 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Equ III-8})$$

où $[R]$ est une matrice de rotation $[3 \times 3]$ et T un vecteur représentant une translation.

La matrice homogène est complètement définie par six paramètres ($T_x, T_y, T_z, \theta, \varphi, \omega$) où

- $[T_x \ T_y \ T_z]^T$ est le déplacement permettant de passer du centre du repère R_2 au centre du repère R_1 ,
- θ, φ, ω sont les angles qui permettent de déterminer l'orientation du repère R_2 par rapport au repère R_1 .

Cette matrice est contrainte par :

$$\begin{cases} \cos^2 \theta + \sin^2 \theta = 1 \\ \cos^2 \varphi + \sin^2 \varphi = 1 \\ \cos^2 \omega + \sin^2 \omega = 1 \end{cases}$$

3.3.2.2.b Evaluation de la matrice de changement de repère

Pour évaluer cette matrice (12 inconnues), il n'est pas nécessaire de disposer d'un grand nombre de points de calcul (4 paires de points 3D $\{Pt_1, Pt_2\}$ suffisent). Cependant, les erreurs accumulées durant l'acquisition de ceux-ci se répercutent sur la précision et se traduisent par des matrices homogènes ne respectant pas leurs propriétés intrinsèques. Dans la pratique, on estime donc la matrice puis celle-ci est optimisée sous contraintes afin de répartir l'erreur sur l'ensemble des points de calcul et de garantir les propriétés de la matrice de changement de repère.

Estimation analytique de la matrice homogène

Il est courant d'estimer une matrice homogène de changement de repère de manière analytique. En développant l'égalité Equ III-8, on obtient un système matriciel de la forme

$$A.X = B \text{ (Equ III-9)}$$

où

$$A = \begin{bmatrix} P_{1-R_1.x} & P_{1-R_1.y} & P_{1-R_1.z} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & P_{1-R_1.x} & P_{1-R_1.y} & P_{1-R_1.z} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & P_{1-R_1.x} & P_{1-R_1.y} & P_{1-R_1.z} & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ P_{n-R_1.x} & P_{n-R_1.y} & P_{n-R_1.z} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & P_{n-R_1.x} & P_{n-R_1.y} & P_{n-R_1.z} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & P_{n-R_1.x} & P_{n-R_1.y} & P_{n-R_1.z} & 1 \end{bmatrix}$$

$$X = \begin{bmatrix} r_{11} \\ r_{12} \\ r_{13} \\ Tx \\ r_{21} \\ r_{22} \\ r_{23} \\ Ty \\ r_{31} \\ r_{32} \\ r_{33} \\ Tz \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad B = \begin{bmatrix} P t_{1-R_2.x} \\ P t_{1-R_2.y} \\ P t_{1-R_2.z} \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ P t_{n-R_2.x} \\ P t_{n-R_2.y} \\ P t_{n-R_2.z} \end{bmatrix}$$

Le calcul du vecteur inconnu X est directement évalué à l'aide des outils classiques de résolution des systèmes matriciels (système creux, évaluation au sens des moindres-carrés..).

Estimation géométrique de la matrice homogène

La matrice de changement de repère peut, également, être évaluée de manière géométrique (Fig III-20). Dans ce cas, 3 points seulement sont nécessaires [Prigent - Le Jeune 99].

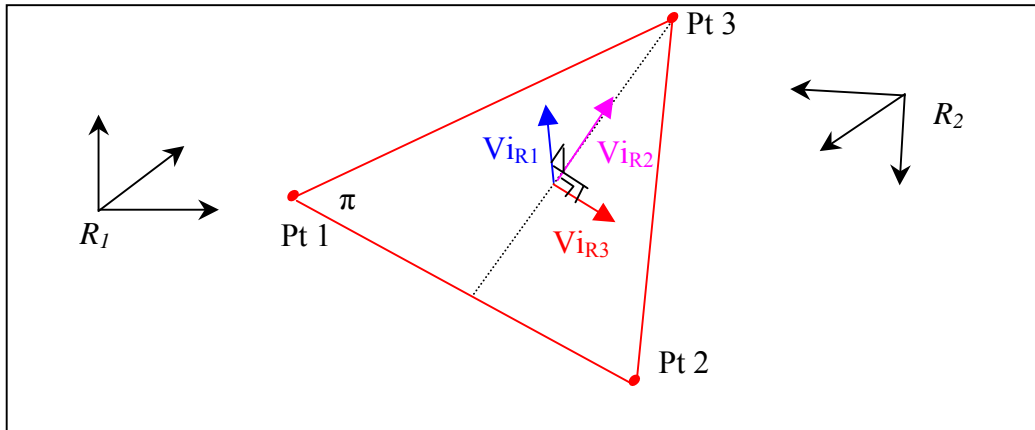


Fig III-20 : Estimation géométrique de la matrice de changement de repère R_1 - R_2

Dans chaque repère, on calcule les coefficients de l'équation $ax+by+cz+I=0$ du plan π , celui-ci étant défini par les 3 points de calculs. $[a_1 \ b_1 \ c_1]^T$ (respectivement $[a_2 \ b_2 \ c_2]^T$) définit alors le vecteur V_{1R1} (respectivement V_{1R2}) orthogonal au plan π et de composantes $[X_{V1R1} \ Y_{V1R1} \ Z_{V1R1}]^T$ (respectivement $[X_{V1R2} \ Y_{V1R2} \ Z_{V1R2}]^T$).

On détermine ensuite un vecteur du plan π que l'on note V_{2R1} (V_{2R2}). Enfin, un troisième vecteur V_{3R1} (V_{3R2}) est calculé par $V_{3Ri}=V_{1Ri} \wedge V_{2Ri}$ avec $i=1,2$.

Les vecteurs sont normalisés et ordonnés, en triplet $\{V_{1Ri}, V_{2Ri}, V_{3Ri}\}$ avec $i=1,2$ dans une matrice telle que :

$$R_{R1} = \begin{bmatrix} X_{V1R1} & X_{V2R1} & X_{V3R1} \\ Y_{V1R1} & Y_{V2R1} & Y_{V3R1} \\ Z_{V1R1} & Z_{V2R1} & Z_{V3R1} \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad R_{R2} = \begin{bmatrix} X_{V1R2} & X_{V2R2} & X_{V3R2} \\ Y_{V1R2} & Y_{V2R2} & Y_{V3R2} \\ Z_{V1R2} & Z_{V2R2} & Z_{V3R2} \end{bmatrix}$$

La matrice de rotation, du repère R_1 au repère R_2 , est alors calculée par $R=R_{R2}.R_{R1}^{-1}$. Cette matrice est appliquée aux points du repère R_1 . Le vecteur translation T de la matrice de changement de repère est le vecteur de déplacement résiduel. On obtient la matrice de

changement de repère qui permet de passer du repère R_1 au repère R_2 en rangeant la matrice R et le vecteur T de la manière suivante.

$$[M] = \begin{bmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

3.3.2.2.c Optimisation de la matrice

Lorsque l'on dispose de plus de points que nécessaire pour identifier une matrice de changement de repère, une alternative judicieuse consiste à raffiner l'estimation, obtenue par une des méthodes expliquées ci-dessus, par une optimisation des termes de la matrice.

Cette optimisation est réalisée en minimisant une fonction de coût quadratique qui mesure la qualité de la matrice de changement de repère. La fonction de coût à minimiser est de la forme :

$$C = T(M) + \sum_{i=1}^N d(Pti_{R1}, M.Pti_{R2}) \quad (Equ III-10)$$

où M représente la matrice de changement de repère, $T(M)$ un critère vérifiant que la matrice R de M est bien une matrice de rotation (matrice orthogonale et vecteurs unitaires) et $d(Pti_{R1}, M.Pti_{R2})$ la distance entre le point Pti_{R1} et l'image par M de Pti_{R2} .

3.3.3 Asservissement de l'intervention à la planification

Comme nous l'avons vu précédemment, l'aide à l'intervention nécessite la mise en œuvre de procédures qui, d'un point de vue de l'automaticien, se rapprochent d'asservissements. Nous détaillons donc les ensembles électro-mécaniques ou logiciels développés ainsi que les méthodes utilisées afin de garantir des performances d'asservissement optimales

3.3.3.1 Asservissement du spot LASER au point d'entrée

Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, le repérage du point d'entrée est un point sensible de la procédure de guidage. Nous pensons que cette étape, parfois négligée, peut être la cause d'un acte totalement faussé. Nous avons donc choisi de repérer ce point de manière à débiter l'intervention de façon optimale.

Le repérage du point d'entrée se fait grâce au pointeur décrit au chapitre IV et consiste à matérialiser le point d'entrée sur la peau du patient par un spot LASER. Cependant, la présence de jeux mécaniques et les erreurs de mesures et de calculs accumulés tout au long de la chaîne de traitement (changement de repère $R_{IRM}-R_{STEREO}$) nous ont contraint à mettre en œuvre une boucle de rétroaction. Ce retour d'information est assuré par les caméras du capteur stéréoscopique

3.3.3.1.a Choix et structure de l'asservissement du pointeur LASER

Comme on peut le voir (Fig III-21), le point d'entrée ne peut être défini que sur la partie du corps accessible au médecin.



Fig III-21 : Imageur IRM Magnetom Open 0.2 T

Dans ce fait, le point d'entrée est identifié de manière unique sur les caméras et l'étape de reconstruction 3D n'est plus indispensable ; nous contrôlons le pointage du point d'entrée par un asservissement visuel 2D.

Le schéma global du contrôle est représenté ci-après :

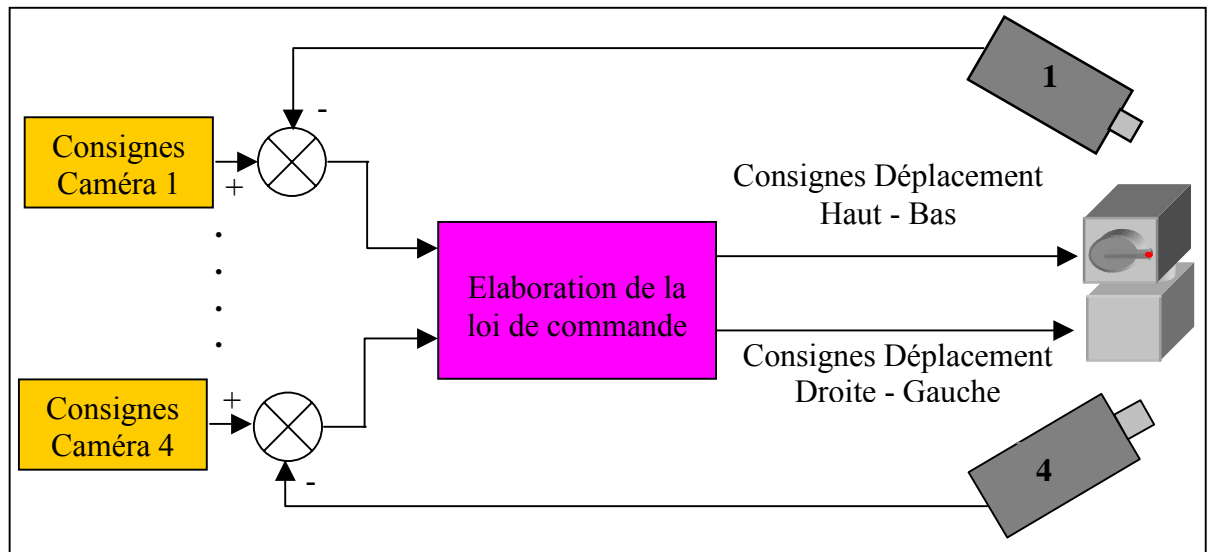


Fig III-22 : structure de l'asservissement visuel 2D du spot LASER

La résolution du pointage et la précision souhaitée étant connues, la commande du système ne nécessite pas la détermination d'un modèle. Cependant, les performances dynamiques obtenues lors de la commande en essai-erreur nous ont poussés à envisager la mise en œuvre d'un correcteur afin d'améliorer celles-ci d'où la détermination d'un modèle décrivant le processus de pointage.

3.3.3.1.b Identification du processus d'illumination du point d'entrée

Le pointage d'un point d'entrée revient à exciter le pointeur par un signal de type échelon selon chaque axe de rotation. Puisqu'il est commandé par un système numérique, nous avons identifié le modèle du pointeur par une équation de récurrence. De plus, nous avons considéré le pointeur comme deux sous-ensembles indépendants contrôlant chacun un axe de rotation. Le pointeur LASER est donc modélisé par deux équations de récurrence reliant la consigne d'entrée et la position du spot.

L'identification du système a été réalisée en boucle fermée. En effet, les actionneurs utilisés (moteurs pas à pas) rendent l'identification impossible en boucle ouverte.

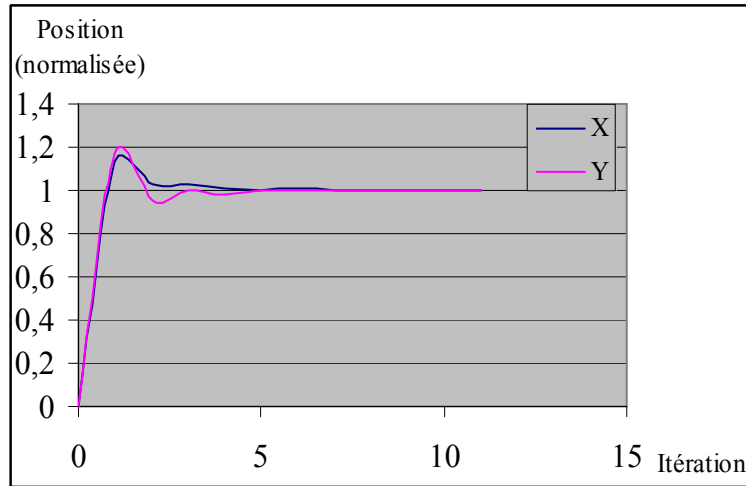


Fig III-23 : pointage d'un point d'entrée, dynamique du pointage

Le modèle est identifié sous la forme d'une équation de récurrence reliant la sortie $Y(T)$ à l'entrée $U(T)$. Cette équation se présente sous la forme suivante :

$$Y_k + a_1 Y_{k-1} + \dots + a_n Y_{k-n} = b_1 U_{k-1} + b_2 U_{k-2} + \dots + b_n U_{k-n} \quad (\text{Equ III-11})$$

et correspond à la fonction de transfert numérique :

$$G(z^{-1}) = \frac{Y(z^{-1})}{U(z^{-1})} = \frac{b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \dots + b_n z^{-n}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_n z^{-n}} \quad (\text{Equ III-12})$$

Afin d'identifier les termes a_i et b_i de l'équation de récurrence, nous avons utilisé une méthode d'identification paramétrique par la méthode des moindres-carrés [Borne 93]. Cette méthode consiste à écrire, à partir des valeurs de Y_k et U_k , l'équation de récurrence sous la forme d'un système matriciel permettant ainsi la détermination des coefficients du modèle retenu.

L'identification du processus de pointage est donc réalisé par la résolution du système matriciel suivant :

$$\begin{bmatrix} Y_k \\ \vdots \\ Y_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -Y_{k-1} & \dots & -Y_{k-n} & U_{k-1} & \dots & U_{k-n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ -Y_{N-1} & \dots & -Y_{N-n} & U_{N-1} & \dots & U_{N-n} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_n \\ b_1 \\ \vdots \\ b_n \end{bmatrix} \quad (\text{Equ III-13})$$

3.3.3.1.c Mise en œuvre d'une commande évoluée

Comme il est signalé dans le paragraphe 1 de ce chapitre, les asservissements à boucle de retour virtuelle nécessite parfois la mise en œuvre de commande évoluée afin d'assurer des performances dynamiques et statiques compatibles avec le système commandé.

Lors de différents pointages, nous avons pu observé que la dynamique du processus de pointage était différente pour différentes excitations identiques (Fig III-24). Du fait de ce phénomène, du aux jeux mécaniques, nous nous sommes orientés vers une commande évoluée.

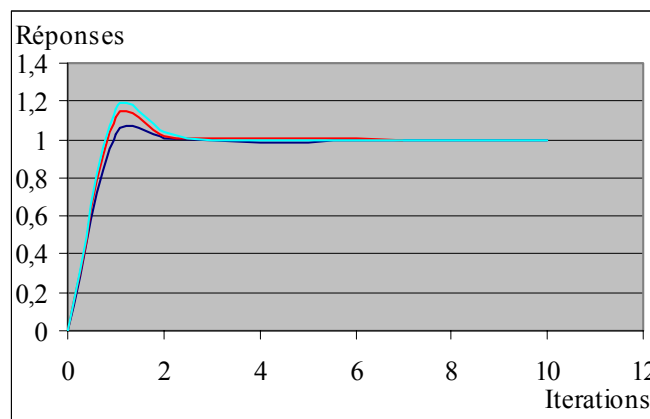


Fig III-24 : Réponse du processus de pointage à trois excitations identiques

La commande retenue est de type commande adaptative. On désigne ainsi des méthodes permettant un ajustement temps réel des paramètres du modèle ou du régulateur afin d'obtenir ou de maintenir des performances définies. Deux types de commande adaptative existent [Borne 93] :

- la commande adaptative indirecte qui requiert l'estimation récurrente des paramètres du modèle choisi
- la commande adaptative directe qui consiste à mettre à jour les coefficients du correcteur en tenant compte de l'erreur entre la sortie réelle et la sortie prédite.

La commande adaptative indirecte est la plus utilisée ; cependant l'estimation récursive des paramètres du modèle est généralement effectuée par un calcul matriciel et nous pensons que le temps de calcul, même s'il n'est pas prohibitif, aura pour conséquence un ralentissement de la procédure de pointage et l'utilisation d'une commande évoluée n'aura plus de sens.

Nous avons donc mis en œuvre une commande adaptative directe ; le résultat escompté est une réponse plus rapide.

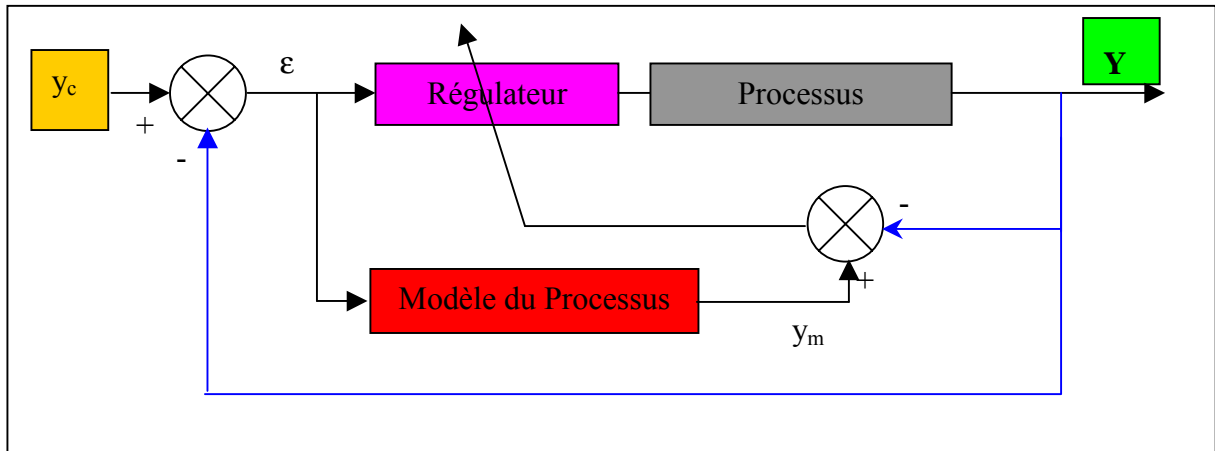


Fig III -25 : principe de la commande adaptative directe

La réponse du système, de type second ordre amorti (léger dépassement), et l'erreur finale nulle nous ont orientées vers une commande proportionnelle : nous modifions le gain du contrôleur en fonction des erreurs $y_c - y$ et $y_m - y$, le gain du régulateur est donc de la forme :

$$K_r = f(y_c - y, y_m - y) \quad (\text{Equ III-14})$$

Nous développons la mise en oeuvre pratique de cette commande dans ce chapitre suivant.

3.3.3.2 Asservissement de l'orientation de l'instrument à la trajectoire

La commande de l'orientation de l'instrument, conformément à la planification pose un double problème de virtualité. En effet, comme dans le cas du contrôle du pointeur, le retour d'informations sur l'orientation de l'instrument s'effectue par le capteur stéréoscopique ; cependant, une loi de commande est établie afin de contrôler le pointeur LASER alors que dans le cas qui nous intéresse ici, nous ne contrôlons pas l'instrument physiquement mais via le chirurgien et les informations qui lui sont présentées sur l'interface graphique de guidage.

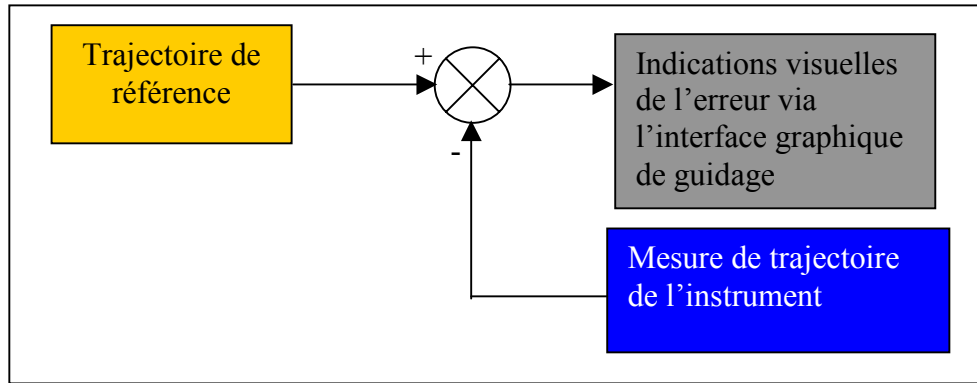


Fig III-26 : asservissement de la trajectoire de l'instrument à la planification

Comme on peut le voir, cette étape revient donc à commander un système sans pouvoir agir directement sur celui-ci, il convient donc de mettre en œuvre des procédures qui assurent un rafraîchissement rapide des informations et facilitent leur interprétation. Nous distinguons deux étapes : le repérage de l'instrument chirurgical dans l'espace et l'information du médecin au cours de l'intervention, chacune devant être optimisée indépendamment afin de garantir une conduite du geste en temps réel.

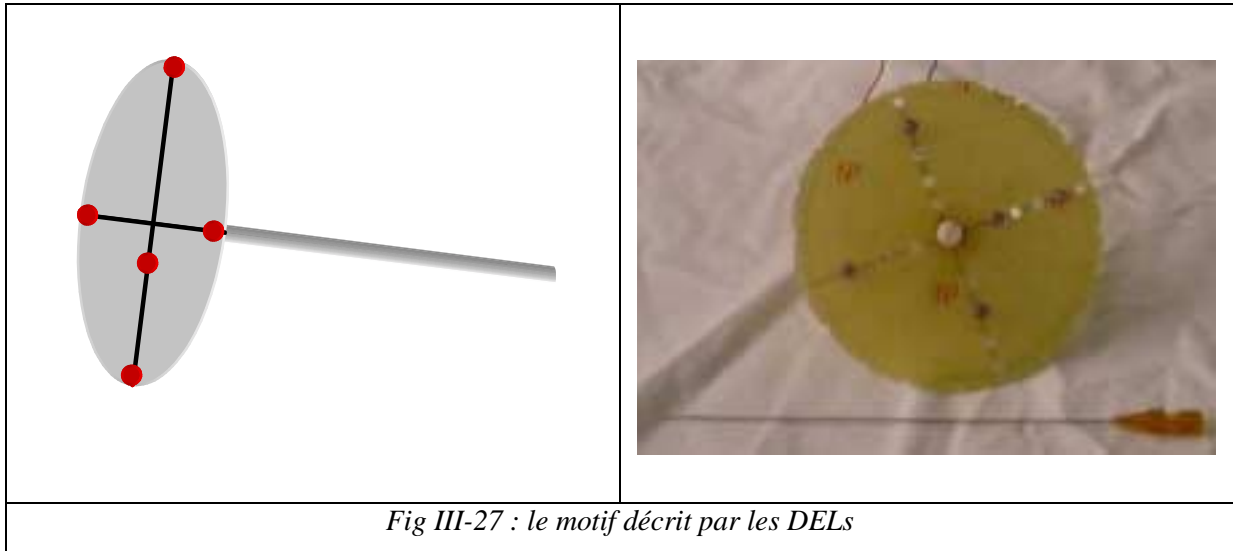
3.3.3.2.a Choix de la méthode d'asservissement visuel

L'asservissement d'un objet dans une orientation particulière peut être réalisé par un asservissement visuel 2D. Il est cependant nécessaire de disposer de nombreuses connaissances sur la géométrie de l'objet. En effet, l'image d'un objet dépend de sa distance à la caméra et de son orientation. Lorsqu'il s'agit de positionner un objet dans une position et une orientation parfaitement définie, il est nécessaire de mettre en œuvre des méthodes permettant de comparer les images et d'en inférer des informations liées à la position et à l'orientation de l'objet. Dans la pratique, ces calculs requièrent des recalages d'images (rigide ou élastique). Ces manipulations étant généralement longues et coûteuses en temps de calculs, des applications temps réel ne peuvent être envisagées.

Afin d'assurer un flux d'informations suffisamment rapide, nous avons donc choisi de réaliser l'asservissement de l'orientation de l'instrument par un asservissement visuel 3D. Nous pourrions ainsi accéder à d'autres informations telles que la position de l'instrument qui nous permettront d'évaluer l'enfoncement de celui-ci et ainsi de guider le praticien tant en orientation qu'en enfoncement.

3.3.3.2.b Repérage de l'instrument

Afin de limiter les temps de traitements informatiques et assurer ainsi un repérage rapide de l'instrument, nous avons choisi de repérer celui-ci par l'adjonction de marqueurs lumineux. Ces marqueurs sont disposés selon un motif connu. Cette connaissance permet d'optimiser l'appariement des points 2D repérés dans les images en respectant la contrainte d'ordre.



Afin de déterminer l'orientation de l'instrument, nous calculons l'équation $ax+by+cz+d=0$ du plan 3D défini par les marqueurs. L'aiguille étant perpendiculaire à ce plan, le vecteur orthogonal défini par $[a \ b \ c]^T$ et l'aiguille ont même direction.

La différence entre la trajectoire planifiée et la trajectoire mesurée reflète l'erreur d'orientation de l'instrument et est utilisée par l'interface Homme-Machine afin de guider le médecin.

3.3.3.2.c Communication avec le médecin, interface Homme-Machine

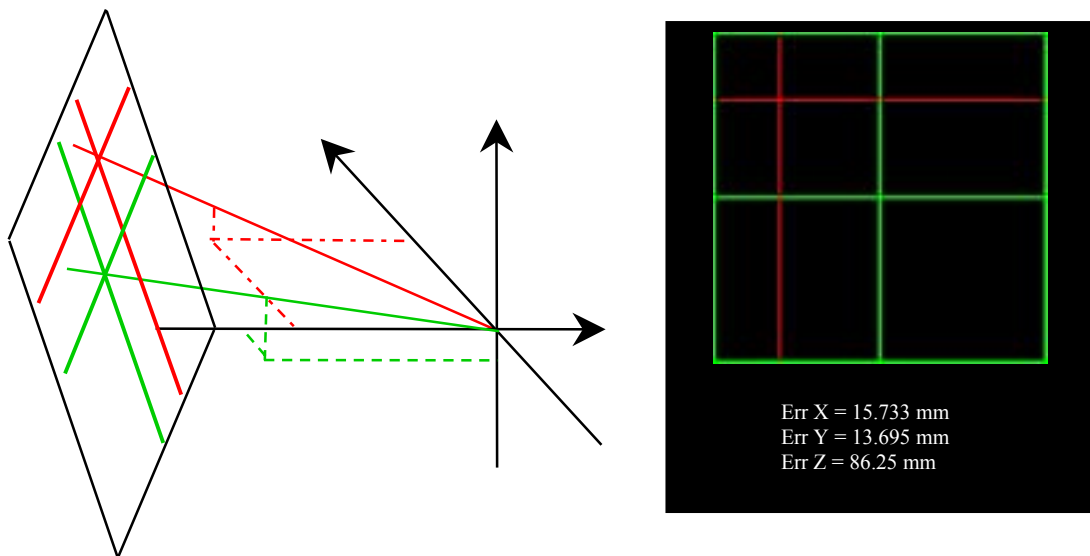
La communication de l'Homme et de l'outil informatique est, d'une manière générale, la clé de voûte lors de la conduite de processus de grande taille (présence de nombreux paramètres de contrôle) ou la réalisation de gestes de précision (éviter la perte de précision de l'aide numérique). La chirurgie assistée, qui se situe dans cette seconde catégorie, fait désormais appel aux interfaces Homme-Machine dont l'objectif est d'assurer, en partie, la haute précision des gestes chirurgicaux [Visarius 97]. Dans notre cas, le rôle de l'interface graphique est d'indiquer visuellement l'erreur d'orientation de l'instrument par rapport à la

planification. Elle doit donc être aisément interprétable et ne pas nécessiter de lourds calculs pour la mise à jour des informations.

Les interfaces d'aide au guidage décrites dans la littérature matérialisent le trajet de l'aiguille en reformatant les images d'une «roadmap» et en affichant sur celles-ci la trajectoire prédéfinie et la trajectoire effectivement suivie par l'instrument [Kollias 98]. Ces interfaces nécessitent un volume important de données qu'elles exploitent afin d'assurer un rafraîchissement rapide des informations. Cependant, la position et l'orientation de l'instrument variant sans cesse, surtout au début du geste, ces interfaces se révèlent être un frein au déroulement de l'intervention.

Notre interface indique au chirurgien l'erreur d'orientation ainsi que l'erreur de position résultante, celui-ci estime la précision d'orientation minimale qui assure un positionnement suffisamment précis de l'instrument.

Cette interface est de type viseur 2D, elle permet au chirurgien de corriger l'orientation de l'instrument de manière intuitive. L'erreur d'orientation induisant une erreur de localisation de l'extrémité active de l'instrument ; celle-ci est indiquée textuellement en terme de distance selon les 3 axes.



*Fig III-28 : Une interface de guidage simple et intuitive
La trajectoire planifiée est représentée par le repère Vert,
celle suivie par l'instrument par le repère rouge.*

Bien que simple en regard des interfaces décrites dans la littérature, notre interface assure un guidage précis et intuitif. N'indiquant pas le trajet de l'aiguille via des images reconstruites, elle ne nécessite pas l'acquisition préopératoire d'un volume important de données et ne

requiert pas de longs calculs ; le chirurgien est informé du déroulement de l'intervention en temps réel.

3.3.4 Calcul de l'orientation des coupes de contrôle per opératoire

Afin de vérifier la mise en place de l'instrument ou de réaliser des contrôles per opératoire ponctuels, l'orientation des coupes de suivi doivent être calculés. L'avantage de l'IRM, dans ce cas, est qu'on peut réaliser des coupes d'obliquité quelconque ; on peut donc vérifier la mise en place de l'aiguille à l'aide d'une seule coupe tomographique. Il est donc indispensable de déterminer l'obliquité des coupes à partir de la trajectoire planifiée.

3.3.4.1 Codage des coupes obliques sur l'imageur IRM

Le 'codage IRM' des coupes tomographiques distinguent 3 cas :

- la coupe est une coupe orthogonale : sagittal (S), axial (ou transverse T), coronal (ou frontal C)
- la coupe est une coupe en simple obliquité : dans ce cas, on tourne une coupe orthogonale autour d'axes de coordonnées se trouvant dans le plan de l'image. L'angle de rotation peut osciller entre -89° et $+89^\circ$.

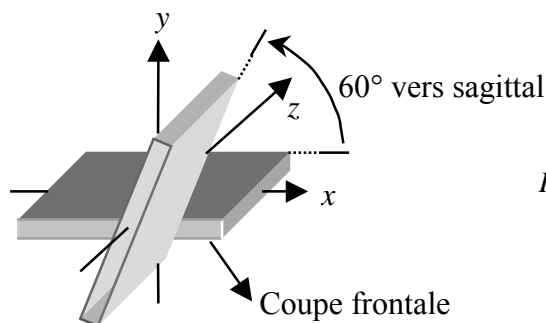


Fig III-29 : réalisation d'une coupe simple oblique

- la coupe est une coupe en double obliquité : on tourne une coupe en simple obliquité autour d'un autre axe. Ici encore, l'angle de rotation peut osciller entre -89° et $+89^\circ$.

Lors de la réalisation de coupes en simple obliquité, l'orientation de l'image est donnée par une double combinaison des orientations anatomiques standard.

On distingue donc 3 cas qui dépend du plan de base.

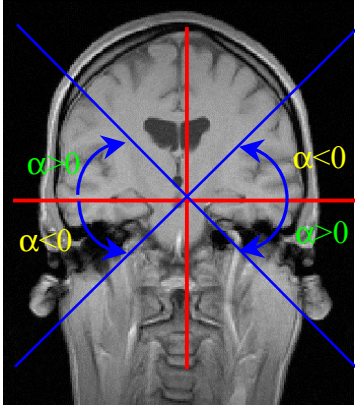
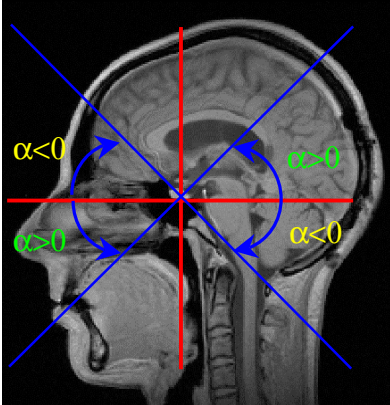
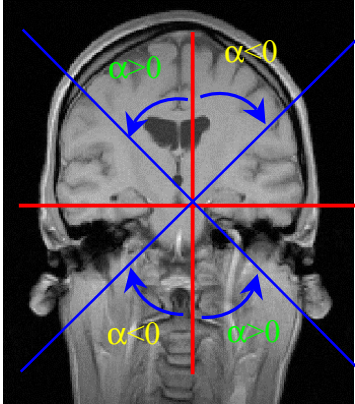
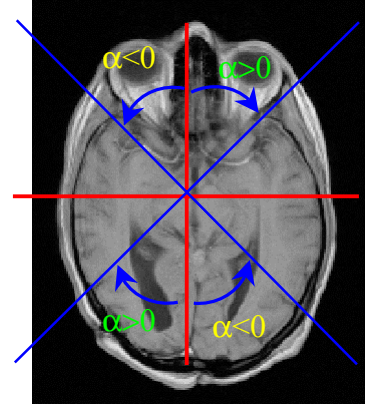
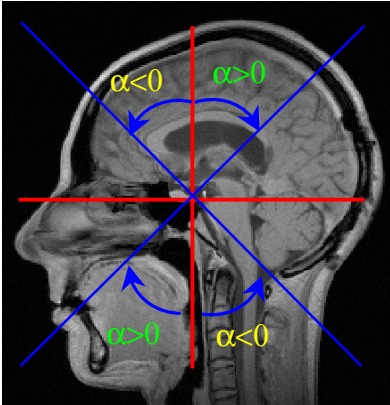
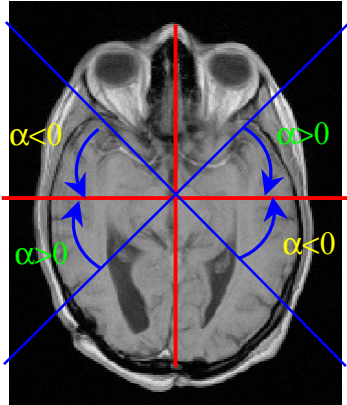
Plan de base		
transverse	 <p><i>Transverse → Sagittal</i></p>	 <p><i>Transverse → Coronal</i></p>
sagittal	 <p><i>Sagittal → Transverse</i></p>	 <p><i>Sagittal → Coronal</i></p>
frontal	 <p><i>Coronal → Transverse</i></p>	 <p><i>Coronal → Sagittal</i></p>

Fig III-30 : Codage de l'orientation d'une coupe simple oblique
 (d'après le manuel du Siemens Magnetom Open 0.2T)

Pour coder l'orientation des coupes à double obliquité, on utilise une triple combinaison des orientations anatomiques standard, par exemple *Coronal* \rightarrow *Transverse* -24° ; *Coronal* \rightarrow *Sagittal* 10° .

3.3.4.2 Calcul et codage de l'orientation des coupes de suivi

Les coupes de suivi ont pour objectif de vérifier la mise en place de l'instrument après l'enfoncement de celui-ci. L'orientation de ces coupes est calculée à partir de la planification réalisée au début de l'intervention.

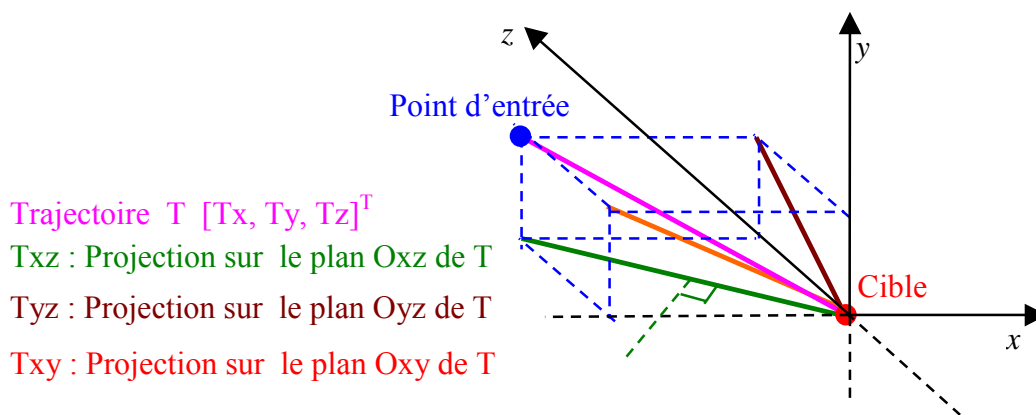


Fig III- 31 : Représentation de la trajectoire d'intervention dans le repère de l'IRM

Nous calculons les paramètres des 3 coupes suivantes [Silverman 95] :

- la coupe perpendiculaire à la trajectoire, en double obliquité
- la coupe verticale, d'obliquité simple variable de transverse à coronale, contenant la trajectoire (coupe perpendiculaire au plan Oxz)
- la coupe horizontale, d'obliquité simple variable de coronale à sagittale, contenant la trajectoire (coupe perpendiculaire au plan Oyz)

Dans un premier temps, on calcule les angles que forment la trajectoire planifiée avec les axes du repère IRM :

$$\begin{aligned}
 & - \alpha_x, \text{ angle formé par (Uxz) et (Ox) est défini par : } \begin{cases} \cos(\alpha_x) = T_x / T_{xy} \\ \sin(\alpha_x) = T_z / T_{xy} \end{cases}, \\
 & - \alpha_y, \text{ angle formé par (Uxz) et (Oy) est défini par : } \begin{cases} \cos(\alpha_y) = T_x / T_{xy} \\ \sin(\alpha_y) = T_y / T_{xy} \end{cases}, \\
 & - \alpha_z, \text{ angle formé par (Uyz) et (Oz) est défini par : } \begin{cases} \cos(\alpha_z) = T_z / T_{yz} \\ \sin(\alpha_z) = T_y / T_{yz} \end{cases}
 \end{aligned}$$

On détermine ensuite les angles $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ qui représentent les angles que font les droites perpendiculaires aux projections de T. Ces angles permettront de déterminer l'obliquité de la coupe perpendiculaire à la trajectoire. Afin de préparer le codage de l'orientation des coupes sur l'IRM, ces angles ont une valeur comprise en 0 et π radians.

$$\left\{ \begin{array}{l} \theta = \alpha + \frac{\pi}{2} \text{ si } -\frac{\pi}{2} \leq \alpha \leq \frac{\pi}{2} \\ \theta = \alpha - \frac{\pi}{2} \text{ si } \frac{\pi}{2} < \alpha \leq \pi \\ \theta = \alpha + \frac{3\pi}{2} \text{ si } \pi \leq \alpha < \frac{3\pi}{2} \end{array} \right. \quad \begin{array}{l} \text{où } \theta \text{ représente } \theta_x \text{ (respectivement } \theta_y \text{ ou } \theta_z) \\ \text{et } \alpha \text{ représente } \alpha_x \text{ (respectivement } \alpha_y \text{ ou } \alpha_z) \end{array}$$

Les angles $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ permettent de déterminer l'orientation de chaque coupe associée à l'angle ; la combinaison des angles facilite alors le codage à spécifier à l'imageur.

θ_x, θ_y et θ_z font respectivement référence aux coupes orthogonales coronale, sagittale et axiale.

En respectant le codage de l'orientation d'une coupe donné en figure III-30, on peut déterminer l'obliquité de la coupe à partir des angles $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ (Fig III-32).

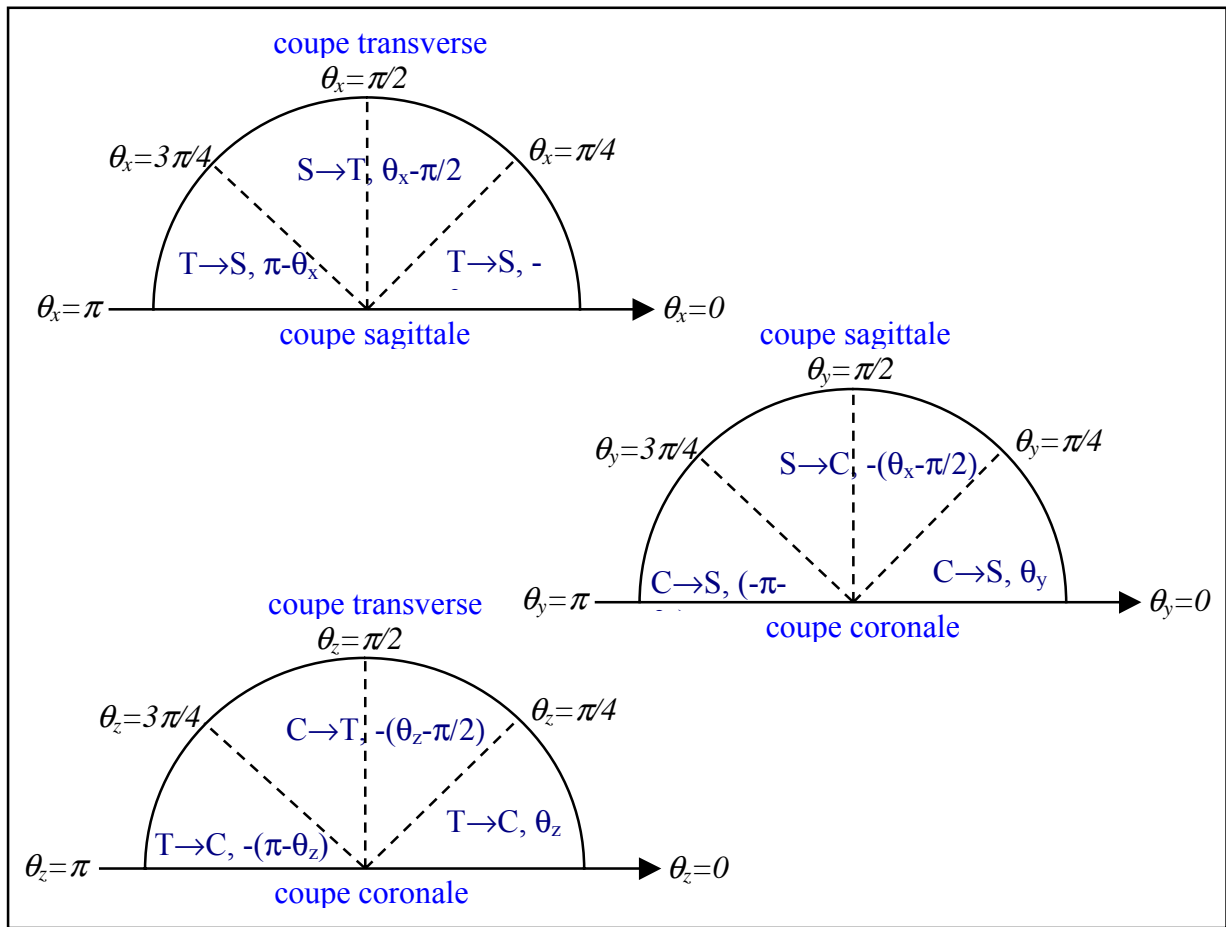


Fig III-32 : Détermination de l'obliquité des coupes en fonction des angles θ_x , θ_y , θ_z

L'obliquité de la coupe est ensuite déterminée grâce aux coupes orthogonales communes ; par exemple la configuration

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Orientation } \theta_x : T \rightarrow S \\ \text{Orientation } \theta_y : C \rightarrow S \\ \text{Orientation } \theta_z : C \rightarrow T \end{array} \right. \text{ se traduira par une coupe perpendiculaire d'obliquité } \left\{ \begin{array}{l} C \rightarrow S \\ C \rightarrow T \end{array} \right.$$

Afin de déterminer l'orientation de la coupe verticale (respectivement horizontale) contenant la trajectoire, on calcule selon le principe énoncé ci-dessus la coupe perpendiculaire à la perpendiculaire de la projection de T sur le plan Oxz (respectivement Oyz).

3.4 Conclusion

Les développements conjugués de systèmes informatiques de plus en plus puissants et de capteurs sans contact précis et robustes ouvrent une voie nouvelle dans le domaine du contrôle-commande où on utilise une boucle de retour d'informations virtuelle.

D'un autre côté, l'utilisation de modalité d'imagerie jeune, aux nombreuses qualités et dont de nouvelles applications ne cessent d'apparaître, dans l'arsenal thérapeutique et diagnostic du chirurgien (l'IRM interventionnelle), nous a permis de mettre en œuvre, dans le domaine des GMCAO, ce nouvel aspect de l'automatique.

Alors que les méthodes décrites dans la littérature se limitent à définir une trajectoire et vérifier que l'instrument est placé conformément à celle-ci, laissant de ce fait une grande place à l'erreur, nous avons abordé les contraintes de l'aide à l'intervention guidée par IRM sous un aspect de contrôle-commande.

Notre travail tient son originalité dans :

- la vérification de la validité des informations : correction des distorsions géométriques,
- l'utilisation d'une instrumentation spécifique : le pointeur LASER contrôlé, qui permet de lever toute ambiguïté sur la position du point d'entrée cutané.
- enfin, une interface de communication, simple et intuitive, permet d'orienter l'instrument conformément à la planification et participe donc au succès du geste.

Les résultats présentés dans le chapitre suivant permettent de valider les méthodes développées ou utilisées dans le cadre de ce travail.

CHAPITRE IV.

Validation : tests et expérimentations animales

Chapitre 4. Validation : tests et expérimentations animales

4.1 Introduction

Dans les chapitres précédents, nous avons mis en lumière les points sensibles concernant le guidage d'intervention sous contrôle per opératoire IRM et nous avons proposé un ensemble de méthodes et techniques qui s'affranchissent individuellement des difficultés rencontrées.

Ce chapitre présente, dans une première partie, les résultats des différentes méthodes mise en œuvre : correction des déformations géométriques, commande du pointeur Laser, système de guidage.

Nous présentons ensuite les résultats d'expérimentations animales qui ont permis de vérifier et de valider le système développé dans un contexte proche d'interventions réelles.

4.2 Système mis en œuvre

Nous décrivons ici le système mis en œuvre au cours de cette étude dont l'objectif est, rappelons le, d'étudier la faisabilité technologique du guidage d'interventions sous contrôle per opératoire par IRM.

Le système est composé d'une instrumentation complémentaire (caméras CCD, pointeur Laser), d'une partie logicielle (définition de la trajectoire, calibrage du capteur stéréoscopique, commande pointeur Laser, etc.) et de diverses interfaces de communications permettant de déporter les organes usuels de communication d'un ordinateur dans la salle de l'imageur.

4.2.1 Instrumentation complémentaire

Partie active du système, cette instrumentation a été disposée de manière à assurer le fonctionnement du système sans imposer de contraintes fortes au chirurgien (Fig IV-1).

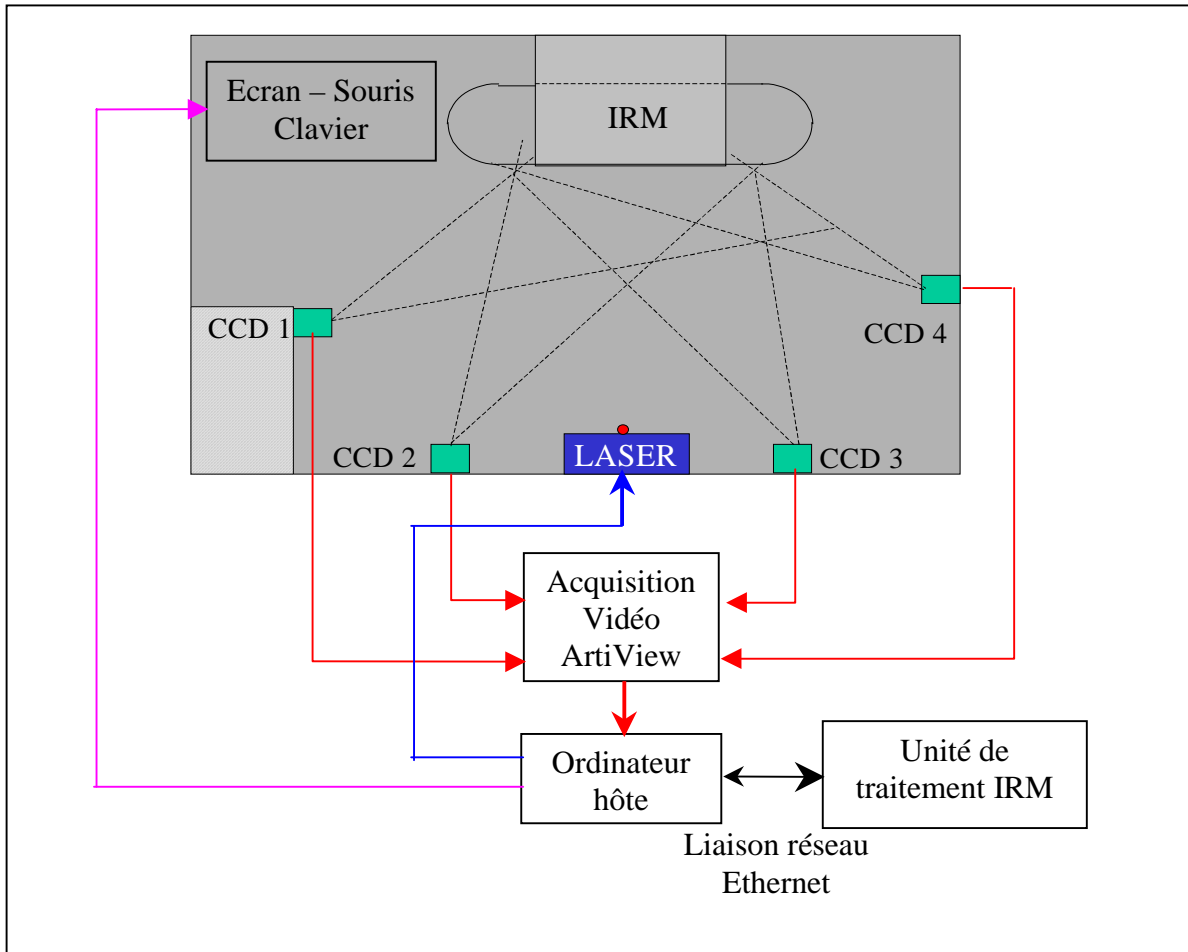


Fig IV-1 : Instrumentation complémentaire

4.2.1.1 Le capteur stéréoscopique

Le capteur stéréoscopique est composé de quatre caméras équipées d'objectifs zoom de longueur focale réglable dans une plage de 12.5mm à 75mm. Ces caméras permettent de focaliser le champ de vue de chaque caméras de manière à surveiller l'espace d'intérêt. Cet espace est défini :

- par la nature des interventions envisagées, mise en place d'instruments rigides dans notre cas
- par les caractéristiques de ces interventions : orientation, longueur de l'instrument.

Les distances focales ont été réglées afin de surveiller un volume de 50 cm x 40 cm x 40 cm (L x H x P) ; ce volume représente l'espace dans lequel l'instrument chirurgical évoluera lors d'une intervention.

Caméra	1	2	3	4
Focale	15 mm	28 mm	28 mm	20 mm

Tab IV- 1 : focales des caméras utilisées pour le repérage 3D

Les scènes observées par les caméras sont digitalisées par ArtiView, système de localisation 3D et d'acquisition vidéo commercialisé par la société Aquilab. Ce système réalise la détection de marqueurs lumineux dans l'image de manière hardware ; ceci décharge donc l'ordinateur hôte du traitement des images caméras et permet donc d'accéder à un traitement temps réel des informations visuelles.

4.2.1.2 Le pointeur LASER

Comme nous l'avons indiqué au chapitre précédent, nous avons choisi de matérialiser le point d'entrée, défini sur des images IRM, par un spot LASER. D'après la littérature et les partenaires médicaux, la précision requise est de l'ordre du millimètre.

Afin de repérer ce point sur la peau du patient, nous avons construit un pointeur LASER à deux degrés de liberté. Il utilise deux moteurs pas à pas (60 pas par tour) couplés à des réducteurs (rapport de réduction de 320). Ce pointeur a donc une résolution angulaire de 1.125 arc min soit une résolution métrique de 0.5mm à 3 mètres du plan d'illumination.



Fig IV-2 : le pointeur LASER

Le pointeur est commandé par une interface embarquée qui communique avec l'ordinateur hôte par une liaison série RS-232, la gestion des déplacements de chaque moteur est assurée par le microcontrôleur embarqué [Pesant 97].

4.2.1.3 Système de planification et communication

Aujourd'hui, de nombreux systèmes de visualisation sont placés dans l'enceinte même de l'imageur. Ces systèmes sont constitués d'un écran à cristaux liquides, insensible au champ magnétique, qui ne sert qu'à la visualisation des coupes tomographiques réalisées durant l'intervention. Le système que nous avons développé permet au médecin de définir sa trajectoire et comporte un module de guidage. Il est donc indispensable que l'écran se trouve dans la salle même de l'imageur. Le système de planification est constitué d'un ordinateur de type PC standard et d'un écran à cristaux liquide, l'ordinateur est connecté, via une liaison Ethernet, à la station de l'imageur.

La présence de l'unité centrale de l'ordinateur n'est pas compatible avec une utilisation interventionnelle puisque :

- d'une part l'unité centrale génère du bruit radiofréquence qui se manifeste par la présence d'artéfacts dans les images qui se révèlent donc totalement inexploitable
- d'autre part, la présence du champ magnétique intense entraîne des risques importants pour le disque dur de l'ordinateur.

Nous avons donc déportée l'unité centrale des organes usuels de communications.

4.2.2 Communications inter-systèmes

Comme nous avons pu le voir au cours du chapitre II, la nature électromagnétique de l'imagerie par résonance magnétique impose aux appareils deux contraintes fortes à savoir :

- pouvoir supporter l'émission d'ondes radio fréquences du forte puissance (plusieurs kW)
- ne pas émettre de rayonnement RF, puisque la chaîne de réception des signaux RMN est capable de capter et de traiter de signaux dont la puissance est de l'ordre du microwatt.

Afin de ne pas générer d'artéfact, tous les éléments constituant l'instrumentation complémentaire ont été blindés. Cependant, le transfert de données pose un problème délicat. En effet, l'enceinte de l'imageur est isolée du monde extérieur par une cage de Faraday et, bien qu'il existe des passages dans cette cage, l'introduction de câbles conducteurs (câbles coaxiaux blindés) entraîne la présence d'artéfacts dans les images. Afin de supprimer ces interférences, nous avons choisi de transporter l'information par fibres optiques.

Le déport de l'unité centrale de l'ordinateur a été l'opération la plus délicate ; en effet, la communication de l'unité centrale avec ses périphériques utilise différents protocoles : liaison série bidirectionnelle synchrone (clavier) et asynchrone (souris). Ces protocoles ont été analysés afin de pouvoir transmettre les informations de manière bidirectionnelle, sur deux voies séparées.

La difficulté majeure rencontrée a été le déport de l'écran. En effet, la résolution d'écran utilisée (1024 x 768) afin de fournir un certain confort à l'utilisation du programme, impose des signaux vidéo dont les fréquences sont de l'ordre de 70 MHz. De plus, il est indispensable que les signaux rouge, vert et bleu ne soient pas déphasés lors des conversions signal-lumière et lumière-signal car on observe alors une déformation dans l'image restituée.

Un système respectant ce cahier des charges et transparent pour l'ordinateur, a été développé [Cordonnier 99] et validé lors des expérimentations animales.

4.2.3 La partie logicielle

Le système a été développé sur un micro-ordinateur de type compatible PC, il utilise un système d'acquisition vidéo Artiview produit par la société Aquilab et le logiciel est écrit en langage C.

Il se compose de 3 modules :

- le module de planification de la trajectoire permet de charger les images depuis le disque dur et de définir le point d'entrée et la cible. C'est dans ce module que la vérification de la validité des coordonnées est effectuée ; lorsque les déformations sont trop importantes, le chirurgien est averti et le système propose alors le déplacement minimal du patient qui assurera la validité des définitions. Naturellement, il est nécessaire de réaliser à nouveau les coupes de définition et la définition de la trajectoire.

- le module de guidage d'intervention permet au chirurgien de respecter sa planification. On y trouve la commande du pointeur LASER, l'interface de guidage et également les paramètres des coupes tomographiques qui permettent de contrôler la mise en place de l'instrument. Le calcul de ces paramètres est particulièrement intéressant lors d'interventions en double obliquité car on peut alors vérifier rapidement et de manière visuelle l'orientation de l'instrument.
- enfin le module de calibrage de l'instrumentation qui est utilisé lorsqu'il est nécessaire d'effectuer le calibrage de l'ensemble de l'instrumentation : calibrage des caméras et calcul du changement de repère $R_{IRM}-R_{STEREO}$.

4.3 Méthodes et résultats

Nous présentons dans ce sous-chapitre les résultats liés à l'instrumentation utilisée, d'un point de vue précision et performances dynamiques, ainsi que pour la correction des distorsions.

4.3.1 Le capteur stéréoscopique

4.3.1.1 Choix de la méthode de calibrage

Le capteur stéréoscopique a un rôle double : fournir une passerelle entre le monde 3D (repère euclidien de l'IRM) et 2D (repère de l'image) et mesurer la position 3D de points par rapport à un repère de référence. Afin de limiter les risques d'interférences avec l'environnement de travail (humain), nous avons choisi d'utiliser un système de détection actif. De plus, les caméras ne peuvent pas être mobiles car on risque alors de 'perdre' le capteur en cours d'intervention (déplacement involontaire de celui-ci par exemple). De ce fait, nous avons choisi d'utiliser la méthode de calibrage à l'aide d'un référentiel externe, décrite dans le chapitre précédent. Celle-ci se révèle en effet particulièrement indiquée puisque les caméras doivent constamment « surveiller » le même espace.

4.3.1.2 Acquisition des points de calcul

Afin de mettre en œuvre la méthode de calibrage retenue, nous devons disposer d'un ensemble de coordonnées image appariées à des coordonnées 3D référencées dans un repère défini par une mire de calibrage. Cette mire est composée de DELs infrarouges disposées selon un motif connu (grille non régulière).

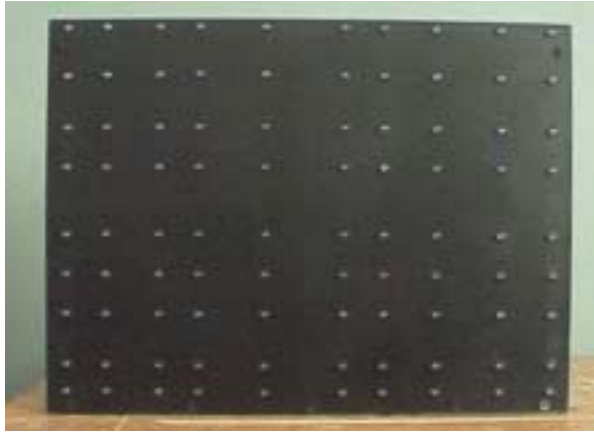


Fig IV-3 : la mire de calibrage vidéo

L'acquisition des points de calcul est réalisée en plaçant la mire à différentes positions connues dans le référentiel de la mire (R_{mire}).

Afin d'améliorer la qualité de la mesure des positions des points de référence dans chaque image caméra, on calcule par une régression linéaire les droites passant à proximité des points de mesure selon chaque alignement. La position des points de référence correspond alors à l'intersection entre deux droites. Ce lissage permet de réduire les erreurs de mesure des positions engendrées par les imperfections du système de prise de vue.

4.3.1.3 Calcul des paramètres d'une caméra

Le calcul des paramètres s'effectue en deux étapes, conformément à la méthode expliquée au chapitre 3. Les paramètres ont été estimés en fixant $m_{34}=1$ afin d'obtenir une solution non triviale. Le système à résoudre s'écrit donc sous la forme matricielle $A.X=B$ avec

$$A = \begin{bmatrix} X_1 & Y_1 & Z_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_1.X_1 & -u_1.Y_1 & -u_1.Z_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_1 & Y_1 & Z_1 & 1 & -v_1.X_1 & -v_1.Y_1 & -v_1.Z_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ X_n & Y_n & Z_n & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_n.X_n & -u_n.Y_n & -u_n.Z_n \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_n & Y_n & Z_n & 1 & -v_n.X_n & -v_n.Y_n & -v_n.Z_n \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ \vdots \\ u_n \\ v_n \end{bmatrix}, \quad X = \begin{bmatrix} m_{11} \\ m_{12} \\ m_{13} \\ m_{14} \\ m_{21} \\ m_{22} \\ m_{23} \\ m_{24} \\ m_{31} \\ m_{32} \\ m_{33} \end{bmatrix} \quad (\text{Equ IV-1})$$

Les paramètres m_{ij} sont alors connus à un facteur k près. Ce facteur est déterminé par

$$k = \sqrt{\frac{1}{m_{31}^2 + m_{32}^2 + m_{33}^2}}$$

Chaque paramètre m_{ij} est alors corrigé par $k : m_{ij} = \frac{m_{ij}}{k}$. L'ensemble des paramètres est ensuite optimisé.

Les paramètres m_{ij} sont le résultat du calcul de l'optimum d'un critère quadratique. La fonction de coût à minimiser prend en compte :

- l'erreur de rétroprojection des points 3D sur le plan image,
- l'orthogonalité de la matrice rotation de la matrice de passage entre les repères Caméra et Mire [Toscani 87].

Les équations non linéaires de contraintes, ajoutées aux équations du modèle de la caméra, nous obligent à choisir un algorithme d'optimisation itératif. Nous avons retenu la méthode du quasi-Newton [Press 88] car celle-ci est rapide et bien adaptée aux systèmes non linéaires.

4.3.1.4 Performances du capteur stéréoscopique installé

Afin de valider la modélisation, nous avons mesuré la précision obtenue sur l'ensemble des points de référence ; cette validation est réalisée en deux étapes de calcul :

- premièrement, nous estimons l'erreur de retroprojection. Pour chaque caméra, nous mesurons la distance entre la projection sur le plan image de chaque point de

référence 3D et la mesure initiale. Idéalement nulle, on admet que la caméra est correctement modélisée si cette distance est inférieure au pixel selon les deux axes (Tab IV-2a) [Zhang 96].

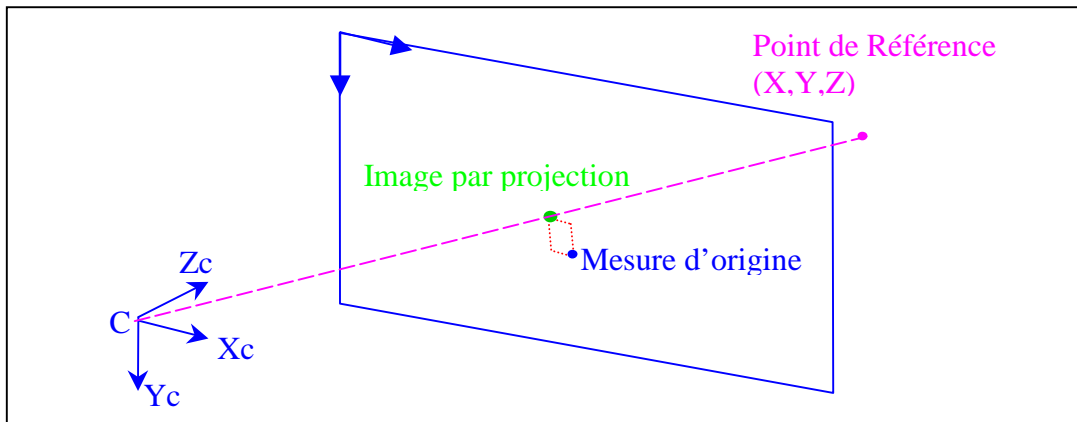


Fig IV- 4 : Mesure de l'erreur de modélisation par retroprojection des points de référence 3D

- dans une deuxième étape, nous déterminons la précision de la reconstruction 3D. Pour chaque couple de caméra, nous calculons le point 3D représenté par les deux projections correspondantes. La distance entre le point 3D mesuré et le point 3D de référence fournit alors une mesure de la précision de reconstruction (Tab IV-2b).

Caméra	Erreur moyenne de rétroprojection (pixel)		Erreur maximale de rétroprojection (pixel)	
	X	Y	X	Y
1	0,190	0,180	0,897	1,003
2	0,192	0,135	0,999	0,539
3	0,179	0,187	0,757	1,085
4	0,192	0,148	0,862	0,823

Tab IV-2a: erreurs de rétroprojection

Couples de caméras		Erreur moyenne (mm)	Erreur maximale (mm)
1	2	0,184	0,686
1	3	0,150	0,593
1	4	0,180	0,796
2	3	0,147	0,479
2	4	0,168	0,592
3	4	0,133	0,618

Tab IV-2b : erreur de reconstruction 3D pour chaque couple de caméras

Le modèle des caméras ayant été validé, nous avons déterminé les performances du capteur stéréoscopique mis en œuvre. Nous avons mesuré la stabilité des mesures 2D ainsi que la précision des mesures 3D.

Comme on a pu s'en apercevoir au cours du chapitre III, ces capteurs ont été largement étudiés par la communauté scientifique et leurs performances sont désormais bien connues [Faugeras 86][Faugeras 93][Tsai 87][Yuan 89]. Ces mesures ont pour objectif de valider

l'utilisation du capteur décrit précédemment dans le contexte de l'IRM et nous n'en présenterons pas les résultats.

4.3.2 Changement de repère

Afin de réaliser correctement l'illumination du point d'entrée et le guidage de l'instrument, il est indispensable de disposer des coordonnées du point d'entrée et de la cible dans le repère du capteur stéréoscopique. Ces deux points étant définis sur des images IRM, on ne dispose des coordonnées de ces points que dans le repère lié à l'IRM.

Les matrices de changements de repère sont calculées à partir de points non coplanaires définis par un système de calibrage. Ce système fournit des coordonnées de points de référence dans le repère de l'imageur. A la surface du fantôme, à une distance connue de la position de la coupe IRM, des marqueurs stéréoscopiques permettent d'obtenir les coordonnées stéréoscopiques des points de référence.

Ces points de référence sont acquis sur deux plans parallèles afin que la relation de changement de repère soit calculée sur le volume utile de l'imageur. Cette façon de procéder permet de prendre en compte les bruits de mesure lors de l'acquisition des points de référence.

La matrice de changement de repère est d'abord estimée puis optimisée sous la contrainte d'orthogonalité de la matrice de rotation. Ici encore, la méthode d'optimisation utilisée est la méthode du quasi-Newton.

La qualité de la transformation de repère est mesurée, en calculant dans le repère R_{IRM} , les coordonnées des points de référence du repère R_{STEREO} .

Dans le repère R_{IRM} , on mesure la distance entre les points originels et leurs homologues calculés. Idéalement nulle, ces distances reflètent la précision du changement de repère calculé.

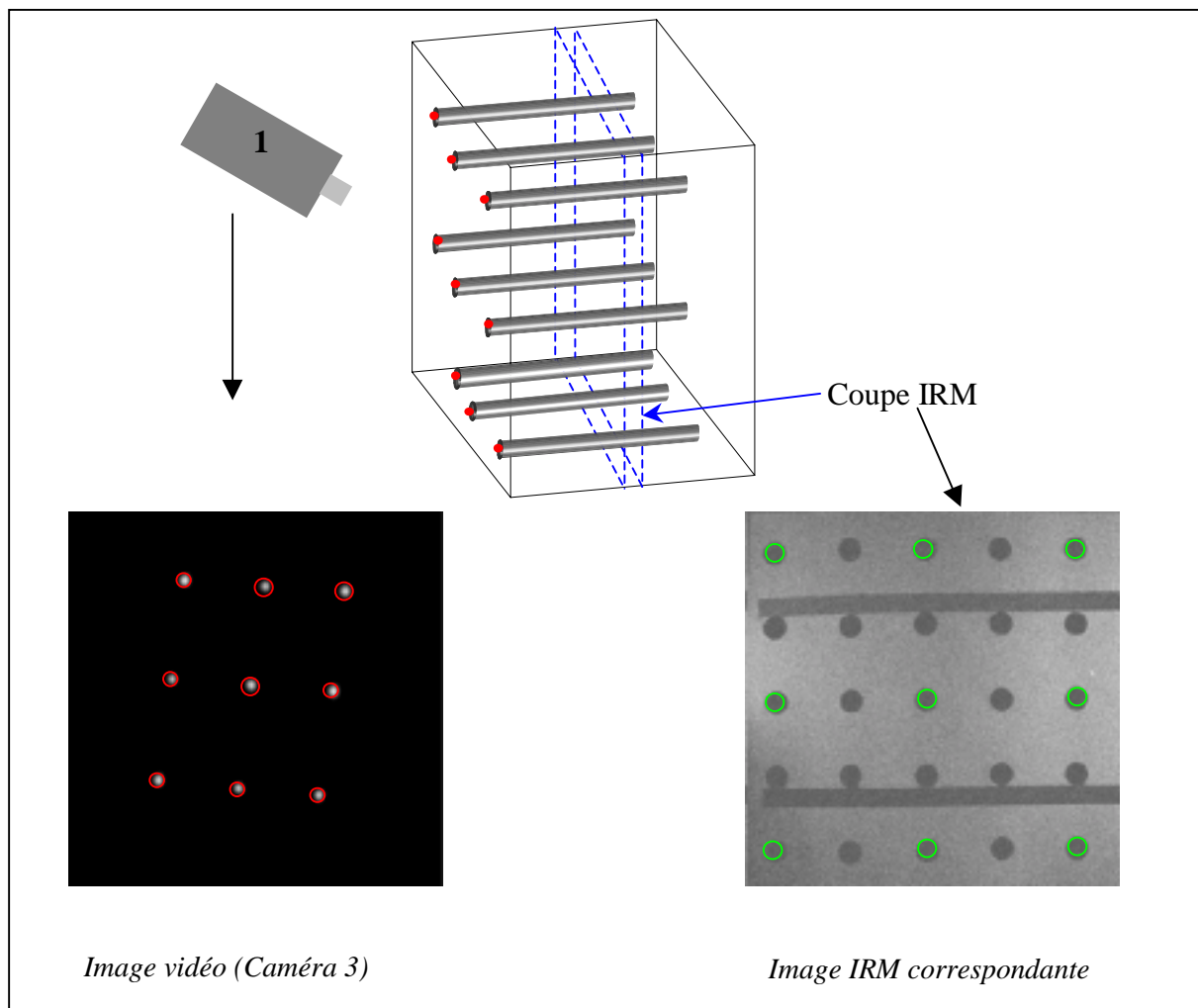


Fig IV-5 : représentation du fantôme et repérage des points de référence pour le calcul des relations de changement de repère

Les relations de changements de repères ont été calculées sur 18 points de calcul et nous avons obtenus les résultats suivant.

Erreur moyenne (mm)	Ecart type (mm)	Erreur Max (mm)
1,049	0,904	2,548

Tab IV-3 : précision des relations de changement de repère
(Passage du repère Stéréo au repère IRM)

Les imprécisions de fabrication du fantôme ainsi que les erreurs de mesure et de reconstruction 3D se traduisent par une erreur résiduelle non nulle.

Toutefois, cette erreur est répartie sur les trois axes du repère d'où une erreur maximale d'environ 1mm sur chaque coordonnée et on peut donc estimer que l'imprécision des

relations de changement de repère n'a pas de conséquence majeure sur la précision globale du système lors de la réalisation d'interventions.

4.3.3 Correction des déformations géométriques

Comme nous l'avons vu au chapitre III, les déformations géométriques rencontrées en limite d'utilisation normale de l'imageur ont pour conséquence des erreurs sur les coordonnées 3D du point d'entrée. Nous corrigeons donc ces déformations afin d'assurer une localisation précise du point d'entrée sur la peau du patient. Nous présentons, dans un premier temps, les résultats de la mesure de l'amplitude des distorsions puis le fantôme et les résultats des méthodes de correction.

Nous avons choisi d'effectuer les tests en utilisant quatre séquences d'acquisition IRM. Ces séquences correspondent aux séquences couramment utilisées en IRM :

- une séquence couramment utilisée pour effectuer les divers repérages et définitions : Spin Echo,
- trois séquences rapides utilisées pour suivre l'évolution de l'intervention : Turbo Spin Echo, Flash 2D, Fisp.

Les paramètres d'acquisition ont été choisis proches afin de pouvoir déterminer l'influence de la séquence.

Séquence	Paramètres d'acquisitions	
	Temps de répétition Tr (ms)	Temps d'écho Te (ms)
Spin Echo	800	20
FISP	800	12
FLASH 2D	800	9
Turbo Spin Echo	800	24

Tab IV-4 : paramètres d'acquisition des séquences de test

4.3.3.1 Evaluation des distorsions

Afin de corriger les distorsions géométriques, nous avons construit une mire de calibrage décrivant un motif cubique régulier (cf chapitre III). Cette mire de calibrage nous fournit deux ensemble de points 3D appariés : les points mesurés et les points théoriques dont les coordonnées sont déduites des points mesurés et des spécifications de la mire de calibrage.

Lorsqu'un point est situé dans le volume où le champ magnétique est constant et homogène, la distance entre ce point mesuré et son homologue théorique est petite. En revanche, en présence de déformations géométriques, cette distance est plus importante.

Afin de mesurer l'amplitude des distorsions, nous avons calculé la distance entre un point mesuré et son homologue théorique. On obtient ainsi une carte des distorsions. Afin de déterminer la zone où les distorsions sont « normales » de la zone où les distorsions sont importantes, nous avons étudié la répartition spatiale de ces distorsions.

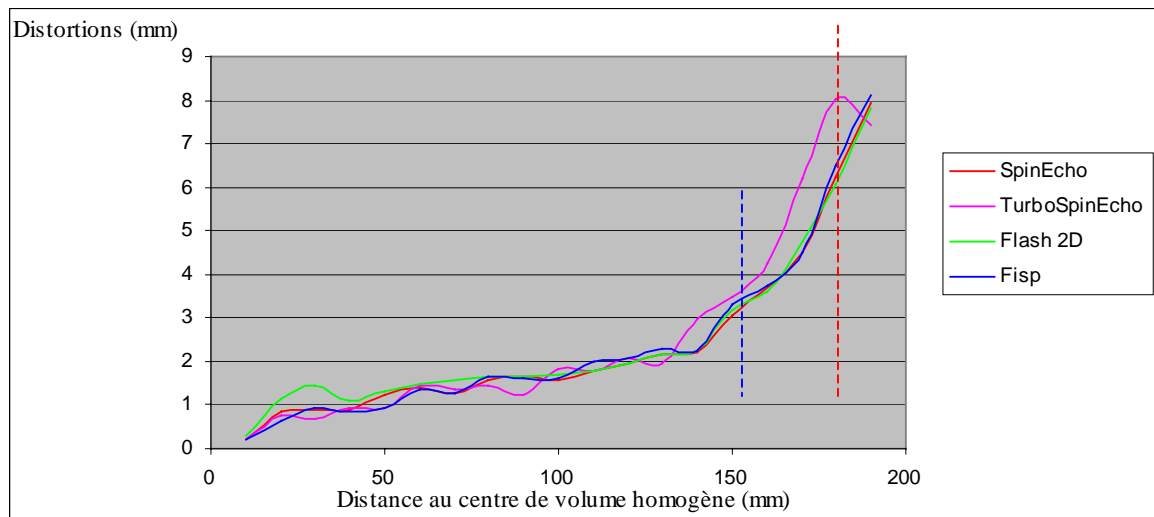


Fig IV-6 : distorsions géométriques en fonction de la distance au centre de B_0

Nous retrouvons les résultats de [Bourel 99] et autres auteurs, à savoir des distorsions de 3 à 4 mm en utilisation normale, c'est à dire, pour le Magnetom Open 0.2T, dans une sphère de 150 mm de rayon (spécifications du constructeur).

En dehors de cette zone, l'amplitude des distorsions augmente exponentiellement ; nous estimons qu'il est possible de corriger les distorsions pour une distance de 190 mm. Au delà, les distorsions sont trop importantes pour être corrigées.

On constate également que la séquence d'imagerie à peu d'influence sur l'amplitude des distorsions.

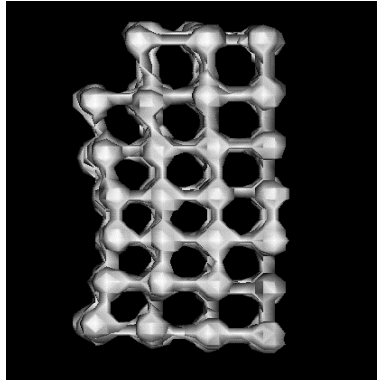


Fig IV-7 : Représentation 3D de la mire de calibrage en présence de distorsions

4.3.3.2 Description du fantôme et de la méthode de test

Avant d'utiliser la méthode de correction de manière aveugle, une vérification des performances de celle-ci est indispensable. Nous avons testé la méthode à l'aide d'un objet test de géométrie parfaitement connue. Ceci nous permet de quantifier l'erreur de correction par comparaison des distances de construction avec les distances obtenues après correction des points.

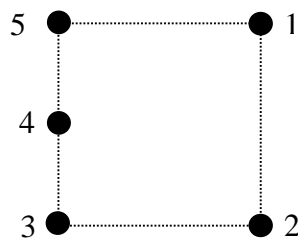


Fig IV-8a : Objet Test

Points	Distance de référence
1-2 / 1-5/ 2-3 /3-5	120 mm
1-3 / 2-5	169.7 mm
1-4 / 2-4	134.2 mm

Fig IV-8b: Distance de référence de l'objet test

4.3.3.3 Résultats

Afin de valider l'hypothèse émise ci-dessus, à savoir que les distorsions sont indépendantes de la séquence d'imagerie, nous avons choisi de corriger les coordonnées obtenues par une séquence d'image (Spin Echo, TR = 600 ms, TE = 20 ms) par des données acquises selon les quatre séquences citées plus haut.

Nous avons acquis des images de l'objet test selon des positions qui permettent de tester les 2 zones de corrections : zone 1 : correction non nécessaire, zone 2 : correction nécessaire, ceci nous permettra de valider la segmentation de l'espace en zone de correction.

Nous avons appliqué les deux méthodes de correction décrites au chapitre III : la correction par interpolation linéaire et par interpolation non-linéaire afin de déterminer la meilleure méthode.

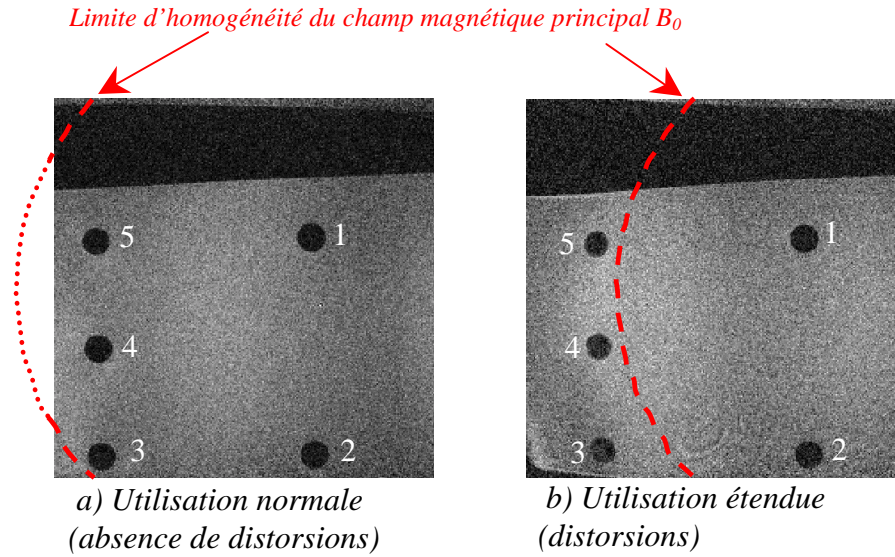


Fig IV-9 : image de l'objet test

Pour chaque image, nous avons déterminé les coordonnées 3D des marqueurs (tab IV-5) et calculé les distances inter-marqueurs (tab IV-6) .

Point	x (mm)	y (mm)	z (mm)	Distance du point au centre de B_0 (mm)
1	29,869	-24,591	20,098	43,598
2	32,062	-25,709	-99,668	107,808
3	-73,188	27,919	-100,488	127,412
4	-74,650	28,664	-41,426	90,058
5	-76,112	29,409	18,457	83,658

Image Fig IV-9a

Point	x (mm)	y (mm)	z (mm)	Distance du point au centre de B_0 (mm)
1	-56,585	-25,184	20,098	65,1155
2	-54,412	-26,34	-99,668	116,568
3	-155,813	27,576	-98,027	186,138
4	-157,262	28,346	-39,785	164,674
5	-158,711	29,117	16,816	162,234

Image Fig IV-9b

Tab IV-5: coordonnées des marqueurs
(en gras, les marqueurs nécessitant une correction)

Points	Distance de référence (mm)	Distance mesurée (mm)	Erreur (mm)	Points	Distance de référence (mm)	Distance mesurée (mm)	Erreur (mm)
[1-3]	169,700	167,090	2,610	[1-3]	169,700	163,044	6,656
[1-4]	134,160	132,460	1,700	[1-4]	134,160	128,792	5,368
[1-5]	120,000	118,957	1,043	[1-5]	120,000	115,711	4,289
[2-3]	120,000	118,128	1,872	[2-3]	120,000	114,855	5,145
[2-4]	134,160	133,176	0,984	[2-4]	134,160	130,975	3,185
[2-5]	169,700	169,390	0,310	[2-5]	169,700	165,898	3,802
[3-4]	60,000	59,085	0,915	[3-4]	60,000	58,265	1,735
[3-5]	120,000	118,991	1,009	[3-5]	120,000	114,891	5,109
[4-5]	60,000	59,905	0,095	[4-5]	60,000	56,625	3,375

*Image Fig IV-9a**Image Fig IV-9b**Tab IV-6 : comparaison des distances avant la correction, avec la distance de référence*

Sur l'image test Fig IV-9b, les points 3, 4 et 5 sont au delà du volume décrit par le champ \vec{B}_0 homogène, ce qui se traduit par des erreurs de 4 à 7 mm, il est donc impératif de corriger les coordonnées de ces points avant toute utilisation.

Nous avons appliqué chaque méthode de correction à chacun des marqueurs :

- la méthode de correction par interpolation linéaire qui nécessite les huit voisins immédiats du point dont on souhaite obtenir les coordonnées corrigées
- la méthode de correction par interpolation non-linéaire dont l'objectif est d'intégrer, au moins localement, la non linéarité des déformations requiert plus de huit voisins ; ceux -ci sont sélectionnés selon un critère de distance euclidienne. Nous avons retenu une distance maximale de 120 mm qui assure la présence de trois à quatre voisins selon chaque axe et permet donc l'intégration les non linéarités locales dans les calculs.

Les coordonnées issues de ces corrections permettent alors comparer les méthodes de correction par les disparités entre distances de référence et mesurées.

Nous présentons ci-dessous les résultats de la correction des coordonnées de l'image (Fig IV-9b).

Distance	Distance de référence	erreur résiduelle (mm)							
		Interpolation linéaire				Interpolation non-linéaire			
		Fisp	Flash	SE	TSE	FISP	FLASH	SE	TSE
1-3	169,700	0,375	0,506	0,238	0,537	1,178	1,627	0,067	-0,412
1-4	134,160	-0,290	0,598	0,420	0,672	-0,225	0,585	2,019	1,309
1-5	120,000	-0,490	0,230	1,607	0,621	-0,707	-0,226	-0,432	0,303
2-3	120,000	-3,677	0,709	-3,866	-3,059	-2,327	-3,002	-3,069	-3,475
2-4	134,160	-2,105	0,379	-1,391	-1,608	-2,722	-2,350	-1,806	-1,520
2-5	169,700	-3,003	-0,543	-0,274	-1,627	-3,875	-2,927	-4,228	-3,251
3-4	60,000	2,074	-0,244	2,013	1,147	1,088	1,898	-1,252	-0,416
3-5	120,000	0,230	-1,021	1,903	0,672	-1,031	1,158	-2,653	-2,265
4-5	60,000	-1,853	-0,777	-0,116	-0,484	-2,123	-0,758	-1,455	-1,882

Tab IV- 7 : Erreur de correction des deux méthodes testées

Les erreurs résiduelles sont calculées en faisant la différence entre la distance de référence et la distance entre les points après correction.

4.3.3.4 Comparaison – Conclusion

Les méthodes de correction locales mises en œuvre sont des méthodes très souples et largement utilisée dans le cas 2D.

La méthode d'interpolation non linéaire, basée sur l'utilisation des splines plaques minces, permet de modéliser partiellement la nature non linéaire des phénomènes ayant une influence sur les déformations alors que la méthode de correction par interpolation linéaire est basée sur la notion de voisinage et sur l'hypothèse de linéarité des déformations entre des points de référence. Les résultats obtenus, sont du même ordre pour les 2 méthodes mises en œuvre et montrent donc que ces méthodes de correction, simples et rapides, sont adaptées au problème. Enfin l'hypothèse de linéarité est vérifiée et validée puisque les deux méthodes ont donné des résultats dont les différences ne nous ont pas semblé significatives.

Puisque les 2 méthodes ont donné des résultats comparables, nous avons choisi d'utiliser la méthode de correction par interpolation linéaire.

L'intérêt clinique de cette correction mérite d'être rappelé : la correction des coordonnées 3D permet d'éviter un repositionnement du patient lorsque que le point d'entrée s'avère être dans la zone où des distorsions importantes apparaissent. En effet, ces distorsions imposeraient d'effectuer, à nouveau, les coupes de repérage ; on évite ainsi une perte de temps non négligeable : l'acquisition des coupe de repérage pouvant durer de 5 à 10 minutes et on contribue donc au confort du patient en n'augmentant pas le temps de l'intervention « inutilement ».

4.3.4 Indication visuelle du point d'entrée

Comme nous l'avons vu au chapitre III, les erreurs de mesures, de calculs ainsi que les approximations rendent l'utilisation d'une boucle de rétroaction indispensable. De plus les performances dynamiques et statiques du processus de pointage nous ont orientés vers l'identification du processus de pointage et la mise en œuvre d'une commande évoluée.

4.3.4.1 Le modèle du processus de pointage

L'asservissement retenu est de type visuel 2D, ceci signifie que nous utilisons des consignes « images » et que les informations sur la position du spot LASER sont également des coordonnées « images ».

Expliquons la démarche qui permet de désigner, à l'aide du spot LASER, un point défini sur une image IRM :

- on détermine les coordonnées 3D IRM de ce point défini sur une image,
- les relations de changements de repère permettent de calculer les coordonnées de du point 3D IRM dans le repère lié au capteur stéréoscopique,
- on projette alors le point du repère stéréoscopique sur le plan image de chaque caméra grâce au modèle déterminé lors de la phase de calibrage du capteur.

Ces coordonnées 2D, relatives aux caméras, servent de consignes au process de contrôle-commande.

On remarque ici une particularité de notre approche : en asservissement visuel robotique, on utilise habituellement une seule caméra ; dans notre cas, nous utilisons les quatre caméras qui surveillent l'intervention sans imposer de contraintes au chirurgien ; on obtient, de ce fait, des informations redondantes sur la position du spot.

Nous avons volontairement conservé cette redondance le plus longtemps possible afin de désensibiliser l'asservissement des erreurs de modélisation et de calculs accumulées au long de la chaîne d'acquisition et de traitement.

Le schéma détaillé de l'asservissement est donc celui-ci :

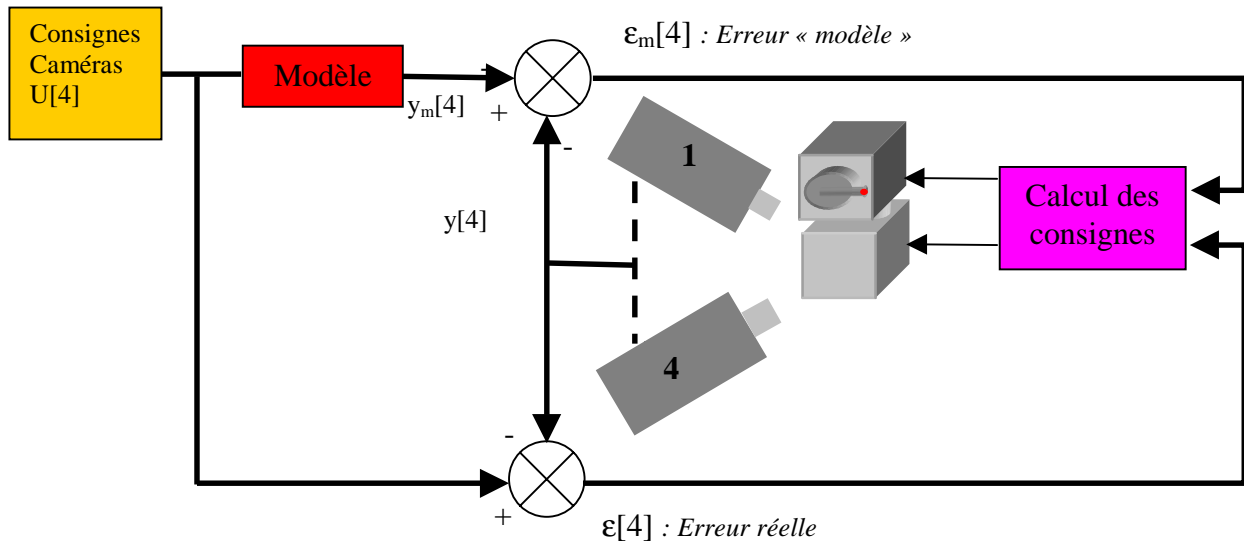


Fig IV-10 : schéma de l'asservissement

Comme nous l'avons vu au chapitre précédent, le processus du pointage se comporte comme un processus d'ordre au moins égal à 2 (réponse oscillante amortie).

Afin de déterminer le modèle le plus proche du processus, nous avons calculé les paramètres de modèles d'ordre 1 à 5.

Afin de déterminer l'ordre optimal, nous avons mesuré la distance entre la réponse mesurée et la réponse du modèle ; cette distance est représentée ci-dessous

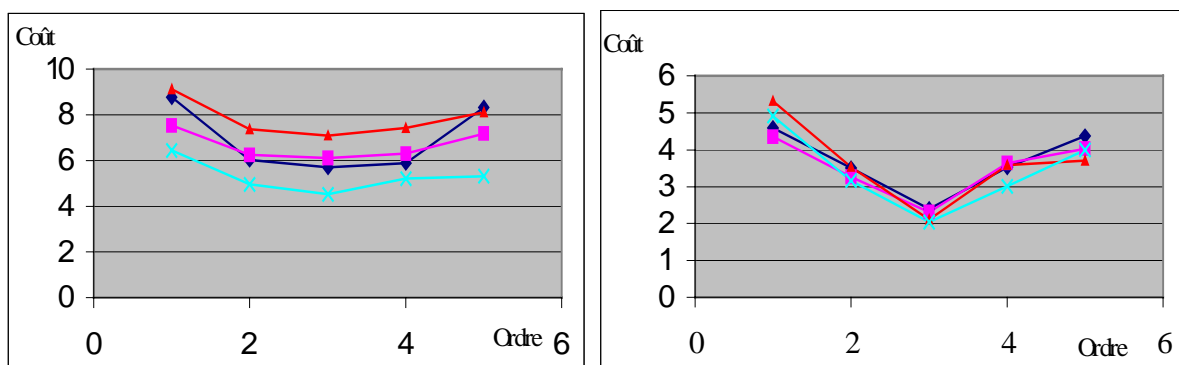


Fig IV-11 : coût des modèles en fonction de l'ordre choisi
(Caméra 1, Caméra 2, Caméra 3, Caméra 4)

Nous avons retenu le modèle du 3^{ème} ordre, sous la forme d'une équation de récurrence :

$$Y_k + a_1 Y_{k-1} + a_2 Y_{k-2} + a_3 Y_{k-3} = b_1 U_{k-1} + b_2 U_{k-2} + b_3 U_{k-3}$$

où Y_k représente la sortie du processus et U_k son entrée à l'instant T.

Les coefficients de l'équation de récurrence, ont été déterminés au sens des moindres-carrés, de manière statistique sur un échantillon de 25 pointages, ils sont présentés ci-après.

		a ₁	a ₂	a ₃	b ₁	b ₂	b ₃
Caméra 1	Coefficients	-0,203	0,012	0,003	1,125	-0,346	0,033
Caméra 2	Coefficients	-0,135	0,081	0,010	1,083	-0,236	0,110
Caméra 3	Coefficients	-0,231	0,038	-0,004	1,158	-0,387	0,032
Caméra 4	Coefficients	-0,223	0,083	0,007	1,154	-0,409	0,122

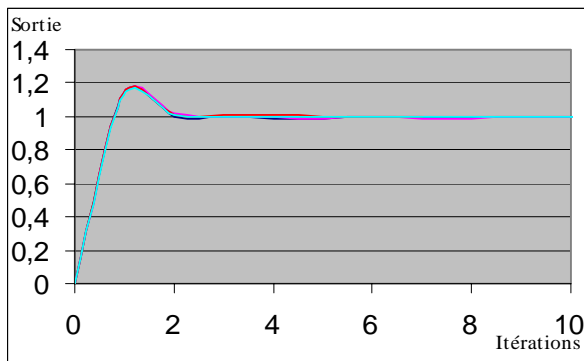
Tab IV-8a : coefficients de l'équation de récurrence, pointage en X

		a ₁	a ₂	a ₃	b ₁	b ₂	b ₃
Caméra 1	Coefficients	-0,247	0,001	-0,002	1,140	-0,449	0,061
Caméra 2	Coefficients	-0,325	0,019	0,000	1,164	-0,558	0,089
Caméra 3	Coefficients	-0,270	0,019	0,004	1,107	-0,421	0,067
Caméra 4	Coefficients	-0,239	-0,029	-0,010	1,158	-0,457	0,021

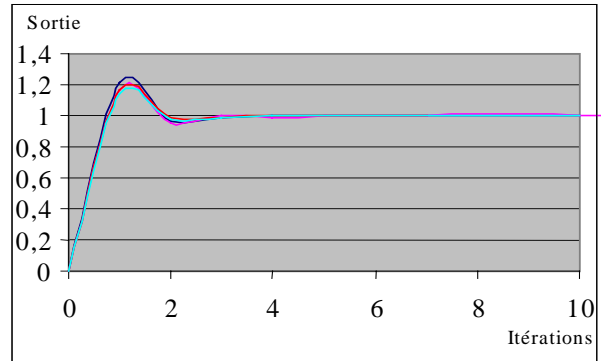
Tab IV-8b : coefficients de l'équation de récurrence, pointage en Y

Bien que le modèle d'ordre 3 soit le meilleur au sens de la minimisation du coût, il s'avère cependant que celui-ci n'est pas parfaitement déterminé puisque le coût n'est pas nul.

Avant d'utiliser ce modèle, nous avons donc simulé une réponse du système et comparé celle-ci à des réponses réelles.



Pointage selon X



Pointage selon Y

Fig IV-12 : comparaison pointages réels – modèle
(Pointage 1, Pointage 2, Pointage 3, modèle)

Comme on peut le voir, la réponse du modèle est très proche des réponses réelles ; le choix du modèle est donc adéquat.

Le modèle ainsi déterminé nous permet de prévoir la dynamique du pointage. Toutefois, compte tenu de l'imprécision des paramètres, une utilisation directe des coefficients conduit à une réponse un peu plus rapide (8 itérations) et moins oscillante (10% de dépassement). De plus, l'utilisation d'un simple gain (au sens de l'automatique) ne permet pas d'obtenir une dynamique satisfaisante puisque cette solution conduit à une réponse non-oscillante mais accroît le temps d'établissement. Nous avons donc mis en œuvre une commande évoluée qui calcule le gain au fur et à mesure du pointage afin d'assurer une convergence rapide du spot LASER vers sa position finale.

4.3.4.2 La commande évoluée

La commande évoluée, ici utilisée, consiste à calculer les consignes permettant atteindre, théoriquement, l'état final en une seule itération.

Elle peut être classée parmi les commandes adaptatives car le correcteur intègre le dépassement prévu (par le modèle), réel (à l'instant précédent) et le temps (l'influence du modèle décroît avec le temps), celui-ci est donc évolutif. De plus, cette étape réalise également la fusion des nombreuses données disponibles telles que erreurs du modèle, erreurs réelles.

Le modèle nous permet de déterminer l'erreur qui sera obtenue si on applique au pointeur la commande déterminée par l'écart entre la position courante et la position désirée du spot LASER ; on peut donc déterminer la commande permettant de conduire le pointeur LASER dans sa position finale.

L'erreur de position, déterminée par la mesure de la position réelle du spot, est quant à elle un indicateur de la fiabilité du modèle et permet d'ajuster la position du spot de manière itérative.

Nous combinons les deux mesures ϵ_m et ϵ (cf fig IV-9) afin de déterminer les consignes optimales à partir de l'erreur de pointage réalisée et de l'itération puisque le modèle se

stabilise autour d'une valeur finale qui peut être différente de la valeur finale souhaitée (erreur de position finale).

Les consignes, pour chaque caméra du système, sont calculées par la formule suivante :

$$\text{Consignes}_{\text{Caméra } i} = (\varepsilon_{\text{Caméra } i} - g(T) \cdot \varepsilon_{m_{\text{Caméra } i}}) \cdot K_{\text{Caméra } i}$$

où

- $\varepsilon_{\text{Caméra } i}$ représente l'erreur de pointage réelle,
- $\varepsilon_{m_{\text{Caméra } i}}$ représente l'erreur qui sera réalisée en tentant de corriger $\varepsilon_{\text{Caméra } i}$,
- $g(T)$ est un facteur pondérant qui décroît avec le nombre d'itérations afin d'éviter une instabilité ou une erreur finale non nulle dues aux erreurs sur le modèle,
- $K_{\text{Caméra } i}$ est un facteur permettant de passer de la dimension caméra à la dimension métrique,

4.3.4.3 Fusion et résultats

La modélisation et la commande retenue nous fournit des consignes relatives à chaque caméra et il nous faut déterminer les commandes du pointeur. Afin d'agrèger les consignes, nous avons essayé divers opérateurs. Bien qu'il existe dans la littérature de nombreux opérateurs de fusion : T-Norme, T-Conorme en fusion par logique floue, etc..., nous nous sommes limités aux opérateurs simples ne nécessitant par une mise en œuvre lourde afin de limiter les pertes de temps : opérateurs *max*, *min*, etc...

L'opérateur *max* induit une instabilité en fin de pointage qui se traduit par une erreur de pointage de 3 à 4 mm ; l'opérateur *min* conduit à un profil de réponse satisfaisant à savoir une stabilisation accélérée (7 itérations au lieu de 12) et un faible dépassement.

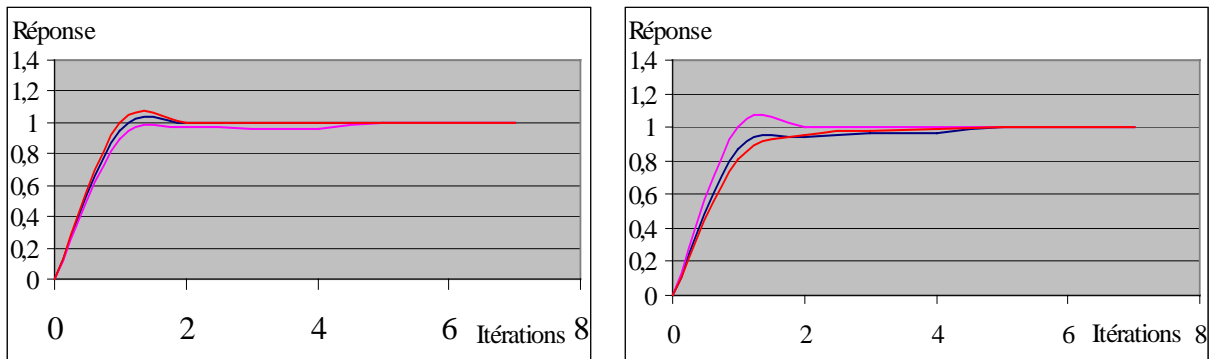


Fig IV-13 : Pointage avec opérateur de fusion min (Pointage 1, Pointage 2, Pointage 3)

C'est toutefois la moyenne arithmétique des quatre consignes caméra qui a donné les meilleurs résultats en temps de réponse et c'est donc celle-ci que nous avons retenue.

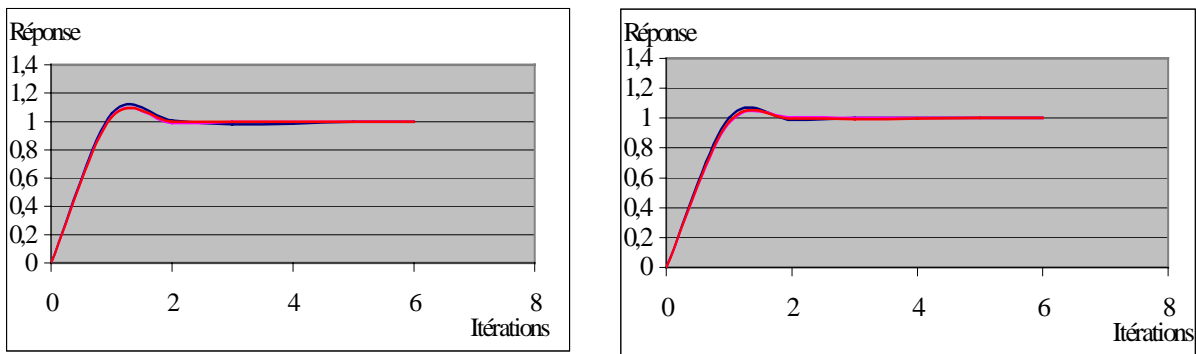


Fig IV-14 : Pointage du point d'entrée : détermination des consignes par moyenne arithmétique des quatre consignes caméra (Pointage 1, Pointage 2, Pointage 3)

La qualité du pointage est évaluée par la mesure de la position 3D du spot LASER. D'une manière générale, quelle que soit la méthode utilisée pour le calcul des consignes (opérateur *min* ou *moyenne arithmétique*), nous avons obtenu une erreur de localisation de l'ordre de 2 mm à une distance d'environ 3 mètres du fantôme de test.

Cette erreur négligeable, en regard de la précision des méthodes couramment utilisées, est essentiellement due aux diverses erreurs accumulées au long de la chaîne de mesures et de traitement (localisation du spot dans les images, jeux mécaniques) et apparaît acceptable du fait de la précision requise pour les interventions envisagées.

4.3.4.4 Test sur fantôme

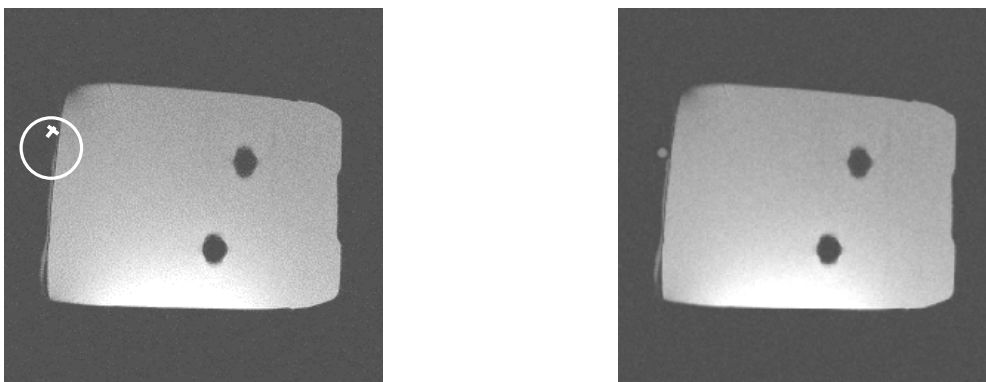
Ces tests ont été réalisés au cours de la mise au point des algorithmes d'asservissement afin de tester la précision obtenue. Nous utilisons un fantôme de gel de polyamide dopé au sulfate de cuivre.

Les tests se sont déroulés comme suit : définition du point d'entrée sur une image IRM du fantôme (Fig IV-13a) et lancement de la procédure de pointage.

Lorsque le pointage est terminé, nous repérons la tâche LASER par un marqueur IRM (bille de 6 mm de diamètre environ) et relançons l'acquisition des coupes avec les mêmes paramètres que les coupes de définition.

Lors des tests ayant pour objectifs de valider la commande évoluée, le marqueur IRM a toujours été retrouvé sur la coupe de position identique à la coupe de définition (Fig IV-14b). D'autre part, les mesures de la position du marqueur IRM ont montré une erreur de 1 à 2 mm selon chaque axe.

La précision du pointage du point d'entrée est donc meilleure que 2 à 3 mm. L'erreur résiduelle est due au spot LASER, rectangulaire de taille 2mm x 4mm et bien sûr aux diverses erreurs accumulées au cours du pointage.



a- Définition du point d'entrée

b- Résultat du pointage

Fig IV-15: Pointage LASER sur un fantôme

4.3.4.5 Conclusion

Comme nous avons pu l'observer, le pointage du point d'entrée donne lieu à un phénomène oscillatoire amorti. Afin de ne pas pénaliser le temps d'intervention de la chirurgie, nous avons mis en œuvre une commande évoluée qui exploite pleinement la redondance d'informations liée au capteur utilisé et assure l'illumination du point d'entrée rapidement.

Alors que la précision de pointage a été fortement améliorée : nous obtenons une précision de l'ordre de 2mm à trois mètres de distance, contre une erreur supérieure à 8 mm dans les mêmes conditions de test sans asservissement, nous avons également réduit de manière significative le temps de pointage, passant de plus de 10 itérations (c'est à dire 1 minute 30 à 2 minutes) à 5 itérations (soit environ 30s).

La commande s'appuie sur une modélisation du processus avec l'intégration dans le modèle de la boucle de retour virtuelle, puisque c'est le contrôle-commande du pointage que nous désirions modéliser.

Ces résultats nous ont donc permis de valider cette approche originale de localisation du point d'entrée cutanée défini lors la planification du geste, dont la particularité est qu'elle conserve la résolution spatiale intrinsèque de l'image.

4.3.5 Aide au guidage

Comme nous l'avons déjà précisé, l'aide au guidage comporte deux étapes : d'une part assister le chirurgien durant l'orientation de l'instrument et, d'autre part estimer durant l'intervention la position de l'extrémité active de l'instrument. La réalisation de ces étapes nécessitent donc de mesurer la position et l'orientation de l'instrument. Ces mesures sont possibles en matérialisant l'instrument dans l'espace de manière à ce que le capteur puisse le repérer.

Nous avons choisi de matérialiser l'instrument par un plan de marqueurs lumineux (cf fig III-26). L'orientation et la position de l'instrument sont déterminées par la méthode décrite au chapitre précédent, paragraphe 3.3.3.2.b

L'interface d'aide au guide est décrite au chapitre précédent, elle se présente, rappelons le, sous la forme d'un viseur 2D, l'erreur de positionnement commise est indiquée en distance sous la fenêtre d'orientation.

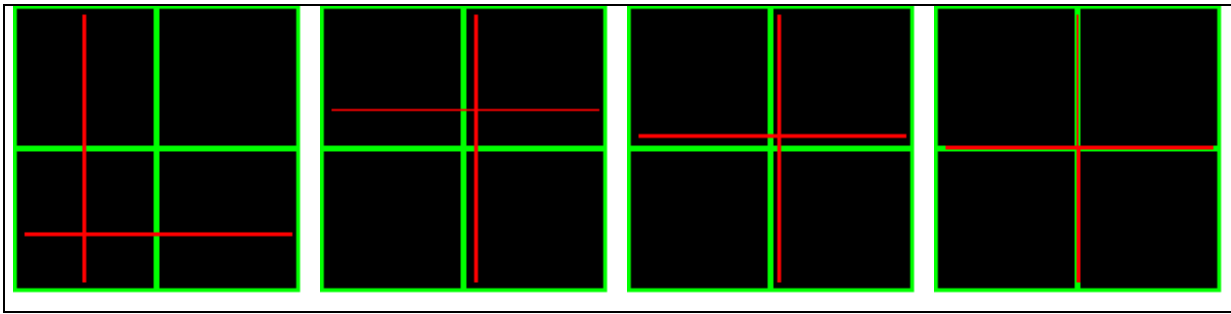


Fig IV- 16 : Evolution de l'erreur de pointage au cours d'un guidage

Les tests sur la précision ont été réalisés dans le cas d'interventions en simple et double obliquité. Lors des tests, une « intervention » est définie sur les images natives IRM du fantôme. Le point d'entrée est ensuite repéré à l'aide du marquage LASER. L'aiguille est alors introduite de quelques millimètres et orientée conformément à la planification.

Durant la réalisation du geste, la position du plan de repérage est mesurée et comparée à la position de référence ce qui permet d'estimer la position de l'extrémité active de l'aiguille et donc d'en déduire la distance à la cible.

Cependant, il s'avère que garder l'instrument dans une direction précise est une tâche assez difficile, qui se traduit par une oscillation de l'indicateur de visée autour de la position d'équilibre. Afin de ne pas désorienter le chirurgien par un indicateur de visée instable, nous filtrons les mesures de direction par une moyenne glissante appliquée à 3 échantillons de mesure. Ceci a pour effet d'adoucir les variations et se traduit par un temps d'orientation de l'instrument à peine plus long.

La mesure de l'enfoncement s'est révélée être d'une précision acceptable. En effet, les tests en simple obliquité montrent une erreur d'environ 3 à 5 mm et les tests en double obliquité une erreur de 3 à 8 mm. Remarquons que cette précision, suffisante dans la majorité des cas, se révélerait être un handicap important dans le cas d'interventions nécessitant une haute précision et dans ce cas, le contrôle per opératoire de la position de l'instrument par la réalisation d'images serait indispensable afin d'assurer la mise en place correcte de l'instrument.

Le système de visée est parfaitement adaptée aux interventions envisagées. Les informations sur l'erreur de guidage sont mises à jour en temps réel et permettent donc au chirurgien de

réaliser les interventions en IRM avec une dynamique identique à celle dont il a l'habitude avec d'autres modalités plus rapide telles que l'échographie ou le scanner.

Lors de ces tests, la précision du système, s'est révélée en adéquation avec les gestes chirurgicaux envisagés puisque cette précision se révèle être de l'ordre de 1 à 2 mm selon les axes horizontaux et verticaux ; c'est à dire une erreur de positionnement final d'environ 2 à 4 mm.

4.4 Expérimentations animales

Le système décrit ci-dessus a été validé sur divers fantômes lors de test sur la précision de localisation du point d'entrée à l'aide du système LASER et la précision du guidage directionnel en simple obliquité ainsi qu'en double obliquité (cf paragraphe précédent).

Nous l'avons donc ensuite validé dans des conditions cliniques, lors d'expérimentations animales. Celles-ci ont été réalisées dans le cadre d'une étude sur la faisabilité de drainages des voies biliaires dilatées en IRM interventionnelle, cette étude a été réalisée par Mme le docteur Géraldine Sergent-Baudson dans le cadre de son DEA Génie Biomédical [Sergent 99].

4.4.1 Cadre de l'expérimentation : le drainage transcutané de voies biliaires dilatées

En routine clinique, le drainage biliaire est réalisé en salle de radio sur un patient sédaté. Les voies biliaires sont successivement ponctionnées, opacifiées et drainées. Le problème majeur rencontré est la ponction initiale puisque les voies biliaires ne sont pas spontanément visible en radiographie classique et que cette ponction est réalisée en aveugle ; l'unique contrôle possible est réalisé après l'opacification qui fait apparaître l'arbre biliaire et permet donc la continuation de l'acte chirurgical. De plus, la proximité des artères hépatiques, de diamètre plus important mais non-visibles en radiographie, ajoute à ce geste un risque non-négligeable estimé à 14% [Carrasco 84].

L'IRM présente donc, pour cette pathologie, de nombreux intérêts :

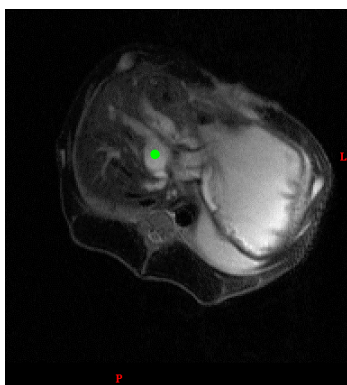
- le choix des paramètres des séquences fait apparaître spontanément la bile et par conséquent l'arbre biliaire.
- une imagerie 3D d'incidence quelconque.
- la possibilité de repérer les artères hépatiques.
- une résolution spatiale suffisamment élevée pour visualiser et ponctionner les voies biliaires dont le diamètre moyen est estimé à 7mm.

4.4.2 Procédure d'expérimentation

Les expérimentations animales ont été réalisées sur 5 femelles cochons, âgées de 3 à 4 mois et présentant une dilatation des voies biliaires d'origine artificielle par ligature quelques jours avant les tests sous coelioscopie. Lors de ces expérimentations, les animaux sont sédatisés et ventilés artificiellement. Cette ventilation artificielle est arrêtée lors des séquences d'imagerie, simulant ainsi une l'apnée volontaire que le patient aurait à tenir lors de l'intervention.

L'intervention sous contrôle IRM commence par une acquisition pondérée en T2 qui permet le repérage des voies biliaires, du foie et la vésicule.

Le chirurgien définit ensuite le point d'entrée cutané ainsi que la cible. La procédure d'illumination du point d'entrée est alors lancée.



Point Cible



Point d'entrée

Fig IV-17 : Définition de la trajectoire lors d'une ponction en double obliquité



Fig IV-18 : Pointage LASER du point d'entrée

Une fois le pointage terminé, un marqueur IRM est fixé sur la peau à l'endroit illuminé et un premier contrôle per opératoire est réalisé afin de vérifier la précision du pointage LASER ; lors de la validation sur animal du système, le point cutané illuminé a toujours correspondu au point d'entrée définie sur les images avec une précision 3D de 3 à 4 mm.

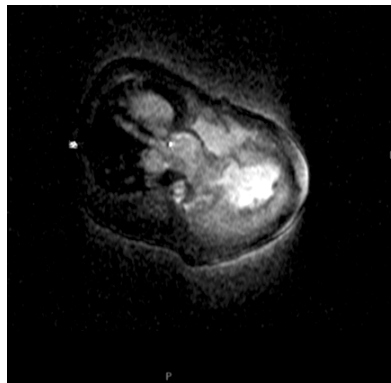


Fig IV-19 : Vérification du pointage LASER par un marqueur IRM et une mesure 3D

La procédure continue ensuite par la mise en place de l'aiguille de ponction à l'aide du système de guidage. Afin de simuler des conditions réelles, nous avons guidé des interventions en simple et double obliquité.

Nous avons rencontré ici des difficultés lors de la mise en place de l'aiguille : malgré un alignement précis de l'instrument, la précision finale n'était pas celle escomptée ; après observation du geste et avis du chirurgien, il est apparu que cette imprécision est due à la souplesse de l'instrument qui se courbe et donc dévie de la trajectoire lors de l'enfoncement. Ce problème a été contourné en incisant la peau et les tissus sous-jacents afin de réduire la résistance lors de l'enfoncement de l'instrument.

Le contrôle per opératoire de la mise en place de l'instrument s'effectue selon deux moyens :

- d'une part un contrôle par l'imagerie dans l'axe de l'aiguille

- d'autre part par le reflux de bile obtenu ce qui démontre la mise en place de l'aiguille dans les voies biliaires.

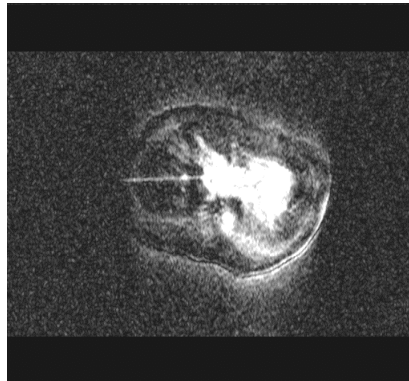


Fig IV-20 : contrôle de la mise en place du guide

4.5 Conclusion

Les tests réalisés sur fantôme ont permis de valider les différentes instrumentations utilisées (capteur stéréoscopique, pointeur LASER) et les méthodes développées, dont les objectifs sont d'assurer une convivialité et une interactivité forte entre le chirurgien et le système d'aide.

Ces tests nous ont également permis de renforcer les hypothèses dont dépendaient de nombreuses décisions.

Les expérimentations animales ont eu un double rôle : d'une part, elles ont permis de valider l'ensemble du système développé et testé dans un cadre de simulation lors de tests en situations très réelles et proches d'interventions humaines. D'autre part, elles nous ont permis de vérifier l'adéquation entre le problème de guidage d'intervention, abordé sous le jour du contrôle-commande de systèmes à boucle de rétroaction immatérielle, et la mise en œuvre pratique de ce concept nouveau de l'automatique.

CONCLUSION GENERALE

L'introduction de l'imagerie dans la pratique médicale conduit à une interaction croissante d'intervenants multidisciplinaires pour développer et exploiter au mieux ces nouveaux outils. Ainsi, la démarche diagnostique s'appuie de plus en plus sur le repérage spatial des organes et de leurs lésions internes, repérage obtenu à partir de modalités d'imagerie médicale telles que la tomographie X, les explorations isotopiques, l'angiographie analogique ou numérisée, l'échographie, et bien sûr l'IRM.

Cependant, l'évolution des techniques a amené le geste thérapeutique à se dérouler dans cet espace tridimensionnel, en per opératoire, en tenant compte des données issues de modalités différentes pour une efficacité thérapeutique et une sécurité interventionnelle maximum.

L'utilisation de l'IRM pour conduire des procédures interventionnelles, diagnostiques ou thérapeutiques, est l'un des axes les plus prometteurs de cette technique d'imagerie. En effet, la possibilité de visualiser non seulement la pathologie mais aussi les tissus sains environnants et les instruments chirurgicaux dans le champ opératoire rend possible l'ajustement du geste en temps réel et tel qu'il est pratiqué. De plus, les procédures peu invasives, telles que les thermothérapies (photocoagulation laser, cryothérapie ou chirurgie par ultra-sons focalisés), qui produisent des effets thermiques et biochimiques dans les tissus, peuvent être contrôlées et dirigées sous IRM grâce à l'excellent contraste du signal RMN pour les tissus mous et à la grande sensibilité de ce signal aux changements de température.

Le thème de cette recherche concernait l'étude de la faisabilité du guidage d'interventions en IRM interventionnelle et plus particulièrement la définition, la conception et l'établissement des conditions de mise en oeuvre des instruments, mécaniques, électroniques ou logiciels, nécessaires, c'est à dire lorsque le geste médical est une rétroaction directe des données et de l'analyse des images et lorsqu'il se déroule de façon peropératoire.

Bien que les approches décrites dans la littérature semblent être en adéquation avec les interventions envisagées, nous avons mis en évidence la présence de phénomènes de distorsions géométriques lorsqu'on s'approche des limites de l'imageur. De plus, l'imprécision de repérage du point d'entrée cutané entraîne un risque d'erreurs qui se traduit par la nécessité de réitérer l'approche du geste chirurgical.

Nous avons développé un système complet d'assistance lors de la mise en place d'instruments rigides. Ce système se compose d'une interface de définition de la trajectoire à l'aide d'images IRM natives et d'une interface de guidage et permet, plus spécifiquement, de vérifier la validité de la trajectoire définie et de corriger les coordonnées d'un point si ceci est nécessaire.

Le système assiste ensuite le chirurgien dès le début de la phase opératoire en désignant par un spot LASER le point d'entrée cutané avec une précision de l'ordre de deux millimètres. L'assistance est ensuite orientée vers l'orientation de l'instrument ; cette orientation est un enjeu particulièrement important puisqu'il permet d'exploiter pleinement la capacité multi-incidence de l'IRM qui est un de ses atouts majeurs. Afin d'assurer une convivialité et une interaction forte entre le programme et le chirurgien, nous avons utilisé un système de déport des organes de communication de l'ordinateur hôte du système ; ceci permet au chirurgien d'interagir avec le programme depuis la salle de l'imageur.

Les performances individuelles des sous-ensembles permettent d'établir les précisions requises pour conduire les gestes chirurgicaux envisagés au cours de cette thèse. Ainsi, il apparaît que la définition de la trajectoire doit être la plus précise possible, et ceci est réalisée en utilisant conjointement des images IRM permettant d'obtenir une précision de définition millimétrique et une vérification des coordonnées 3D.

Cette planification est ensuite respectée le plus strictement possible en désignant le point d'entrée à l'aide d'un spot Laser. L'incertitude relative à la position de point d'entrée est réduite à 3 mm. Cette incertitude est nettement inférieure aux incertitudes résiduelles liées aux méthodes de localisation du point d'entrée décrites au chapitre II.

Enfin, le système de guidage et l'interface de communication permettent d'orienter l'instrument avec une précision de l'ordre de 1 à 2° d'où une erreur résiduelle d'environ 5 mm après un enfoncement de 10 cm. Cette précision est comparable voire meilleure que les précisions obtenues par d'autres méthodes de guidage. Les performances du système nous permettent d'affirmer que celui-ci respecte un cahier des charges implicite liées à l'intervention chirurgicale envisagée : le drainage transcutané des voies biliaires dilatées.

Bien que les expérimentations animales aient montrées l'adéquation entre la problématique et le système mis en œuvre, le passage à l'expérimentation humaine n'est pas aisément

envisageable. En effet, de nombreux problèmes demeurent tant d'un point de vue technologie liée à l'IRM que d'un point de vue technique liée à ce travail.

D'un point de vue technique, il est important de noter que le plan de matérialisation de l'instrument est lourd et encombrant ; il serait donc indispensable d'alléger celui-ci et de réduire ses dimensions.

Lors des expérimentations animales, nous simulions des apnées en stoppant la ventilation artificielle de l'animal. En expérimentation humaine, ces apnées étant volontaires, il serait nécessaire d'évaluer la reproductibilité de celles-ci afin d'établir les risques de dérive. On pourrait, par exemple, mesurer la déviation de l'instrument grâce au système de repérage. Enfin l'asepsie présente également des difficultés, dues notamment au système de repérage de l'instrument, problèmes qu'il faudra résoudre avant d'envisager le passage à l'expérimentation humaine.

D'un point de vue technologique (liée à l'IRM), des séquences rapides et permettant d'avoir des images de bonne qualité sont indispensables si l'on veut réaliser des guidage temps réel. De plus, on ne peut concevoir que le chirurgien se fie totalement au système développé, il sera donc nécessaire de vérifier la position de l'instrument au cours de l'intervention et on retrouve donc les inconvénients liés aux méthodes de visualisation passive tels que précision, repérage dans l'image, etc.

Bien que le cadre de ce travail ait été volontairement limité à la mise en place d'instruments rigides et notamment au drainage des voies biliaires dilatées, les perspectives offertes par ce travail sont multiples ; comme nous l'avons mentionné au cours de mémoire, l'IRM présente comme avantage, entre autres, d'être sensible à la température des tissus. L'intégration de ce dispositif dans la problématique développée au sein du GIS Thai (planification et optimisation dosimétrique, reconstruction volumique) permet d'envisager la mise en œuvre de nouvelles thérapies que permet l'IRM comme les thermothérapies. On peut, par exemple, imaginer un système complexe permettant la reconstruction volumique de la masse lésionnelle, la détermination des positions optimales des sources de chaleurs (fibres optiques, générateurs RF) et la mise en place de celles-ci par le système développé durant cette thèse. Il est opportun de noter que, bien que développé dans le cadre de l'IRM interventionnelle, le système est indépendant de la modalité d'imagerie et peut donc être aisément adapté à toute autre modalité telle que la tomodensitométrie par exemple.

BIBLIOGRAPHIE**A****[Abessolo 97]**

Abessolo D.

Application des techniques d'analyse en composantes indépendantes à l'apprentissage de la transformation stéréoscopique inverse

*Rapport technique du laboratoire TROP, 1997***[Adler 99]**

Adler JR Jr, Murphy MJ, Chang SD, Hancock SL.

Image-guided robotic radiosurgery.

*Neurosurgery, vol 44(6), pp 1299-1307, 1999.***[Agin 79]**

Agin GJ.

Real-Time Control of Robot with a Mobile Camera.

*9th International Symposium on Industrial Robots, Washington D.C., pp 233-246, 1979.***[Anzai 91]**

Anzai Y, Lufkin RB, Castro DJ, Farahani K, Jabour BA, Layfield LJ, Udkoff R, Hanafee WN.

MR imaging-guided interstitial Nd:YAG laser phototherapy: dosimetry study of acute tissue damage in an in vivo model.

*Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 1(5), pp553-9,1991.***[Ayache 89]**

Ayache N.

Vision stéréoscopique et perception multisensorielle. Application à la robotique mobile

*InterEditions, collection science informatique, 1989.***B****[Ballet 95]**

Ballet E.

Fusion de données issues de capteurs d'imagerie multimodalité : application en exploration thyroïdienne.

*Thèse de doctorat de l'université des Sciences et Technologies de Lille, Lille, 1997.***[Bakker 94]**

Bakker CJ, Bhagwandien R, Moerland MA, Ramos LM.

Simulation of susceptibility artifacts in 2D and 3D Fourier transform spin-echo and gradient-echo magnetic resonance imaging.

Magnetic Resonance Imaging, vol 12(5), pp 767-774, 1994.

[Bakker 98]

Bakker CJ, Smits HF, Bos C, van der Weide R, Zuiderveld KJ, van Vaals JJ, Hurtak WF, Viergever MA, Mali WP.

MR-guided balloon angioplasty: in vitro demonstration of the potential of MRI for guiding, monitoring, and evaluating endovascular interventions.

Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 8(1), pp 245-250, 1998.

[Baroni 00]

Baroni G, Ferrigno G, Orecchia R, Pedotti A.

Real-time opto-electronic verification of patient position in breast cancer radiotherapy.

Computer Aided Surgery, vol 5(4), pp 296-306, 2000.

[Barra 99]

Barra V, Boire JY.

Segmentation floue des tissus cérébraux en IRM 3D : approche possibiliste versus autres méthodes.

Rencontres Francophones sur la Logique Floue et ses Applications, pp. 193-198, 1999.

[Benabid 87]

Benabid AL, Cinquin P, Lavalley S, Le Bas JF, Demongeot J, de Rougemont J

Computer-driven robot for stereotactic surgery connected to CT scan and magnetic resonance imaging. Technological design and preliminary results.

Applied Neurophysiology 1987;50(1-6):153-4

[Bensalah 94]

Bensalah F, Chaumette F.

Détection de rupture de modèle appliquée à l'asservissement visuel.

Rapport de recherche de l'INRIA RR 2425, 1994.

[Bettaga 00]

Bettaga G, Payan Y, Mollard B, Boyer A, Raphaël B, Lavallée S.

A simulator for maxillofacial surgery integrating 3D cephalometry and orthodontia.

Computer Assisted Surgery, vol 5(3), pp 156-165, 2000.

[Bienfait 87]

Bienfait E.

Pratic : programmation de robots assistée par traitement d'image et caméra.

Thèse de doctorat, Université des Sciences et Techniques de Lille, 1987.

[Birkfellner 98]

Birkfellner W, Watzinger F, Wanschitz F, Ewers R, Bergmann H.

Calibration of tracking systems in a surgical environment.

IEEE Transactions on Medical Imaging, vol 17(5), pp 737-742, 1998.

[Bloc 46]

F. Bloch, B.W. Hansen, M. Packard.

The nuclear induction experiment.

Phys. Rev., pp. 69-suivante

[Bloch 96]

Bloch I, Pellot C, Sureda F, Herment A.

Fuzzy modelling and fuzzy mathematical morphology applied to 3D reconstruction of blood vessels by multi-modality data fusion.

Ed John Wiley & Sons, pp 93-110, 1996.

[Boone 91]

Boone JM, Seiber JA, Barret WA, Blood EA.

Analysis and correction of imperfection in the image intensifier-TV-digitizer imaging chain.

Medical Physics, vol 18, pp 236-242, 1991.

[Borne 93]

Borne P, Dauphin-Tanguy G, Richard JP, Rotella F, Zambettakis I

Analyse et régulation des processus industriels. Tome 2, régulation numérique.

Edition Technip

[Bourel 99]

Bourel P, Gibon D, Coste E, Daanen V, Rousseau J.

Automatic quality assessment protocol for MRI equipment.

Medical Physics, vol 26 (12), pp 2693-2700, 1999.

[Breuwer99]

Breuer M, Zylka W, Wadley J, Falk A.

Detection and correction of geometric distortion in 3D CT/MR images.

CAR'S 99

[Buencker 00]

Buecker A, Neuerburg JM, Adam GB, Glowinski A, Schaeffter T, Rasche V, van Vaals JJ, Molgaard-Nielsen A, Guenther RW.

Real-time MR fluoroscopy for MR-guided iliac artery stent placement.

Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 12(4), pp 616-622, 2000.

[Butts 99]

Butts K, Pauly JM, Daniel BL, Kee S, Norbash AM.

Management of biopsy needle artifacts : techniques for RF-refocused MRI.

Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 9, pp 586-595, 1999.

C**[Cao 93]**

Cao Y, Lewin DN.

Feature-recognizing MRI.

Magnetic Resonance in Medicine, vol 30 (3), pp 305-317, 1993.

[Carrasco 84]

Carrasco CH, Zornoza J, Bechtel WJ.

Malignant biliary obstruction: complications of percutaneous biliary drainage.

Radiology, 152(2), pp 343-346, 1984.

[Carrillo 00]

Carrillo A, Duerk JL, Lewin JS, Wilson DL.

Semiautomatic 3-D image registration as applied to interventional MRI liver cancer treatment.
IEEE Transactions On Medical Imaging, 19(3), pp 175-185, 2000

[Chaumette 98]

Chaumette F.

De la perception à l'action : l'asservissement visuel, de l'action à la perception : la vision active.

Habilitation à diriger les recherches, Université de Rennes I, 1998.

[Chou 97]

Chou CK, McDougall JA, Chan KW.

RF heating of implanted spinal fusion stimulator during magnetic resonance imaging.

IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol 44(5),pp 367-373, 1997.

[Chusseau 99]

Chusseau S.

Système d'aide à la décision pré-opératoire en chirurgie orthopédique de la scoliose.

Thèse de doctorat, université de Valenciennes, 1999.

[Clarysse 91]

Clarysse P., Gibon D., Rousseau J., Blond S., Vasseur C., Marchandise X.

A computer-assisted system for 3-D frameless localization in stereotaxic MRI.

IEEE Transactions on Medical Imaging, vol 10(4), pp 523-529, 1991.

[Clement 95]

Clement O, de Kerviller E, Cuenod Ch, Siauve N, Frija G

Agents de contraste en IRM

Feuillets de Radiologie, vol 35(5), pp 366-380, 1995.

[Cline 95]

Cline HE, Hynynen K, Watkins RD, Adams WJ, Schenck JF, Ettinger RH, Freund WR, Vetro JP, Jolesz FA.

Focused US system for MR imaging-guided tumor ablation.

Radiology, vol 194(3), pp 731-737, 1995.

[Cocquerez 95]

Cocquerez JP, Philipp S.

Analyses d'images, filtrage et segmentation.

Edition Masson, 1995.

[Colin 99]

Colin A, Boire JY.

MRI-SPECT fusion for the synthesis of high resolution 3D functional brain images: a preliminary study.

Computer Methods and Programs in Biomedicine, vol 60 (2), pp 107-116, 1999.

[Collewet 99]

Collewet C

Contributions à l'élargissement du champ applicatif des asservissements visuels 2D.
Thèse de doctorat, Université de Rennes I, 1999.

[Cordonnier 99]

Cordonnier V.

Rapport de stage ingénieur : « Déport des organes usuels d'un PC »
Rapport technique, 1999

[Coste 93]

Coste E., Rousseau J., Gibon D., Deleume J.F., Blond S., Marchandise X.

Frameless method of stereotaxic localization with DSA.

*Radiology, vol 189 (3), pp 829-834, 1993.***[Coste 97]**

Coste E.

Reconstruction d'une arborescence spatiale à partir d'un nombre minimal de projections :
applications à l'angiographie numérisée

*Thèse de doctorat de l'université des Sciences et Technologies de Lille, Lille, 1997.***[Cretual 98]**

Cretual A.

Asservissement visuel à partir d'informations de mouvement dans l'image.

*Thèse de doctorat, Université de Rennes I, 1998.***[Crouzil 97]**

Crouzil A.

Perception du relief et du mouvement par analyse d'une séquence stéréoscopique d'images.

*Thèse de doctorat de l'université Paul Sabatier, Toulouse, 1997.***[Cutting 93]**

Cutting BC, Bookstein FL, Haddab B et al

A splin-based approach for averaging three-dimensional curves and surfaces.

*Mathematical methods in medical approach, SPIE proceedings, 2035, pp 29-41, 1993.***D****[Daanen 99]**

Daanen V, Nicol L, Godart F, Sergent G, Vasseur C, Clarisse J, Rousseau J.

Correction of image distortion for interventional MRI.

*Proceedings of the 7th scientific and exhibition of the ISMRM, Philadelphia, 1999.***[Daanen 00]**

Daanen V, Coste E, Sergent G, Godart F, Vasseur C, Rousseau J.

Accurate localization of needle entry point in interventional MRI.

Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 12(4), pp 645-649, 2000.

[Das 99]

Das SK, Clegg ST, Samulski TV
Computational techniques for fast hyperthermia temperature optimization.
Medical Physics, vol 26(2), pp319-328, 1999.

[Davies 91]

Davies BL, Hibberd RD, Ng WS, Timoney AG, Wickham JE.
The development of a surgeon robot for prostatectomies.
Proceedings of the institution of mechanical engineers. Journal of engineering in medicine,
vol 205 (1), pp 35-38, 1991.

[Delnondedieu 97]

Delnondedieu Y
Un Robot à Sécurité Passive en réponse aux problèmes d'ergonomie et de sécurité en
robotique médicale.
Thèse de Doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble. 1997

[Dubois 95]

Dubois P, Rouland JF, Meseure P, Karpf S, Chaillou C.
Simulator for Laser Photocoagulation in Ophtalmology
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol 42 (7), pp 688-693, 1995.

[Duchon 76]

Duchon J.
Interpolation des fonctions de deux variables suivant le principe de la flexion des plaques
minces.
RAIRO Analyse numérique, vol 10(12), pp 5-12, 1976.

[Duerk 1996]

Duerk JL, Wu DH, Chung YC, Liang ZP, Lewin JS.
A simulation study to assess SVD encoding for interventional MRI: effect of object rotation
and needle insertion.
Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 6(6), pp 957-960, 1996

[Dumoulin 93]

Dumoulin CL, Souza SP, Darrow RD.
Real-time position monitoring of invasive devices using magnetic resonance.
Magnetic Resonance in Medicin, vol 29(3), pp 411-415, 1993.

E**[Eickmeyer 99]**

Eickmeyer F, Muller F, Fiedler V, Verret P.
MRI-guided laser-induced thermotherapy (LITT) of liver metastases in OPEN MRI –
Interactive « realtime » guidance and online monitoring – first clinical results.
CAR'S 99, Proceedings of the 13th International Congress and Exhibition, pp 612-617, 1999.

[Ella 00]

Ella A.

Déformations élastiques ou warping 2D/3D en vue de la caractérisation du myocarde en imagerie tomoscintigraphique.

Thèse de doctorat de l'université Claude Bernard, Lyon I, 2000

[Espiau 95]

Espiau B.

Sur les erreurs en asservissement visuel

Rapport de recherche de l'INRIA RR 2619, 1995.

F**[Faugeras 86]**

Faugeras OD, Toscani G.

The calibration problem for stereo.

Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Miami Beach, Floride, USA, Juin 1986.

[Faugeras 88]

Faugeras OD.

Quelques pas vers la vision artificielle en trois dimensions.

Technique et Science Informatiques, AFCET BORDAS, pp 547-590, 1988.

[Faugeras 93]

Faugeras O.

Three-Dimensionnal Computer Vision: a Geometric Viewpoint.

MIT Press, Cambridge, Massachusetts, 1993.

[Feddema 98]

Feddema JT, Simon RW.

Visual Servoing and CAD-driven microassembly.

IEEE Robotics and Automation Magazine, vol 5(4), pp 18-24, 1998.

[Fortin 94]

Fortin T.

Utilisation de la robotique médicale dans la réalisation d'un guide de perçage pour la phase chirurgicale en implantologie orale.

Thèse de doctorat, université de Grenoble I, 1994

[Frahm 98]

MR-guided biopsy of the abdomen

Frahm C, Gohl HB

Interventional magnetic resonance imaging, Springer, pp123-129, 1998

G

[Gangloff 99]

Gangloff J.

Asservissements visuels rapides d'un robot manipulateur à 6 degrés de liberté. Suivi de cible et de profilé.

Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur, Strasbourg, 1999.

[Gauvin 94]

Gauvin A, Peters TM.

Geometrical distortion of MR stereotactic markers from shape dependent effects.

Proceedings of the Society of Magnetic Resonance, 2nd annual meeting, San Francisco, p 746, 1994

[Gehl 95]

Gehl HB, Frahm C, Melchert UH, Weiss HD.

Suitability of different MR-compatible needles and magnet designs for MR-guided punctures.

Proceedings of the Society of Magnetic Resonance, 3rd scientific meeting, Nice, p 1156, 1995.

[Genery 79]

Genery DB.

Stereo camera calibration

Proceedings Image Understanding workshop, pp 101-108, 1979

[Ghosh 98]

Ghosh BK, Tarn TJ, Yu Z, Xiao D.

Robotic motion planning and manipulation in an uncalibrated environment.

IEEE Robotics and Automation Magazine, vol 5(4), pp 50-57, 1998.

[Gibon 93]

Gibon D

Planification dosimétrique en radiochirurgie stéréotaxique : optimisation tridimensionnelle de la balistique.

Thèse de doctorat de l'université des Sciences et Technologies de Lille, Lille, 1993.

[Godart 00]

Godart F, Beregi JP, Nicol L, Occelli B, Vincentelli A, Daanen V, Rey C, Rousseau J.

MR-guided balloon angioplasty of stenosed aorta: In vivo evaluation using near-standard instruments and a passive tracking technique.

Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 12 (4), pp 639-644, 2000.

[Gorman 00]

Gorman PJ, Meier AH, Krummel TM.

Computer-assisted training and learning in surgery.

Computer Aided Surgery, vol 5(2), pp 120-130, 2000.

[Gould 98]

Gould SW, Lamb G, Lomax D, Gedroyc W, Darzi A.

Interventional MR-guided excisional biopsy of breast lesions.

Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 8(1), pp 26-30, 1998.

[Grimson 83]

Grimson WEL.

An implementation of a computational theory of visual surface interpolation.
Computer Vision, Graphics and Image Processing, vol 22, pp 39-69, 1983.

H**[Handels 99]**

Handels H, Ehrhardt J, Peters P, Plötz W, Pöppel SJ

Computer-Assisted planning of Hip Operations and Design of endoprotheses using virtual 3D models.

CAR'S 99, Proceedings of the 13th International Congress and Exhibition, pp726-730, 1999.

[Hayat 93]

Hayat S, Vidal P, Hache JC

A prototype of microtelemanipulator for the radial keratotomy.

Proceedings of International Conference on Advanced Robotics, pp 331-336, Tokyo, Japan, Novembre 1993.

[Hopf 99]

Hopf NJ, Grunert P, Darabi K, Busert C, Bettag M.

Frameless neuronavigation applied to endoscopic neurosurgery.

Minimal Invasive Neurosurgery, vol 42(4), pp 187-193, 1999.

[Horaud 93]

Horaud R, Monga O.

Vision par ordinateur, outils fondamentaux.

Traité des nouvelles technologies, série informatique. Hermes, 1993.

[Hosoda 98]

Hosoda K, Igarashi K, Asada M.

Adaptative hybrid control for visual servoing and force servoing in an unknown environment.

IEEE Robotics and Automation Magazine, vol 5(4), pp 39-43, 1998.

J**[Jelinek 96]**

Jelinek J, Buick M, Shmookler B.

Image-guided percutaneous biopsies of musculoskeletal lesions.

American Journal of Roentgenology, vol 167(2), pp 532-533, 1996.

[Joensuu 00]

Joensuu RP, Sepponen RE, Lamminen AE, Standertskjold-Nordenstam CG.

A shielded Overhauser marker for MR tracking of interventional devices.

Magnetic Resonance in Medicine, vol 43(1), pp 139-145, 2000.

[Jolesz 88]

Jolesz FA, Bleier AR, Jakab P, Ruenzel PW, Huttl K, Jako GJ.

MR imaging of laser-tissue interactions.

Radiology, vol 168(1), pp 249-253, 1988.

[Jolesz 94]

Jolesz FA, Blumenfield SM

Interventional use of magnetic resonance imaging

Magnetic Resonance Quarterly, vol 10, n°2, pp 85-96, 1994

[Jones 93]

Jones RA, Haraldseth O, Muller TB, Rinck PA, Oksendal AN.

K-space substitution: a novel dynamic imaging technique.

Magnetic Resonance in Medicine, vol 29(6), pp 830-834, 1993.

K**[Kall 92]**

Kall BA.

Comprehensive multimodality surgical planning and interactive neurosurgery.

In PJ Kelly and Kall BA, editors, Computers in stereotactic neurosurgery, pp 209-229.

Blackwell Scientific Publications, Boston, MA, 1992

[Keeler 98]

Keeler EK, Casey FX, Engels H and al

Accessory equipment considerations with respect to MRI compatibility.

Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 8(1), pp 12-18, 1998.

[Khadem 00]

Khadem R, Yeh CC, Sadeghi-Tehrani M et al.

Comparative tracking error analysis of five different optical tracking systems.

Computer Aided Surgery, vol 5(2), pp 98-107, 2000.

[Kikinis 96]

Kikinis R, Gleason PL, Moriarty TM, Moore MR, Alexander E 3rd, Stieg PE, Matsumae M, Lorensen WE, Cline HE, Black PM, Jolesz FA.

Computer-assisted interactive three-dimensional planning for neurosurgical procedures.

Neurosurgery, vol 38 (4), pp 640-649, 1996.

[Klein 93]

Klein JL, Peifer JW, Garcia EV, Cooke CD, Folks R, Ezquerra N, King SB 3d.

Three-dimensional coronary angiography.

American Journal of Cardiac Imaging, vol 7(3), pp 187-194, 1993.

[Kochli 94]

Kochli VD, McKinnon GC, Hofmann E, von Schulthess GK.

Vascular interventions guided by ultrafast MR imaging: evaluation of different materials.

Magnetic Resonance in Medicine, vol 31(3), pp 309-314, 1994.

[Kollias 98]

Kollias SS, Bernays R, Marugg RA, Romanowski B, Yonekawa Y, Valavanis A.

Target definition and trajectory optimization for interactive MR-guided biopsies of brain tumors in an open configuration MRI system.

Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 8(1), pp 143-159, 1998.

[Konings 00]

Konings MK, Bartels LW, Smits HF, Bakker CJ.
Heating around intravascular guidewires by resonating RF waves.
Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 12(1), pp 79-85, 2000.

[Kremser 97]

Kremser C, Plangger C, Bosecke R, Pallua A, Aichner F, Felber SR.
Image registration of MR and CT images using a frameless fiducial marker system.
Magnetic Resonance Imaging, 15(5), pp 579-585, 1997.

[Kugel 96]

Kugel H, Langen HJ, Krahe T, Heindel W, Lackner K
Precision of MR-guided needle placement – experimental results.
Proceedings of the 13th Annual ESMRMB meeting, Sevilla, MAGMA 1996, vol 4(2), pp 143-144, 1996.

[Kulik 00]

Kulik C, Gibon D, Vasseur C, Rousseau J.
Optimisation dosimétrique en radiothérapie conformationnelle : Utilisation d'un collimateur micromultilames.
Actes du Forum des Jeunes Chercheurs en génie biologique et médical, Tours, pp 84-85, Juin 2000.

[Kwoh 88]

Kwoh YS, Hou J, Jonckheere EA, Hayati S
A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery.
IEEE Transactions on biomedical engineering 1988 Feb;35(2):153-60

L**[Ladd 96]**

Ladd ME, Erhart P, Debatin JF, Romanowski BJ, Boesiger P, McKinnon GC.
Biopsy needle susceptibility artifacts.
Magnetic Resonance in Medicine, vol 36(4), pp 646-651, 1996.

[Langlotz 99]

Langlotz U, Lawrence J, HU Q, Langlotz F, Nolte LP
Image guided Cup placement.
CAR'S 99, Proceedings of the 13th International Congress and Exhibition, pp717-721, 1999.

[Laurent 96]

Laurent C.
Adéquation algorithmes et architectures parallèles pour la reconstruction 3D en tomographie X
Thèse de doctorat, université de Lyon 1, 1996.

[Lavallée 94]

Lavallée S, Sautot P, Troccaz J, Cinquin P, Merloz P
Computer-Assisted spine surgery : a technique for accurate transpedicular screw fixation using CT data and a 3D optical localizer.
1st International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, pages 315-322, Pittsburg, Pennsylvania, USA, September 1994.

[Lavallee 95]

Lavallee S, Sautot P, Troccaz J, Cinquin P, Merloz P.
Computer-assisted spine surgery: a technique for accurate transpedicular screw fixation using CT data and a 3-D optical localizer.
Journal of Image Guided Surgery, vol 1(1), pp 65-73, 1995.

[Lavallée 97]

Lavallée S, Cinquin P, Troccaz J.
Computer integrated surgery and therapy : state of the art.
Comtemporary Perspectives in Three-Dimensional Biomedical imaging, Technology and Informatics, IOS Pres, 1997.

[Lepoutre 92]

Lepoutre FX, Godillon AP.
Chirurgie de la scoliose. Aide à la décision par imagerie 3D.
Revue du rhumatisme et des maladies osteo-articulaires, vol 59, pp 7-12, 1992.

[Leung 95]

Leung DA, Debatin JF, Wildermuth S and al
Real-time biplanar needle tracking for interventional MR imaging procedures.
Radiology, vol 197(2), pp 485-488, 1995.

[Ludeke 85]

Ludeke KM, Roschmann P, Tischler R.
Susceptibility artefacts in NMR imaging.
Magnetic Resonance Imaging, vol 3(4), pp 329-343, 1985.

[Lufkin 95]

Lufkin RB
Interventional MR imaging
Radiology, vol 197, pp 16-18, 1995

[Luong 93]

Luong QT, Faugeras O.
Self-calibration of a stereo rig from unknown camera motions and point correspondences
Rapport de recherche de l'INRIA RR-2014, 1993

[Lustman 93]

Lustman F
Vision stéréoscopique et perception du mouvement en vision artificielle.
Thèse de doctorat de l'université, Paris-Sud, Orsay, 1993.

M**[Malandain 95]**

Malandain G, Fernandez-Vidal S

Physically based rigid registration of 3D free-form objects. Application to medical imaging.
Rapport technique INRIA n° 2453, Janvier 1995.

[Malis 98]

Malis E.

Contributions à la modélisation et à la commande en asservissement visuel
Thèse de doctorat, Université de Rennes I, 1998.

[Marescaux 98]

Marescaux J, Clement JM, Tasseti V, Koehl C, Cotin S, Russier Y, Mutter D, Delingette H, Ayache N.

Virtual reality applied to hepatic surgery simulation: the next revolution.
Annals of Surgery, vol 228 (5), pp 627-634, 1998.

[Maurer 96]

Maurer CR Jr, Aboutanos GB, Dawant BM et al.

Effect of Geometrical Distorsion Correction in MR on Image Registration Accuracy.
Journal of Computer Assisted Tomography, vol 20(4), pp 666-679, 1996.

[McKinnon 96]

McKinnon GC, Debatin JF, Leung DA, Wildermuth S, Holtz DJ, von Schulthess GK.
Towards active guidewire visualization in interventional magnetic resonance imaging.
MAGMA, vol 4(1), pp 13-18, 1996.

[Melgar 97]

Melgar MA, Zamorano L, Jiang Z, Guthikonda M, Gordon V, Diaz FG.

Three-dimensional magnetic resonance angiography in the planning of aneurysm surgery.
Computer Aided Surgery, vol 2(1), pp 11-23, 1997.

[Michiels 94]

Michiels J, Bosmans H, Pelgrims P et al.

On the problem of geometric distortion in magnetic resonance images for stereotactic neurosurgery.
Magnetic Resonance Imaging, vol 12 (5), pp 749-765, 1994.

[Milne 00]

Milne PJ, Parel JM, Manns F, Denham DB, Gonzalez-Cirre X, Robinson DS

Development of stereotactically guided laser interstitial thermotherapy of breast cancer: in situ measurement and analysis of the temperature field in ex vivo and in vivo adipose tissue.
Lasers in Surgery and Medicine, vol 26(1), pp 67-75, 2000.

[Moscatel 95]

Moscatel MA, Shellock FG, Morisoli SM.

Biopsy needles and devices: assessment of ferromagnetism and artifacts during exposure to a 1.5-T MR system.
Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 5(3), pp 369-372, 1995.

[Motyl 92]

Motyl G.

Couplage d'une caméra et d'un faisceau laser en commande référencée vision.

*Thèse de l'Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand, 1992.***[Moutarlier 91]**

Moutarlier P.

Modélisation autonome de l'environnement par un robot mobile.

*Thèse de l'Université Paul Sabatier, Toulouse, 1991.***O****[Omote 99]**

Omote K, Feussner H, Ungeheuer A, Arbter K, Wei GQ, Siewert JR, Hirzinger G.

Self-guided robotic camera control for laparoscopic surgery compared with human camera control.

*American Journal of Surgery, vol 177 (4), pp 321-4, 1999.***P****[Panych 94]**

Panych LP, Jolesz FA

A dynamically adaptative imaging algorithm for wavelet-encoded MRI

*Magnetic Resonance in Medicine, vol 32, pp 738-748, 1994***[Patel 98]**

Patel KC, Duerk JL, Zhang Q, Chung YC, Williams M, Kaczynski K, Wendt M, Lewin JS.

Methods for providing probe position and temperature information on MR images during interventional procedures.

*IEEE Transactions on Medical Imaging, vol 17(5), pp 794-802, 1998.***[Peifer 96]**

Peifer JW, Curtis WD, Sinclair MJ.

Applied virtual reality for simulation of endoscopic retrograde cholangio-pancreatography (ERCP).

*Studies in Health Technology and Informatics, vol 29, pp 36-42, 1996.***[Pesant 97]**

Pesant S.

Conception et réalisation d'un protocole de communication par voie série.

*Rapport de fin de stage de DUT GEII, 1997.***[Peters 96]**

Peters RD, Wood ML.

Multilevel wavelet-transform encoding in MRI.

Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 6(3), pp 529-540, 1996

[Pluim 00]

Pluim JP, Maintz JB, Viergever MA.

Image registration by maximization of combined mutual information and gradient information.

IEEE Transactions on Medical Imaging, vol 19(8), pp 809-814, 2000.

[Postaire 87]

Postaire JG.

De l'image à la décision.

Edition Dunod Informatique, 1987

[Press 88]

Press WH, Flannery BP, Teukolski SA, Vetterling WR.

Numerical Recipes in C.

Cambridge University Press, 1989.

[Price 00]

Price RK, Spitznagel EL, Downey TJ, Meyer DJ, Risk NK, el-Ghazzawy OG.

Applying artificial neural network models to clinical decision making.

Psychological assessment, vol 12 (1), pp 40-51, 2000.

[Prigent – Le Jeune 99]

Prigent – Le Jeune F, Coste E, Rousseau J, Lecouffe P, Marchandise X, Steinling M.

Recalages d'images multimodalités à partir de repères anatomiques internes : application aux images d'IRM et de tomoscintigraphie au ^{99m}Tc-MIBI dans le suivi des tumeurs cérébrales.

Innovation et technologie en biologie et médecine, vol 20 (6), pp 331-340, 1999.

[Purcell 46]

E.M. Purcell et al.

Phys Rev, 69 : pp 37 et suivantes, 1946

Q**[Quesson 00]**

Quesson B, de Zwart JA, Moonen CT.

Magnetic resonance temperature imaging for guidance of thermotherapy.

Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 12(4), pp 525-533, 2000.

R**[Riederer 88]**

Riederer SJ, Tasciyan T, Farzaneh F, Lee JN, Wright RC, Herfkens RJ.

MR fluoroscopy: technical feasibility.

Magnetic Resonance in Medicine, vol 8(1), pp 1-15, 1988.

S

[Salomir 00a]

Salomir R, Vimeux FC, de Zwart JA, Grenier N, Moonen CT.
Hyperthermia by MR-guided focused ultrasound: accurate temperature control based on fast MRI and a physical model of local energy deposition and heat conduction.
Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 12(4), pp 571-583, 2000.
Magnetic Resonance in Medicine, vol 43(3), pp 342-347, 2000.

[Salomir 00b]

Salomir R, Palussiere J, Vimeux FC, de Zwart JA, Quesson B, Gauchet M, Lelong P, Pergrale J, Grenier N, Moonen CT.
Local hyperthermia with MR-guided focused ultrasound : spiral trajectory of the focal point optimized for temperature uniformity in the target region.
Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 12(4), pp 571-583.

[Samset 99]

Samset E, Hirschberg H.
Neuronavigation in intraoperative MRI.
Computer Aided Surgery, vol 4(4), pp 200-207, 1999.

[Schenck 95]

Schenck JF, Jolesz FA, Roemer PB, Cline HE, Lorensen WE, Kikinis R, Silverman SG, Hardy CJ, Barber WD, Laskaris ET, et al.
Superconducting open-configuration MR imaging system for image-guided therapy.
Radiology, vol 195(3), pp 805-814, 1995.

[Schoenenberger 97]

Schoenenberger AW, Steiner P, Debatin JF, Zweifel K, Erhart P, von Schulthess GK, Hodler J.
Real-time monitoring of laser discectomies with a superconducting, open-configuration MR system.
American Journal of Roentgenology, vol 169(3), pp 863-867, 1997

[Schwabe 97]

Schwabe B, Kahn T, Harth T, Ulrich F, Schwarzmaier HJ.
Laser-induced thermal lesions in the human brain: short- and long-term appearance on MRI.
Journal of Computer Assisted Tomography, vol 21(5), pp818-825, 1997.

[Schwartz 99]

Schwartz RB, Hsu L, Wong TZ, Kacher DF, Zamani AA, Black PM, Alexander E 3rd, Stieg PE, Moriarty TM, Martin CA, Kikinis R, Jolesz FA.
Intraoperative MR imaging guidance for intracranial neurosurgery: experience with the first 200 cases.
Radiology, vol 211(2), pp 477-488, 1999.

[Schwarzmaier 98]

Schwarzmaier HJ, Yaroslavsky IV, Yaroslavsky AN, Fiedler V, Ulrich F, Kahn T.
Treatment planning for MRI-guided laser-induced interstitial thermotherapy of brain tumors - the role of blood perfusion.
Journal of magnetic resonance imaging, vol 8(1), pp 121-127, 1998.

[Sergent 99]

Sergent G, Daanen V, Nicol L, Occelli B, Godart F, Rousseau J
Percutaneous MR-guided bile duct drainage : first in vitro and in vivo results .
Proceedings of the 16th Annual ESMRMB meeting, Sevilla. MAGMA 1999 ;18 :100

[Shellock 00]

Shellock FG.
Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures: a review.
Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 12(1), pp 30-36, 2000.

[Shen 87]

Shen J, Castan S, Zhao J.
Stereo vision by pyramidal BLI graph matching.
SPIE'87, Cannes, 1987.

[Silverman 95]

Silverman SG, Collick BD, Figueira MR, Khorasani R, Adams DF, Newman RW, Topulos GP, Jolesz FA
Interactive MR-guided biopsy in an open-configuration MR imaging system.
Radiology, vol 197(1), pp 175-181, 1995.

[Silverman 97]

Silverman GS, Jolesz FA, Newman RW and al
Design and implementation of an interventional MR imaging suite
American Journal of Roentgenology, vol 168, pp 1465-1471, 1997

[Stokking 97]

Stokking R, Zuiderveld KJ, Hulshoff Pol HE, van Rijk PP, Viergever MA.
Normal fusion for three-dimensional integrated visualization of SPECT and magnetic resonance brain images.
Journal of Nuclear Medicine, vol 38(4), pp 624-629, 1997.

[Sunamaweera 95]

Sumanaweera TS, Glover GH, Hemler PF et al
MR Geometric Distorsion Correction for Improved Frame-based Stereotaxic Target Localization Accuracy
Magnetic Resonance in Medicine vol 34 , pp 106-113, 1995.

[Sundareswaran 96]

Sundareswaran V, Bouthemy P, Chaumette F
Exploiting image motion for active vision in a visual servoing framework
International Journal of Robotics Research, vol 15(6), pp 629-645, 1996.

T

[Taren 95]

Taren J, Ross D, Lu Y, Harmon L
3D Laser Scanning for image guided Stereotactic neurosurgery.
Acta Neurochirurgica, vol 64 (Suppl), pp 45-48, 1995.

[Taylor 94]

Taylor RH, Mittlestadt BD, Paul HA and al
An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery.
IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol 10(3), pp 261-275, 1994.

[Tejima 88]

Tejima N, Funakubo H, Dohi T, Sakuna I, Tanishima T, Nomura Y.
A new microsurgical robot system for corneal transplantation.
Precision machinery, vol 2, pp 1-9, 1988.

[Terzopoulos 83]

Terzopoulos
Multilevel computational process for visual surface reconstruction.
Computer Vision, Graphics and Image Processing, vol 24, pp 52-96, 1983.

[Toscani 87]

Toscani G
Système de calibration optique et perception de mouvement en vision artificielle.
Thèse de doctorat de l'université, Paris-Sud, Orsay, 1987.

[Treves 98]

Treves ST, Mitchell KD, Habboush IH.
Three dimensional image alignment, registration and fusion.
Quarterly Journal of Nuclear Medicine, vol 42(2), pp 83-92, 1998.

[Tsai 87]

Tsai RY.
A versatile camera calibration technique for high accuracy 3D machine vision metrology using the shelf TV caleras and lenses.
IEEE Journal of Robotic and Automation, vol 3 (4), pp 323-344, 1987

V

[Varlet 97]

Varlet E, Chaillou C, Dubois P, Maunoury V.
Etude d'un simulateur pour l'apprentissage de l'echo-endoscopie digestive.
Innovation et technologie en biologie et médecine, vol 18 (1), pp 59-69, 1997.

[Vial 00]

Vial S.
Modélisation de l'enveloppe d'un volume par une méthode floue : mis en œuvre en imagerie tomographique multi-incidences
Thèse de doctorat de l'université des Sciences et Technologies de Lille, Lille, 2000.

[Vimeux 99]

Vimeux FC, De Zwart JA, Palussiere J, Fawaz R, Delalande C, Canioni P, Grenier N, Moonen CT.

Real-time control of focused ultrasound heating based on rapid MR thermometry.

Investigative Radiology, vol 34(3),pp 190-193, 1999.

[Visarius 97]

Visarius H, Gong J, Scheer C, Haralamb S, Nolte LP.

Man-machine interfaces in computer assisted surgery.

Computer Aided Surgery, vol 2 (2), pp 102-107, 1997.

W**[Weese 97]**

Weese J, Penney GP, Desmedt P, Buzug TM, Hill DL, Hawkes DJ.

Voxel-based 2-D/3-D registration of fluoroscopy images and CT scans for image-guided surgery.

IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol 1(4), pp 284-293, 1997.

[Wells 96]

Wells WM, Viola P, Atsumi H, Nakajima S, Kikinis R.

Multi-modal volume registration by maximization of mutual information.

Medical Image Analysis, vol 1 (1), pp 35-51, 1996.

[Weng 92]

Weng J, Cohen P, Heniou M.

Camera calibration with distortion models and accuracy evaluation

IEEE Transactions on Pattern Analysis and Matching Intelligence, vol 14 (10), pp , 1992.

[Wolberg 94]

Wolbergh G.

Digital Image warping.

IEEE Computer Society Press, 1994.

[Woo99]

Woo JH, Kim YS, Kim SI.

The correction of MR images distortion with phantom studies.

Studies in Health Technology and informatics, vol 62, pp 388-389, 1999.

Y**[Young 98]**

Young IR.

Measurement of temperature using MRI.

Interventional MRI, Martin Dunitz Ltd, pp107-122, 1998

[Yuan 89]

Yuan JS-C.

A General photogrammetric method for determining object position and orientation

IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol 5(2),pp , 1989.

Z**[Zaitsev 01]**

Zaitsev M, Zilles K, Shah NJ.

Shared k-space echo planar imaging with keyhole.

Magnetic Resonance in Medicine, vol 45(1), pp 109-117, 2001.

[Zeller 96]

Zeller C, Faugeras O.

Camera Self-Calibration from Video Sequences: the Kruppa Equations Revisited

Rapport de recherche de l'INRIA n°2793, 1996

[Zientara 94]

Zientara GP, Panych LP, Jolesz FA.

Dynamically adaptive MRI with encoding by singular value decomposition.

Magnetic Resonance in Medicine, vol 32(2), pp 268-274, 1994.

[Zhang 96]

Zhang Z.

Determining the Epipolar Geometry and its Uncertainty: A Review

Rapport de recherche de l'INRIA RR 2927, 1996.

[Zhang 98]

Zhang Q, Chung YC, Lewin JS, Duerk JL.

A method for simultaneous RF ablation and MRI.

Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 8(1), pp 110-114, 1998.

[Zhang 00]

Zhang Q, Wendt M, Aschoff AJ, Zheng L, Lewin JS, Duerk JL.

Active MR guidance of interventional devices with target-navigation.

Magnetic Resonance in Medicine, vol 44(1), pp 56-65, 2000.

[Zhao 91]

Zhao J.

Extraction d'information tridimensionnelle par stéréovision

Thèse de doctorat de l'université en informatique, Toulouse, 1991.

[Zheng 92]

Zheng Q, Chellappa R.

A computational vision approach to image registration.

Proceedings of the 11th IAPR International Conference on Pattern Recognition, vol 1, pp 193-197, The Hague, The Netherlands, 1992.

Références liées à cette thèse

Publications

- **Daanen V**, Coste E, Sergent G, Godart F, Vasseur C, Rousseau J.
Accurate localization of needle entry point in interventional MRI.
Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol 12(4), pp 645-649, 2000.
- Bourel P, Gibon D, Coste E, **Daanen V**, Rousseau J.
Automatic quality assessment protocol for MRI equipment.
Medical Physics, vol 26(12), pp 2693-2700, 1999.
- Clarisse J, Rousseau J, Sergent G, Delomez J, **Daanen V**, Godard F.
IRM interventionnelle. Analyse de données et perspectives.
Journal de Radiologie, vol 80(11), pp 1527-1530, 1999.

Congrès

- **V. Daanen**, E. Coste, B. Ocelli, S. Vial, D. Gibon, C. Vasseur, J. Rousseau
Light 3D localizer : interventional MRI and radiation field therapy evaluation.
CAR'S 99
- **V. Daanen**, S. Vial, E. Coste, D. Gibon, C. Vasseur, J. Rousseau .
Optical guiding system for interventional MRI.
ESMRMB 99
- **V. Daanen**, S. Vial, E. Coste, D. Gibon, C. Vasseur, J. Rousseau .
Guiding interventional MRI procedures with an optical guiding system.
EMBEC 99
- G. Sergent - **V. Daanen** - L. Nicol, B. Ocelli - F. Godart - J. Rousseau .
Percutaneous MR-guided bile duct drainage : first in vitro and in vivo results.
ESMRMB 99
- **V. Daanen**, L. Nicol, G. Sergent, P. Bourel, F. Godart, C. Vasseur, J. Rousseau.
3D correction of image distorsion for interventional MRI.
ESMRMB 99
- **V. Daanen**, L. Nicol, F. Godart, G. Sergent, C. Vasseur, J. Clarisse, J. Rousseau
Correction of image distortion for interventional MRI.
ISMRM 99
- **V. Daanen**, G. Sergent, J. Clarisse, J. Rousseau .
Correction des déformations géométriques en limite de champ pour l'IRM.
interventionnelle
GRAMM 98

RESUME

L'imagerie interventionnelle utilise l'imagerie médicale pour réaliser des gestes à visée thérapeutique ou diagnostique tout en les rendant aussi peu invasifs que possibles. L'utilisation de l'IRM pour conduire des gestes thérapeutiques est certainement l'une des voies les plus prometteuses de cette modalité d'imagerie basée sur les propriétés magnétiques des protons. Bien que de nombreuses équipes travaillent sur cette utilisation nouvelle de l'IRM, de nombreux problèmes subsistent et ont pour conséquence des gestes chirurgicaux approximatifs.

Lors de cette étude, nous avons recherché les principales causes d'échec et nous avons développé un système d'aide au guidage d'instruments rigides. Nous avons notamment mis en évidence l'importance des déformations géométriques potentielles et proposons une méthode de correction basée sur la notion de déformations locales. Nous avons également mis en œuvre une méthode originale de repérage des points d'intérêts cutanés qui permet de localiser ces points avec une précision compatible avec les interventions chirurgicales envisagées dans le cadre de cette thèse. Enfin, le chirurgien définit la trajectoire sur des images natives IRM et est ensuite guidé par une interface simple et intuitive. Les différents problèmes de contrôle-commande rencontrés ont été abordé par la voie du contrôle-commande à boucle de retour virtuelle puisque nous utilisons un capteur stéréoscopique pour assurer le retour d'information sur la position de l'instrument.

Les perspectives sont doubles : d'une part l'adaptation à toute autre modalité d'imagerie utilisée en imagerie interventionnelle et d'autre part, l'utilisation en tant qu'outil afin de mettre en place des instruments dans le cas de chirurgies ou traitements complexes tels que la thérapie interstitielle Laser par exemple.

Mots clés :

Imagerie médicale, imagerie par résonance magnétique, radiologie interventionniste, correction déformations, contrôle-commande boucle immatérielle, stéréovision.

ABSTRACT

Interventional imaging uses medical imaging to perform therapeutic or diagnostic surgical procedures in order to make them the minimally invasive as possible. The use of the MRI to perform such procedures is probably one of the most promising futur for this imaging modality based on the magnetic properties of the protons. Although there are several research teams working on this, lots of problems still subsist and have approximative surgical procedures as outcome.

During this study, we search the failure causes and we develop a system to assist the surgeon during guidance of rigid surgical tools. We point out the importance of the potential geometrical deformations and we propose a correction method based on the notion of locally deformations. We also develop an original method to point out cutaneous points of interest with an accuracy compatible with the surgical procedures considered during this work. Finally, the surgeon defines the trajectory within MRI diagnostic images and is then guided by a simple and intuitive computer interface. We use the concept of 'virtual backward loop servoing' because we installed a stereo rig to backward the position of the surgical tool.

Foreseen applications are at least double : on one hand, the developed system can be adapt to any medical imaging modality and, on the other hand, this system can be used as a tool to place surgical tools when performing surgeries or complex therapeutic treatments such as Laser induced thermotherapy.

Keywords :

Medical imaging, magnetic resonance imaging, interventional radiology, deformation correction, virtual backward loop servoing, stereovision.