HAL
open science

Echographie 3D dynamique pour le suivi d'une structure osseuse en orthopédie

Jonathan Schers

To cite this version:

Jonathan Schers. Echographie 3D dynamique pour le suivi d'une structure osseuse en orthopédie. Autre [cs.OH]. Institut National Polytechnique de Grenoble - INPG, 2009. Français. NNT : . tel-00456912

HAL Id: tel-00456912

https://theses.hal.science/tel-00456912v1

Submitted on 16 Feb 2010

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

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

INSTITUT POLYTECHNIQUE DE GRENOBLE

N° attribué par la bibliothèque
|__|__|__|__|__|__|__|__|__|__|

T H E S E

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'Institut polytechnique de Grenoble

Spécialité : Mathématiques et Informatique

préparée au laboratoire TIMC-IMAG, équipe GMCAO

dans le cadre de **l'Ecole Doctorale Mathématiques, Sciences et Technologies de l'Information, Informatique**

présentée et soutenue publiquement

par

Jonathan Schers

le 03 décembre 2009

Échographie 3D dynamique pour le suivi d'une structure osseuse en orthopédie

DIRECTEUR DE THESE : Jocelyne Troccaz
CO-DIRECTEUR DE THESE : Céline Fouard

JURY

M. Augustin Lux, Président
M. Léo Joskowicz, Rapporteur
M. Éric Stindel, Rapporteur
Mme Jocelyne Troccaz, Directeur de thèse
Mlle Céline Fouard, Co-encadrant
Mme Marie-Odile Berger, Examinateur
M. Christopher Plaskos, Invité

À mes parents,
À Delphine,

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier Jocelyne Troccaz et Céline Fouard pour l'aide que vous m'avez apportée tout au long de ce travail. Merci de votre soutien, de vos encouragements, de vos nombreux conseils, de votre disponibilité, de m'avoir permis de mener à bien ce travail et de m'avoir aidé dans les moments difficiles.

Je souhaite ensuite remercier Leo Joskowicz et Eric Stindel pour avoir accepté de rapporter ce travail. Je remercie également Marie-Odile Berger pour avoir examiné ce travail, Christopher Plaskos pour avoir participé à son évaluation et Augustin Lux pour avoir accepté de présider le jury.

Je tiens également à remercier Stéphane Lavallée, Anthony Boyer, Christopher Plaskos et Pascal Kilian pour avoir permis le financement de cette thèse par l'intermédiaire d'une convention CIFRE.

Je souhaite Őgalement remercier Jérôme Tonetti de l'aide qu'il m'a apporté pour acquérir les premières données. Merci à Olivier Palombi pour le temps qu'il m'a consacré pour m'aider à collecter des données échographiques sur un spécimen anatomique. Cette expérimentation a permis d'évaluer plus précisément notre travail.

Je souhaite remercier tous les membres de l'équipe GMCAO. Ayant peur d'oublier quelques noms, je remercie tous les permanents, tous les post-docs, tous les doctorants et tous les stagiaires. Merci à tous pour les moments très agréables passés au labo et en dehors. Merci à tous les membres du laboratoire TIMC-IMAG et à l'équipe système.

Je remercie les différents membres du bureau 105, Nabil et Nikolaï, pour leur bonne humeur et pour leur soutien dans les moments de stress.

Je souhaite également remercier mes amis pour leur soutien.

Je tiens à remercier mes parents pour m'avoir toujours soutenu, mes deux frères, Guillaume et Simon, Jean pour sa présence ainsi que tous les autres membres de ma famille.

Merci à Delphine de m'avoir soutenu et épaulé pendant ces trois années.

Enfin, je souhaite remercier Marie-Hélène et Joël ainsi que tous ceux qui ont pu assister à ma soutenance et tous ceux qui ont participé à la préparation du pot.

Table des matières

1 Introduction **11**
1.1 Les Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur . . . 11
1.2 Les objectifs des GMCAO . . . 13
1.3 Méthodologie . . . 14
1.4 Les méthodes de suivi . . . 16
1.5 Objectifs de la thèse . . . 17

2 Un système de suivi de structure osseuse en orthopédie **19**
2.1 L'orthopédie . . . 20
2.1.1 Chirurgie traditionnelle . . . 21
2.1.2 Chirurgie naviguée . . . 24
2.1.3 Les problèmes et les insuffisances liés à ces méthodes . 27
2.2 Le recalage . . . 30
2.2.1 Méthodes de recalage . . . 31
2.2.1.1 Méthodes géométriques . . . 32
2.2.1.2 Méthodes iconiques . . . 33
2.2.2 Méthodes d'optimisation non variationnelles . . . 35
2.2.3 État de l'art du recalage d'images échographiques . . . 37
2.3 Méthode proposée . . . 40
2.3.1 Le choix d'une imagerie . . . 41
2.3.2 Échographie 3D . . . 41
2.3.3 Matériel . . . 41
2.3.4 Spécificité de l'os en imagerie ultrasonore . . . 44
2.3.5 Notre approche . . . 44
2.3.6 Les avantages de notre approche . . . 45
2.3.7 Les applications potentielles . . . 47

2.3.8 Les difficultés 48
2.4 Structure du document 48

3 Notre méthode 51
3.1 Extraction de l'interface osseuse 53
3.1.1 Loi d'atténuation des ondes ultrasonores dans un milieu homogène 53
3.1.2 Identification de l'interface osseuse 54
3.1.3 Application aux volumes 3D 56
3.2 Construction d'une image de régions 58
3.2.1 Distinction de différentes zones dans l'image 59
3.2.2 Incertitude de la position de l'interface 60
3.2.3 Ajout d'une notion de distance à l'interface 60
3.2.4 Image de régions 61
3.3 Le recalage 63
3.3.1 Choix de la mesure de similarité 63
3.3.2 Intégration de l'image composite à la mesure de similarité 65
3.3.2.1 Un facteur multiplicatif 65
3.3.2.2 Mesure de similarité modifiée 66
3.3.3 Optimisation 67
3.4 Bilan 69

4 Méthodologie d'évaluation 71
4.1 Problèmatique 72
4.2 Quelques définitions 73
4.3 Méthode qualitative 74
4.4 Méthodes quantitatives 76
4.4.1 Mesure de l'erreur de recalage 76
4.4.1.1 Erreurs sur la transformation 76
4.4.1.2 Mesure de distances sur des points cibles . . . 78
4.4.2 Évaluation à l'aide d'un « gold standard » 78
4.4.3 Cycles de validation 80
4.4.4 Utilisation de données semi-synthétiques 82
4.5 Critères de classification 82
4.5.1 Critère empirique 83
4.5.2 Critère automatique de décision 83
4.6 Bilan 83

5 Évaluation de l'approche proposée 85
5.1 Acquisition des données 86
5.1.1 Quelles caractéristiques pour les données ? 86
5.1.2 Choix des régions d'étude 87
5.1.3 Expérimentations 88
5.1.3.1 Acquisitions sur des sujets sains 89
5.1.3.2 Acquisitions sur un spécimen anatomique . . 91
5.1.3.3 Acquisitions sur un fantôme 93
5.1.4 Bilan des acquisitions 94
5.2 Évaluation des caractéristiques globales du recalage 94
5.2.1 Comparaison de deux mesures de similarité 95
5.2.2 Évaluation de l'influence du recouvrement 97
5.2.3 Étude du rôle de l'image de régions 97
5.3 Construction d'un volume panoramique 100
5.3.1 Influence de l'interpolation 100
5.3.2 Évaluation et résultats avec « gold standard » 104
5.3.3 Précision 104
5.4 Suivi - Recalage 3D / mosaïque 105
5.4.1 Rôle de l'image de régions 106
5.4.2 Évaluation et résultats avec « gold standard » 106
5.4.3 Robustesse 107
5.5 Suivi - Recalage 4D / mosaïque 108
5.5.1 Données 4D simulées 108
5.5.1.1 Définition d'une séquence 109
5.5.1.2 Évaluation et résultats 109
5.5.1.3 Robustesse 112
5.5.2 Avec des données 4D réelles 112
5.5.2.1 Évaluation et résultats 114
5.6 Le temps de calcul 118
5.7 Conclusion 119

6 Discussion et conclusion 121
6.1 Contribution de la thèse 121
6.2 Possibles améliorations 122
6.3 Applications potentielles 123
6.3.1 La navigation chirurgicale 123
6.3.1.1 La prothèse de genou 124

6.3.1.2 Le vissage sacro-illiaque percutané 124
6.3.2 L'évaluation de la cinématique articulaire 125
6.3.2.1 Les systèmes d'analyse du mouvement 125
6.3.2.2 Mouvements de l'os par rapport aux marqueurs cutanés 128
6.3.2.3 La place de notre approche dans ce contexte . 129
6.4 Quelques questions ouvertes 130

A Rappels d'anatomie 133
A.1 Quelques définitions 133
A.2 Schémas anatomiques 134

Chapitre 1

Introduction

Table des matières

1.1 Les Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur 11
1.2 Les objectifs des GMCAO 13
1.3 Méthodologie 14
1.4 Les méthodes de suivi 16
1.5 Objectifs de la thèse 17

1.1 Les Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur

Le rôle principal des GMCAO est d'aider le clinicien dans sa pratique quotidienne en améliorant la qualité du diagnostic et les procédures de traitement. Depuis vingt ans environ, les systèmes d'assistance aux gestes médico-chirurgicaux (GMCAO) occupent une part de plus en plus importante au sein de la médecine moderne. Cette évolution importante est étroitement liée aux développements des nouvelles technologies et plus particulièrement à celui de l'informatique qui a entraîné de nombreux progrès dans le domaine de l'imagerie médicale. Les capacités de calcul des ordinateurs étant de plus en plus grandes, cela permet aux systèmes GMCAO de traiter et d'intégrer des quantités d'informations toujours plus grandes provenant de différents sources que sont : les systèmes d'imagerie médicale, les différents capteurs (localisateur par exemple), les caméras vidéo (endoscope par exemple), etc.

La position centrale de l'ordinateur lui donne la lourde tâche d'agréger et de sélectionner les multiples informations fournies par les différents sous systèmes qui lui sont connectés et de les rendre intelligibles pour le clinicien sans trop le surcharger. L'accès à des systèmes d'imagerie de plus en plus précis et à des systèmes informatisés de plus en plus performants, permet aussi d'ouvrir la voie vers de nouvelles procédures qui jusqu'alors n'étaient pas pratiquées car jugées trop complexes à réaliser ou trop risquées pour le patient.

Historiquement, les premiers systèmes de navigation ont été développés pour la neurochirurgie et la chirurgie orthopédique. Pour les premières applications en neuro-chirurgie, les craniotomies réalisées étaient de très petite taille (implantation d'électrodes dans le cerveau) ; aussi, les chirurgiens n'était pas gênés par le phénomène de déformation du cerveau (appelé *brain-shift*). De ce fait, le cerveau était considéré comme un organe rigide et donc le recalage entre données pré-opératoires et per-opératoires ne posait pas de problèmes pour le guidage. Parallèlement, la rigidité des structures osseuses a permis le développement précoce de la navigation assistée par ordinateur dans le domaine de la chirurgie orthopédique. Aujourd'hui, il existe de nombreux systèmes commerciaux de navigation dans le domaine de la chirurgie orthopédique. Ceux-ci assurent le repérage des structures osseuses soit par un système mécanique très invasif soit par le suivi de marqueurs implantés dans l'os à localiser.

Les évolutions actuelles des GMCAO sont de deux types : apporter une assistance pour les gestes thérapeutiques s'intéressant aux tissus mous et réduire le caractère invasif des gestes chirurgicaux. Tout d'abord, la problèmatique des tissus mous est liée aux propriétés des organes qui se déforment ou se déplacent au cours du temps. C'est par exemple le cas avec le phénomène du *brain shift* qui rend plus difficile la localisation d'une tumeur. Pour remedier à cela, les développement en GMCAO consistent à mettre au point des techniques permettant de prévoir les déformations ou de suivre la cible par exemple. On cherche également à rendre les systèmes GMCAO moins invasifs (évolution générale de la médecine). Les enjeux liés au caractère minimalement invasif des gestes médicaux sont multiples. Tout d'abord, l'évolution vers le minimalement invasif devrait apporter un plus au patient. En effet, en minimisant la taille des incisions ainsi que leur nombre (une réduction possible du caractère invasif des systèmes de navigation en orthopédie serait par exemple la suppression des broches implantées), le geste

chirurgical se trouverait alors moins traumatisant et moins douloureux pour le patient. De ce fait, la prise en charge post-opératoire serait réduite et la récupération serait potentiellement plus rapide. De plus, ces nouvelles procédures limitent les complications post-opératoires. On peut citer par exemple la diminution du risque d'infection au niveau de l'os en l'absence de broches supportant un marqueur). On peut aussi ajouter que le remplacement des broches permettant la fixation des marqueurs externes par un système non invasif permettrait l'utilisation des systèmes de navigation sur des patients ne pouvant pas en bénéficier aujourd'hui car ayant des os trop fragiles. Enfin, du fait de leur caractère mini invasif, ces nouvelles techniques pourraient participer à la réduction des coûts de santé et être bénéfiques à la collectivité. En effet, si l'on se place d'un point de vue économique, la chirurgie assistée minimalement invasive permet une réduction des coûts grâce à la réduction du temps de prise en charge des patients (hospitalisation réduite), à la réduction de la rééducation (geste moins traumatisant) et enfin, à plus long terme, à la réduction des reprises opératoires grâce à la précision apportée par les systèmes d'assistances. Pour arriver à ces objectifs, il y a encore beaucoup d'étapes technologiques à franchir.

1.2 Les objectifs des GMCAO

L'objectif principal des gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur est d'apporter une aide au clinicien dans la réalisation de son travail. Les outils mis à disposition du clinicien sont des outils électroniques, informatiques et robotiques. Les systèmes proposés doivent être en adéquation avec la pratique définie par les cliniciens. Les principaux objectifs auxquels doivent répondre ces systèmes sont :

- l'amélioration de la précision du diagnostic et du planning en automatisant certaines étapes pouvant induire des erreurs (segmentations manuelles par exemple) ;
- l'amélioration de la précision du geste thérapeutique en apportant des informations pertinentes et non accessibles dans la pratique conventionnelle (certaines mesures angulaires en chirurgie orthopédique par exemple) ;
- la diminution de la variabilité inter-cliniciens ;
- la diminution du risque d'erreur ;

- l'amélioration de la fiabilité des procédures pour le patient ;
- la diminution du temps opératoire.

D'un point de vue plus industriel, il est important de répondre à certains objectifs pour que les systèmes développés soient acceptés à la fois par les cliniciens et à la fois par les gestionnaires des instruments médicaux. Ces objectifs sont :

- la diminution ou le non allongement du temps de réalisation du geste ;
- la simplicité d'utilisation (limiter la nouvelle instrumentation par exemple) ;
- le respect du protocole de la technique conventionnelle (limiter les modifications du protocole) ;
- la stérilisation facile des différentes parties du système ;
- un coût acceptable pour la collectivité.

1.3 Méthodologie

La méthodologie des GMCAO peut se décomposer en trois composantes disctinctes mais non indépendantes : la perception, le raisonnement et l'action. La figure 1.1 illustre cette méthodologie.

La première composante que nous avons nommée *perception* consiste à acquérir des informations sur l'anatomie du patient. Ces informations sont obtenues à l'aide de différentes sortes de capteurs. Il peut s'agir d'appareil d'imagerie médicale (scanner, IRM, échographie, ...), de palpeurs servant à acquérir des repères anatomiques ou à numériser des surfaces anatomiques, etc.

La deuxième composante que nous avons nommée *raisonnement* consiste à analyser et interpréter les données obtenues précédemment. C'est au sein de cette étape que nous trouvons les différentes étapes de segmentation, de modélisation, de recalage et d'optimisation qui permettront d'établir un planning ou une stratégie pour traiter le patient. Il est de plus en plus fréquent de trouver au niveau de cette étape la possibilité de réaliser une simulation pour préparer le geste en toute sécurité.

La dernière composante que nous avons nommée *action* consiste à mettre en œuvre la stratégie planifiée au cours de l'étape précédente. Cette étape constitue le geste médical. Les GMCAO apportent ici une assistance au clinicien. Cette assistance est soit une augmentation de l'information disponible

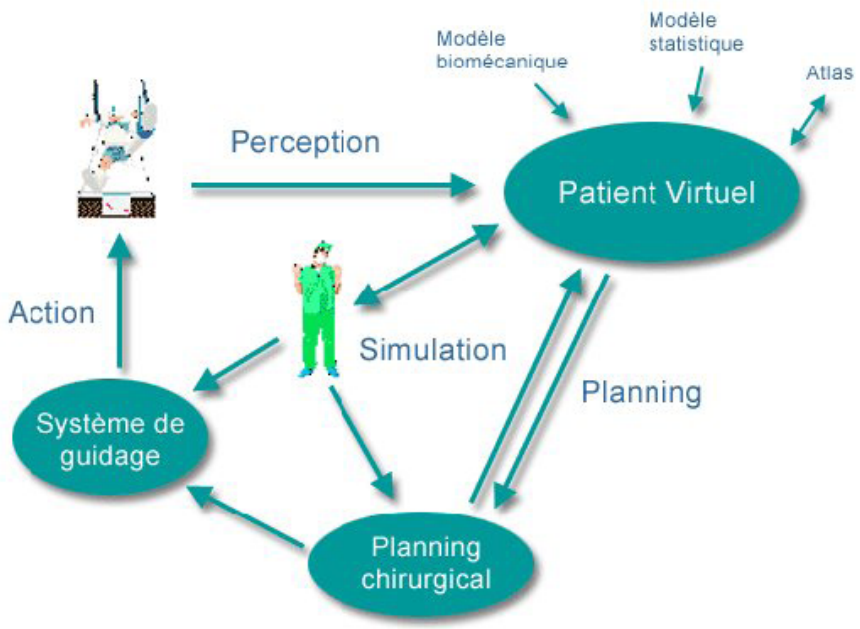

FIG. 1.1 – Méthodologie des GMCAO `http://www.surgetics.org/`

pour le clinicien via des interfaces le plus souvent visuelles ; dans ce cas l'assistance est dite passive. Soit le geste est réalisé par l'intermédiaire d'un système robotisé et dans ce cas l'assistance est dite active ou semi-active.

Ces trois composantes constituent les éléments de base d'un système GMCAO mais l'enchaînement n'est pas linéaire. Classiquement, un système est constitué de trois phases :

- La phase pré-opératoire : C'est au cours de cette étape que sont acquises des données grâce à un système d'imagerie (scanner, IRM, PET, ...). Ces données permettent de diagnostiquer et localiser une pathologie. Au cours de cette phase pré-opératoire, des étapes de traitement des données peuvent être ajoutées. Il s'agit par exemple d'identification de repères ou de segmentation. C'est aussi au cours de cette étape que le clinicien peut définir le planning.
- La phase per-opératoire : Dans cette étape, des repères de positionnement sont acquis soit à l'aide de palpeurs soit à l'aide d'un système d'imagerie dynamique. Ces informations de positionnement permettent le transfert dans le référentiel du patient du planning établi précédemment ou sa finalisation. Enfin, une fois ce transfert effectué, le système

peut fournir un guidage du geste.
- La phase post-opératoire : C'est au cours de cette étape que le clinicien va valider a posteriori le geste réalisé et la correspondance avec le planning qu'il avait défini. Pour cela, des images post-opératoires sont acquises.

1.4 Les méthodes de suivi

Les structures anatomiques mobiles ou déformables posent le problème de leur suivi per-opératoire. Dans cette section, nous présenterons brièvement les différentes possibilités de suivi existant pour établir les correspondances entre les différents référentiels impliqués dans les procédures GMCAO. Les systèmes de suivi les plus courants sont basés sur l'utilisation de marqueurs externes ou l'utilisation d'un suivi basé sur l'image.

- Marqueurs (externes) : Ils sont attachés de façon rigide sur la structure d'intérêt à suivre. Pour suivre ce type de marqueurs, on utilise généralement un localisateur (optique équipé de deux caméras qui permet de localiser la cible par stéréovision). Ce système est très efficace, assez robuste et très précis. Cependant, il est nécessaire d'attacher le marqueur à la cible et donc par exemple s'agissant d'un os, il faudra visser ce marqueur directement dans l'os. Ce qui n'est pas sans risque. De plus, le champ de visibilité reste limité ce qui peut poser des contraintes importantes lors de la réalisation du geste ; enfin, la structure même de ce système fait qu'il présente des problèmes liés à l'occlusion. Il existe des systèmes de localisation magnétique. Ces systèmes sont beaucoup moins encombrants, les marqueurs sont beaucoup plus petits et implantables (Le système de Calypso Medical utilise des marqueurs magnétiques implantés dans la prostate pour suivre cette dernière au cours de séances de radiothérapie) et ils ne sont pas sensibles aux occlusions mais ces systèmes sont moins précis que les systèmes optiques et leur précision est fortement dépendante de l'environnement (table opératoire en métal, système électrique à proximité, ...).
- Suivi basé sur l'image : L'idée est de localiser une structure d'intérêt par le traitement d'images acquises en continu. Ces traitements s'avèrent souvent plus complexes et longs à calculer. Ce système de suivi basé sur l'image est a priori moins invasif (pas tout à fait exact pour les systèmes

utilisant les rayons X) que l'utilisation de marqueurs externes mais, la robustesse s'en trouve réduite. Parmi ces systèmes on trouve : l'IRM interventionnel, le scanner interventionnel, la floroscopie et l'échographie.

1.5 Objectifs de la thèse

Les objectifs principaux sont le développement d'une méthode suivi non invasif par l'image en orthopédie. Pour être minimalement invasif, nous avons choisi l'échographie et, pour obtenir une information assez riche nous allons utiliser l'échographie 3D. Ce projet consiste à mettre au point une méthode de construction de volumes échographiques panoramiques et à développer une méthode de recalage temps réel entre des images échographiques acquises en début d'intervention et des images échographiques acquises en continu. La finalité est de supprimer les marqueurs fixés dans l'os en les remplaçant par une sonde échographique 3D pour localiser la structure osseuse concernée.

Pour être opérationnel au bloc opératoire, il est nécessaire que la méthode soit temps réel. En effet, pour pouvoir faire du guidage, la position et l'orientation de la structure doivent être connues avec précision à chaque instant. Les contraintes principales sont liées au bloc opératoire. En effet, la méthode que nous développons doit pouvoir être calculée sur une station de travail classique. Il n'est pas envisageable d'atteindre les performances temps réel en utilisant une grappe d'ordinateurs.

D'autres applications potentielles existent. Il s'agit des problèmes d'évaluation biomécanique articulaire. Dans ce domaine d'application, les structures osseuses sont généralement suivies grâce à des marqueurs fixés sur la peau au niveau de la structure osseuse d'intérêt. Ceux-ci bien qu'étant non invasifs sont peu précis du fait des déplacements relatifs de la peau par rapport à la structure osseuse d'intérêt. Dans ce contexte, les contraintes sont un peu moindres c'est-à-dire qu'on peut se permettre de traiter les données a posteriori et la précision nécessaire est moins importante.

À ce titre, notre projet s'inscrit parfaitement dans le contexte des GMCAO minimalement invasifs.

Ce travail a été effectué au sein de l'équipe GMCAO du laboratoire TIMC-IMAG dans le cadre d'une convention CIFRE avec la société Praxim qui est

une entreprise commercialisant une station de navigation et des logiciels pour la chirurgie orthopédique.

Chapitre 2

Un système de suivi de structure osseuse en orthopédie

Table des matières

2.1 L'orthopédie 20

2.1.1 Chirurgie traditionnelle 21

2.1.2 Chirurgie naviguée 24

2.1.3 Les problèmes et les insuffisances liés à ces méthodes 27

2.2 Le recalage 30

2.2.1 Méthodes de recalage 31

2.2.2 Méthodes d'optimisation non variationnelles 35

2.2.3 État de l'art du recalage d'images échographiques . 37

2.3 Méthode proposée 40

2.3.1 Le choix d'une imagerie 41

2.3.2 Échographie 3D 41

2.3.3 Matériel 41

2.3.4 Spécificité de l'os en imagerie ultrasonore 44

2.3.5 Notre approche 44

2.3.6 Les avantages de notre approche 45

2.3.7 Les applications potentielles 47

2.3.8 Les difficultés 48

2.4 Structure du document 48

Dans le domaine des gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur, une problématique courante consiste à transférer un planning chirurgical effectué en pré-opératoire aux conditions opératoires par l'intermédiaire d'outils informatisés de recalage de données, et d'utiliser cette information afin de guider le geste du chirurgien. Une fois ce transfert réalisé, la structure anatomique visée pouvant bouger, il est nécessaire d'en assurer le suivi. Dans le cas de la chirurgie orthopédique assistée, les solutions employées actuellement sont assez invasives. En effet, soit on immobilise la structure à l'aide d'un dispositif mécanique appelé fixateur, soit on visse un « marqueur » sur la structure osseuse (Figure 2.1) et on localise ce dernier en temps réel.

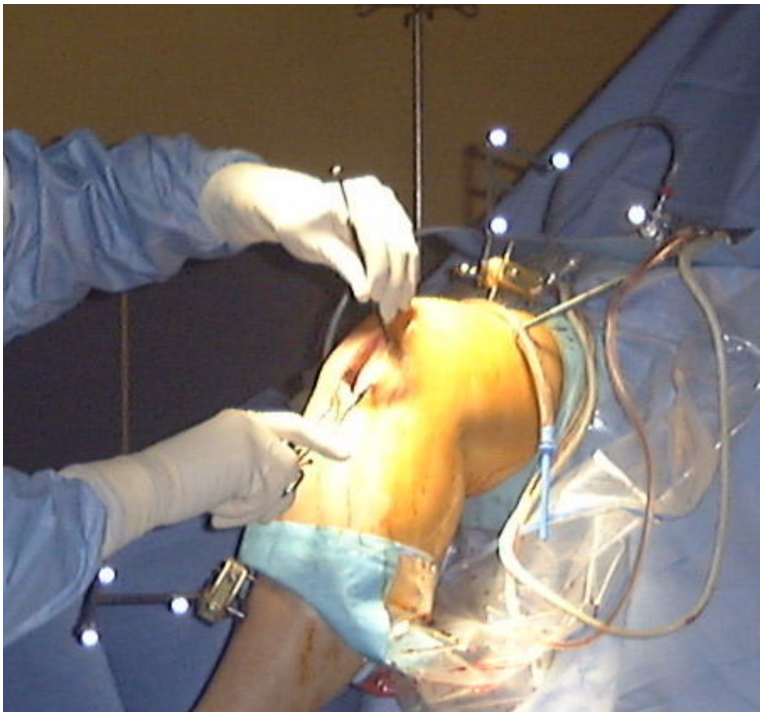

FIG. 2.1 – Marqueurs externes ou corps rigides fixés dans le fémur et le tibia par des broches.

2.1 L'orthopédie

L'orthopédie est une spécialité qui traite essentiellement des maladies des articulations, des os, des tendons, des ligaments et des nerfs des membres.

À travers l'exemple de la pose d'une prothèse totale du genou, nous allons comparer la méthode chirurgicale traditionnelle et la méthode chirurgicale naviguée. L'idée n'est pas de présenter la technique chirurgicale dans le détail mais de mettre en évidence les différences majeures entre les deux approches pour la réalisation des coupes fémorales et tibiales préalables à la mise en place d'une prothèse totale de genou. Celle-ci a pour but le remplacement des surfaces articulaires usées et la restauration de l'angle mécanique fémoro-tibial (180 °) (Figure 2.2).

Avant de décrire ces étapes, il est nécessaire de définir différents axes (Figure 2.2) :

- l'axe mécanique du fémur correspond à l'axe passant par le centre de la tête fémorale et le centre du genou ;
- l'axe mécanique du tibia correspond à l'axe passant par le centre du genou et le centre de la cheville.

La mise en place d'une prothèse totale du genou nécessite la préparation des surfaces osseuses pour assurer l'implantation des composants prothétiques. Cette préparation des structures osseuses consiste à réaliser différentes coupes osseuses afin d'assurer la congruence avec les implants prothétiques. Au niveau du tibia, une seule coupe doit être réalisée. Par contre, la mise en place de l'implant fémoral nécessite la réalisation de cinq coupes osseuses : une coupe postérieure, une coupe antérieure, une coupe distale, un chanfrein postérieur et un chanfrein antérieur. Les différentes coupes à réaliser sont illustrées sur la figure 2.3. Il est important de noter que l'ordre de réalisation des coupes osseuses est différent selon la prothèse et que le matériel est spécifique à l'implant.

2.1.1 Chirurgie traditionnelle

Pour la majorité des auteurs, la coupe tibiale doit être perpendiculaire à l'axe mécanique du tibia dans le plan frontal et dans le plan sagittal. Pour cela, le chirurgien utilise un système mécanique de visée intra-médullaire (Figure 2.4). Cette perpendicularité est souvent confirmée par un dispositif extra-médullaire associé au dispositif intra-médullaire car la diaphyse tibiale peut être courbe dans le plan frontal. La hauteur de coupe est déterminée par un palpeur qui est solidaire du guide. Lors de l'insertion de la tige centro-médullaire, le palpeur vient en butée sur la glène tibiale saine. Cette butée désigne le niveau « zéro » de la coupe. Le guide de coupe (Figure 2.5) est

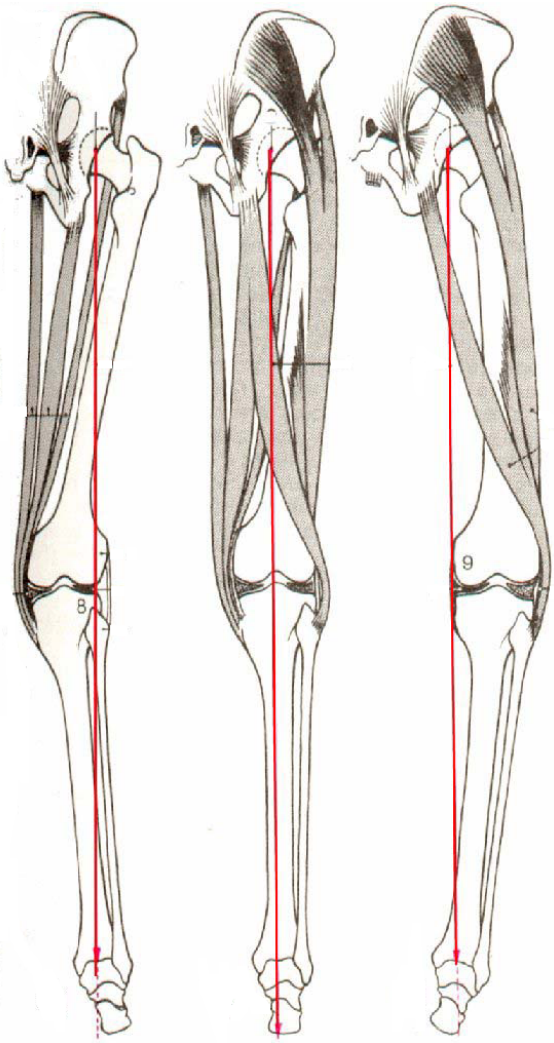

FIG. 2.2 – Axe mécanique fémoro-tibial. Au centre, axe normal. À gauche Genu Valgum. À droite Genu Varum. Source C. Cabrol.

alors translaté (de la hauteur voulue) vers le pied parallèlement à la tige centro-médullaire. La coupe est alors réalisée.

Les coupes fémorales postérieure et antérieure sont réalisées de la façon suivante. Tout d'abord les contraintes de perpendicularité dans les plans frontal et sagittal sont obtenues à l'aide du mécanisme de visée intra-médullaire. Le point d'entrée de la tige centro-médullaire est très important, il se situe au-dessus de l'échancrure inter-condylienne, à 5mm de son bord supérieur, au niveau du bord externe du ligament croisé postérieur. C'est l'orientation

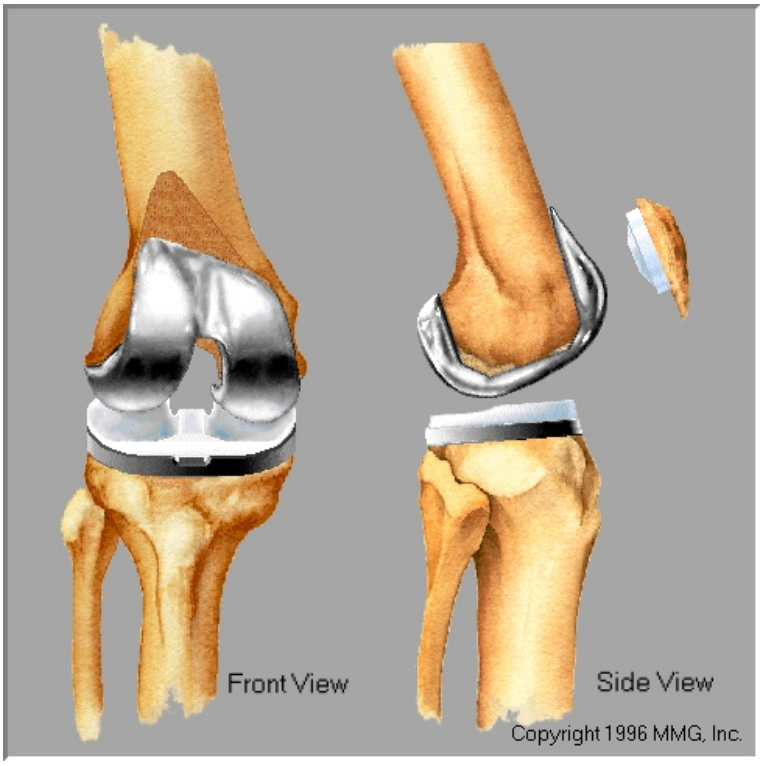

FIG. 2.3 – Coupes osseuses nécessaires pour la mise en place d'une prothèse totale du genou.

de cette coupe qui détermine la rotation du composant fémoral. La coupe antérieure est déduite de la coupe postérieure. La perpendicularité dans le plan frontal de la coupe fémorale distale dépend directement de la valeur de l'angle fémoro-tibial relevé sur la radiographie pré-opératoire. La qualité de la mesure réalisée lors du bilan radiologique est capitale et déterminante dans la réussite de cette coupe. Un système de molette (Figure 2.6) fixé sur la tige de visée intra-médullaire oriente la coupe dans le plan frontal selon la valeur de l'angle mesuré. La hauteur de coupe dépend de l'espace laissé en flexion lors de la coupe postérieure et de la coupe tibiale.

La chirurgie prothétique conventionnelle pour la mise en place d'une prothèse totale du genou nécessite une instrumentation très nombreuse. La figure 2.7 illustre en partie la quantité de matériel nécessaire.

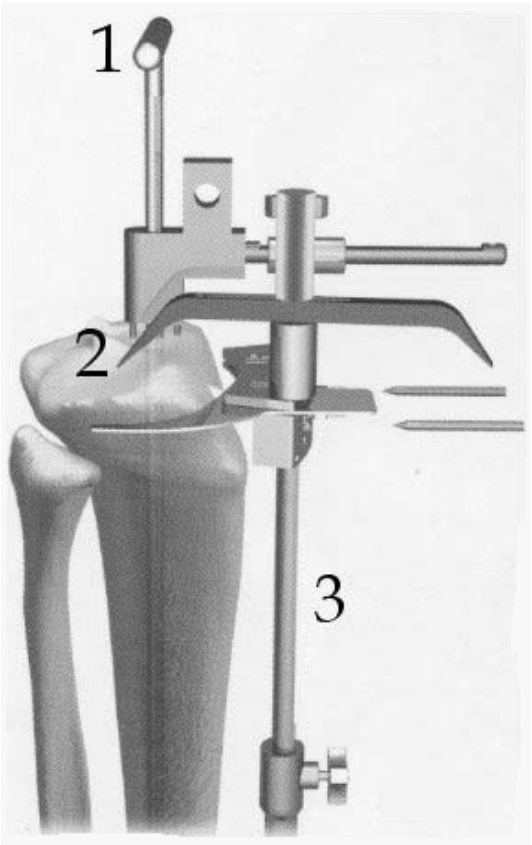

FIG. 2.4 – Système de visée pour la coupe tibiale. En 1 tige intra-médullaire. En 2 palpeur pour la glène tibiale. En 3 tige extra-médullaire. (Source : Tornier).

2.1.2 Chirurgie naviguée

Le système de navigation en référence au système développé par Praxim est basé sur l'acquisition en per-opératoire de données cinématiques articulaires (pour la hanche) et de données anatomiques (pour le genou et la cheville). Le contrôle des paramètres des coupes osseuses est assuré à chaque instant grâce à l'utilisation de guides de coupes munis de marqueurs. En cas de défaillance du système, la poursuite de l'intervention est possible par la procédure classique en utilisant les guides intra-médullaire et extra-médullaire. L'ancillaire de pose comporte (figure 2.8) :

- des guides de coupes équipés de corps rigides ;
- un palpeur équipé d'un corps rigide ;

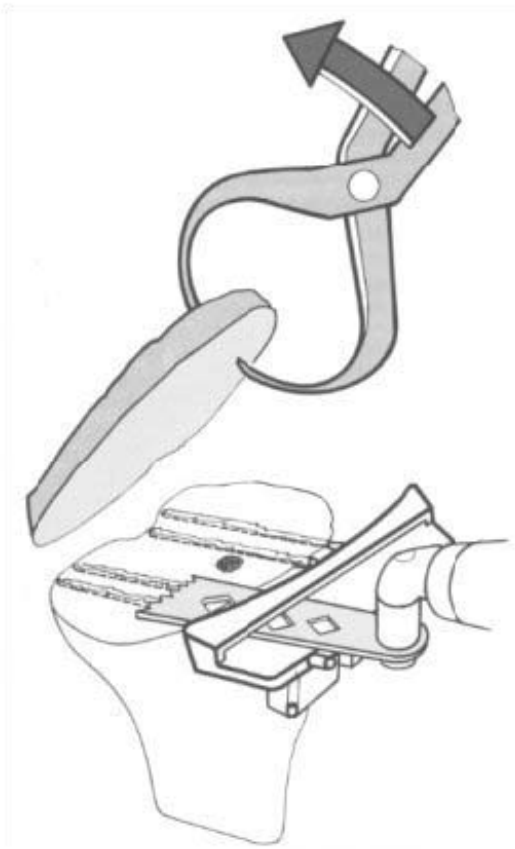

FIG. 2.5 – Guide mécanique pour la réalisation de la coupe tibiale. (Source : Tornier).

– un corps rigide fémoral et un corps rigide tibial ainsi que leurs dispositifs de fixation à l'os.

La station de navigation permet par l'intermédiaire d'une paire de caméras infrarouges le repérage spatial en temps réel des corps rigides. Le déroulement du protocole opératoire est défini dans le logiciel.

La procédure chirurgicale débute par la fixation des corps rigides fémoral et tibial. Ces derniers doivent être positionnés en tenant compte de l'encombrement de l'ancillaire et dans le champ de vue de la caméra infrarouge. Ensuite, il est nécessaire d'acquérir les points fondamentaux permettant de définir l'axe mécanique du membre inférieur. Il s'agit : du centre cinématique de la hanche, le centre anatomique du genou et le centre anatomique de la cheville. Ces 3 points doivent être alignés lorsque le membre est en exten-

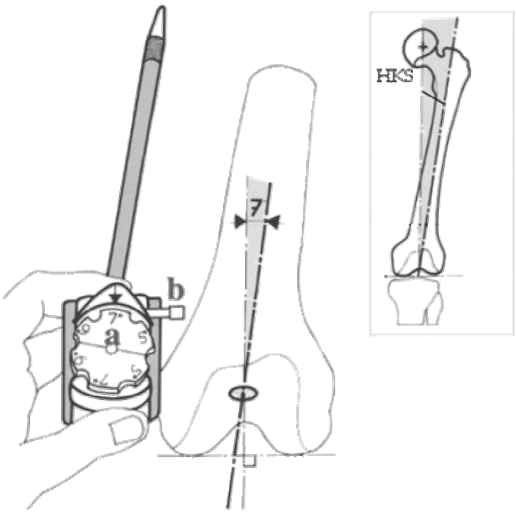

FIG. 2.6 – Molette permettant de reporté l'angle mesuré sur les radiographies pré-opératoire. (Source : Tornier).

FIG. 2.7 – Une partie de l'ancillaire et des implants d'essai nécessaires à la pose d'une prothèse totale du genou.

FIG. 2.8 – À gauche, un corps rigide fémoral et corps rigide tibial. À droite un palpeur permettant la digitalisation des surfaces osseuses. (Source : Praxim).

sion. Le centre cinématique de la hanche est obtenu par l'enregistrement de mouvements de circumduction de la hanche après stabilisation du bassin. Le centre du genou est digitalisé grâce à un palpeur. Le centre de la cheville est obtenu par la palpation de deux points sur les malléoles interne et externe. L'étape suivante consiste à digitaliser les surfaces tibiale et fémorale et des points remarquables. Pour cela, le chirurgien utilise un palpeur. Une fois les surfaces numérisées, un algorithme permet de déformer un modèle statistique d'un fémur et d'un tibia pour que celui-ci s'adapte à l'anatomie du patient. Après cette étape, le système présente au chirurgien une proposition optimisée du positionnement de la prothèse adaptée à l'anatomie du patient. L'interactivité du système permet au chirurgien de modifier et d'optimiser la position des implants. Le planning étant défini, les coupes tibiale et fémorales sont réalisées à l'aide des guides de coupes naviguées (Figure 2.9) permettant de s'assurer de la bonne correspondance entre le planning et le geste réalisé (Figures 2.10, 2.11 et 2.12).

2.1.3 Les problèmes et les insuffisances liés à ces méthodes

L'intérêt des systèmes de navigation assistée par ordinateur est évident lorsqu'il existe des déformations importantes du fémur et du tibia qui ne permettent pas d'utiliser de façon fiable les techniques de guides intra-medullaire et extra-médullaire des ancillaires classiques. Cependant, l'apport de ces systèmes ne se résume pas uniquement à son utilisation pour les cas difficiles. En

FIG. 2.9 – À gauche, installation du guide de coupe tibial navigué. Au centre, réglage du guide de coupe tibiale. À droite, réalisation de la coupe tibiale. (Source : Praxim).

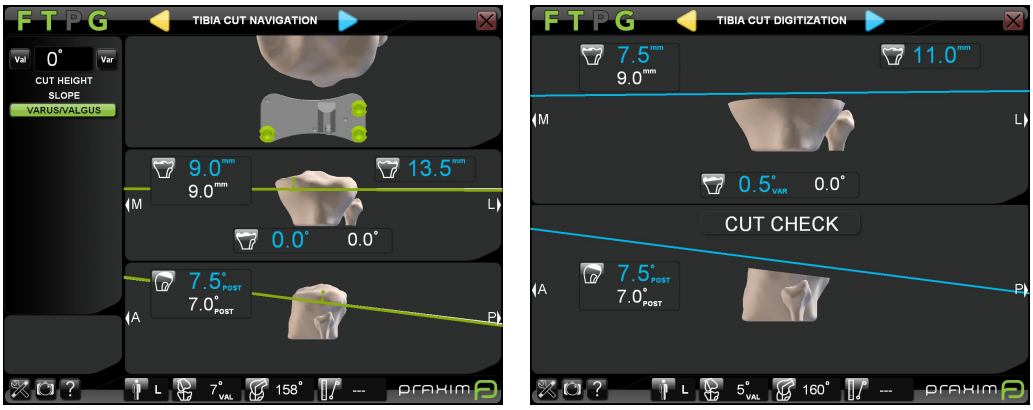

FIG. 2.10 – Navigation de la coupe tibiale et vérification. (Source : Praxim).

effet, ces systèmes permettent de positionner les implants avec une meilleure précision et reproductibilité que les systèmes classiques. Les problèmes liés à l'équilibrage ligamentaire sont plus faciles à régler.

Avec la mise au point des systèmes de navigation assistée par ordinateur un premier pas vers la réduction du caractère invasif du geste chirurgical a donc été franchi. En effet, ces systèmes évitent l'utilisation des guides intra-médullaire qui sont potentiellement la source de complications (embolie graisseuse) et de saignements plus importants. La prochaine évolution pour réduire le caractère invasif du geste consisterait à remplacer les broches de support des marqueurs visées dans l'os permettant de repérer les segments osseux dans l'espace par un dispositif externe de suivi non invasif. Pour cela,

FIG. 2.11 – Navigation de la coupe fémorale distale et vérification. (Source : Praxim).

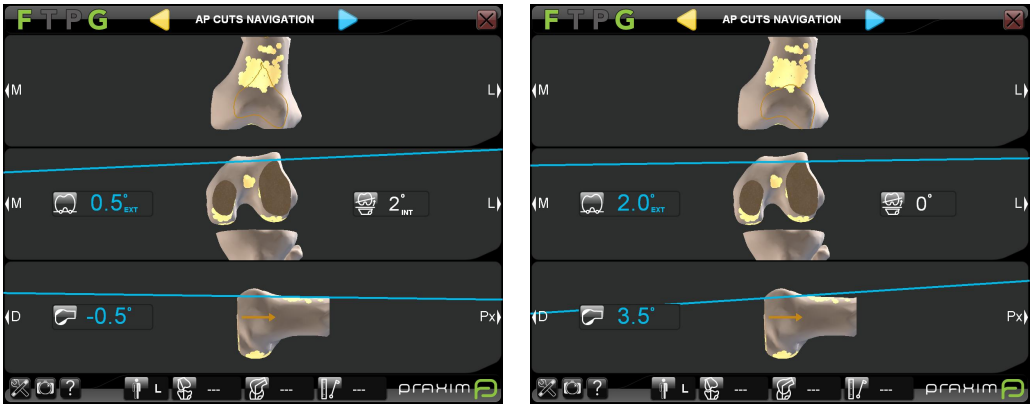

FIG. 2.12 – Navigation de la coupe fémorale antérieure et vérification. (Source : Praxim).

une alternative moins invasive consisterait à fixer des marqueurs sur la peau mais les systèmes utilisant des marqueurs cutanés manquent de précision du fait des mouvements relatifs entre la peau et la structure osseuse suivie. Une seconde solution consisterait à utiliser une imagerie « temps réel ». Cependant, le positionnement d'une structure rigide dans l'espace nécessite la détermination de six paramètres (trois paramètres de translation et trois paramètres de rotation). De ce fait, une imagerie de type échographique 2D ou radiologique n'est pas adaptée pour déterminer cette information de positionnement. Par contre, l'échographie 3D semble être un bon candidat. En effet,

il s'agit d'une imagerie « légère », relativement peu coûteuse, non-irradiante, temps réel et 3D. Cependant, comme nous le verrons par la suite, les images délivrées par l'échographe sont très difficiles à traiter spécialement lorsqu'il s'agit de visualiser les structures osseuses.

L'objectif d'un système de suivi est de trouver la transformation entre un objet dans un espace de référence et ce même objet dans l'espace de suivi. Il s'agit donc d'en connaître à chaque instant la position et l'orientation. Le problème du suivi peut donc être exprimé comme un problème de recalage entre le référentiel pré-opératoire [1] et le référentiel per-opératoire. Dans la section suivante, nous allons définir la notion de recalage.

2.2 Le recalage

Le recalage est une notion clé dans le domaine de l'imagerie médicale. Il correspond à l'alignement spatial d'un ensemble de structures géométriques ou d'un ensemble d'images. En effet, il existe deux grandes classes de recalage : celles faisant intervenir des structures géométriques (appelée recalage géométrique) et celles faisant intervenir les niveaux de gris dans les images (appelée recalage iconique).

Le but du recalage est donc de déterminer une transformation qui superpose au mieux les structures géométriques ou les images. Quelle que soit la méthode de recalage, les trois composantes énumérées ci-dessous sont nécessaires :

- La première consiste à savoir comment les structures géométriques ou les images vont être comparées. C'est le rôle de la mesure de similarité de quantifier la qualité de la superposition.
- La deuxième concerne la dimension de l'espace de recherche de la transformation. La taille de l'espace de recherche correspond au nombre de degrés de liberté du système. Par exemple, dans le cas du recalage rigide opérant sur une structure anatomique indéformable la transformation à déterminer correspond à une translation et une rotation soit 6 paramètres.

1. Par pré-opératoire, nous entendons un référentiel défini avant l'intervention voire à son tout début.

– Enfin, la troisième composante est une méthode d'optimisation qui permet de trouver la transformation dans l'espace de recherche concerné par optimisation du critère de similarité.

D'un point de vue mathématique, le recalage peut se formaliser de la façon suivante :

$$T_{rec} = \arg\max_{t \in T} S\left(A, t\left(B\right)\right)$$

Le recalage consiste donc à trouver la meilleure transformation T_{ref}, dans l'ensemble des transformations T, qui permettent de superposer B sur A, S étant une fonction de mesure de la qualité d'une transformation t pour le couple d'images A et B. Il faut noter que selon la mesure de similarité utilisée, le problème est soit une minimisation soit une maximisation. À la vue de cette formulation générale et synthétique, le problème du recalage peut sembler simple puisqu'il s'agit d'optimiser un critère. Cependant, il est important de considérer que derrière cette apparente simplicité se cachent de nombreuses difficultés techniques et pratiques liées à l'extraction de primitives géométriques, l'allure des mesures de similarité, la qualité des images, la taille de l'espace de recherche, etc.

Selon la nature des images à recaler, on va parler de recalage monomodal ou de recalage multimodal. Le recalage monomodal consiste à établir la correspondance de deux images issues du même type d'imageur. Il s'agit par exemple de recaler des images radiologiques. Le recalage multimodal consiste à mettre en correspondance des images issues de différents types d'imageurs. Dans ce cas, il s'agit par exemple de recaler une image issue d'un scanner avec une image obtenue par une IRM.

D'un point de vue algorithmique, les entrées d'un recalage sont donc deux images à mettre en correspondance et la sortie produite est une transformation géométrique qui associe du mieux possible, au sens mathématique, les données d'une image avec les données de l'autre image. Si l'ensemble des données des deux images sont en correspondance, on dit que le recalage a réussi.

2.2.1 Méthodes de recalage

Il n'est pas envisageable de recenser ici l'ensemble des méthodes de recalage existant dans la littérature. Cependant, comme nous l'avons évoqué plus

haut, on peut regrouper les méthodes de recalage en deux grandes classes : les méthodes de recalage géométrique et les méthodes de recalage iconique.

Dans les paragraphes suivants, nous allons présenter brièvement le principe de ces méthodes.

2.2.1.1 Méthodes géométriques

Le principe des méthodes de recalage géométrique consiste en le calcul d'une transformation optimale, non plus globalement entre deux images A et B mais entre des ensembles primitives géométriques extraites de ces images. Ces primitives peuvent être des points [Thi95], des lignes [STA96], des surfaces [PCS+89], etc. Dans le même ordre d'idée, on peut ajouter à cette catégorie les méthodes utilisant des marqueurs fixés rigidement sur le patient.

Les méthodes géométriques opèrent en deux temps. Le premier temps correspond à une segmentation. Cette segmentation permet d'extraire les primitives géométriques. Le second temps correspond au recalage proprement dit. Cette étape va permettre de calculer la transformation optimale grâce par exemple à une technique de moindres carrés [AHB87] ou à une minimisation d'un critère de distance par exemple ([Bor88]) utilise une carte de distance pour représenter ce critère.

En notant P_A et P_B les primitives extraites des images A et B, la formulation du problème du recalage devient :

$$T_{rec} = \arg\max_{t \in T} S\left(P_A, t\left(P_B\right)\right)$$

Les avantages principaux de ces méthodes de recalage géométriques sont : la simplicité de mise en œuvre (une fois les primitives obtenues), la rapidité de calcul et la robustesse (convergence quasi-systématique sous réserve d'une bonne initialisation).

Cependant, l'étape d'extraction de primitives géométriques peut être un frein à l'automatisation du recalage car la segmentation peut se révéler très délicate. Par exemple, dans le cas des images échographiques si l'on se réfère à la qualité des images échographiques de l'os de la figure 2.17 on comprend aisément que l'obtention des contours osseux est très complexe. Dans la littérature, on trouve assez peu de travaux sur la segmentation de l'os dans des images échographiques. On citera les travaux de [DTT04] qui utilise la logique floue pour identifier les contours de l'os et ceux de [HAHR06] qui utilise

la congruence de phase pour extraire les interfaces osseuses. Ces deux techniques bien que donnant des résultats intéressants sont difficiles à mettre en œuvre et ne garantissent pas la position exacte de l'interface (variable selon l'incidence des ondes ultrasonores) ; enfin elles sont relativement coûteuses.

2.2.1.2 Méthodes iconiques

Nous venons de voir ci-dessus que le recalage géométrique comporte deux étapes : une première étape d'extraction de primitives géométriques à partir des deux images à recaler et une seconde de calcul de la transformation qui superpose au mieux ces primitives. La qualité de la transformation obtenue est donc totalement dépendante de l'étape de segmentation des images, du nombre et de la localisation des primitives dans le cas du recalage non rigide. L'obtention d'une segmentation précise et robuste pour toutes les images n'étant pas garantie, l'idée de recaler sans segmentation préalable a été introduite.

Le problème peut se formaliser de la façon suivante :

$$T_{rec} = \arg\max_{t \in T} S\left(A, t\left(B\right)\right)$$

Il est important de noter que cette formulation se heurte à des difficultés techniques comme la nécessité de recourir à des procédés d'interpolation pour l'image (B).

Contrairement aux méthodes géométriques, les méthodes de recalage iconique ne nécessitent pas de segmentation préalable. Ces méthodes vont optimiser une mesure de similarité qui va traduire la meilleure correspondance des structures entre les images. Cette mesure de similarité s'appuie uniquement sur les intensités des pixels des images. L'idée sous-tendant cette approche est qu'il existe une relation entre les niveaux de gris des deux images lorsque celles-ci sont alignées : relation linéaire, fonctionnelle ou statistique.

Nous avons vu que le principe de ces méthodes est de rechercher une transformation qui optimise une mesure de similarité. Celle-ci ne fait intervenir que la valeur des intensités des pixels de l'image. Nous allons maintenant présenter quelques exemples de mesures de similarité.

Mesures de similarité

L'idée sur laquelle repose les mesures de similarité est que les intensités de deux images donnent une cohérence d'autant plus forte que les images sont

bien alignées c'est-à-dire que lorsque les images seront recalées, la valeur de la mesure de similarité sera extrémale. La mesure de similarité traduit quantitativement cette notion de cohérence.

Nous allons présenter quelques mesures de similarité de la littérature en les regroupant selon l'hypothèse de dépendance existant entre les images.

Le premier lien de dépendance que l'on peut identifier est l'hypothèse de la conservation de l'intensité. Cette hypothèse traduit le fait qu'un objet visible dans deux images aura la même apparence (en terme de niveau de gris) dans les deux images. Ceci s'applique au recalage monomodal. Ces mesures sont le plus souvent calculées à partir d'images de différences. Parmi les plus utilisées, on peut citer la somme des différences au carré (SSD) et la somme des différence en valeurs absolues (SAD) [Bro92].

$$SSD = \frac{1}{N} \sum |(A(i) - t\,(B\,(i))|^2\,,\ \forall i \in A \cap t\,(B\,(i))$$

$$SAD = \frac{1}{N} \sum |(A(i) - t\,(B\,(i))|\,,\ \forall i \in A \cap t\,(B\,(i))$$

Dans les expressions ci-dessus, $A\,(i)$ représente l'intensité ou niveau de gris du pixel i dans l'image A et $t\,(B\,(i))$ représente l'intensité ou niveau de gris du pixel du même pixel i dans l'image transformée de B.

Le deuxième lien de dépendance que l'on peut trouver est la dépendance affine. Cette relation permet de modéliser un fenêtrage des contrastes différents entre les images. On trouve dans cette catégorie le coefficient de corrélation (NCC) [Bro92] et ses variantes. Dans la littérature, le coefficient de corrélation est souvent présenté comme le meilleur choix dans le cas du recalage monomodal. Il rend compte des variations potentielles dans les paramètres d'acquisition des images obtenues avec un même capteur.

$$NCC = \frac{\sum_i \left(A\,(i) - \overline{A}\right)\left(t\,(B\,(i)) - \overline{t\,(B\,(i))}\right)}{\sqrt{\sum_i \left(A\,(i) - \overline{A}\right)^2 \sum_i \left(t\,(B\,(i)) - \overline{t\,(B\,(i))}\right)^2}},\ \forall i \in A \cap t\,(B\,(i))$$

où $\overline{A}$ et $\overline{t\,(B\,(i))}$ sont respectivement les valeurs moyennes des voxels de l'image A et de l'image transformée B.

Le troisième lien de dépendance est la dépendance fonctionnelle c'est-à-dire que l'on suppose qu'il existe une fonction non-affine entre les intensités.

Parmi les mesures de cette catégorie, on trouve le critère de Woods [WCM92] et le « correlation ratio (CR) » [RPMA01].

$$CR = 1 - \frac{Var\left[t(B) - E\left(t(B)|A\right)\right]}{Var\left(t(B)\right)}$$

où Var désigne la variance et E l'espérance.

Enfin, on distingue un dernier type de dépendance, la dépendance statistique. Les mesures de cette catégorie dérivent de la théorie de l'information. Les critères statistiques sont l'entropie conjointe [CMD+95] et [SHH95], le coefficient de corrélation entropique [SHH98], l'information mutuelle [CVSM95] et [Vio95] et l'information mutuelle normalisée (NMI).

$$NMI = \frac{H(A) + H(t\,(B))}{H(A, t\,(B))}$$

où $H(A)$ et $H(t\,(B))$ sont l'entropie de A et de la transformée de B et $H(A, t\,(B))$ est l'entropie jointe de A et de la transformée de B.

Maintenant que nous avons présenté quelques mesures de similarité, nous allons détailler la seconde composante utile pour la mise en œuvre du recalage iconique, la méthode d'optimisation.

2.2.2 Méthodes d'optimisation non variationnelles

Les méthodes de recalage supposent que la transformation cherchée permettant de superposer au mieux deux images correspond aux paramètres qui rendent la mesure de similarité optimale. Pour déterminer, parmi toutes les transformations de l'espace des transformations possibles, celle qui minimise ou maximise le critère de similarité, on utilise généralement une méthode d'optimisation. Peu de travaux utilisent des méthodes globales (algorithmes génétiques, recuit simulé, etc.) essentiellement pour des raisons de taille des problèmes.

Le problème principal auquel doivent faire face les méthodes d'optimisation locales le plus souvent utilisées est le problème des extrema locaux. En effet, les fonctions de coût présentent en général un certain nombre d'extrema locaux qui sont autant de pièges pour les méthodes d'optimisation locales. Nous allons passer en revue quelques unes de ces méthodes (pour plus de détails, on peut se référer à l'ouvrage [PTVF92]). On regroupe généralement ces méthodes en deux catégories : celles n'ayant pas besoin du calcul analytique de la dérivée de la fonction de coût et celles nécessitant le calcul (ou une

approximation numérique) de la dérivée de la fonction de coût. Dans la première catégorie, nous trouvons la très populaire méthode de Powell [Col98], [FLDW02], [PMV01] et [MVS99]. Cette méthode recherche l'optimum d'une fonction multidimensionnelle par des optimisations unidimensionnelles successives. Par exemple, dans le cas d'une transformation formée d'une translation et d'une rotation, chacun des six degrés de liberté est optimisé individuellement. En général, les optimisations unidimensionnelles sont calculées par la méthode de Brent (ajustement d'une parabole). Il ressort de la littérature que cette méthode est assez sensible à la présence de minima locaux. De plus, le choix de l'ordre d'optimisation des paramètres peut poser problème. Toujours dans cette première catégorie, nous trouvons la méthode du simplexe de Nelder et Mead [SMDF01], [RSJ+01], [SZ02], [MBK+99], [KFK+01] et [MVS99]. Cette méthode est elle aussi très utilisée. Contrairement à la méthode de Powell, la méthode du simplexe optimise tous les paramètres simultanément. Cette stratégie d'optimisation est reconnue pour sa robustesse au bruit et ses performances. Dans la seconde catégorie, nous trouvons les méthodes de descente de gradient [ZGNI01] qui consistent à se déplacer dans la direction du gradient de la mesure de similarité, [RSH+99] et [MVS99], les méthodes quasi-Newton [MVS99] qui consistent à se déplacer selon la direction donnée par le produit du Hessien et du gradient et, les méthodes de type Levenberg-Marquardt [TU00] et [MVS99] qui combinent les deux méthodes précédentes. Ces méthodes nécessitant l'évaluation (ou l'approximation) du gradient sont très sensibles aux minima locaux.

Pour terminer, nous pouvons citer l'étude [MVS99] qui s'interessait à l'influence de la méthode d'optimisation et de l'approche multirésolution sur la qualité du recalage. Cette étude compare six méthodes d'optimisation (Powell, simplexe, descente de gradient, gradient conjugué, quasi-Newton et Levenberg-Marquardt) appliquée à la maximisation de l'information mutuelle. La méthode de Powell s'est montrée très robuste à pleine résolution et suffisamment performante pour recaler des images à une résolution plus faible. Par contre lors de l'utilisation d'un schéma d'optimisation à deux niveaux, les méthodes du simplexe, du gradient conjugué et de Levenberg-Marquardt sont plus efficaces que la méthode de Powell.

2.2.3 État de l'art du recalage d'images échographiques

Dans cette section, nous allons procéder à une étude bibliographique un peu plus détaillée des méthodes de recalage dont au moins une des modalités est l'échographie.

Les premiers travaux en orthopédie utilisaient des méthodes de recalage géométriques entre des données scanner et des données échographiques.

Parmi les premiers travaux, citons l'article [BTML93]. La méthode proposée consiste à recaler des données scanner segmentées d'une vertèbre en plastique avec des données échographiques 2,5D segmentées manuellement. Une fois le recalage calculé, le guidage est assuré grâce à une référence placé sur la vertèbre.

Parmi ces travaux, on peut citer l'article [TC01] qui permet de transférer un planning chirurgical pour le vissage ilio-sacré percutanée. La méthode utilisée consiste à extraire un modèle 3D du pelvis à partir d'un scanner puis à une fois au bloc opératoire à acquérir une série d'images échographiques 2D qui vont être segmentées pour obtenir un nuage de points 3D. Ensuite, le nuage de points est recalé sur le modèle 3D pré-opératoire. Le geste peut enfin être guidé car les instruments sont localisés dans le référentiel du patient (corps rigide fixé dans le sacrum).

On trouve aussi parmi ces travaux de recalage scanner / échographie, le travail de [BWR+02] et [BWR+03] qui présentent une méthode de recalage de structures osseuses. La méthode propose d'extraire du volume scanner la surface de l'os visible en échographie en s'appuyant sur les propriétés de l'imagerie ultrasonore. Puis, les images échographiques sont traitées pour accentuer la surface osseuse. Ensuite, les auteurs effectuent un recalage surface / volume. Les tests ont été menés sur une colonne lombaire plongée dans de l'eau ce qui limite la portée des résultats. En effet, dans ces conditions, la surface osseuse des images échographiques est facilement identifiable en utilisant uniquement les niveaux de gris car, il n'y a pas d'autres structures environnantes. À notre connaissance, cette méthode n'a jamais été validée sur des données réalistes.

Dans les modalités d'imagerie médicale telles que le scanner et l'IRM, les premiers travaux de recalage se sont plutôt intéressés à des problèmes de recalage monomodal. Pour l'échographie, les premiers travaux de recalage se sont plutôt intéressés au recalage multimodal. Ces images faciles à obtenir

en per-opératoire permettent de transférer le planning effectué à partir d'une image plus riche (scanner ou IRM).

Dans la littérature, on trouve des travaux s'intéressant au recalage échographie / IRM. Parmi ces travaux, [RPMA01] s'intéresse au recalage IRM / échographie du cerveau. Dans cet article, les auteurs proposent une nouvelle technique pour recaler en per-opératoire des images échographiques 3D avec un volume IRM pré-opératoire. Le recalage est complètement automatique et il est assuré par la maximisation d'une mesure de similarité qui généralise le rapport de corrélation. La nouveauté de cette mesure est d'intégrer de multiples informations extraites du volumes IRM (les intensités et les gradients). L'inconvénient de cette méthode est la compléxité de mise en oeuvre de la mesure de similarité.

[PBH+04] présente quant à lui une méthode de recalage entre un volume IRM préopératoire et un ensemble de coupes échographiques per-opératoires. Les auteurs proposent d'utiliser une représentation intermédiaire. Le but de cette représentation intermédiaire est de pouvoir comparer deux modalités aussi différentes que l'IRM et l'échographie. Des données sont extraites des cartes de probabilités de présence des vaisseaux hépatiques. Ensuite, ces cartes de probabilités sont recalées. Cette méthode nécessite des étapes de segmentation et une phase d'apprentissage. On peut la considérer comme une méthode hybride entre un recalage géométrique et un recalage iconique.

D'autres travaux ont été publiés sur le recalage échographie / scanner. On trouve ainsi [PBC+05] qui présente une méthode de recalage rigide entre des images échographiques et un volume scanner directement inspirée de la méthode précédente. Les auteurs se sont intéressés au fémur et au pelvis. La méthode est entièrement automatisée et utilise des cartes de probabilités (cf. [PBH+04]) des surfaces osseuses. Une fois le recalage effectué, le guidage est possible car un marqueur a été fixé sur l'os (cf. [TC01]). L'évaluation de la méthode a été réalisée avec l'aide d'un « gold standard » sur une série de spécimens anatomiques.

Enfin, on trouve quelques travaux traitant du recalage monomodal en échographie. Ces travaux sont peu nombreux. Parmi eux, [SZ02] présente une méthode de recalage de volumes échographiques du coeur par transformation affine utilisant l'information mutuelle.

On trouve les travaux de [LVN03] qui présente une méthode de recalage rigide de volumes échographiques appliquée dans le cas de tumeurs céré-

brales. Les auteurs utilisent l'information mutuelle et l'information mutuelle normalisée.

Citons également [SYK+04] qui propose un système de radiothérapie tenant compte des mouvements dûs à la respiration. Le système localise en temps réel la tumeur et l'irradiation est déclenchée quand la tumeur est bien positionnée par rapport à la source. Ce système utilise un échographe 3D, un localisateur 3D et un système de traitement d'images temps réel. Au moment de la planification, un volume scanner et un volume échographique de référence sont acquis à un instant du cycle respiratoire. Pendant le traitement, l'échographe 3D délivre trois coupes orthogonales (localisées dans l'espace car la sonde est suivi par un localisateur). Le système va calculer en temps réel la corrélation de ces images et du volume échographique de référence. Lorsque la corrélation est suffisante, c'est-à-dire lorsque les images sont correctement alignées, l'appareil de radiothérapie irradie la tumeur car il correspond au même moment du cycle respiratoire.

Pour terminer, nous présenterons deux articles mettant en œuvre des méthodes de recalage pour construire des volumes panoramiques d'images échographiques.

L'article [RGB98] concerne le recalage rigide de volumes reconstruits de la vésicule biliaire. Le but étant d'obtenir une meilleure visualisation, une meilleure estimation du volume de la vésicule en augmentant la taille du volume d'intérêt. La méthode consiste à construire des volumes échographiques 3D à main levée. Ensuite les images sont transformées pour obtenir l'amplitude du gradient 3D. Les conclusions de [MV98], qui a réalisé une étude comparative des méthodes de recalage 3D multimodal, indiquent que ce traitement semble donner les meilleurs résultats, la mesure utilisée étant invariante aux rotations, translations et réflexions. La mesure de similarité utilisée est la corrélation. Les auteurs utilisent une approche multi-résolution à deux niveaux pour augmenter les performances mais ces dernières restent assez faibles. En effet, le temps de calcul se compte en heures.

L'article [PR06] présente une méthode de recalage rigide et élastique de volumes échographiques localisés pour construire un volume panoramique (in vitro : fantôme de foetus, in vivo : vaisseaux abdominaux, foie, rein). La méthode consiste à décomposer en blocs ([KLFC02]) la région de recouvrement du volume de référence et du volume à recaler. Ensuite, un recalage rigide de chaque bloc avec le volume de référence est réalisé en maximisant la valeur du coefficient de corrélation. La méthode d'optimisation est la méthode de

Powell. Le centre de chaque bloc devient ensuite un point de contrôle du calcul du processus de déformation. Pour chaque voxel, les trois positions et orientations sont calculées par interpolation linéaire des points de contrôle les plus proches. L'évaluation se fait en mesurant une distance entre deux points identifiables (sur fantôme) ce qui donne une erreur moyenne de 0,4 mm et une erreur maximale de 0,9 mm. La méthode d'évaluation est peu satisfaisante puisque limitée à une mesure de la distance entre deux points pour un recalage élastique ! Les auteurs ont évalué la même méthode pour effectuer un recalage rigide c'est à dire qu'ils ont arrêté le processus après le recalage rigide de chaque bloc et les résultats sont les suivants : erreur moyenne de 3 mm et erreur maximale de 8 mm.

Pour terminer cette section, dans sa thèse [Bau08] a développé une méthode sur le recalage temps réel échographie 3D / 3D de la prostate. Il s'agit d'une méthode de recalage élastique utilisant une approche multirésolution. L'implémentation efficace des algorithmes permet de recaler des volumes en quelques secondes. Cependant, les caractéristiques des images échographiques de la prostate et de l'os étant très différentes, on peut affirmer qu'il s'agit de deux problèmes très différents.

À notre connaissance, il n'existe pas de travaux publiés sur le recalage iconique monomodal en échographie des structures osseuses tout comme nous n'avons pas trouvé de publication s'intéressant au recalage rigide échographie 3D / échographie 4D. De plus, il n'existe pas, à notre connaissance, de travaux traitant de la construction de volumes panoramiques de structures osseuses. Et enfin, il existe très peu de travaux sur le suivi temps réel de ces structures. Notre travail constitue donc un problème de recherche original.

2.3 Méthode proposée

L'objectif de notre travail est de développer une méthode de suivi non invasif d'une structure osseuse pour l'orthopédie afin de remplacer les marqueurs externes fixés dans l'os par l'intermédiaire de broches. Nous rappelons que nous avons écarté la solution consistant à utiliser des marqueurs cutanés car la précision de ceux-ci n'est pas très bonne [MSA06] pour suivre la scapula ou le fémur.

2.3.1 Le choix d'une imagerie

Dans le problème qui nous intéresse l'os est considéré comme étant non déformable, la transformation recherchée est donc rigide, c'est-à-dire qu'elle comporte six paramètres (trois paramètres de translation et trois paramètres de rotation). Cette information de positionnement et d'orientation doit être mise à jour constamment tout au long du geste chirurgical. Nous cherchons donc un système d'imagerie « temps réel », non invasif, utilisable au bloc opératoire, capable de fournir une information complexe de positionnement et d'orientation dans l'espace. L'échographie 3D semble répondre à toutes ces conditions.

2.3.2 Échographie 3D

Le principe de l'échographie 3D repose sur l'acquisition d'un volume de données et non plus de simples coupes 2D. Pour obtenir ce volume, la sonde 3D (Figure 2.13) va le plus souvent effectuer un balayage mécanique (soit linéaire, soit par rotation axiale, soit angulaire – Figure 2.14) afin d'obtenir une séquence de coupes échographiques régulières qui vont permettre de créer un volume par interpolation. Ce balayage mécanique prend plusieurs secondes. Il existe un autre mode d'acquisition, dit mode 4D. Ce mode correspond à l'acquisition de trois coupes orthogonales en « temps réel ». La figure 2.15 montre la position des coupes 4D dans un volume échographique 3D.

Des sondes matricielles évitant le balayage mécanique commencent à apparaître sur le marché mais pour le moment la taille des volumes obtenus est trop faible pour notre application.

2.3.3 Matériel

Au laboratoire nous disposons d'un échographe 3D (GE Voluson 730 pro) et d'une sonde 3D RSP8-16, de fréquence 8-16 MHz, adaptée à l'orthopédie, au vasculaire et à la pédiatrie. Il s'agit d'une sonde à balayage mécanique angulaire. L'acquisition du volume de référence dure quelques secondes pendant lesquelles le patient et la sonde doivent rester immobiles pour que les données soient de la meilleure qualité possible. Notre échographe dispose du mode d'acquisition 4D. Ce mode permet l'acquisition de trois coupes orthogonales à une fréquence d'environ 2 à $4Hz$. Les positions de ces trois coupes

FIG. 2.13 – Quelques sondes 3D : en haut deux sondes endocavitaires, au centre une sonde plate, en bas deux sondes convexes.

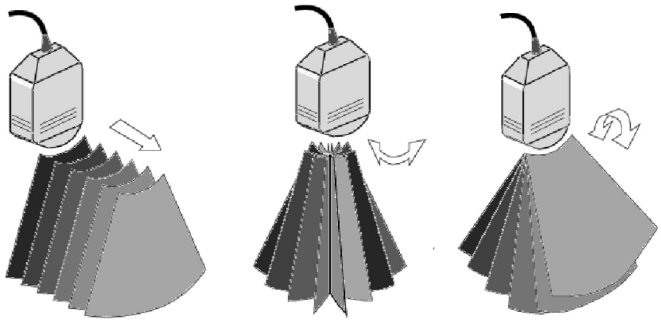

FIG. 2.14 – À gauche balayage linéaire, au centre balayage par rotation et à droite balayage angulaire [Roh98].

dans le volume ne peuvent être modifiées. La taille des volumes échographiques collectés est de $152 \times 86 \times 199$ et la taille d'un voxel est d'environ 0.25mm (Figure 2.16). Les données sont accessibles de façon numériques au travers d'un serveur DICOM ; les données 4D quant à elles ne sont accessibles que par captation du signal vidéo de l'affichage. Nous verrons dans le chapitre 5 en quoi cela peut impacter la qualité du recalage.

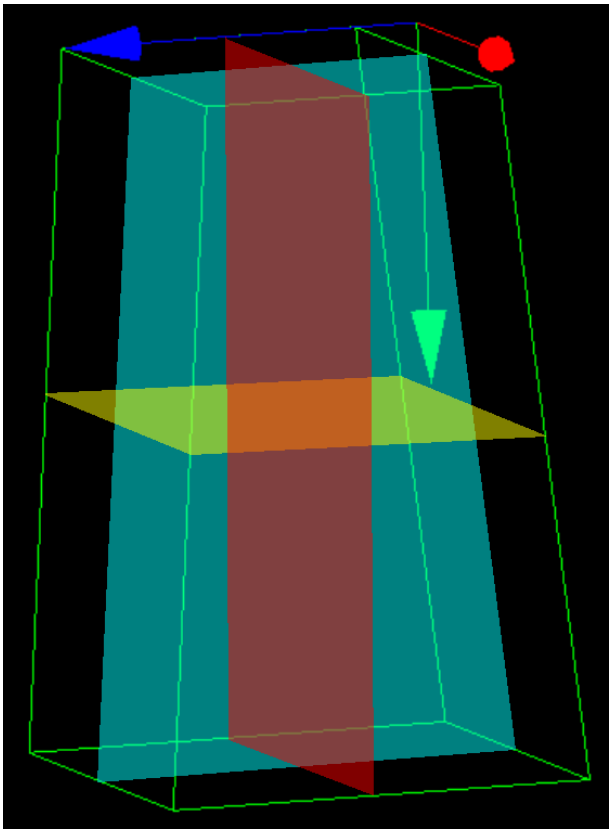

FIG. 2.15 – Coupes 4D dans un volume 3D.

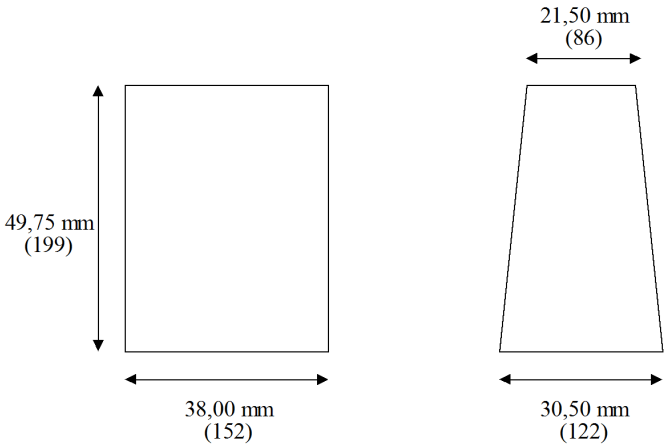

FIG. 2.16 – Taille des volumes échographiques obtenus avec l'échographe 3D

2.3.4 Spécificité de l'os en imagerie ultrasonore

Les caractéristiques physiques des ultrasons permettent d'expliquer la spécificité des images échographiques de l'os. La Figure 2.17 montre des images échographiques osseuses. En effet, l'os apparaît comme étant hyper-échogène. Ceci s'explique par le fait que l'amplitude des échos ultrasonore est proportionnelle à la différence d'impédance de part et d'autre de l'interface. Dans le cas de l'interface os / tissu mou, la différence d'impédance est grande et donc l'écho généré par cette interface est important.

Une autre caractéristique visible dans les images échographiques de l'os est la zone d'ombre située en arrière de l'interface osseuse. Cette zone d'ombre est due au fait que le coefficient d'absorption de l'os est élevé et donc les ultrasons s'atténuent très rapidement. Cette atténuation suit une loi exponentielle décroissante. De plus, nous remarquons sur la Figure 2.17 que la zone d'ombre est prédominante dans les images. En effet, dans les applications qui nous intéresse, l'os est proche de la peau.

Dans le cas des acquisitions « 4D » : l'observation de la coupe parallèle à la surface d'acquisition de la sonde de la figure 2.17 nous indique que cette coupe ne sera pas utilisable. Elle est située, la majeure partie du temps, dans la zone d'ombre et donc, elle n'est pas porteuse d'information.

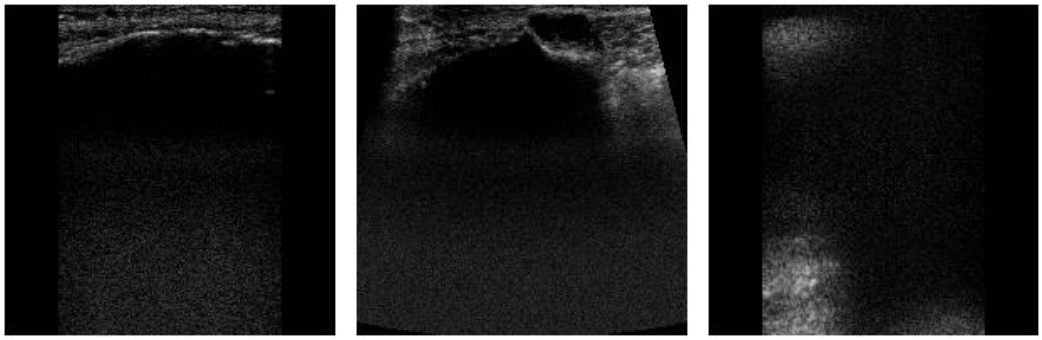

FIG. 2.17 – Trois coupes échographiques orthogonales de la tubérosité tibiale antérieure.

2.3.5 Notre approche

Dans ce travail, nous considererons que, si elle se pose, la question du transfert du planning entre par exemple des données scanner pré-opératoires

et des données per-opératoires (par exemple un volume échographique de référence) a été résolue. Nous nous intéresserons au suivi uniquement.

Notre problème consiste à recaler en « temps réel » des images échographiques (3D ou 4D) dans un volume échographique de référence. L'imagerie échographique 3D bien que présentant toutes les caractéristiques nécessaires pour notre projet, possède cependant quelques inconvénients. Tout d'abord, la taille des volumes collectés est petite et les structures imagées (l'os) font qu'ils ne contiennent que très peu d'information. De plus, les images sont de mauvaise qualité ce qui rend la segmentation difficile.

Pour essayer de remédier à ces différents inconvénients (qualité des images et peu d'informations dans les images), nous avons tout d'abord décidé de ne pas nous lancer dans le développement d'une méthode de recalage purement géométrique. Cependant, dans un esprit voisin de [Penney2006] nous avons envisagé la possibilité d'aider le recalage iconique en faisant une pseudo segmentation consistant à classifier les pixels situés « avant », « après » et « autour » de l'interface. À partir de cette classification il est possible de construire une *image de régions* intégrant ces informations dans la mesure de similarité pour améliorer la convergence de l'algorithme iconique. Le schéma de la figure 2.18 montre le principe général de la méthode.

D'autre part, pour limiter les effets liés à la petite taille des volumes nous avons décidé de construire un volume panoramique de référence (ou mosaïque). Le but de ce volume étendu est d'offrir un plus grand espace de déplacement pour les images flottantes à recaler.

Pour résumer, l'approche envisagée est donc la suivante : au début du geste, une série de volumes échographiques se chevauchant partiellement est collectée. Ces volumes sont recalés rigidement entre eux pour construire un volume panoramique. Ensuite, la sonde échographique est installée sur le patient au contact des tissus (Figure 2.19). L'acquisition des données, en continu, est suivie de leur recalage rigide avec le volume panoramique de référence. Ceci permet de réajuster le planning à intervalle de temps régulier en fonction des mouvements détectés.

2.3.6 Les avantages de notre approche

Les méthodes actuelles de suivi d'une structure osseuse sont principalement de deux types selon le domaine d'application :

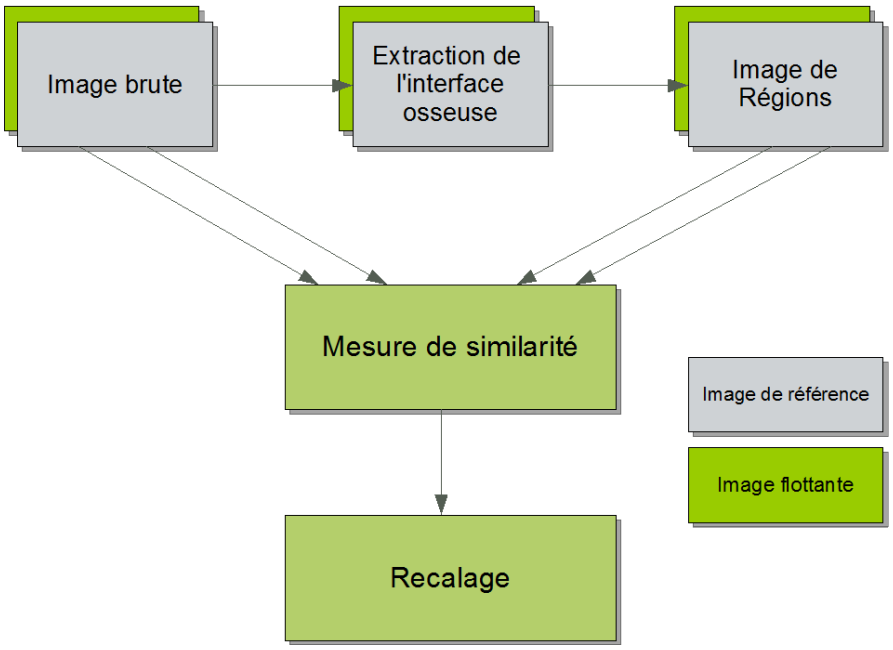

FIG. 2.18 – Approche proposée.

1. Dans le domaine de la navigation chirurgicale, il s'agit généralement de marqueurs externes implantés dans l'os.
2. Dans le domaine de la modélisation biomécanique, il s'agit le plus souvent de marqueurs cutanés.

Dans le premier cas (1), les marqueurs utilisés sont assez invasifs puisqu'il est nécessaire de les fixer dans l'os et par conséquent, cette technique n'est pas utilisable en dehors du bloc opératoire pour des raisons évidentes d'asepsie. Ceci limite considérablement les applications. L'avantage de notre approche est donc le caractère non invasif de notre méthode qui permet de s'affranchir de la contrainte énoncée ci-dessus. La seconde technique (2) est confrontée aux mouvements relatifs entre la structure osseuse à suivre et la peau sus-jacente. Un certain nombre d'études montrent que ces déplacements peuvent être très importants (de plusieurs millimètres à quelques dizaines de millimètres). Dans cette situation, notre méthode permet d'être plus précis car on effectue un suivi « direct » dans les images de la structure osseuse. Pour résumer, notre méthode non invasive a l'avantage de pouvoir être utilisée en dehors du bloc opératoire et ouvre tout un champ d'applications.

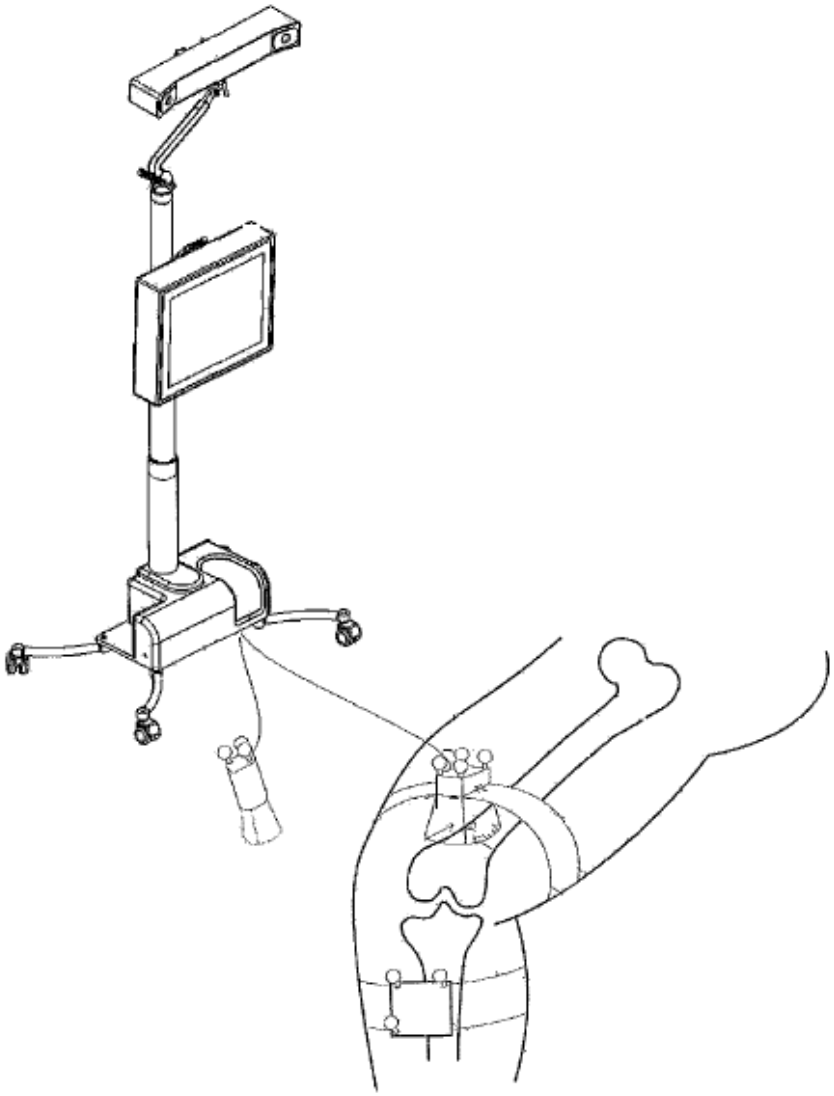

FIG. 2.19 – Système proposée pour le suivi non invasif d'une structure osseuse.

2.3.7 Les applications potentielles

Les applications potentielles non chirurgicales sont nombreuses. Sans être exhaustif on peut penser à la comparaison pré-opératoire et post-opératoire des amplitudes articulaires. On peut aussi imaginer des systèmes destinés aux kinésitérapeutes pour suivre l'évolution de la récupération après une in-

tervention chirurgicale. Les applications de diagnostic sont aussi nombreuses grâce à la quantification possible des mouvements articulaires (test du tiroir antérieur par exemple).

2.3.8 Les difficultés

Cependant, il existe un certain nombre de verrous scientifiques ou technologiques à franchir. Tout d'abord, il est nécessaire de développer un algorithme fiable, robuste et précis permettant de recaler des images échographiques osseuses avec une précision et une répétabilité suffisante. Ensuite, l'obtention d'un algorithme « temps réel » est aussi assez difficile à obtenir. Cependant, cette affirmation est à nuancer car l'augmentation permanente de la puissance des machines ainsi que la possibilité de développer des algorithmes sur GPU devraient permettre de résoudre ce problème. Une autre difficulté vient du fait qu'aujourd'hui il n'existe pas de sonde échographique 3D matricielle haute fréquence permettant d'obtenir en « temps réel » des volumes échographiques pour l'application en orthopédie.

2.4 Structure du document

Dans le chapitre 3, nous détaillerons l'algorithme que nous avons mis au point pour permettre le recalage rigide de données échographiques de l'os. Comme nous l'avons évoqué, l'originalité de notre méthode est l'utilisation combinée d'images brutes et d'images de régions (apportant quelques informations de localisation) au sein d'une méthode de recalage iconique.

Le chapitre 4 illustre les différentes stratégies que nous avons explorées pour pouvoir évaluer notre algorithme. Pour rester le plus objectif possible, nous avons essayé de trouver une mesure permettant de déterminer automatiquement la réussite et l'échec de notre méthode.

Dans le chapitre 5, nous mettrons en œuvre notre algorithme de recalage rigide dans différentes conditions. Tout d'abord nous l'appliquerons à la construction du volume panoramique de référence ; ensuite nous nous intéresserons au recalage d'un volume échographique sur le volume de référence et enfin nous explorerons le recalage d'un couple d'images 4D sur le volume panoramique.

Pour conclure, nous discuterons de l'intérêt de notre méthode en termes de précision et de robustesse dans le domaine de la chirurgie et dans le do-

maine de l'évaluation biomécanique. Nous montrerons les avantages et les inconvénients de notre approche ainsi que les possibilités d'application.

Chapitre 3

Notre méthode

Table des matières

3.1 Extraction de l'interface osseuse 53

3.1.1 Loi d'atténuation des ondes ultrasonores dans un milieu homogène 53

3.1.2 Identification de l'interface osseuse 54

3.1.3 Application aux volumes 3D 56

3.2 Construction d'une image de régions 58

3.2.1 Distinction de différentes zones dans l'image 59

3.2.2 Incertitude de la position de l'interface 60

3.2.3 Ajout d'une notion de distance à l'interface 60

3.2.4 Image de régions 61

3.3 Le recalage 63

3.3.1 Choix de la mesure de similarité 63

3.3.2 Intégration de l'image composite à la mesure de similarité 65

3.3.3 Optimisation 67

3.4 Bilan 69

Nous avons vu dans le chapitre précédent qu'il était très difficile d'obtenir une segmentation précise et robuste de l'interface osseuse dans des images échographiques ([DTT04], [HAHR06], [FBS+07]). De ce fait, l'utilisation d'une méthode de recalage purement géométrique ne nous a pas semblée pertinente. Cependant, une caractéristique intéressante des images échographiques de l'os est de présenter une ombre acoustique en-dessous de

l'interface osseuse. Celle-ci est la signature de la présence de l'os au moins dans une proximité de l'interface. Visuellement, cette zone d'ombre est facilement identifiable. Celle-ci est souvent entachée de bruit et/ou d'artefacts.

Pour développer notre algorithme, nous nous sommes inspirés de la méthode proposée par [PBC+06]. L'article décrit une méthode de recalage entre des images échographiques de fémurs et des images issues d'un scanner. L'idée des auteurs est de transformer les images échographiques en une représentation intermédiaire pour essayer de s'affranchir de la mauvaise qualité des images. Les images ultrasonores sont représentées sont la forme de cartes de probabilité, celle-ci indiquent la probabilité d'un pixel d'être de l'os. L'avantage de cette représentation est de pouvoir « augmenter » l'information contenue dans les images échographiques. Un peu à la manière de [PBC+06], nous avons voulu labelliser les pixels de nos images. Le but de cet étiquetage est de pouvoir distinguer des pixels ayant la même intensité mais appartenant à des régions différentes de l'image en termes d'appartenance à l'os.

Le principe général de notre algorithme est schématisé sur la Figure 3.1. Une première étape permet d'extraire grossièrement la position de l'interface osseuse dans les volumes échographiques. La connaissance approximative dans les images de la position de l'os permet de distinguer différentes régions dans les images. Ces régions, repérées par rapport à l'interface osseuse, sont : l'interface osseuse (localisée grossièrement), les tissus mous situés au-dessus de l'interface, l'ombre acoustique située en-dessous de l'interface et enfin les zones ne pouvant pas être labellisées. À partir de cette extraction de l'interface osseuse, nous construisons des images de régions contenant des informations de localisation et de distance par rapport à cette interface. Enfin, la transformation de recalage est calculée grâce à une mesure de similarité composite intégrant les informations fournies par les images brutes et les images de régions.

L'algorithme de recalage développé sera utilisé, moyennant quelques adaptations, à la fois pour :

- la construction d'un volume panoramique de référence, c'est-à-dire le recalage de volumes échographiques entre eux pour obtenir un volume étendu ;
- le suivi, c'est-à-dire soit pour recaler un volume 3D sur un volume panoramique de référence, soit pour recaler des coupes 4D sur un volume panoramique de référence.

Les paragraphes suivants vont détailler les différentes étapes de cet algorithme.

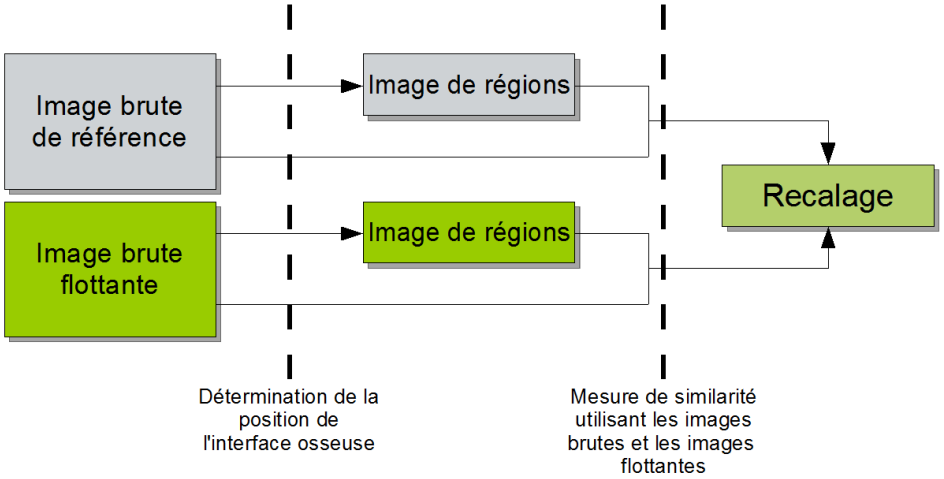

FIG. 3.1 – Vue d'ensemble de la méthode proposée pour recaler deux images échographiques.

3.1 Extraction de l'interface osseuse

Les méthodes de segmentation des structures osseuses dans des images échographiques proposées par [DTT04] et [HAHR06] sont des algorithmes complexes qui, bien que donnant des résultats intéressants, sont coûteux à mettre en œuvre (en temps de calcul). Pour des raisons de performances, nous avons choisi de développer une méthode simple permettant d'extraire grossièrement la position de l'os dans des images échographiques. En effet, nous ne cherchons pas ici à obtenir une segmentation précise et binaire d'une structure osseuse mais des informations a priori à ajouter à la mesure de similarité dans le but d'aider le recalage.

3.1.1 Loi d'atténuation des ondes ultrasonores dans un milieu homogène

La méthode d'extraction des points appartenant à l'interface osseuse que nous proposons s'appuie sur la physique des ultrasons. En effet, la physique

de l'imagerie ultrasonore nous indique que les ondes acoustiques dans un milieu homogène s'atténuent selon une fonction exponentielle décroissante. Cette fonction d'atténuation s'exprime de la façon suivante :

$$u(x) = u_0 exp^{-\alpha x}$$

Dans l'expression ci-dessus, u_0 désigne l'amplitude de l'onde à l'entrée dans un milieu, x représente la distance traversée dans le tissu et, a représente le coefficient d'atténuation du milieu traversé.

Pour de l'os cortical, le coefficient moyen d'atténuation des ondes ultrasonores donné est de l'ordre de 3 à 10 $dB.cm^{-1}.MHz^{-1}$. L'os absorbe fortement l'énergie des ondes acoustiques (environ dix fois plus que le muscle par exemple). Par conséquent, les ondes ultrasonores ne pénètrent que peu profondément à l'intérieur de l'os. Cette propriété physique de l'os explique la présence d'une ombre acoustique en-dessous des interfaces osseuses. La Figure 3.2 montre en vert l'allure d'un profil issu d'une image échographique. En gris, il s'agit de la loi d'atténuation des ondes acoustiques dans l'os. On remarque que la décroissance est forte que les ondes acoustiques ne pénètrent que très peu profondément à l'intérieur de l'os ; à une profondeur de l'ordre du centimètre, on remarque que l'atténuation est quasi totale.

3.1.2 Identification de l'interface osseuse

La méthode que nous utilisons pour extraire grossièrement l'interface osseuse dans nos images échographiques s'appuie essentiellement sur la loi d'atténuation exprimée ci-dessus. En effet, pour déterminer la position de celle-ci, nous calculons la corrélation entre les profils échographiques des faisceaux ultrasonores et des fonctions exponentielles décroissantes modélisant la loi d'atténuation définie ci-dessus. Dans la pratique, nous travaillons sur une approximation des faisceaux ultrasonores. En effet, la sonde échographique utilisée est une sonde à balayage mécanique angulaire donc les faisceaux ne sont pas parallèles. Cependant, le balayage angulaire étant peu important, 15 $^\circ$, l'assimilation des faisceaux ultrasonores à des lignes de pixels ne semble pas problématique. La recherche de l'interface osseuse s'effectue en deux étapes :

1. une étape de sélection : celle-ci consiste à rechercher tous les pixels susceptibles d'appartenir à l'interface osseuse. Les pixels appartenant à

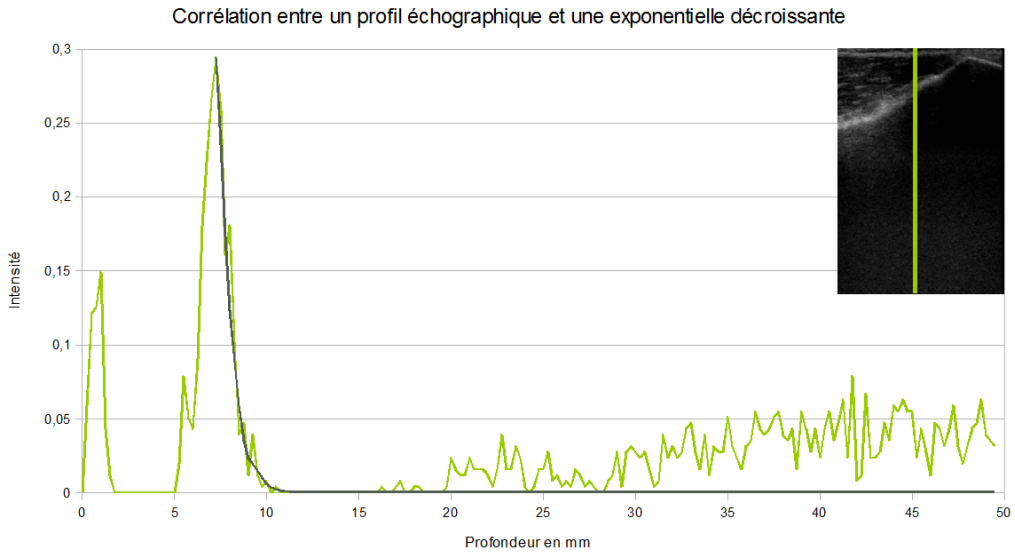

FIG. 3.2 – Corrélation d'une exponentielle décroissante (en gris) avec un faisceau ultrasonore (en vert) le long du profil tracé en vert sur l'image échographique.

l'interface osseuse ont deux propriétés : ils sont hyper-échogénes c'est-à-dire qu'ils sont « blancs » et ils se trouvent au niveau d'une transition « blanc/noir » (zone d'ombre acoustique). Ces deux caractéristiques se traduisent de la façon suivante :

(a) le niveau de gris d'un pixel de l'interface est supérieur à un seuil de 30 défini empiriquement ;

(b) le niveau de gris d'un pixel d'interface est un maximum local sur une ligne de pixels.

Le seuil défini ne se veut pas spécifique mais sert uniquement à limiter le nombre de maxima locaux sélectionnés. Les niveaux de gris des images échographiques sont représentés sur 8 bits comme le montre l'histogramme caractéristique d'une image échographique de la Figure 3.3.

2. une étape de corrélation : cette étape consiste à ajuster pour chaque pixel candidat sélectionné, une fonction exponentielle décroissante modélisant l'atténuation de l'onde ultrasonore dans l'os (figure 3.2). Pour cela, la corrélation entre chaque ligne de pixels et une fonction exponen-

tielle décroissante est calculée sur une profondeur de 0.75 *cm* à cause de l'atténuation très forte de l'os ; lorsque cette corrélation est supérieure à un seuil défini empiriquement à 90%, nous considérons que le pixel appartient à une interface osseuse. Cette valeur de seuil donne un bon compromis entre spécificité et détectabilité sur nos données.

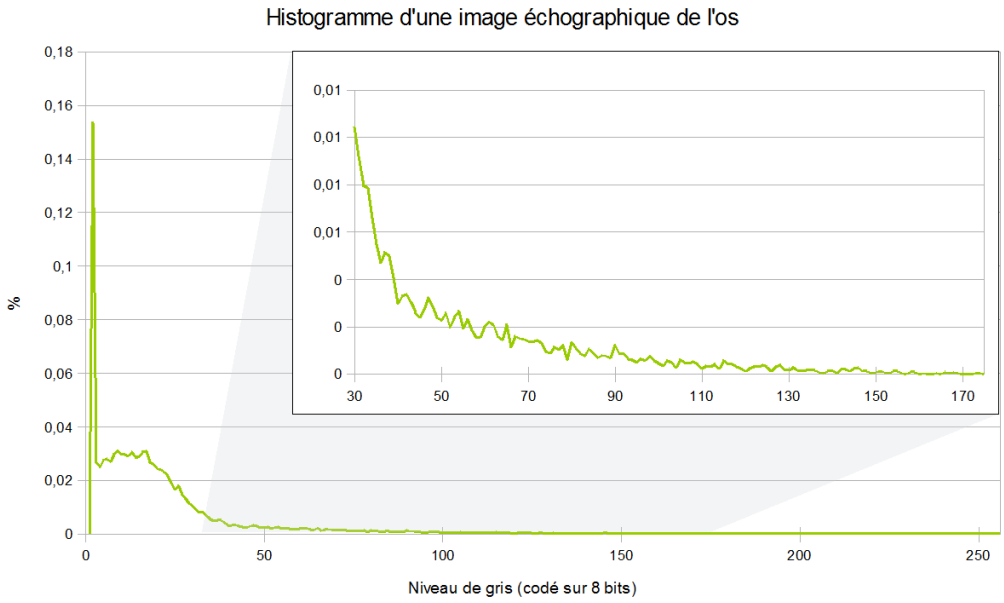

FIG. 3.3 – Histogramme d'une image échographique de l'os. Représentation des niveaux de gris sur 8 bits.

L'image située en haut à droite de la Figure 3.4 montre le résultat de l'application de la méthode décrite ci-dessus. On remarque que la détection de l'interface osseuse n'est pas parfaite.

3.1.3 Application aux volumes 3D

La méthode d'identification des pixels appartenant potentiellement à l'interface osseuse est appliquée à chaque ligne de voxels d'un volume. La faible qualité des images échographiques, la présence de bruit ainsi que l'orientation des faisceaux ultrasonores par rapport à l'interface osseuse rendent la détection de l'interface imparfaite. Le résultat obtenu est un nuage de points bruité dont la densité est variable selon les zones du volume. Il existe donc des points aberrants ainsi que des « trous ». Pour rendre plus lisse la surface

osseuse détectée, des étapes supplémentaires sont donc nécessaires. Celles-ci sont :

1. la suppression des points isolés et des petits amas de points : l'image située en haut à droite de la Figure 3.4 montre la présence de points aberrants. Parmi eux, certains semblent facile à supprimer ; la stratégie utilisée pour cela consiste à compter le nombre de points présents dans le voisinage $3 \times 3 \times 3$. Lorsque le nombre de voisins est supérieur ou égal à $\frac{3\times3-1}{2}$ le point considéré est conservé. Cette opération est répétée jusqu'à stabilité.
2. la réduction des « trous » : elle s'opère en deux sous-étapes. Tout d'abord, une dilatation morphologique est effectuée par un élément structurant en forme de sphère. Le rayon de la sphère choisi est de 1 voxel. La taille de l'élément structurant est volontairement faible pour éviter le déplacement de l'interface lors de l'étape suivante. Ensuite, une squelettisation 2D est effectuée sur l'ensemble des coupes pour lisser et amincir le nuage de points.
3. l'obtention d'une surface à partir du nuage de points : pour cela, nous déformons une surface pour que celle-ci vienne s'adapter au nuage de points. La technique utilisée pour cette opération est le « bone morphing [1] ». La surface à déformer est initialisée à l'altitude moyenne des points détectés. Ensuite, tous les points se trouvant à plus d'un millimètre de la surface obtenue après déformation sont supprimés. Enfin, une seconde passe de « bone morphing » est effectuée sur le nuage de points « nettoyé » pour que la surface s'ajuste au mieux aux données.

La Figure 3.4 illustre une partie des étapes (les images sont 2D uniquement pour l'illustration). L'image en haut à gauche montre l'image originale, celle en haut à droite illustre la détection des points appartenant potentiellement à l'interface. Celle située en bas à gauche montre le résultat de l'ensemble des traitements. Enfin la dernière montre la superposition de l'interface détectée sur l'image originale. La Figure 3.6 montre le résultat de cette détection en 3D.

Remarque : L'application aux images 4D est quasiment identique, seules les étapes d'ajustement d'une surface par la technique du « bone morphing » sont remplacées par des étapes d'ajustement de courbes.

1. Il s'agit d'une technologie développée par Praxim.

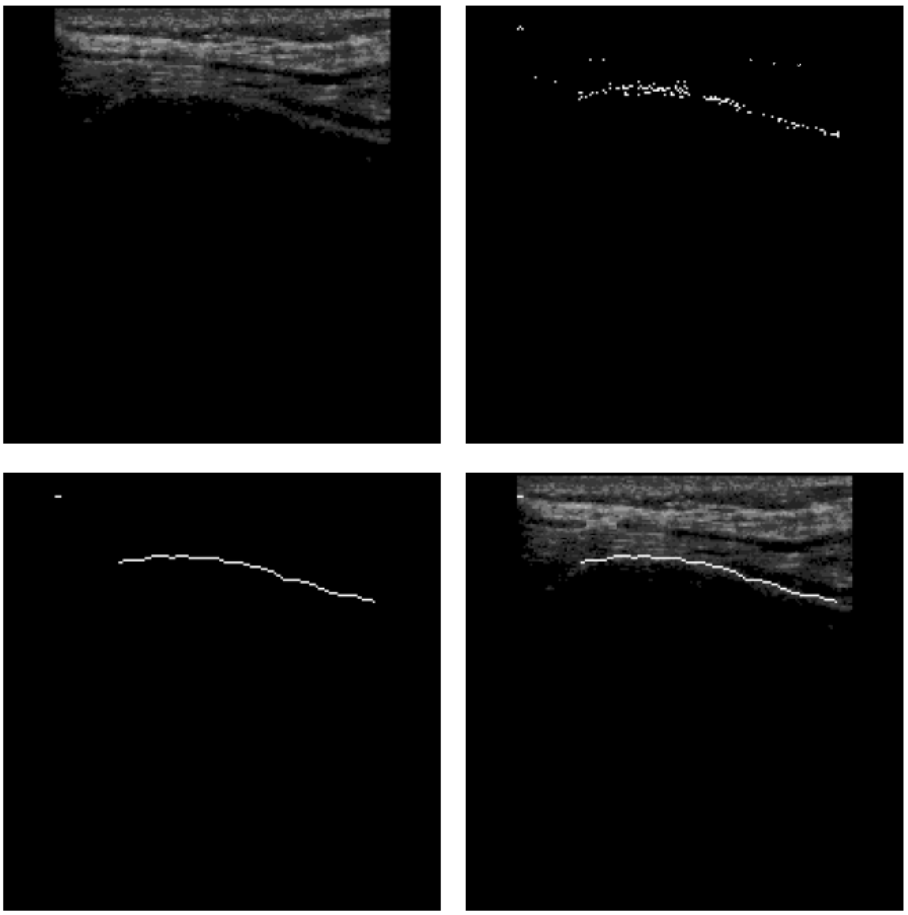

FIG. 3.4 – En haut à gauche, image échographique originale. En haut à droite, résultat de la détection des points appartenant potentiellement à l'interface. En bas à gauche, l'interface osseuse détectée après l'application de l'ensemble des traitements. En bas à droite, la superposition de l'interface osseuse détectée sur l'image échographique originale.

3.2 Construction d'une image de régions

La connaissance approximative de la position de l'interface osseuse (Figure 3.6) sert de base à la construction d'une image de régions enrichissant l'information brute des pixels par une classificatioon en fonction de leur appartenance à différentes régions de l'image structurée par la présence de l'os. Cette dernière, permet d'enrichir l'information fournie par l'image échographique. En effet, l'idée générale de l'image de régions est de pouvoir donner

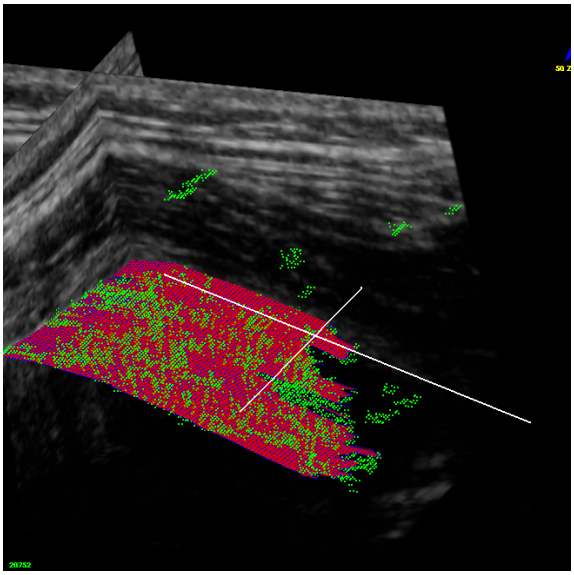

FIG. 3.5 – Exemple de surface osseuse obtenue après l'application de l'ensemble des traitements.

une signification différente à deux pixels dont la valeur de niveau de gris est identique mais dont la localisation est différente (régions anatomiques différentes).

3.2.1 Distinction de différentes zones dans l'image

À partir de la position estimée de l'interface osseuse, nous avons défini quatre régions différentes dans l'image :

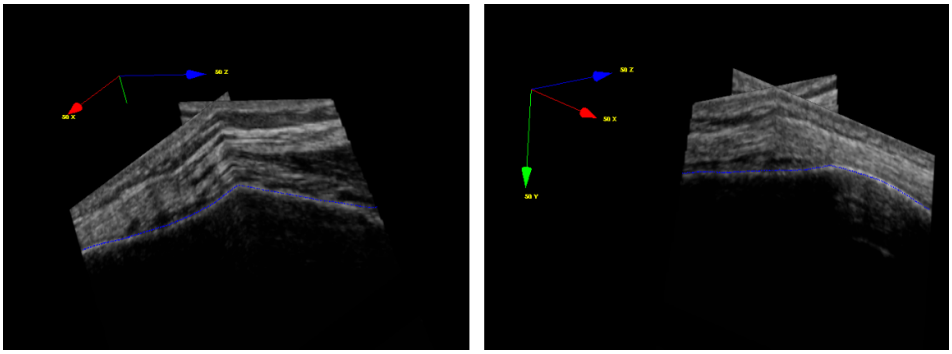

FIG. 3.6 – Position de l'interface osseuse dans des volumes échographiques.

- celle correspondant à l'interface osseuse ;
- celle située au-dessus de l'interface (il s'agit des tissus mous) ;
- celle située en-dessous de l'interface (il s'agit de l'os en général mais ceci est dépendant de la forme de la structure osseuse considérée) ;
- celle n'apportant pas d'information spécifiques (il s'agit ici d'une situation dans laquelle nous n'avons pas détecté d'interface et donc nous ne sommes pas en mesure de qualifier la nature de la région considérée).

3.2.2 Incertitude de la position de l'interface

La méthode d'identification de l'interface osseuse ne garantit pas la précision de la position de l'interface extraite. Il parait donc nécessaire de tenir compte de cette incertitude lors de la construction de l'image de régions. Cette imprécision sur la position de l'interface a été modélisée par une gaussienne centrée sur la position détectée. L'incertitude a été évaluée empiriquement à plus ou moins 2 mm soit 8 voxels. Cette valeur correspond à une majoration ; elle englobe l'erreur commise sur la détection des points de l'interface et l'incertitude de la position réelle de la structure osseuse due à l'épaisseur de l'interface dans les images (la position varie en fonction de l'orientation relative entre la surface et la sonde d'acquisition). La modélisation est illustrée sur l'exemple de la Figure 3.7.

3.2.3 Ajout d'une notion de distance à l'interface

Nous avons ajouté une notion de distance à l'interface. L'objectif de celle-ci est double. Il s'agit tout d'abord de pouvoir distinguer les pixels situés au-dessus ou en dessous de l'interface. Ensuite, elle permet de moduler la contribution de chaque pixel en rendant compte d'une incertitude grandissante à distance de l'interface osseuse. Ce choix de modulation s'explique par trois raisons :

1. la classification la plus sûre se situe au niveau de l'interface ;
2. les pixels situés dans la région des tissus mous (au-dessus de l'interface) sont soumis à des déformations plus ou moins importantes selon la pression exercée par la sonde lors de l'acquisition. Il est donc impératif de ne pas donner une contribution trop forte à cette région des images ;

3. les pixels situés en profondeur dans la région correspondant à l'os ne contiennent généralement que du bruit. Il est donc important de ne pas amplifier celui-ci.

La notion de distance à l'interface a été modélisée par un modèle linéaire. Celui-ci permet de donner une contribution plus importante aux zones de l'image qui contiennent le plus d'informations. Ce modèle est illustré sur l'exemple de la Figure 3.7.

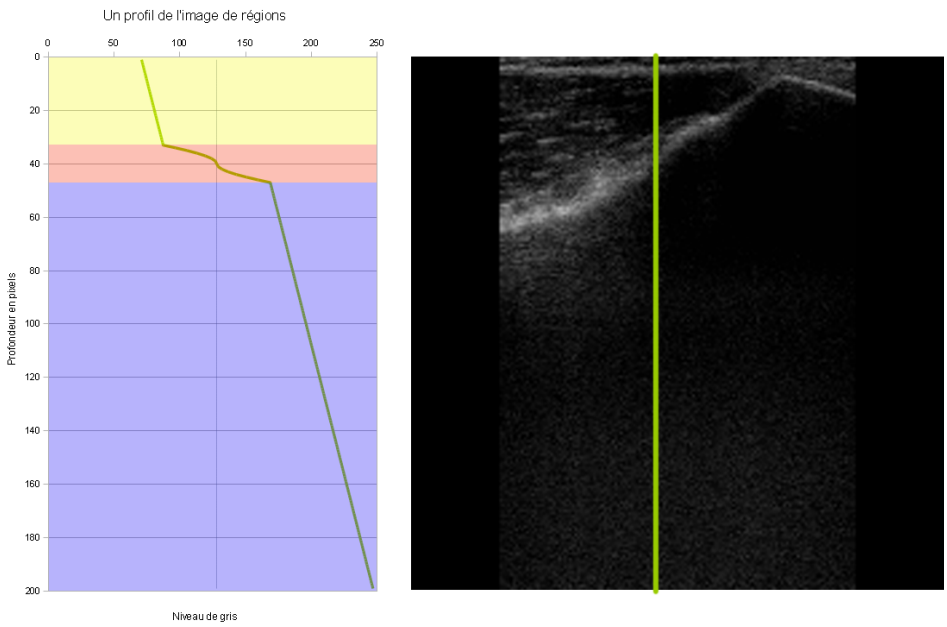

FIG. 3.7 – À gauche, il s'agit du profil de notre modèle d'image de régions qui correspond à la ligne de pixels tracée en vert sur l'image de droite. Les trois zones colorées sur l'image de gauche matérialisent : la zone située au-dessus de l'interface (jaune), l'interface et la zone située en dessous de l'interface.

3.2.4 Image de régions

Par commodité, les informations issues de l'extraction de l'interface osseuse ont été représentées sur une image. Les caractéristiques d'une image de régions sont les suivantes :

- la taille de l'image est identique à l'image originale ;
- la dynamique de l'image (c'est-à-dire le nombre maximum de niveaux de gris) est représentée sur 8 bits (soit 256 valeurs indexées de 0 à 255) ;

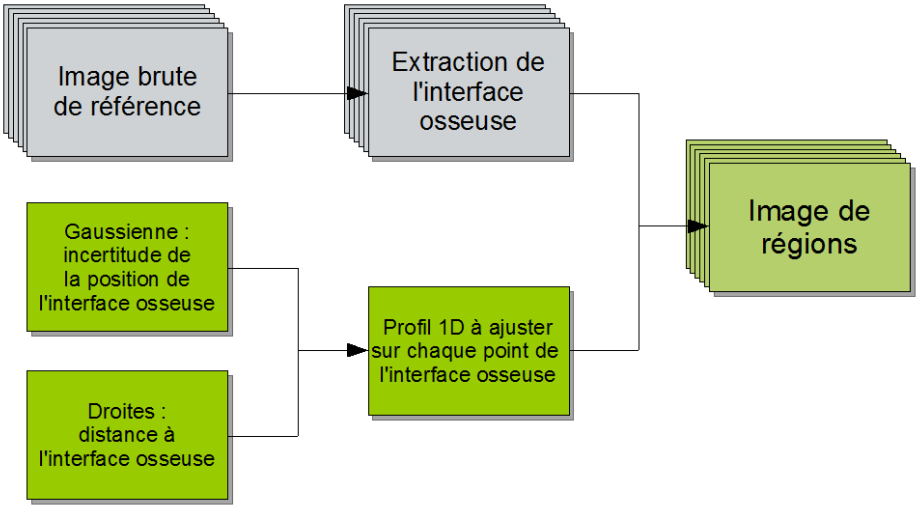

FIG. 3.8 – Schéma de principe de construction des images de régions.

- la valeur 127 est réservée à la position de l'interface estimée ;
- les valeurs comprises entre 1 et 126 correspondent aux pixels situés au-dessus de l'interface osseuse (c'est-à-dire entre la sonde de l'os) ;
- les valeurs comprises entre 128 et 255 correspondent aux pixels situés en-dessous de l'interface osseuse ;
- la valeur 0 est réservée pour les pixels qui n'ont pas pu être étiquetés.

La construction d'une image de région s'opère de la façon suivante. Tout d'abord, un profil 1D représentant l'incertitude de la position de l'interface osseuse et la distance à cette interface est calculé. Ce profil est constitué d'une gaussienne centrée sur la valeur 127 et de deux droites raccordées à la gaussienne. Ensuite, pour chaque image brute la position de l'interface osseuse est déterminée. Enfin, pour chaque point de l'interface :

- les coordonnées permettent de définir la position du profil 1D dans l'image des régions ;
- le profil 1D est ajusté de sorte que la gaussienne soit centrée au niveau de la position de l'interface ;
- l'image de régions est mise à jour.

Le schéma de la Figure 3.8 montre le principe de la construction de l'image de régions. Le résultat de la construction est illustré sur la Figure 3.9.

Cette image matérialisant une information de localisation de l'interface sera utilisée en même temps que l'image originale dans la phase de recalage.

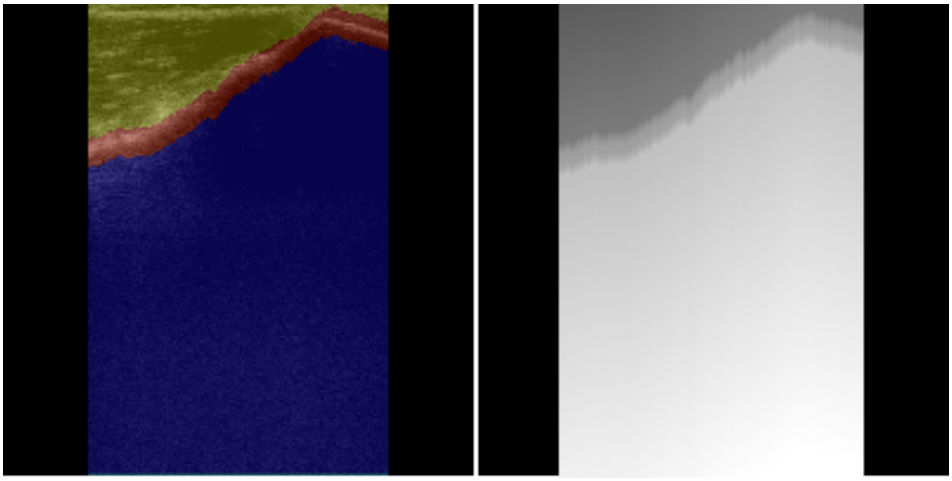

FIG. 3.9 – À gauche, les régions définies par l'image de régions. À droite, l'image de régions.

C'est l'objet de la section suivante.

3.3 Le recalage

Pour les raisons que nous avons présentées dans le chapitre précédent, nous avons fait le choix d'utiliser une méthode de recalage iconique. Un critère essentiel pour la réussite d'un recalage iconique est le choix de la mesure de similarité. C'est celle-ci qui va conditionner la robustesse et la précision du recalage.

3.3.1 Choix de la mesure de similarité

Initialement, nous nous étions orientés vers une mesure de similarité très générale. Notre choix s'était donc porté sur l'information mutuelle normalisée (NMI). Cette mesure fait très peu d'hypothèses sur la nature de la dépendance entre les images à comparer. En effet, cette mesure dérivant de la théorie de l'information, s'appuie uniquement sur l'existence d'une dépendance statistique entre les images à mettre en correspondance. Bien qu'elle soit plutôt utilisée dans les problèmes de recalage multimodal, certains auteurs l'ont appliquée avec succès dans des problèmes de recalage monomodal d'images ultrasonores ([SZ02], [LVN03]). Ce choix peut paraître au premier

abord comme surprenant mais il se justifie par le processus de formation des images échographiques. En effet, celui-ci implique que l'aspect d'une même structure dans des images échographiques peut changer. Ceci est principalement dû au caractère directionnel de ce type d'imagerie. Dans des cas extrêmes, une structure peut disparaître selon le changement d'inclinaison de la sonde. L'inconvénient majeur de cette mesure de similarité est la nécessité de calculer à chaque itération de l'algorithme de recalage un histogramme joint ce qui est très coûteux en terme de performances.

Pour améliorer le temps de recalage, nous avons mis en œuvre une seconde mesure de similarité. Nous avons choisi le coefficient de corrélation normalisée (NCC), qui est une mesure plus simple, souvent utilisée dans le cas du recalage monomodal. Celle-ci a été utilisé par [SYK+04] sur un système échographique permettant de compenser les mouvements respiratoires lors d'un traitement par radiothérapie. Les avantages de cette mesure sont sa simplicité et sa rapidité de calcul.

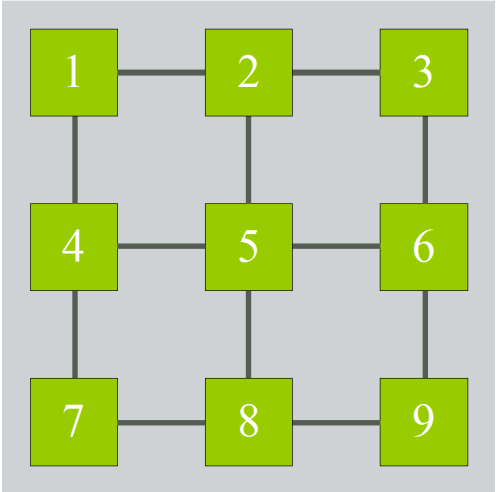

Fig. 3.10 – Schéma d'acquisition des volumes échographiques. Le recouvrement entre les différents volumes numérotés de 1 à 9 n'est pas matérialisé pour plus de clarté. Chaque segment gris correspond à un recalage entre deux volumes.

Pour comparer les deux mesures, nous avions à notre disposition 9 volumes échographiques acquis selon le schéma de la Figure 3.10. À partir de ces données, nous avons calculé des ensembles de recalages possibles entre les différents volumes en utilisant les deux mesures. Puis, nous avons comparé

les transformations résultantes pour chercher à mettre en évidence une possible différence entre les deux mesures. Les résultats obtenus montrent des performances similaires [2].

Si d'un point de vue théorique, l'utilisation de NMI semble mieux adaptée car plus générale, la pratique montre que dans notre situation l'utilisation du coefficient de corrélation normalisé NCC semble être un choix pertinent. En effet, la comparaison de ces deux mesures donnent des résultats similaires mais le NCC est beaucoup plus efficace à calculer car, contrairement au NMI, il ne nécessite pas le calcul d'un histogramme joint.

3.3.2 Intégration de l'image composite à la mesure de similarité

Nous rappelons que l'idée de notre algorithme de recalage iconique est d'utiliser une estimation de la position de l'interface pour enrichir l'information fournie par les niveaux de gris de nos images. Cette information supplémentaire est apportée par les images de régions dont nous avons détaillé la construction précédemment. Pour prendre en compte les données fournies par les images de régions, nous avons fait le choix de modifier la mesure de similarité choisie en intégrant un facteur multiplicatif local modulant la contribution de chaque pixel des images. Le but de la modulation est de donner un poids plus ou moins important aux régions les plus significatives et de pénaliser les appariements de pixels appartenant à des classes distinctes.

3.3.2.1 Un facteur multiplicatif

Pour prendre en compte la contribution des images de régions, nous calculons tout d'abord pixel à pixel une différence au carré de la valeur de l'intensité (sur les images de régions). L'expression est donnée ci-dessous :

$$C(i) = \frac{1}{N^2} \left(I\left(i\right) - t\left(J\left(i\right)\right)\right)^2$$

Soient A et B les deux images à recaler. I et J désignent les images de régions construites à partir des images A et B. N représente la dynamique (c'est-à-dire le nombre de niveaux de gris utilisés dans le codage) des images de régions I et J. Le terme $\frac{1}{N^2}$ permet de normaliser le facteur $C(i)$.

2. Le détail des méthodes d'évaluation utilisées seront présentées dans le chapitre 4 et les résultats détaillés dans le chapitre 5.

Pour donner une fonction de pénalisation à ce facteur $C(i)$, l'intégration de celui-ci à la mesure de similarité doit respecter les conditions suivantes :

- il doit apporter une forte pénalisation lorsque deux pixels sont mal appariés en terme de régions, c'est par exemple le cas lorsqu'un pixel situé au-dessus de l'interface est associé à un pixel situé en-dessous de l'interface ;
- il doit apporter une contribution d'autant plus faible que deux pixels « se rapprochent » de la position recalée ;
- il doit apporter une contribution nulle lorsque deux pixels sont bien recalés.

3.3.2.2 Mesure de similarité modifiée

Pour prendre en compte ce facteur local, nous avons ajouté sa contribution de la façon suivante :

$$NCC_m = \frac{\sum_i (1 - C(i)) \left(A(i) - \overline{A}\right) \left(t(B(i)) - \overline{t(B(i))}\right)}{\sqrt{\sum_i \left(A(i) - \overline{A}\right)^2 \sum_i \left(t(B(i)) - \overline{t(B(i))}\right)^2}}, \forall i \in A \cap t(B(i))$$

Il est important de noter que :

- lorsque les images A et B sont bien recalées, la similarité calculée par notre mesure modifiée est égale au coefficient de corrélation normalisé ;
- lorsque les images A et B sont indépendantes, c'est par exemple le cas lorsque l'on veut recaler une image noire avec une image blanche, la similarité calculée par notre mesure modifiée est nulle et, elle est strictement équivalente au coefficient de corrélation normalisé.

Pour résumer, nous avons intégré à la mesure de similarité les informations issues d'images de régions en définissant un facteur multiplicatif local dont le rôle est de pénaliser la mesure de similarité calculée sur les images brutes. Pour chaque correspondance de pixel entre l'image de régions flottante et l'image de régions de référence, nous calculons une sorte de SSD locale normalisée (différence au carré des intensités). Enfin, ce facteur est intégré au coefficient de corrélation normalisé de sorte que les pixels mal appariés (en terme de régions) pénalisent cette mesure. La mesure de similarité

est alors calculée sur les images originales traitées par un filtre gaussien [3] de taille 3. Le schéma de la Figure 3.11 illustre ce calcul.

Le calcul de la transformation de recalage permettant d'aligner au mieux deux images est obtenu par l'optimisation d'un critère de similarité. La section suivante explique le choix de la méthode d'optimisation.

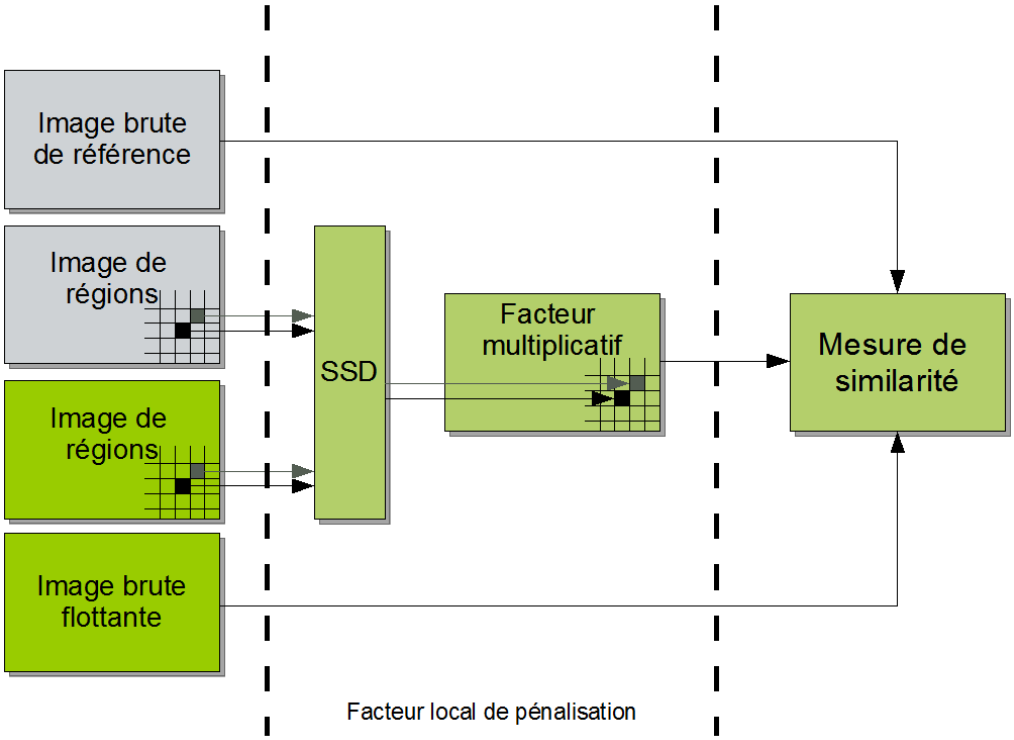

FIG. 3.11 – Schéma expliquant le calcul de la similarité.

3.3.3 Optimisation

Dans le choix des stratégies d'optimisation, nous avons écarté toutes les méthodes globales car celles-ci sont très coûteuses pour la taille du problème auquel nous sommes confrontés. Nous nous sommes donc orientés vers une méthode d'optimisation locale. Parmi ces dernières, nous avons également

3. D'un point de vue théorique, nous ne devrions pas utiliser un filtre gaussien sur des images échographiques. En effet, le bruit présent dans les images échographiques n'est pas additif mais multiplicatif. Cependant dans la littérature, il est fréquent que ce filtre ou le filtre médian soient utilisés car en pratique, ils donnent de bons résultats.

exclu toutes celles nécessitant le calcul de la dérivée de la fonction de coût. Après ces considérations, nous avons décidé d'utiliser la classique méthode d'optimisation de Powell-Brent. Cette méthode est fréquemment utilisée dans le domaine du recalage d'images et elle a montré sa robustesse au bruit et ses performances. Cette procédure d'optimisation recherche l'optimum d'une fonction multidimensionnelle par des optimisations successives unidimensionnelles. Ces optimisations unidimensionnelles sont obtenues par l'ajustement d'une parabole dans une direction donnée. Le processus s'arrête lorsque la similarité ne varie plus (ou bien lorsque les variations sont faibles) ou lorsque le nombre maximal d'itérations est atteint. L'algorithme de Powell-Brent ne faisant pas de différences entre l'optimisation des translations et des rotations, il est important d'exprimer les variations en des unités similaires. Dans notre cas il s'agit du millimètre et du degré.

Nous rappelons que la transformation que nous cherchons est rigide, c'est-à-dire qu'elle comporte six degrés de liberté : trois translations et trois rotations par rapport aux trois axes OX, OY et OZ. [Maes99] a montré que selon le problème considéré, certaines directions d'optimisation sont mieux conditionnées. Dans l'exemple qu'il présente, il propose de réorganiser l'ordre d'optimisation des différents degrés de liberté en traitant les directions les plus significatives en premier. Pour notre problème, nous avons donc retenu l'ordre suivant : translation verticale selon l'axe de la sonde (axe OY), translation selon les axes perpendiculaires à l'axe de la sonde soit OX (perpendiculaire au balayage) puis OZ, rotation selon OX, rotation selon OZ et enfin rotation selon OY. Cependant, après l'étude de différentes possibilités, nous n'avons pas mis en évidence d'influence notable de ce choix sur les résultats.

Dans le but d'augmenter les chances de convergence de notre algorithme, nous avons modifié notre stratégie de recherche de l'optimum. Pour cela, nous avons procédé à une discrétisation régulière de l'espace de recherche. Pour chaque point de cet espace discrétisé nous avons calculé la similarité et nous avons sélectionné les trois meilleurs sommets. Ensuite, nous avons utilisé ces sommets comme attitude initiale de notre algorithme. Les résultats de cette étude ne montrent pas d'amélioration visible de la convergence. Par contre cette stratégie augmente significativement le temps de calcul.

Enfin, dans l'optique d'amélioration de la vitesse de convergence, nous avons étudié différentes stratégies d'optimisation. Nous avons cherché à prépositionner les images à recaler en n'optimisant qu'une partie des paramètres (d'abord les translations puis tous les paramètres en même temps) mais,

nous n'avons pas noté de différences significatives en temps de calcul sur nos données. De plus, cette stratégie ne nous a pas permis d'améliorer la convergence de notre algorithme.

3.4 Bilan

Dans ce chapitre, nous avons détaillé le fonctionnement de l'algorithme que nous avons développé pour recaler des images échographiques. La particularité de notre méthode de recalage iconique est de combiner les informations issues d'une estimation grossière de la position de l'os avec les données des images originales. Ceci a été possible grâce à la construction d'images de régions qui ajoutent aux pixels une information de localisation par rapport à l'interface osseuse. Ces informations ont été intégrées à la mesure de similarité pour augmenter les chances de convergence de l'algorithme.

Dans le chapitre suivant, nous allons présenter les méthodes d'évaluation que nous avons employées pour caractériser les performances de notre algorithme.

Chapitre 4

Méthodologie d'évaluation

Table des matières

4.1 Problèmatique 72
4.2 Quelques définitions 73
4.3 Méthode qualitative 74
4.4 Méthodes quantitatives 76
4.4.1 Mesure de l'erreur de recalage 76
4.4.2 Évaluation à l'aide d'un « gold standard » 78
4.4.3 Cycles de validation 80
4.4.4 Utilisation de données semi-synthétiques 82
4.5 Critères de classification 82
4.5.1 Critère empirique 83
4.5.2 Critère automatique de décision 83
4.6 Bilan 83

Dans le domaine du recalage d'images médicales, une problématique complexe concerne l'évaluation des algorithmes. En effet, lors de la mise au point d'un algorithme de recalage, il est important de pouvoir mesurer les performances de celui-ci. Les performances de l'algorithme sont décrites principalement par : la robustesse, la précision, la prédictibilité et le temps de calcul nécessaire pour obtenir la solution du recalage. Dans la littérature, les techniques d'évaluation permettant de mesurer ces critères sont la plupart du temps basées sur l'expérimentation et elles sont dépendantes du système considéré. Notre problème n'échappe pas à la règle et nous avons mis en

place diverses méthodes pour essayer de répondre au mieux aux questions suivantes :

- Est-ce que notre algorithme arrive à recaler nos données ?
- Quelle est la précision de notre algorithme ?
- Quelle est la robustesse de notre algorithme ?
- Peut-on s'affranchir d'un « gold standard » pour déterminer la réussite ou la mise en échec de notre algorithme ?

Les réponses à ces différentes questions sont importantes pour qualifier l'influence des différents paramètres intervenant dans l'algorithme. Dans la suite du document, nous allons poser le problème de l'évaluation du recalage avant de donner quelques définitions puis détailler les différentes méthodes que nous avons utilisées. La mise en œuvre de ces méthodes et les résultats chiffrés obtenus au cours de diverses expérimentations seront présentés dans le chapitre suivant.

4.1 Problèmatique

Nous rappelons que le recalage consiste à trouver une transformation T_{rec} superposant au mieux deux images A et B. Le problème du recalage s'exprime alors de la façon suivante :

$$T_{rec} = \arg\min_{t \in T} S\left(A, t\left(B\right)\right)$$

Cette transformation de recalage T_{rec} est obtenue par l'optimisation d'un critère de similarité local généralement non convexe. De ce fait, un algorithme de recalage converge toujours vers un extremum local. Cependant, rien n'assure que cet extremum local se trouve à proximité de l'extremum global recherché. Derrière cette notion d'extremum local, se cachent deux notions très importantes dans le problème de recalage : la notion de bassin d'attraction et la notion d'attitude initiale. Ces deux notions sont étroitement liées. Le bassin d'attraction désigne l'ensemble des transformations permettant d'atteindre le voisinage de la transformation réelle recherchée $\widehat{T}$. À partir de cette définition du bassin d'attraction, on comprend aisément que la convergence de l'algorithme vers la transformation réelle dépend principalement de la qualité de l'estimation de la transformation initiale. En effet, pour converger vers la transformation réelle $\widehat{T}$, la transformation initiale ou attitude initiale devra se trouver dans le bassin d'attraction de la transformation $\widehat{T}$.

L'évaluation du recalage consiste à déterminer la distance entre la transformation calculée par le recalage T_{rec} et la transformation réelle $\widehat{T}$ telle que A et B se superposent ce qui se traduit par $A = \widehat{T}(B)$. En général, cette dernière n'est pas connue sauf dans le cas de données synthétiques.

On a donc différentes situations posant la question de l'évaluation du recalage de façons différentes :

1. soit la transformation $\widehat{T}$ est connue, c'est par exemple le cas lorsque le recalage est appliqué sur des données synthétiques ;
2. soit la transformation $\widehat{T}$ est estimée grâce à une autre méthode, c'est par exemple le cas lorsque l'on dispose d'un « gold standard » ;
3. soit la transformation $\widehat{T}$ n'est pas accessible.

4.2 Quelques définitions

Lorsque nous nous intéressons au problème de l'évaluation d'une méthode de recalage, il est important de définir ce que nous cherchons à évaluer. Dans notre cas, la signification que nous donnons aux termes robustesse, répétabilité et précision est indiquée ci-dessous :

Robustesse :

La robustesse de l'algorithme de recalage désigne la capacité de convergence vers la transformation réelle $\widehat{T}$. Le manque de robustesse peut être dû :

- aux données elles-mêmes par exemple les patients « non échogène » ;
- à une mauvaise définition de la mesure de similarité pouvant influer sur la « taille » des bassins d'attraction ;
- plus généralement à l'arrêt de la méthode d'optimisation dans un extremum local.

Répétabilité :

La répétabilité se définit comme étant la capacité à converger de manière répétée vers une même transformation en dépit des conditions d'initialisation. En effet, la transformation du recalage T_{rec} est obtenue grâce à l'optimisation d'un critère de similarité ce qui a pour conséquence qu'un petit changement dans les conditions initiales peut aboutir à un grand changement dans le résultat final. Cette notion est liée à la robustesse.

Précision :

La précision de l'algorithme de recalage est définie ici comme une mesure de la distance entre la transformation calculée T_{rec} et la transformation réelle $\widehat{T}$. Cette propriété est en général très difficile à quantifier en l'absence de transformation de référence comme un « gold standard » par exemple.

4.3 Méthode qualitative

Dans le domaine du recalage d'image, une méthode très utilisée pour qualifier la qualité de l'algorithme est d'explorer visuellement la qualité de la superposition des images recalées. En faisant cela, nous allons chercher à détecter des défauts d'alignement en observant les ruptures de continuité des structures présentes dans les images. Souvent, on représente sous la forme d'un damier les deux images à recaler (la représentation en mélangeant les images par transparence est aussi régulièrement utilisée). En général, cette méthode qualitative fournit une indication sur la convergence ou la non-convergence de l'algorithme vers le « bon extremum ». De première abord, cette technique a l'avantage d'être très simple et très intuitive. Généralement, elle donne de bons résultats. La figure 4.1 représentant le recalage d'une image scanner et d'une image IRM est un bon exemple. Cette méthode s'avère très efficace pour déterminer le succès de l'algorithme de recalage sur des images contenant de nombreuses structures distribuées de façon homogène (c'est typiquement le cas sur l'exemple de la figure 4.1). Dans le problème qui nous intéresse, cette méthode est très rapidement mise en défaut. En effet, les images sur lesquelles nous travaillons comportent très peu d'informations ; l'image comporte une interface principale représentant l'os dont le rendu est variable selon l'orientation de la sonde, un peu de texture correspondant aux tissus mous dont les déformations induites par la sonde échographiques sont variables et peuvent être différentes d'une image à l'autre et une large zone « noire » (ombre acoustique de l'os) entachée de bruit. Dans cette situation, il est souvent difficile voire impossible de vérifier visuellement si l'algorithme a convergé. La figure 4.2 montre des situations problématiques dans lesquelles la décision n'est pas évidente.

Dans notre problèmatique d'évaluation de notre algorithme de recalage d'images échographiques de l'os, cette méthode qualitative et très subjective

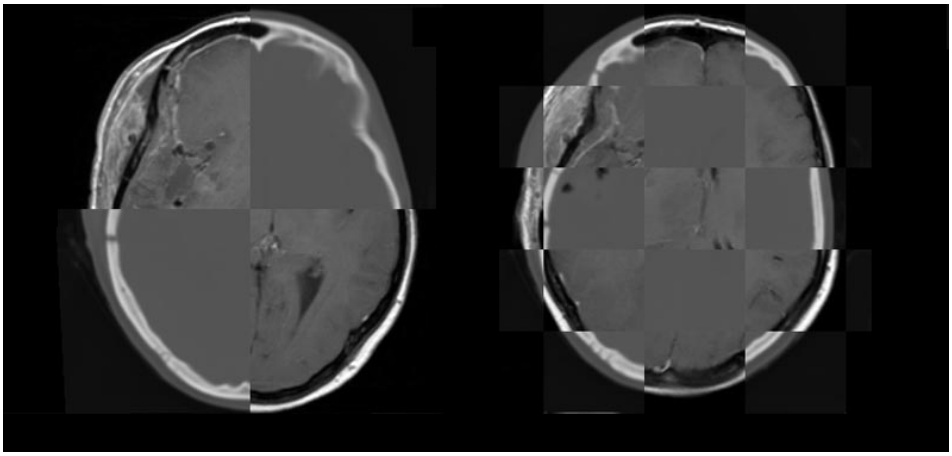

FIG. 4.1 – Exemple de recalage entre une IRM et un scanner.

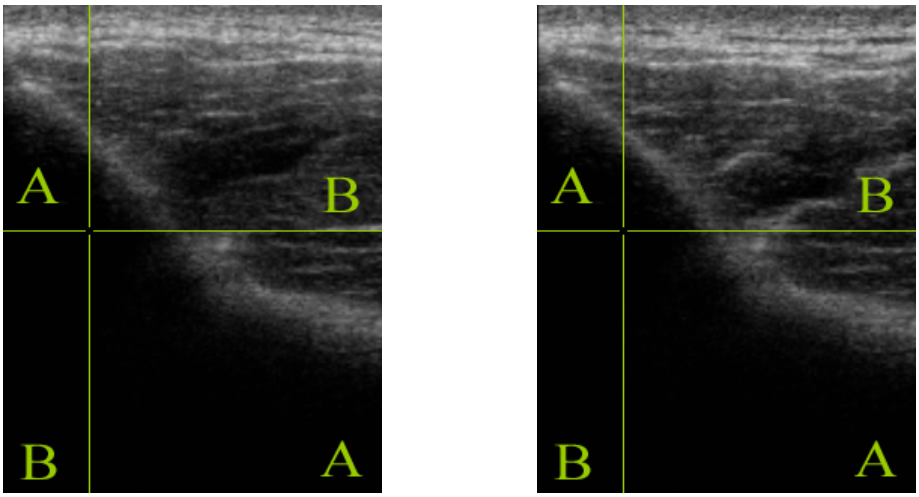

FIG. 4.2 – Est-ce que ces images sont recalées ? À gauche, non. À droite, oui.

n'est pas utilisable de façon fiable et ne permet donc pas toujours de classer les recalages comme réussi ou échoué.

Ces méthodes de validations visuelles ont été mises en œuvre dans un but de contrôle. Cela permet à l'utilisateur (ou clinicien) de juger la qualité d'un recalage. En effet, l'information généralement fournie par un système de recalage d'images est une valeur seuil sur la mesure de distance résiduelle. La visualisation du recalage permet alors de s'assurer de la cohérence globale. Cependant, dans les applications de suivi, l'utilisateur ne peut pas interagir de façon similaire avec le système pour valider les multiples recalages. Enfin,

cette technique ne permet pas d'avoir des mesures de l'échec, de la robustesse, de la répétabilité et de la précision.

4.4 Méthodes quantitatives

Dans le cas d'un recalage rigide, il est possible, pour la mise au point d'un algorithme, d'obtenir une transformation de référence permettant d'évaluer la transformation fournie par l'algorithme. En effet, l'obtention de cette transformation de référence consiste à attacher un marqueur à la structure. Par contre, il est important de noter que dans les applications visées (c'est-à-dire le suivi non invasif), l'utilisation d'un marqueur attaché à l'os n'est pas envisageable en standard ; donc, nous avons aussi cherché à utiliser une méthode d'évaluation s'affranchissant de cette référence. Après avoir présenté les mesures d'erreurs que nous avons utilisées, nous présenterons une méthode d'évaluation utilisant un « gold standard » et une méthode d'évaluation en l'absence de référence.

4.4.1 Mesure de l'erreur de recalage

Pour quantifier les erreurs entre une transformation T_{rec} calculée par l'algorithme de recalage et une transformation de référence T_{ref}, on calcule la transformation résiduelle T_{res}. Celle-ci est obtenue de la façon suivante :

$$T_{res} = T_{ref}^{-1} T_{rec}$$

Idéalement (c'est-à-dire si $T_{rec} = \widehat{T}$), la transformation résiduelle T_{res} devrait être égale à l'identité mais, dans la pratique nous allons obtenir une matrice de transformation plus ou moins proche de l'identité. Le problème est donc de savoir comment mesurer l'amplitude de cette transformation résiduelle T_{res}. Nous nous trouvons dans le cas du recalage rigide c'est-à-dire que les transformations manipulées sont composées uniquement de translations et de rotations. Diverses solutions sont envisageables.

4.4.1.1 Erreurs sur la transformation

La transformation résiduelle peut s'exprimer sous la forme :

- d'un vecteur de translation traduisant la translation relative entre les origines des référentiels des images recalées ;

– d'une matrice de rotation traduisant l'orientation relative entre les référentiels des images recalées.

À partir de cette représentation, les erreurs peuvent être déterminées de deux façons possibles :

1. soit par l'extraction des six composantes correspondant aux erreurs selon chaque degré de liberté (c'est-à-dire, trois erreurs de translation et trois erreurs de rotation) ;
2. soit par le calcul de la norme du vecteur translation et la composante angulaire obtenue par la transformation de la matrice de rotation en une représentation Axe / Angle.

La méthode 1 est très simple à mettre en œuvre ; l'accès aux erreurs de translation est immédiat, il s'agit des composantes du vecteur translation, pour les erreurs de rotation, il suffit d'extraire de la matrice de rotation trois angles d'Euler (convention ZYX). Cette méthode est intéressante car elle permet de mettre éventuellement en évidence un biais systématique ou bien une direction d'erreur privilégiée. Cependant, l'interprétation est rendue difficile du fait de la multiplicité des paramètres.

La méthode 2 consiste à exprimer les erreurs par l'intermédiaire de la norme de deux vecteurs t et r : le vecteur t représentant la translation et le vecteur r représentant la rotation. Cette méthode a l'avantage de réduire le nombre de paramètres manipulés à 2. Cependant, là aussi l'interprétation reste très difficile.

L'évaluation globale du recalage n'est pas possible avec ces deux méthodes, car les erreurs calculées s'appliquent uniquement aux référentiels des images recalées et par conséquent, les valeurs d'erreurs calculées sont complètement dépendantes de l'origine des référentiels. De plus, l'erreur sur les translations n'auront que peu de sens car celles-ci sont couplées aux erreurs de rotations. À distance des origines des repères, les erreurs en translation auront tendance à être sous-estimées.

Enfin, pour exploiter les valeurs calculées, il est nécessaire de définir des valeurs seuils c'est-à-dire des valeurs limites permettant de classer les recalages en deux catégories : les recalages ayant réussi et les recalages ayant échoué.

4.4.1.2 Mesure de distances sur des points cibles

Cette méthode consiste à calculer les conséquences de la transformation T_{res} sur la position d'un ensemble de points. Pour cela, il est nécessaire de définir un ensemble de points dans les images. Ensuite, la transformation de recalage et la transformation réelle $\widehat{T}$ sont appliquées à ces points. Enfin, on mesure la distance entre les deux ensembles de points.

Pour chaque point p_i contenu dans les images, la mesure de distance TRE_i s'exprime de la façon suivante :

$$TRE_i = \left\| T_{rec}\left(p_i\right) - \widehat{T}\left(p_i\right) \right\|$$

Cette méthode permet de quantifier l'erreur commise en chaque point p_i c'est ce que l'on appelle *Target Registration Error* (TRE) [FW01]. Généralement, on identifie l'erreur de recalage sur les points à une erreur moyenne. Comme on connaît rarement la transformation $\widehat{T}$, on utilise une transformation de référence T_{ref} estimant cette dernière. L'expression devient donc :

$$\overline{TRE} = \frac{1}{N}\sqrt{\sum_{i=1}^{N} \left\| T_{rec}\left(p_i\right) - T_{ref}\left(p_i\right) \right\|^2}$$

Les avantages de cette méthode sont :

- la facilité d'interprétation. En effet, il n'y a qu'un seul type de mesure rendant compte à la fois des rotations et des translations ;
- le choix de l'ensemble de points permet de mesurer des distances sur l'ensemble de l'image ou bien sur des points importants pour l'application concernée (des points anatomiques par exemple), par conséquent l'évaluation obtenue est globale.

Nous avons choisi d'utiliser les sommets des volumes ainsi que leurs centres. La Figure 4.3 illustre la position des points choisis. Les valeurs d'erreurs fournies par cette méthode auront tendance à être majorées car nous utilisons principalement des points situés à des positions extrêmes. Par contre cette méthode d'évaluation étant globale, elle ne permet pas de mettre en évidence un biais ou une erreur systématique dans une direction donnée.

4.4.2 Évaluation à l'aide d'un « gold standard »

Pour estimer la précision globale de notre algorithme de recalage, nous pouvons comparer la transformation calculée T_{rec} et la transformation réelle

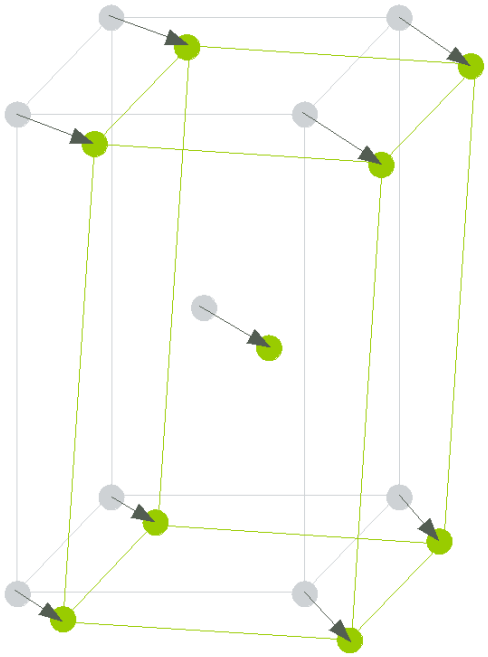

FIG. 4.3 – Distances mesurées entre des points particuliers du volume (les huit sommets et le centre) après l'application des transformations de référence et de recalage.

$\widehat{T}$. Pour cela, il faut donc avoir une estimation de cette transformation, appelée transformation « gold standard ». Cette comparaison est possible dans notre situation car nous sommes dans le cas d'un recalage rigide. Quelle que soit la méthode employée pour obtenir la transformation « gold standard », celle-ci n'est jamais strictement égale à la transformation réelle. Ainsi, il est important de noter que lorsqu'on comparera la transformation obtenue par la méthode de recalage et la transformation « gold standard », on mesurera à la fois l'erreur commise par la méthode de recalage et l'erreur de la transformation « gold standard ».

Transformation « gold standard » :

Pour déterminer cette transformation, diverses techniques sont mises en œuvre. Ces méthodes utilisent soit des instruments de métrologie 3D (ces instruments sont plutôt utilisés pour faire des mesures sur des systèmes mécaniques) soit des méthodes de recalage validées. Dans le problème qui nous intéresse, notre transformation « gold standard » sera déterminée par l'uti-

lisation d'un marqueur externe fixé de façon rigide dans l'os. La position et l'orientation de ce marqueur seront données dans notre cas par une caméra stéréoscopique (Polaris de NDI).

L'utilisation d'une méthode s'appuyant sur une transformation « gold standard » permet d'obtenir une très bonne estimation de la transformation recherchée ce qui permet d'obtenir des mesures quantitatives précises de la méthode de recalage à évaluer. Cette méthode objective est robuste et reproductible. Cependant, comme nous l'avons déjà évoqué, cette méthode d'évaluation ne peut-être utilisée que dans des conditions de validation expérimentale et non en usage de routine.

4.4.3 Cycles de validation

L'objectif principal des applications que nous visons est de ne pas être invasif donc l'utilisation d'un marqueur externe fixé dans l'os n'est pas envisageable. Cependant, comme la parfaite robustesse d'un algorithme de recalage ne peut généralement pas être garantie, il est important de pouvoir indiquer si le résultat fourni par le recalage est correct ou incorrect. Nous avons donc cherché une méthode permettant de s'affranchir du « gold standard » pour avoir une idée de la réussite ou non du recalage dans des « conditions réelles » d'utilisation de notre algorithme.

Nous nous sommes intéressés à la technique des boucles de consistance utilisées par exemple par [VPA+02], [Gra03]. Cette technique a été développée pour évaluer l'incertitude cumulée d'une suite de recalage. L'avantage de cette technique est de pouvoir être utilisée en l'absence de transformation « gold standard ».

[VPA+02] s'est intéressé à la validation de recalages de données IRM et échographiques du foie en l'absence de « gold standard ». Pour cela, il effectue différents recalages : IRM frontale/IRM axiale, échographie/IRM frontale et échographie / IRM axiale. Ceci lui donne trois transformations. La composition des deux premières transformations de recalage devant lui fournir la dernière transformation. Cette méthode a permis de s'assurer de la cohérence des différents recalages en l'absence de « gold standard ».

Le principe des boucles de consistance est le suivant (Figure 4.4). À partir de trois images $V1$, $V2$ et $V3$ pouvant être recalées deux à deux, on calcule la composition T des trois transformations obtenues :

$$T = T_{V1 \to V2} T_{V2 \to V3} T_{V3 \to V1}$$

FIG. 4.4 – Cycles de transformations pour l'évaluation.

La transformation T doit être égale à l'identité si les recalages sont corrects. La comparaison de la transformation T à l'identité ne permet d'obtenir l'erreur par recalage mais un majorant de cette erreur.

Dans le cas qui nous intéresse, cette méthode n'est pas directement applicable car nos images $V1$ et $V3$ ne se recouvrent pas (ou très peu) et donc elles ne peuvent pas être recalées. Nous avons donc adapté cette méthode à nos données. Pour cela, on effectue un cycle de recalages utilisant trois volumes et, on compare à l'identité les compositions des transformations dans les deux sens du cycle. Le principe de l'évaluation par l'intermédiaire de cycles de transformations est illustré sur la Figure 4.4.

En considérant les transformations $T_{V1 \to V2}$, $T_{V2 \to V3}$, $T_{V3 \to V2}$ et $T_{V2 \to V1}$ notées respectivement T_1, T_2, T_3 et T_4. Nous comparons à l'identité la composition des transformations $T_1 T_2$ et $T_3 T_4$. Cette comparaison permet d'obtenir une information sur la réussite ou l'échec du recalage ainsi que sur la précision majorée de l'algorithme de recalage.

Cette méthode d'évaluation possède deux avantages principaux : elle permet de s'affranchir d'un « gold standard » tout en permettant d'obtenir une mesure quantitative de la précision de l'algorithme de recalage. Cependant, cette mesure de précision est un majorant. De plus, cette méthode n'offre elle non plus aucune garantie sur la robustesse. En effet, elle ne permet pas par exemple de détecter un biais systématique dans les données. Enfin, cette technique ne garantit pas la convergence vers le bon extremum.

La Figure 4.5 illustre l'ensemble des cycles possibles sur une mosaïque d'images. C'est la situation qui sera rencontrée en pratique pour la construction de notre volume échographique panoramique.

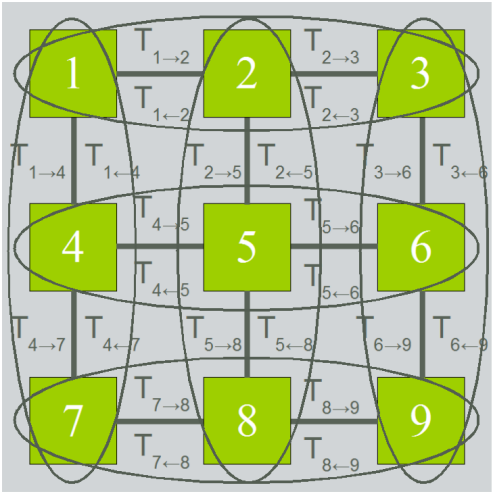

FIG. 4.5 – Cycles de transformations possibles pour l'évaluation sur une mosaïque.

4.4.4 Utilisation de données semi-synthétiques

Pour évaluer notre algorithme sur des données 4D de bonne qualité, nous rappelons que l'obtention des données 4D ne peuvent être obtenues que par une capture sur la sortie vidéo, nous avons généré des images 4D à partir de volumes 3D localisés. Un « gold standard » a été utilisé, les transformations de référence dans le volume 3D sont parfaitement connues.

4.5 Critères de classification

La classification des recalages en échec ou réussite est une étape importante dans l'étape d'évaluation. C'est cette classification qui va permettre de faire des mesures de précision et de robustesse. Souvent dans le cas du recalage géométrique, on utilise le critére de similarité (la distance par exemple) pour classer les recalages en définissant une valeur seuil permettant de classer les recalages en réussite ou en échec. Dans notre situation, la valeur de la mesure de similarité n'est pas exploitable. En effet, les valeurs entre les recalages considérés comme réussis et les recalages considérés comme un échec ne sont pas discriminantes. De plus, la valeur de la similarité dépend fortement des données.

4.5.1 Critère empirique

Les méthodes dont nous disposons pour évaluer notre algorithme ne permettent pas d'individualiser l'erreur commise par le recalage. Nous évaluons l'ensemble du système. Celui-ci comprend : la précision du localisateur, la précision du calibrage intrinsèque et extrinsèque de la sonde échographique et la précision de l'algorithme de recalage. Nous avons donc dans un premier temps choisi arbitrairement des valeurs seuil de l'ordre :

- de 2 mm et 2 $^\circ$ lorsque nous utilisons les six composantes d'erreurs ;
- de 2,5 mm et 2,5 $^\circ$ lorsque nous utilisons la norme du vecteur translation et la valeur de l'angle pour la rotation.

4.5.2 Critère automatique de décision

La définition d'un seuil empirique n'étant pas satisfaisante car très subjective, nous avons appliqué une méthode automatique objective. Ceci n'est possible que si l'on dispose d'un seul critère d'erreur. Nous avons choisi le seuillage d'Otsu qui consiste à séparer nos données en deux classes en minimisant la variance intra-classe et en maximisant la variance inter-classe. L'application de cette méthode suppose qu'il existe une bonne séparation des deux groupes de transformations résultantes évaluées. La Figure 4.6 montre un exemple du seuillage d'Otsu appliqué sur un de nos jeux de données.

4.6 Bilan

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différentes méthodes que nous avons utilisées pour évaluer notre algorithme à la fois dans des conditions de validation et dans des conditions réelles d'application en l'absence de « gold standard ».

Le chapitre suivant illustre la mise en œuvre de ces différentes techniques, étudie l'influence de divers paramètres sur le comportement de l'algorithme et mesure la précision et la robustesse de notre algorithme.

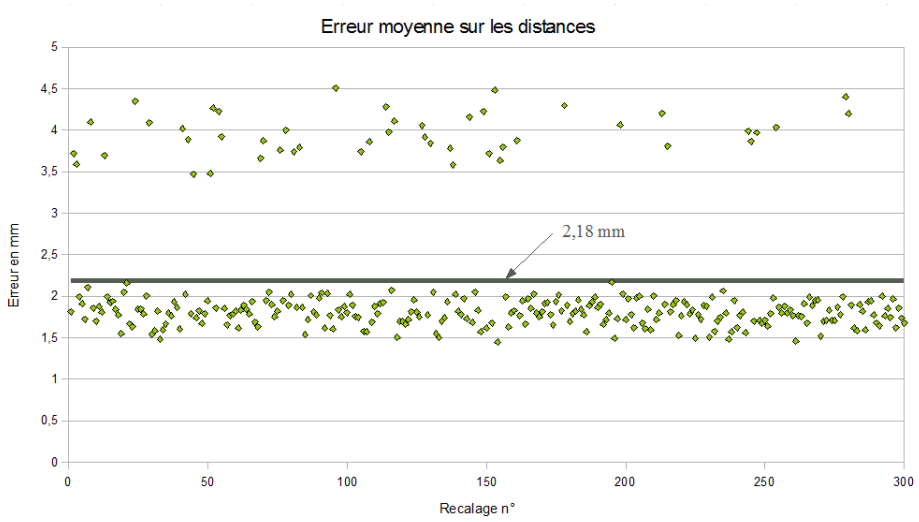

FIG. 4.6 – Seuillage d'Otsu séparant de façon automatique les recalages en deux classes que nous considérons comme réussis ou échoués.

Chapitre 5

Évaluation de l'approche proposée

Table des matières

5.1 Acquisition des données 86

5.1.1 Quelles caractéristiques pour les données ? 86

5.1.2 Choix des régions d'étude 87

5.1.3 Expérimentations 88

5.1.4 Bilan des acquisitions 94

5.2 Évaluation des caractéristiques globales du recalage 94

5.2.1 Comparaison de deux mesures de similarité 95

5.2.2 Évaluation de l'influence du recouvrement 97

5.2.3 Étude du rôle de l'image de régions 97

5.3 Construction d'un volume panoramique 100

5.3.1 Influence de l'interpolation 100

5.3.2 Évaluation et résultats avec « gold standard » . . . 104

5.3.3 Précision 104

5.4 Suivi - Recalage 3D / mosaïque 105

5.4.1 Rôle de l'image de régions 106

5.4.2 Évaluation et résultats avec « gold standard » . . . 106

5.4.3 Robustesse 107

5.5 Suivi - Recalage 4D / mosaïque 108

5.5.1 Données 4D simulées 108

5.5.2 Avec des données 4D réelles 112

5.6 Le temps de calcul 118

5.7 Conclusion 119

Ce chapitre présente les différentes expérimentations que nous avons menées afin de construire et d'évaluer notre algorithme de recalage. Dans une première partie, nous détaillerons les méthodes d'acquisition de données que nous avons utilisées. Puis, dans une seconde partie nous présenterons la mise en œuvre de notre algorithme ainsi que les résultats de son évaluation.

5.1 Acquisition des données

La construction et l'étude d'un algorithme de recalage nécessitent des données de test qui vont devoir comporter certaines propriétés.

5.1.1 Quelles caractéristiques pour les données ?

Deux pré-requis sont nécessaires pour qu'un recalage puisse fonctionner dans de bonnes conditions. Ils concernent la qualité des données et leur localisation. Ces données doivent répondre aux conditions suivantes :

- être suffisamment discriminantes. Pour illustrer ceci, prenons l'exemple de la Figure 5.1. Il s'agit de recaler une portion de cylindre sur un cylindre. Compte tenu de la symétrie selon l'axe du cylindre, on comprend aisément que le calcul du recalage pour certains degrés de liberté n'est pas possible. Pour éviter ce genre de situations dans notre problème de recalage, il est important de déterminer les zones anatomiques susceptibles de nous fournir des données suffisamment discriminantes ;
- ne pas contenir trop d'artefacts ;
- ne pas se trouver trop éloignées de la zone d'intérêt pour ne pas amplifier les erreurs du recalage. En effet, comme l'illustre la Figure 5.2 une erreur de recalage de 1 ° selon un degré de liberté entraîne une erreur de positionnement de 9.33 mm à 30 cm de distance.

Toutes ces caractéristiques nécessaires pour le recalage ne sont pas uniquement valables pour le problème de l'évaluation mais aussi pour les applications réelles.

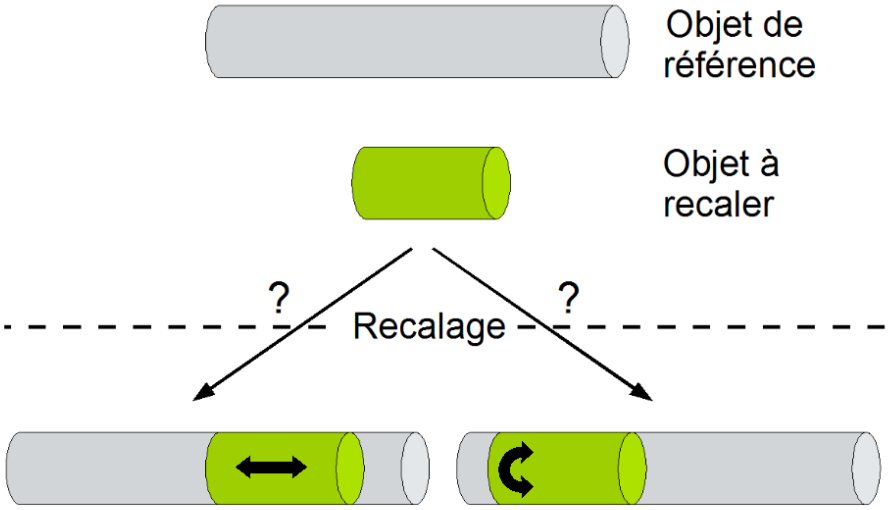

FIG. 5.1 – Exemple de recalage possédant deux indéterminations liées à la géométrie.

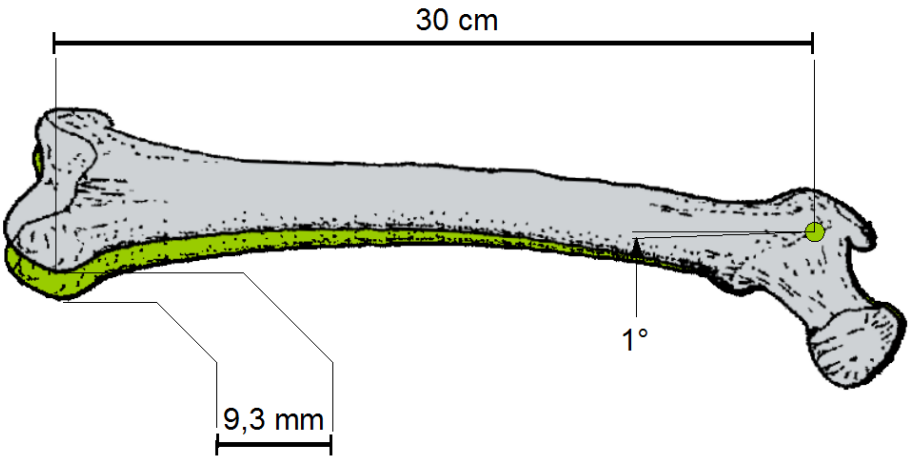

FIG. 5.2 – Une erreur de recalage de 1 entraîne une erreur de positionnement de 9.33 mm à 30 cm.

5.1.2 Choix des régions d'étude

Les applications visées s'intéressent aux articulations du genou et de l'épaule. Les structures osseuses à suivre sont le fémur et la scapula. Sur ces

deux structures, les zones anatomiques que nous recherchons doivent présenter les caractéristiques évoquées ci-dessus et, ne doivent pas encombrer la région d'intérêt lors d'une intervention chirurgicale. Le fémur est un os long dont la diaphyse a une géométrie proche d'un cylindre. La symétrie de cette partie de l'os ne permet pas d'avoir un bon conditionnement de tous les degrés de liberté au cours du recalage (cf. l'exemple de la Figure 5.1). De la même façon, la scapula qui est un os plat en forme de losange présente des zones dont la géométrie pose problème pour calculer certains degrés de liberté. En effet, la zone infra-épineuse par exemple est plane donc dans cette région le recalage consisterait à déterminer la position d'une surface plane sur un plan. Les indéterminations se situent : au niveau des deux degrés de translation dans le plan de l'os et d'un degré de rotation selon l'axe perpendiculaire à l'os. À partir de ces considérations géométriques, les régions ayant retenu notre attention se situent donc au niveau de :

- l'épicondyle médial du fémur (En haut à gauche sur la Figure 5.3) ;
- l'épicondyle latéral du fémur (En haut à droite sur la Figure 5.3) ;
- l'epine dorsale de la scapula (En bas sur la Figure 5.3).

Les zones sélectionnées sont caractéristiques mais, il est important de noter que la taille de la sonde échographique équipée de son corps rigide encombre la zone d'intérêt ce qui, dans la pratique, gênerait le clinicien.

5.1.3 Expérimentations

Au cours de ce travail, trois expérimentations ont été menées pour acquérir des données afin de construire et évaluer notre algorithme de recalage. Dans l'ensemble de ces expérimentations, les données acquises sont localisées. La localisation des acquisitions échographiques nécessite d'utiliser une sonde échographique localisée et calibrée. Un dispositif a été conçu pour équiper la sonde échographique d'un corps rigide. Le calibrage de la sonde échographique 3D a été réalisé grâce à l'utilisation d'un logiciel existant au laboratoire. La méthode de calibrage utilisée est la méthode du plan [BDLT06]. Seule, le calibrage intrinsèque de la sonde a été ajouté à ce logiciel.

Pour réaliser les acquisitions localisées, nous avons développé un logiciel d'aide à l'acquisition pour repérer les volumes échographiques soit par rapport à une référence non-invasive soit par rapport à une référence fixée dans la structure imagée soit par rapport à ces deux références. Cette aide est absolument indispensable pour assurer le bon recouvrement entre les différents

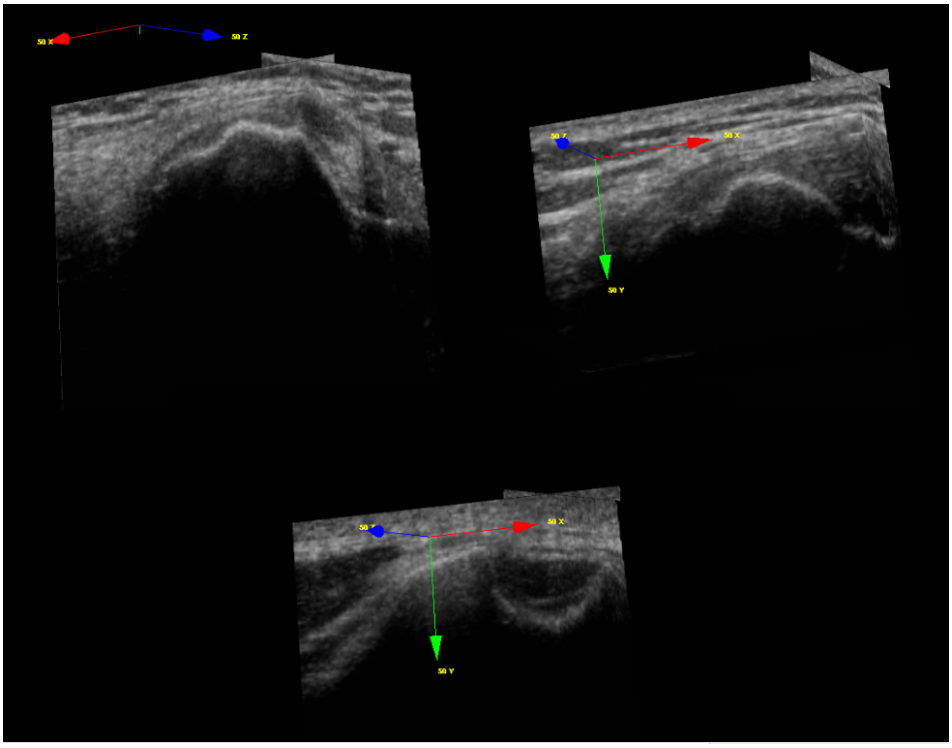

FIG. 5.3 – En haut à gauche, l'epicondyle médial du fémur. En haut à droite, l'épicondyle latéral du fémur. En bas, l'épine scapulaire.

volumes acquis en particulier lors de l'acquisition des volumes servant à la construction du volume panoramique.

Remarque :

Pour l'ensemble des expérimentations, les acquisitions sont réalisées en statique c'est-à-dire que la sonde échographique est maintenue en place grâce à un bras mécanique. La raison est simple : le temps de balayage de la sonde étant de plusieurs secondes il faut absolument éviter de bouger la sonde au cours de l'acquisition de sorte que la qualité des images soit la meilleure possible.

5.1.3.1 Acquisitions sur des sujets sains

Des volumes échographiques localisés ont été acquis sur cinq sujets selon les protocoles suivants.

Protocole d'acquisition au niveau des épicondyles médial et latéral :

La procédure est strictement identique en médial et en latéral. Le sujet est placé sur le dos. Un corps rigide est fixé sur la cuisse de façon non invasive. Pour minimiser les mouvements, le membre inférieur (articulation du genou et de la cheville) est immobilisé sur un support rigide. La sonde est maintenue grâce à un bras mécanique pour limiter les mouvements lors de l'acquisition. Une fois le sujet installé, neuf volumes localisés sont acquis autour de l'épicondyle pour former une mosaïque. Le recouvrement entre les volumes est d'environ 50%. Ensuite, dix nouvelles acquisitions localisées supplémentaires sont réalisées. Ces dernières étant contenues dans la mosaïque.

Protocole d'acquisition au niveau de l'épine scapulaire :

Le sujet est placé sur le ventre. Un corps rigide est fixé sur le bras de façon non invasive. Le membre supérieur est immobilisé le long du corps pour limiter les mouvements. La sonde est maintenue grâce à un bras mécanique pour limiter les mouvements lors de l'acquisition. Une fois le sujet installé, neuf volumes localisés sont acquis au niveau de l'épine pour former une mosaïque. Le recouvrement entre les volumes est d'environ 50%. Ensuite, dix nouvelles acquisitions localisées supplémentaires sont réalisées. Ces dernières étant contenues dans la mosaïque.

Bilan :

Les données obtenues par cette méthode ont l'avantage d'être réalistes. Par contre, l'inconvénient majeur de ce protocole d'acquisition est de ne pas pouvoir obtenir des données « gold standard ».

Les problèmes rencontrés lors de ces acquisitions sont de deux natures. Il s'agit :

- de la forte dépendance entre les données et le sujet. En effet, les acquisitions réalisées sur certains sujets n'ont pas permis d'identifier de façon certaines les structures d'intérêts que nous recherchions. Ce qui a limité l'exploitation des données pour notre évaluation.
- de la mobilité du corps rigide non invasif. En effet, malgré l'immobilisation, nous avons constaté des déplacements importants de celui-ci. Les mouvements sont liés principalement aux contractions des structures musculaires situés sous le corps rigide. Ces mouvements sont difficiles

à éviter car le temps de réalisation des acquisitions est relativement important (environ 30 minutes pour chaque région).

En conclusion, sur l'ensemble des acquisitions réalisées, seule une partie a pu être utilisée pour l'évaluation de notre algorithme. Ces données nous ont permis de comparer deux mesures de similartié (information mutelle normalisée et coefficient de corrélation).

5.1.3.2 Acquisitions sur un spécimen anatomique

Le problème de recalage auquel nous nous sommes intéressés est un problème de recalage rigide ; il est donc possible d'acquérir des données de référence appelées données « gold standard ». Pour cela, nous avons mis en œuvre une expérimentation sur spécimen anatomique qui a consisté à acquérir des volumes échographiques localisés par rapport à deux références : une invasive fixée dans l'os et une autre non invasive fixée sur la peau autour de la structure d'intérêt. Le corps rigide non invasif n'est pas suffisamment précis pour du suivi mais il peut permettre d'initialiser le recalage. Les protocoles d'acquisition sont les suivants.

Protocole d'acquisition au niveau des épicondyles médial et latéral :

La référence « gold standard » est mise en place de façon invasive sur la diaphyse fémorale par l'intermédiaire de broches fixées dans l'os. Une seconde référence est placée sur la cuisse de façon non invasive. Neuf volumes échographiques sont acquis pour la construction d'un volume panoramique. Le recouvrement de ces volumes est d'environ 50%. Huit volumes supplémentaires contenus dans la mosaïque ont été acquis. La Figure 5.4 illustre le système.

Protocole d'acquisition au niveau de l'épine scapulaire :

La référence « gold standard » est mise en place de façon invasive sur l'acromion par l'intermédiaire de broches. Une seconde référence non invasive est placée sur le bras, celui-ci étant immobilisé le long du corps. Neuf volumes échographiques sont acquis pour la construction d'un volume panoramique. Le recouvrement de ces volumes est d'environ 50%. Six volumes supplémentaires contenus dans la mosaïque ont été acquis.

FIG. 5.4 – Expérimentation sur spécimen anatomique. Le corps rigide 3 permet la localisation de la sonde échographique. Le corps rigide F invasif sert de référence « gold standard ». Le corps rigde T non invasif est utilisé à l'initialisation.

Bilan :

Les données obtenues par cette méthode ont l'avantage d'être assez proches de données réelles et les acquisitions étant localisées nous disposons donc un « gold standard ». Par contre, l'inconvénient majeur de ce protocole d'acquisition est d'être assez difficile à mettre en œuvre et nécessite l'aide d'un chirurgien.

Les problèmes rencontrés lors de ces acquisitions sont liés :

- à la taille de la sonde échographique. En effet, la sonde échographique 3D équipée de son corps rigide est assez encombrante. Ceci s'est traduit par une difficulté d'obtenir une bonne congruence au niveau des acquisitions réalisées sur les épicondyles de notre spécimen anatomique. L'analyse a posteriori a montré la présence de nombreuses zones dans lesquelles le couplage acoustique entre la sonde et les tissus n'était pas correct malgré l'utilisation de gel. Par conséquent, les acquisitions réalisées au niveau du genou n'ont pas pu être exploitées.
- au corps rigide non invasif. En effet, l'encombrement de la zone d'intérêt par la sonde échographique équipée d'un corps rigide, par le corps rigide de référence « gold standard » et par le corps rigide non invasif implique de mobiliser le spécimen pour résoudre les problèmes de visibilité de

l'ensemble des corps rigides. L'analyse des acquisitions a posteriori a montré que le corps rigide non invasif a été fortement déplacé. Par conséquent, les attitudes initiales fournies par rapport à ce corps rigide n'ont pas pu être utilisées. Nous avons donc dû générer des attitudes initiales par rapport à la référence « gold standard » pour exploiter les données.

En conclusion, sur l'ensemble des acquisitions réalisées sur le spécimen anatomique, seules celles réalisées sur la scapula ont pu être exploitées pour l'évaluation. Ces données nous ont permis d'évaluer la robustesse et la précision de notre algorithme pour : la construction d'un volume panoramique, le recalage d'un volume 3D sur la mosaïque construite et le recalage d'images 4D simulées sur la mosaïque construite.

5.1.3.3 Acquisitions sur un fantôme

Des données ont été acquises sur un fantôme constitué d'un os en plastique de scapula et d'un morceau de viande (noix de veau). La scapula a été équipée de broches permettant de fixer un corps rigide de référence (« gold standard »). La sonde échographique est maintenue en place grâce à un bras mécanique. Nous avons réalisé douze acquisitions pour la construction d'un volume panoramique puis une séquence de vingt et une acquisitions 3D et 4D. La seule façon d'accéder aux données 4D sur notre échographe est de réaliser une capture du flux vidéo. La Figure 5.5 illustre le système.

Bilan :

Les données obtenues lors de ce test sur fantôme ont l'avantage d'être totalement localisées. Les données 3D obtenues sont de bonne qualité mais sont un peu moins réalistes que celles obtenues sur un sujet sain ou un spécimen anatomique. L'avantage de cette méthode est de pouvoir obtenir des données 4D même si celles-ci sont de qualité médiocre car obtenues sur la sortie vidéo.

En conclusion, cette méthode permet d'obtenir des données 3D et 4D localisées avec précision. Ces données ont été utilisées pour évaluer le recalage 4D sur la mosaïque et comparer ce recalage au recalage 3D sur la mosaïque (nous possédons les données 3D équivalentes aux données 4D).

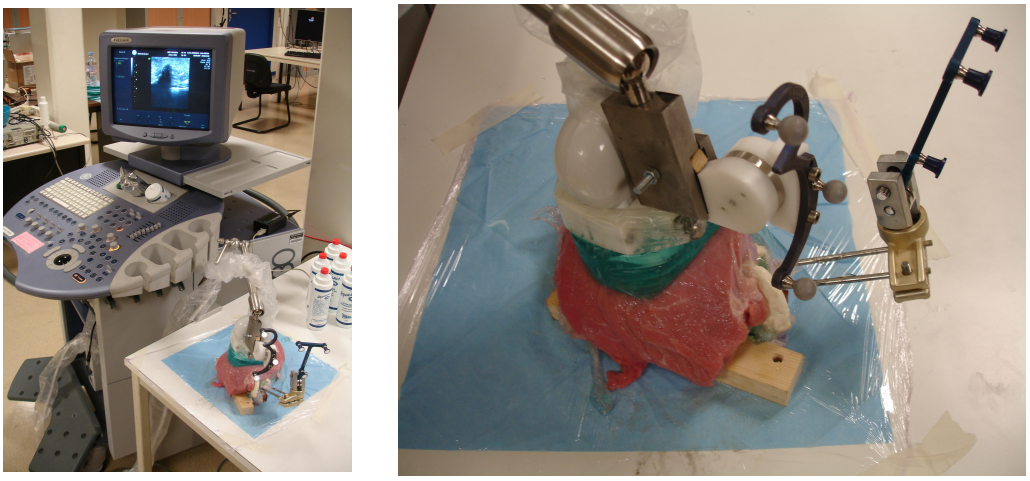

FIG. 5.5 – Expérimentation sur fantôme.

5.1.4 Bilan des acquisitions

Nous avons présenté les différentes expérimentations que nous avons mises en place pour obtenir des données spécifiques pour évaluer les différents composantes de notre algorithme de recalage. Cette étape d'acquisition des données qui, à première vue, peut sembler simple est en réalité une étape difficile. Comme nous l'avons évoqué ci-dessus la qualité des acquisitions est influencée par de nombreux facteurs ce qui implique de devoir prendre beaucoup de précautions au cours des expérimentations.

Les trois méthodes que nous avons utilisées sont très complémentaires et permettent une évaluation globale des performances de notre algorithme.

5.2 Évaluation des caractéristiques globales du recalage

Dans cette section nous allons présenter les résultats que nous avons obtenus concernant l'évaluation des caractéristiques globales de notre algorithme de recalage c'est-à-dire la mesure de similarité, le recouvrement entre les volumes à recaler et le rôle de l'image de régions.

5.2.1 Comparaison de deux mesures de similarité

Le choix de la mesure de similarité nous a conduit à comparer deux mesures : l'information mutuelle normalisée et le coefficient de corrélation normalisé. Nous rappelons que la première est le choix le plus judicieux d'un point de vue théorique mais qu'elle présente un inconvénient de taille qui est de nécessiter le calcul d'un histogramme joint à chaque itération de l'algorithme d'optimisation. Cette mesure est donc très gourmande en temps de calcul. La seconde mesure est plus simple à calculer. Elle s'applique généralement au recalage monomodal ; l'échographie n'est cependant pas tout à fait monomodale (cf. chapitre 3) mais cette mesure a été utilisée avec succès par [Sawada 2004]. Pour comparer ces deux mesures nous avons calculé 13 recalages à partir de volumes acquis sur un sujet sain. L'inconvénient majeur de ces données est qu'elles ne possèdent pas de « gold standard ». Par contre, l'avantage principal est que les niveaux de gris de ces données sont les plus proches des niveaux de gris réels. Ceci justifie leur utilisation pour la comparaison des mesures de similarité, celles-ci étant calculées sur les niveaux de gris. Pour chaque recalage, nous avons utilisé les deux mesures de similarité. En notant T_{NCC} et T_{NMI} les transformations calculées grâce au coefficient de corrélation. Une fois les recalages calculés, nous avons comparé les transformations fournies en calculant les transformations relatives T_{rel} de la façon suivante $T_{rel} = T_{NCC}^{-1} T_{NMI}$. À partir de ces transformations relatives T_{rel}, nous avons extrait les écarts selon chaque degré de liberté et nous avons calculé la norme de l'écart de translation et la composante angulaire (cf. chapitre 3). Le Tableau 5.1 résume ces mesures. Les écarts entre les deux mesures restent contenus.

À partir de ces mêmes données, nous avons aussi évalué les deux mesures en réalisant une succession de recalage (utilisation des cycles de recalage définis dans le chapitre 4). Le calcul des cycles a été réalisé pour chaque mesure. Pour chaque cycle, la transformation T_{res} issue de la composition des transformations des cycles est comparée à l'identité. Le Tableau 5.2 montre les résultats pour les cycles utilisant le coefficient de corrélation normalisé. Le Tableau 5.3 donne les résultats pour les cycles utilisant l'information mutuelle normalisée. Les résultats de ces deux tableaux nous indiquent que la succession de recalage permet de revenir au voisinage du point de départ.

En résumé, ces deux comparaisons ne mettent pas en évidence de différences importantes entre les deux mesures. Les écarts calculés restent assez

Recalage n °	TX	TY	TZ	RX	RY	RZ	T	R
1	0,78	1,15	-0,19	0,47	0,23	0,89	1,4	1,03
2	1,13	0,56	1,17	-0,77	0,34	-0,96	1,72	1,28
3	-0,86	0,92	1,54	1,13	1,01	-1,07	1,99	1,85
4	1,42	-0,37	-1,14	-0,98	1,05	1,23	1,86	1,89
5	1,11	-1,10	1,34	-1,12	1,45	1,12	2,06	2,14
6	0,87	-1,21	-0,71	1,42	-0,37	-0,45	1,65	1,54
7	-0,96	0,79	-1,30	0,78	1,12	1,23	1,80	1,84
8	-0,75	1,12	1,23	1,09	-1,20	-1,37	1,82	2,13
9	1,05	1,09	1,11	-0,92	0,79	1,18	1,88	1,69
10	1,45	-1,01	1,34	1,18	1,11	-1,50	2,22	2,20
11	-1,37	-0,93	1,20	1,01	-0,86	1,21	2,04	1,79
12	-0,59	-0,45	1,41	1,32	-0,49	1,19	1,59	1,84
13	0,77	1,51	-1,33	1,18	-0,97	1,30	2,15	2,00

TAB. 5.1 – Comparaison information mutuelle normalisée et coefficient de corrélation normalisé. Les écarts en translations sont exprimés en millimètres et les écarts en rotations sont exprimés en degrés. Les colonnes TX, TY et TZ représentent les écarts en translation. Les colonnes RX, RY et RZ représentent les écarts en rotation. T représente la norme du vecteur translation de T_{res}. R représente la composante angulaire de T_{res}.

Cycles n °	T	R
V1V2V3	1,84	1,69
V4V5V6	1,77	1,40
V7V8V9	1,55	1,87
V1V4V7	1,89	1,77
V2V5V8	2,19	1,85
V3V6V9	2,08	2,26

TAB. 5.2 – Écarts sur les cycles lorsque l'on utilise le coefficient de corrélation normalisé. T représente la norme du vecteur translation de T_{res}. R représente la composante angulaire de T_{res}.

proches par conséquent les deux mesures semblent permettre de converger vers les mêmes bassins d'attraction et donc vers des solutions proches.

Cycles n °	T	R
V1V2V3	1,97	1,63
V4V5V6	1,62	1,88
V7V8V9	1,70	1,81
V1V4V7	1,85	2,00
V2V5V8	1,96	1,96
V3V6V9	2,12	1,96

TAB. 5.3 – Écarts sur les cycles lorsque l'on utilise l'information mutuelle normalisée. T représente la norme du vecteur translation de T_{res}. R représente la composante angulaire de T_{res}.

5.2.2 Évaluation de l'influence du recouvrement

Nous avons cherché à mettre en évidence l'importance du recouvrement nécessaire pour le bon fonctionnement du recalage. Pour cela, nous avons effectué 18 recalages à partir de volumes acquis sur un sujet sain. Pour chaque recalage, nous avons évalué s'il était correct ou non, puis nous avons calculé le recouvrement entre les deux volumes recalés. Le graphique de la Figure 5.6 montre les résultats obtenus. Les faibles recouvrements (inférieurs à 40%) ne permettent pas de recaler les images correctement. Ce résultat est important et justifie la nécéssité de construire un volume panoramique pour permettre un recouvrement maximal entre les différents volumes en présence.

5.2.3 Étude du rôle de l'image de régions

Nous avons cherché à mettre en évidence l'apport de l'image de régions sur les trois critères suivants :

1. le nombre d'itérations de l'algorithme ;
2. la taux de réussite de recalage ;
3. la précision du recalage.

Pour étudier le rôle de l'image de régions sur le premier critère, nous avons utilisé neuf volumes provenant des acquisitions effectuées sur sujets sains. Ces données ne disposant pas de « gold standard », nous avons calculé en parallèle la composition des transformations sur chaque cycle en utilisant deux variantes de notre algorithme. La première variante consiste à utiliser uniquement les images brutes pour calculer le recalage. Dans cette version

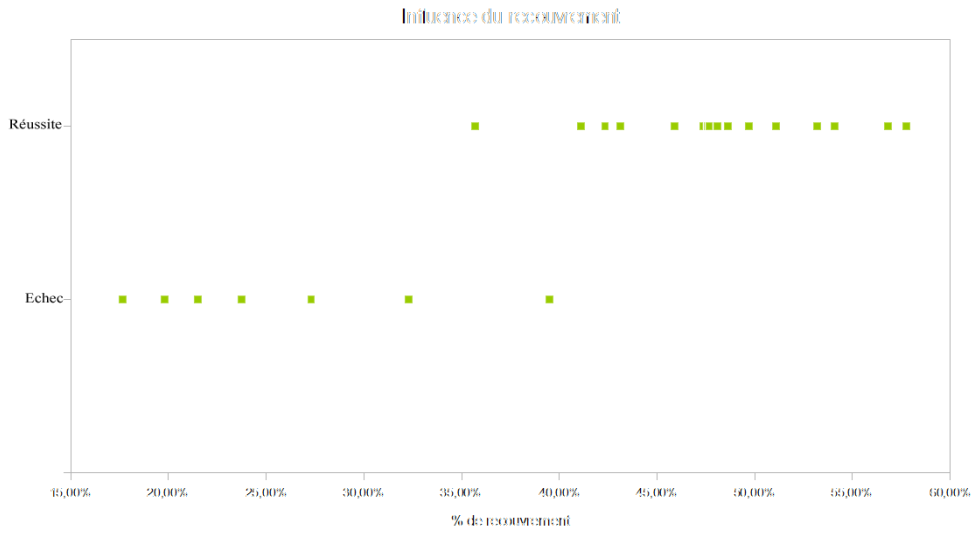

FIG. 5.6 – Réussite et échec en fonction du recouvrement entre les volumes.

de notre algorithme, nous utilisons le résultat de l'extraction de l'interface osseuse pour définir un masque autour de cette interface pour ne conserver que la zone contenant de l'information. La seconde version utilise les images de régions définies dans le chapitre 3. Le Tableau 5.4 montre que l'utilisation de l'image de régions permet de réduire le nombre d'itérations nécessaires à l'algorithme pour converger. Cependant, il faut noter que le nombre d'itérations n'est pas totalement représentatif du temps de convergence. En effet, dans le cas où nous n'utilisons pas les images de régions, la taille des images à recaler est plus faible du fait de l'utilisation d'un masque dans les images. En revanche, dans le cas où nous utilisons les images de régions, deux images supplémentaires sont traitées. Par conséquent, l'utilisation de l'image de régions permet une convergence plus rapide avec un temps de calcul similaire car il y a plus de données à traiter.

Pour étudier le rôle de l'image de régions sur le deuxième et le troisième critère, nous avons utilisé neuf volumes obtenus au cours de l'expérimentation sur spécimen anatomique. Pour ces données, nous disposons d'un « gold standard ». Pour chaque couple de recalage possible entre ces volumes, nous avons généré de façon aléatoire 13 attitudes initiales [1]. Ceci nous a permis de calculer 156 recalages. La distinction entre les recalages réussis et échoués a été faite par l'utilisation de deux seuils définis de façon empirique. En effet,

1. Les attitudes initiales données par le marqueur non invasif n'étant pas utilisable

Cycles n °	Diminution du nombre d'itérations
V1V2V3	15,22%
V4V5V6	20,65%
V7V8V9	9,21%
V1V4V7	15,14%
V2V5V8	10,32%
V3V6V9	17,77%

TAB. 5.4 – Influence de l'image de régions sur le nombre d'itérations.

les erreurs mesurées laissent apparaître deux groupes distincts. Les valeurs seuils que nous avons définies sont donc de 2,5 mm et 2,5 °. L'influence de l'image de régions sur le taux de réussite est donnée dans le Tableau 5.5. On remarque que l'image de régions joue un rôle important dans la réussite du recalage. En effet, l'utilisation de l'image de régions permet d'améliorer la réussite de recalage en passant d'un taux de $68,59\%$ à $80,77\%$. Le Tableau 5.6 montre les résultats obtenus pour le critère de précision. L'analyse des valeurs fournies par ce tableau n'indique pas d'amélioration notable de la précision.

	Réussite	Echec
Avec image de régions	126 (80,77%)	30 (19,23%)
Sans image de régions	107 (68,59%)	49 (31,34%)

TAB. 5.5 – Influence de l'image de régions sur la réussite ou l'échec du recalage. Les valeurs seuils pour distinguer les réussites des échecs sont définies à 2,5 mm et 2,5 °.

En conclusion, l'image de régions permet de diminuer le nombre d'itérations nécessaires à l'algorithme pour converger sans pour autant accélérer le temps de calcul. Cette diminution du nombre d'itérations pourrait s'expliquer par un bassin d'attraction plus « marqué », c'est-à-dire une fonction de similarité plus discriminante. Cette image de régions permet surtout d'améliorer le taux de réussite du recalage sans dégrader ni améliorer la précision du recalage. Elle permet de rendre un peu plus robuste le recalage.

	Ta	Ra	Ts	Rs
Min	0,79	0,92	0,61	0,80
Max	2,21	2,07	2,28	2,28
Moy	1,83	1,78	1,97	1,76
Var	1,09	1,17	1,21	1,19

TAB. 5.6 – Influence de l'image de régions sur la précision du recalage. Ta et Ra sont les erreurs obtenues en utilisant l'image de régions. Ts, Rs sont les erreurs obtenues respectivement lorsque l'image de régions n'est pas utilisée. Les données présentent les résultats obtenus sur les recalages réussis (seuils définis à 2,5 mm et 2,5 $^\circ$).

5.3 Construction d'un volume panoramique

Dans cette section nous allons évaluer les performances de notre algorithme appliqué à la construction d'un volume panoramique.

5.3.1 Influence de l'interpolation

Afin de pouvoir recaler les données de suivi au volume panoramique il faut :

1. construire l'image du volume panoramique en prenant en compte les recouvrements entre les volumes ;
2. construire l'image de régions du volume panoramique.

Dans le but d'évaluer l'influence de l'interpolation, nous avons évalué trois méthodes :

1. interpolation des données brutes puis à partir de ces données calcul d'une nouvelle image de régions ;
2. interpolation des données brutes puis interpolation des images de régions (pas d'extraction de l'interface) des données d'origine ;
3. interpolation des données brutes puis interpolation des positions de l'interface permettant la construction d'une nouvelle image d'interface.

Pour ces trois méthodes, nous avons étudié le recouvrement de 2, 3 ou 4 volumes. Le nombre de tests pouvant être réalisé est limité car nous avons peu de volumes permettant d'obtenir le recouvrement de 4 volumes. Nous

avons choisi d'utiliser une interpolation linéaire pour les données brutes. La Figure 5.7 illustre le résultat de la construction d'un volume panoramique.

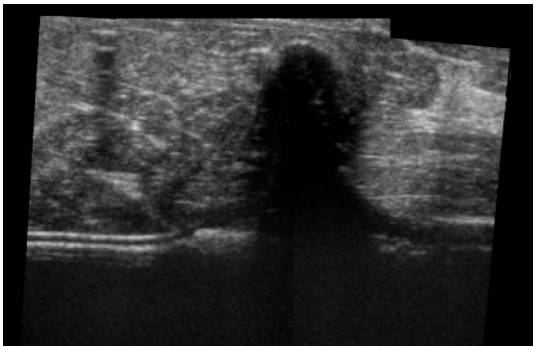

FIG. 5.7 – Exemple de volume panoramique.

La première méthode consiste à interpoler les valeurs des intensités des images échographiques sur la zone de recouvrement. Ensuite, à partir du résultat de cette interpolation, notre algorithme d'extraction d'interface est appliqué. Le critère d'évaluation utilisé pour évaluer cette méthode est le nombre de points détectés par l'algorithme d'extraction de l'interface. Le comptage est réalisé pour les trois types de recouvrement (2, 3 ou 4 volumes) sur une zone de taille identique ($43 \times 62 \times 137$). Le Tableau 5.7 consigne les résultats. On remarque que plus l'interpolation est importante, c'est-à-dire plus le nombre de volumes impliqués est important, plus la détection de l'interface est difficile. Ceci s'explique par le fait que l'interpolation des niveaux de gris des images échographiques et les erreurs de recalage lissent l'interface. Ce qui se traduit par une perte de sélectivité de notre algorithme d'extraction d'interface.

Nombre de volumes se recouvrant	2 volumes	3 volumes	4 volumes
Jeu de données 1	987	734	498
Jeu de données 2	1023	785	511

TAB. 5.7 – Nombre de points d'interface détectés lors de l'application de l'algorithme d'extraction de l'interface sur des données interpolées.

La deuxième méthode consiste à interpoler à la fois les intensités des images échographiques et les intensités des images de régions. Contrairement à la première méthode, celle-ci ne nécessite donc pas de nouvelle extraction de l'interface.

Le graphique situé en haut à gauche de la Figure 5.8 représente le cas théorique. Dans cette situation l'ensemble des profils sont parfaitement superposés. Les graphiques situés en haut à droite et en bas de la Figure 5.8 montrent le résultat de l'interpolation réalisée sur deux et trois profils. L'information importante à retenir de ces différents graphiques est que, bien que le profil interpolé varie de la même façon que les profils originaux, l'incertitude de la position de l'interface a tendance à s'élargir à cause du processus d'interpolation.

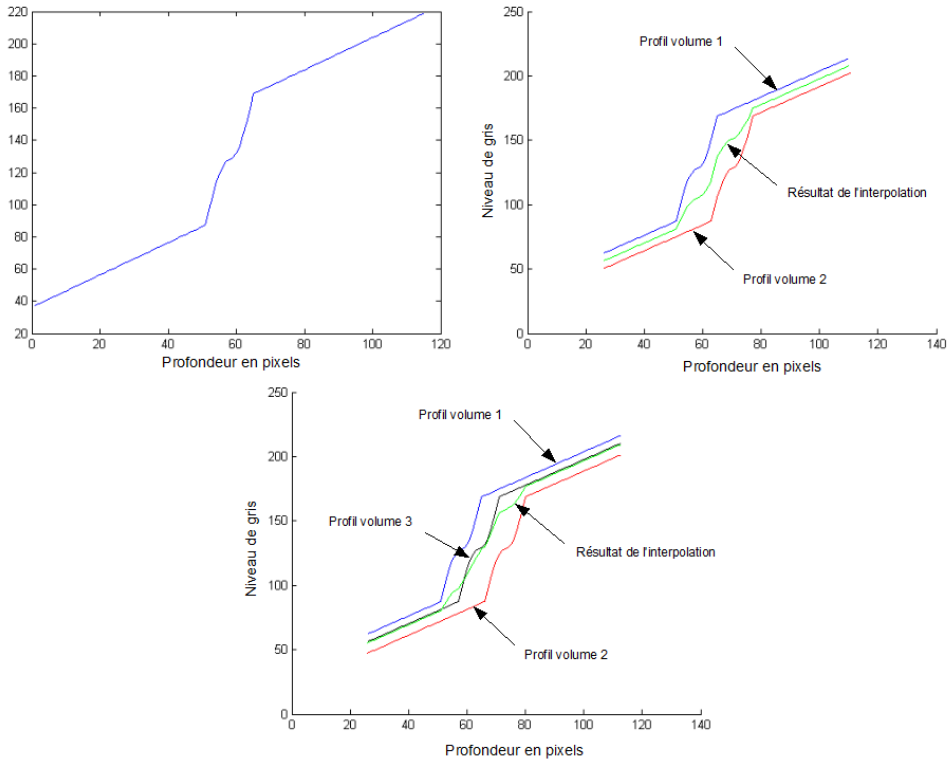

FIG. 5.8 – Interpolation sur les profils des images de régions. En haut à gauche : cas théorique. En haut à droite : recouvrement de deux volumes. En bas : recouvrement de trois volumes.

Enfin, la troisième méthode consiste à interpoler les intensités des images échographiques et à construire une nouvelle image de régions à partir de la position moyenne de l'interface. La Figure 5.9 illustre cette méthode d'interpolation.

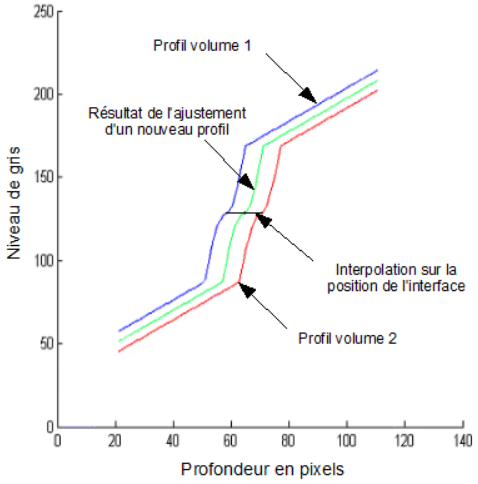

FIG. 5.9 – Ajustement d'un profil élémentaire utilisé pour la construction d'image de régions sur la position moyenne de l'interface.

Pour compléter notre étude sur l'influence de l'interpolation, nous avons utilisé des données disposant d'un « gold standard ». Cette évaluation a consisté à recaler des volumes 3D sur un volume panoramique. À partir de trois volumes indépendants de la construction de la mosaïque, nous avons généré cent attitudes initiales par volume pour couvrir l'ensemble des degrés de liberté. Nous avons ensuite calculé les recalages en utilisant les trois méthodes d'interpolation. Le Tableau 5.8 donne le taux de réussite des différentes méthodes. On remarque que la méthode 3 est celle donnant le meilleur taux de réussite. En terme de précision, le Tableau 5.9 ne met pas en évidence de différences importantes entre les trois méthodes. Notre choix s'est donc porté sur la méthode d'interpolation 3.

	Méthode 1	Méthode 2	Méthode 3
Volume 1	75%	79%	82%
Volume 2	82%	88%	88%
Volume 3	77%	82%	83%

TAB. 5.8 – Influence de l'interpolation sur la réussite du recalage d'un volume 3D sur une mosaïque.

	Méthode 1	Méthode 2	Méthode 3
Min	0,56	0,61	0,59
Moy	1,81	1,86	1,80
Max	2,72	2,85	2,73
Var	0,21	0,22	0,21

TAB. 5.9 – Influence de l'interpolation sur la précision du recalage d'un volume 3D sur une mosaïque.

5.3.2 Évaluation et résultats avec « gold standard »

L'évaluation de notre méthode de recalage pour la construction d'un volume panoramique a été effectué sur les données acquises au niveau de la scapula d'un spécimen anatomique. Ces données disposent d'un « gold standard ». À partir des neuf volumes acquis pour construire une mosaïque (soit 12 recalages possibles), nous avons généré 13 attitudes initiales par recalage possible. Ce qui nous a permis d'obtenir d'effectuer 156 recalages. Pour quantifier les erreurs de recalage, nous avons comparé la distance de 9 points particuliers du volumes (cf. chapitre 4). Ces distances sont calculées grâce à la connaissance de la transformation de référence. La séparation des recalages ayant réussi et des recalages ayant échoué est déterminée de façon automatique grâce au calcul du seuil d'Otsu (sur $\overline{TRE}$). Sur nos données cette valeur est de 2,32mm. Les résultats obtenus sont donnés dans le Tableau 5.10. Le taux de réussite de notre méthode est de 80% environ. L'analyse plus fine de ces données est indiquée dans le Tableau 5.11. Ce tableau nous donne une valeur de la précision moyenne de 1,89 mm.

	Réussite	Echec
Avec image de régions	125 (80,12%)	31 (19,87%)

TAB. 5.10 – Réussite du recalage pour la construction d'un volume panoramique. La valeur seuil pour déterminer les réussites des échecs est calculée par le seuillage d'Otsu. Cette valeur est dans notre cas de 2,32 mm.

5.3.3 Précision

L'évaluation de notre algorithme à l'aide d'un « gold standard » nous a permis de quantifier la précision de notre méthode. L'erreur moyenne com-

	Réussite	Echec
Min	0,67	2,83
Moy	1,89	3,76
Max	2,82	4,94
Var	0,23	0,51

TAB. 5.11 – Évaluation de la construction du volume panoramique avec un « gold standard ». Les résultats sont calculés sur les erreurs de distances entre les 8 sommets et le centre du volume. La séparation entre réussite et échec est obtenue de façon automatique grâce au seuillage d'Otsu appliqué sur $\overline{TRE}$. Cette valeur de seuil est de 2,32mm.

mise sur nos données est d'environ 1,89mm. Nous avons cherché à augmenter cette précision. Pour cela, nous avons envisagé d'ajouter une étape de recalage supplémentaire. Cette étape supplémentaire utilisait uniquement les images brutes. L'attitude initiale était le résultat du recalage précédent. Les résultats obtenus sont indiqués dans le Tableau 5.12. On remarque qu'il n'y a aucune amélioration du taux de réussite et de la précision du recalage.

	Sans étape supplémentaire	Avec étape supplémentaire
Réussite	80,12%	80,12%
Min	0,67	0,71
Moy	1,89	1,92
Max	2,82	2,76
Var	0,23	0,22

TAB. 5.12 – Comparaison des performances de l'algorithme utilisant une étape supplémentaire de recalage.

5.4 Suivi - Recalage 3D / mosaïque

Une fois notre volume panoramique construit, nous nous sommes intéressés au suivi. Pour cela, nous avons tout d'abord évalué la capacité de notre algorithme à recaler un volume 3D sur une mosaïque.

5.4.1 Rôle de l'image de régions

Nous avions montré précédemment que l'image de régions jouait un rôle important lors du recalage utilisé pour la construction d'un volume panoramique. Nous avons cherché à mesurer l'influence de cette image de régions lors du recalage d'un volume 3D sur une mosaïque. Pour cela, nous avons utilisé les mêmes données que pour l'étude de l'influence de l'interpolation. Nous avons donc procédé à 300 recalages en utilisant deux versions de notre algorithme : celle utilisant les images de régions et celle n'utilisant que les images brutes. Les résultats sont indiqués dans le Tableau 5.13. On constate une amélioration significative du taux de réussite lorsque nous utilisons les images de régions. Ces images jouent donc un rôle majeur dans notre méthode de recalage.

Avec image d'interface	Réussite	Echec	Sans image d'interface	Réussite	Echec
Volume 1	82 (82%)	18 (18%)	Volume 1	67 (67%)	33 (33%)
Volume 2	88 (88%)	12 (12%)	Volume 2	75 (75%)	25 (25%)
Volume 3	83 (83%)	17 (17%)	Volume 3	71 (71%)	29 (29%)

TAB. 5.13 – Influence de l'image de régions selon la méthode d'interpolation 3 dans le cas du recalage 3D sur une mosaïque. Pour chaque volume 100 attitudes initiales sont utilisées.

5.4.2 Évaluation et résultats avec « gold standard »

L'évaluation du recalage d'un volume 3D sur une mosaïque a été réalisée en utilisant les données « gold standard » obtenues au cours de l'expérimentation sur spécimen anatomique. Neuf volumes ont été utilisés pour construire la mosaïque et trois autres ont permis d'évaluer l'algorithme de recalage. Ces trois volumes nous permettent de calculer 300 recalages. Les erreurs de recalage ont été mesurées par l'intermédiaire de distances entre des points particuliers (cf. chapitre 4). Le Tableau 5.14 donne les résultats obtenus. La séparation des échecs et des réussites est obtenue de façon automatique grâce au seuillage d'Otsu appliqué sur l'erreur moyenne. La valeur calculée est de 2,18mm. On constate que l'erreur moyenne commise lors de la réussite du recalage est de 1,80mm. Cette valeur est un peu meilleure que celle que nous avions obtenue lors de la construction de la mosaïque. De la même

façon, le taux global de réussite sur nos données est de 84% contre 80%. Ces différences s'expliquent par la variation du taux de recouvrement entre les volumes. En effet, dans le cas de la construction du volume panoramique, nous avions montré que la réussite du recalage dépendait du recouvrement entre les volumes. Dans le cas du recalage d'un volume 3D sur la mosaïque, le recouvrement est quasiment total. Par conséquent, le recalage utilise la quasi totalité des informations présentent dans les images. Ceci justifie la nécessité de construire un volume panoramique de référence afin de garantir le recouvrement maximal entre les volumes à recaler.

	Réussite	Echec
Var.	0,21	0,47
Min.	0,59	2,70
Moy.	1.80	3,96
Max.	2,73	5,31

TAB. 5.14 – Recalage 3D / mosaïque. Le taux de réussite est de 84% et le seuil donné par Otsu est de 2.18mm.

5.4.3 Robustesse

Un autre critère important lors de l'évaluation d'un algorithme de recalage est la robustesse. Pour l'étudier dans le cas du recalage d'un volume 3D sur un volume panoramique, nous avons procédé de la façon suivante. À partir de trois volumes non impliqués dans la construction de la mosaïque, nous avons généré 11 attitudes initiales pour chaque intervalle de distance compris entre 7 et 22 mm par rapport à la position donnée par le « gold standard ». Les résultats de cette étude se trouvent sur le graphique de la Figure 5.10. Sur ce graphique, les trois courbes représentent, par intervalle de distance, le taux de réussite, le taux d'échec et le taux de recalage ne pouvant pas être calculés du fait d'un recouvrement trop faible.

Dans le domaine des petits déplacements, notre algorithme offre de bonnes performances. Ceci est intéressant pour le problème du suivi. En effet, dans le cas du suivi, le résultat du recalage précédent sert d'initialisation au recalage courant ce qui veut dire que l'attitude initiale devrait être « assez proche » de la solution du recalage.

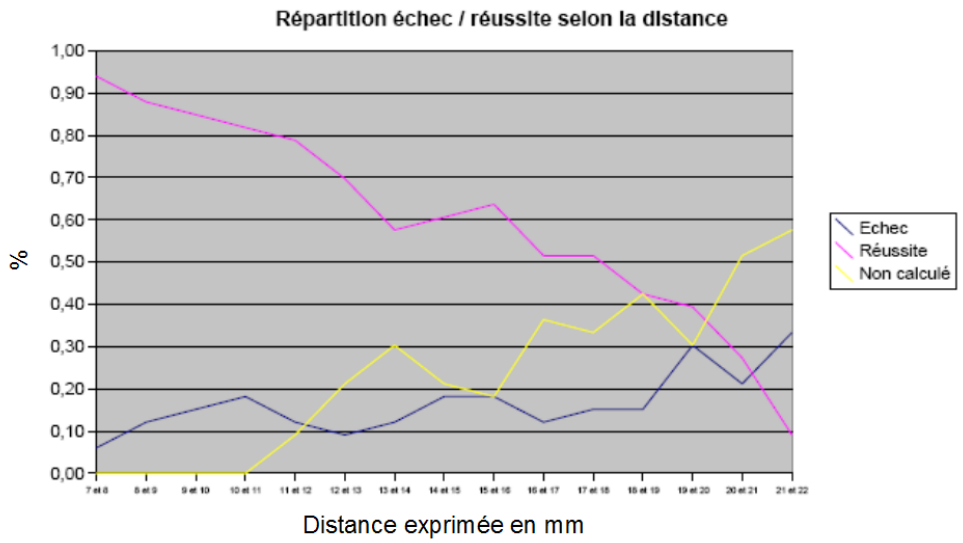

FIG. 5.10 – Répartition des échecs et des réussites en fonction de la distance entre l'attitude initiale et la position recalée donnée par le « gold standard » dans le cas du recalage 3D sur la mosaïque.

5.5 Suivi - Recalage 4D / mosaïque

L'évaluation de notre algorithme de recalage 4D sur un volume panoramique a été réalisée en deux étapes. Tout d'abord nous avons utilisé des images 4D calculées dans des volumes 3D. Puis, nous avons utilisé des images 4D réelles issues de captures vidéo de l'échographe. Dans les deux situations, la transformation de référence est connue.

5.5.1 Données 4D simulées

Nous rappelons que lors de notre expérimentation sur spécimen anatomique, nous avons pu acquérir douze volumes échographiques au niveau de la scapula. Neuf ont été utilisés pour construire un volume panoramique. Les trois restant ont servi :

1. à générer trois couples de coupes échographiques 4D par volume (les coupes étant médio-centrales) ;
2. à générer trois séquences de couples d'images 4D (Figure 5.11) pour représenter une trajectoire simulant un déplacement de la structure anatomique (les coupes ne correspondent pas aux coupes médio-centrales,

l'inconvénient majeur de cette technique étant que les déplacements sont limités au plan parallèle au plan d'acquisition du volume considéré).

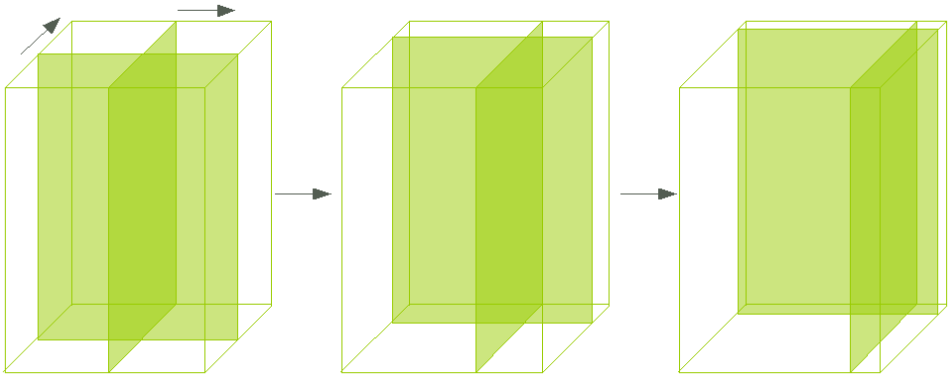

FIG. 5.11 – Séquence de trois couples d'images 4D obtenues à partir d'un volume 3D.

5.5.1.1 Définition d'une séquence

Les trois séquences que nous avons définies pour simuler une trajectoire sont construites de la façon suivante. À partir d'un volume non impliqué dans la construction de la mosaïque, nous avons généré une séquence de 300 couples d'images dont le premier couple d'images 4D se trouve au centre du volume. Puis, les couples de coupes 4D suivantes se trouvent à 2 mm de la position du couple précédent selon quatre directions : Nord, Sud, Est ou Ouest. Le chemin ainsi défini est illustré sur la Figure 5.12. L'attitude initiale du recalage courant est donnée par le recalage précédent. Enfin, nous avons produit deux séquences supplémentaires de respectivement 150 et 100 couples d'images 4D en sélectionnant un couple sur deux ce qui simule des déplacements de structures osseuses plus importants entre deux acquisitions.

5.5.1.2 Évaluation et résultats

À partir des 3 couples d'images 4D obtenues dans la situation 1, nous avons engendré cent attitudes initiales (les mêmes que celles utilisées lors

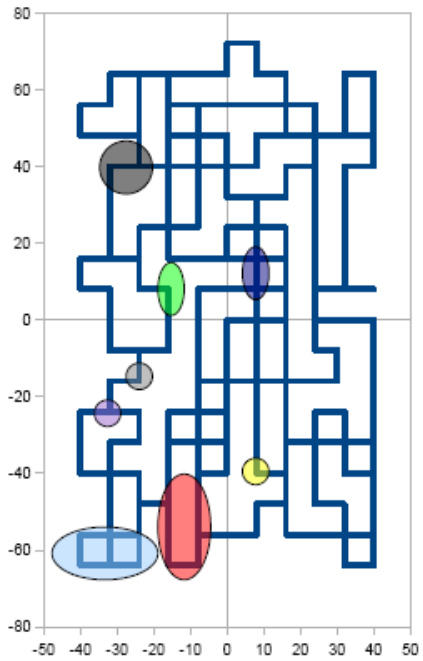

FIG. 5.12 – Exemple d'une séquence obtenue à partir d'un volume 3D. Les ellipses colorées matérialisent les zones dans lesquelles le recalage a échoué. Les échelles sont données en pixels.

du recalage 3D sur la mosaïque). Le but de cette expérimentation est de pouvoir comparer directement les performances de l'algorithme de recalage 3D sur une mosaïque avec l'algorithme de recalage 4D sur une mosaïque. Les résultats des recalages calculés sont donnés dans le Tableau 5.15. Pour comparaison, les résultats du recalage 3D sur la mosaïque se trouvent dans le Tableau 5.14. Nous constatons que la méthode de recalage utilisant des images 4D est moins performante que celle utilisant des volumes 3D. En effet, le taux de réussite est de 69% contre 84% et la précision moyenne est de 1,89 mm contre 1,80 mm. Ceci est logique car les images 4D contiennent moins d'informations que les images 3D ; par conséquent le recalage est plus difficile à réaliser.

À partir des images obtenues avec la méthode 2, nous avons réalisé trois séries de recalages à partir de chaque séquence. L'attitude initiale du recalage courant est le résultat du recalage précédent. Dans les situations où le recalage échoue (le seuil retenu est 2 mm ; il correspond à la taille du pas de

	Réussite	Echec
Var.	0,32	0,87
Min.	0,47	2,85
Moy.	1.91	4,26
Max.	2,86	6,41

TAB. 5.15 – Recalage 4D / mosaique. Le taux de réussite est de 69% et le seuil donné par Otsu est de 2.71mm.

la séquence N ° 1) ou lorsque le nombre d'itérations maximum est dépassé, nous réinitialisons l'attitude initiale courante de deux façons : soit en utilisant le recalage précédent soit en utilisant la position donnée par le « gold standard ». Lorsque la ré-initialisation échoue, on passe au recalage suivant. Les résultats obtenus pour les trois séquences se trouvent dans le Tableau 5.16. La ré-initialisation du recalage permet de suivre une structure avec un taux de réussite de 87% environ et une erreur moyenne de 1,50 mm. La distribution des erreurs pour les trois séquences est illustrée sur la Figure 5.16. Nous avons aussi cherché à déterminer si les erreurs étaient localisées dans des zones particulières des images. Les ellipses colorées de la Figure 5.12 correspondent aux erreurs matéralisées par des ellipses colorées se trouvant sur le graphique de la Figure 5.13. Nous constatons que la localisation privilégiée des erreurs se trouve sur le bord du volume. Notre sonde échographique étant à balayage angulaire, la qualité des images est moins bonne sur les bords du volume du fait de l'interpolation. Ceci est une des raisons expliquant pourquoi le recalage des images situées sur les bords est plus difficile.

Le problème de la ré-initialisation est principalement lié à la détection de l'erreur. Sur nos données d'évaluation, nous connaissons la transformation recherchée ce qui nous permet de détecter l'erreur commise. Dans une situation réelle, il n'est pas possible d'avoir accès à cette information. Pour essayer de détecter les erreurs, on peut avoir recours à une double initialisation systématique c'est-à-dire que le recalage R_i est pour deux attitudes initiales. Celles-ci sont : le résultat T_{i-2} du recalage R_{i-2} et le résultat T_{i-1} du recalage R_{i-1}. La Figure 5.14 illustre ce principe de la double initialisation. Cette stratégie n'est pas satisfaisante car elle nécessite :

1. de définir un critère permettant de juger si les deux solutions calculées sont proches. Il faut remarquer que même si les recalages sont proches,

Réinitialisation	GS	GS	GS	Préc	Préc	Préc
Séquence	1	2	3	1	2	3
Nombre de pas	300	150	100	300	150	100
Réussite	89,67%	88,00%	84,00%	90,33%	87,33%	85,00%
Min	0,61	0,57	0,45	0,61	0,43	0,28
Moy	1,42	1,47	1,51	1,45	1,38	1,46
Max	3,60	3,81	3,74	3,71	3,73	3,76
Var	0,34	0,43	0,39	0,40	0,42	0,41

TAB. 5.16 – Recalage de séquences 4D / mosaïque selon deux stratégies de ré-initialisation. GS signifie que la ré-initialisation a été faite par rapport au « gold standard » et Préc indique que la ré-initialisation a été réalisée par rapport au résultat du recalage précédent.

il n'est pas garanti que le recalage soit correct ;

2. de faire un choix entre les deux solutions. Dans le cas où les recalages sont proches, nous pouvons par exemple calculer une solution mélangeant les deux solutions. Tandis que dans le cas où les recalages sont très différents, nous ne savons pas si l'une des solutions est correcte et donc nous ne savons pas quelle décision prendre.

La détection de l'erreur est un véritable problème pour l'utilisation pratique de notre méthode.

5.5.1.3 Robustesse

Nous avons étudié la robustesse de la même manière que pour le recalage 3D sur la mosaïque. Le graphique de la Figure 5.15 donne la répartition des réussites et des échecs en fonction de la distance entre l'attitude initiale et la position recalée donnée par le « gold standard ». Ce graphique est à rapprocher du graphique de la Figure 5.10. On constate que dans le cas du recalage 4D, le nombre d'images ne pouvant être recalées par manque de recouvrement croît rapidement en fonction de la distance.

5.5.2 Avec des données 4D réelles

L'acquisition de données 4D réelles ne peut être obtenue que par l'utilisation d'un dispositif de capture vidéo. Les images obtenues ainsi sont de

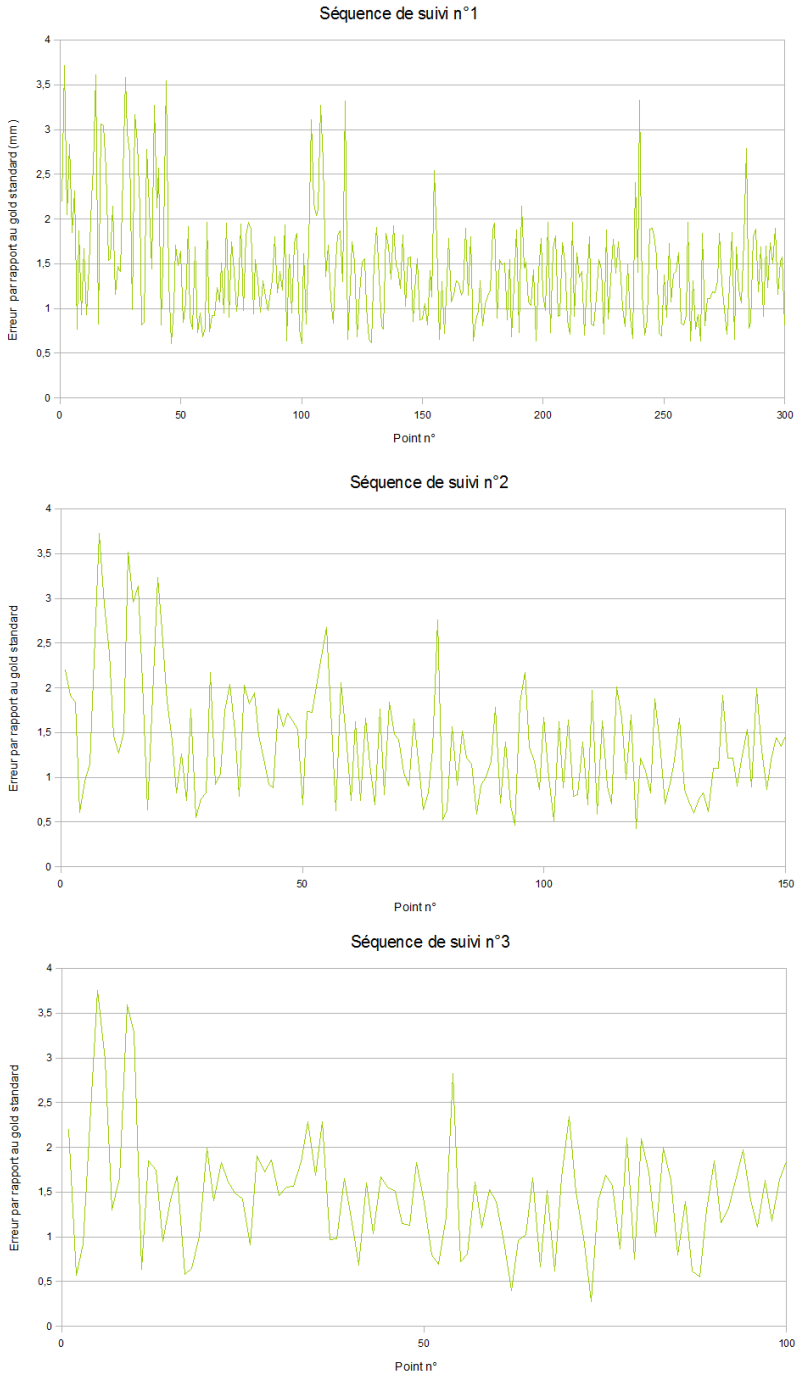

FIG. 5.13 – Répartition des erreurs du suivi pour les trois séquences définies ci-dessus.

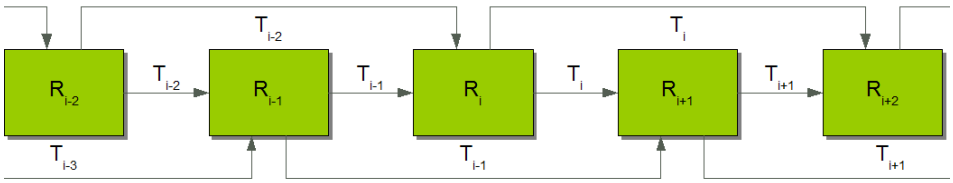

FIG. 5.14 – Principe de la double initialisation au cours du suivi. Le recalage R_i est initialisé avec le résultat T_{i-2} du recalage R_{i-2} et le résultat T_{i-1} du recalage R_{i-1}.

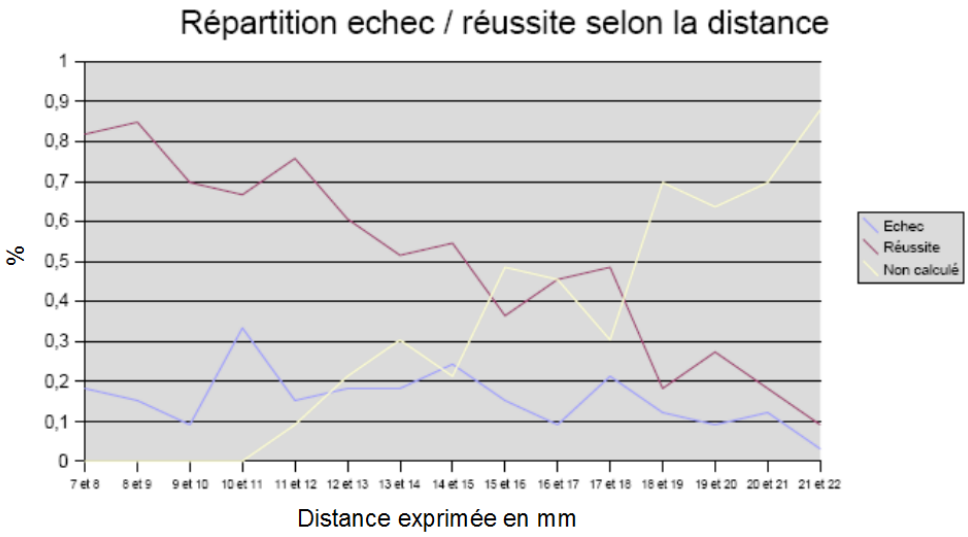

FIG. 5.15 – Répartition des échecs et des réussites en fonction de la distance entre l'attitude initiale et la position recalée donnée par le gold standard dans le cas du recalage 4D sur la mosaïque.

qualité très inférieure à l'image digitale. La Figure 5.17 illustre cette différence de qualité entre une image 4D obtenue grâce à un volume 3D et la même image obtenue par l'intermédiaire de la sortie vidéo. La Figure 5.18 montre l'histogramme de l'image de différence entre les deux images.

5.5.2.1 Évaluation et résultats

Les données utilisées pour évaluer l'algorithme ont été obtenues sur un fantôme. Nous disposons d'un « gold standard » et des données 3D équivalentes aux données 4D. Comme le montre le Tableau 5.17, l'application

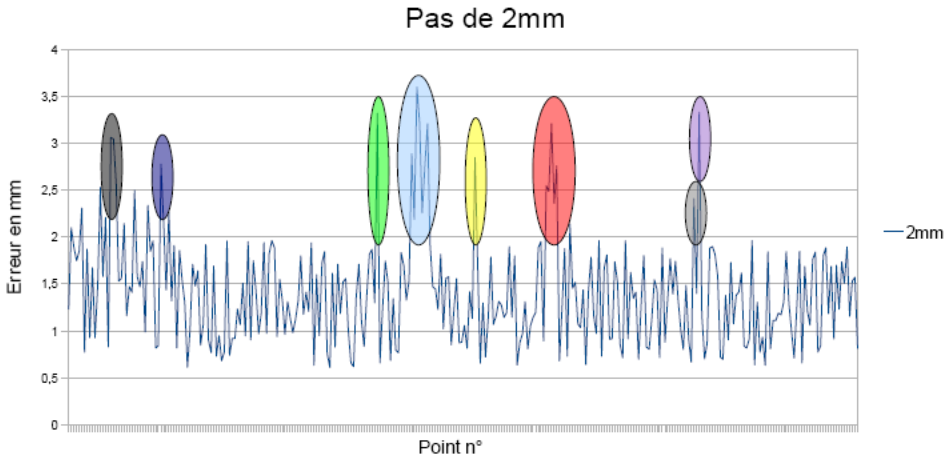

FIG. 5.16 – Répartition des erreurs sur le chemin défini sur la Figure 5.12.

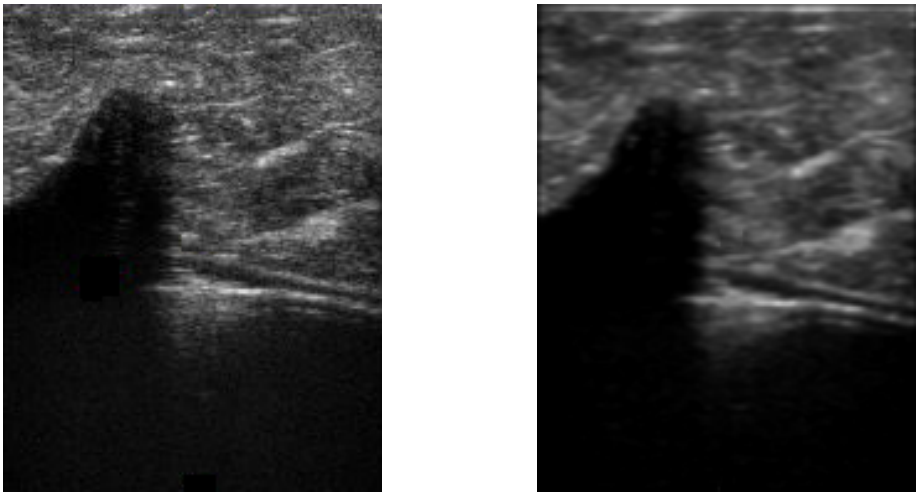

FIG. 5.17 – Comparaison de la qualité des images. À droite une image obtenue à partir d'un volume 3D. À gauche une image obtenue par l'intermédiaire d'un dispositif de capture vidéo.

de notre algorithme sur les images 4D donne de mauvais résultats. En effet, le taux de réussite est inférieur à 50% et l'erreur moyenne commise est d'environ 2,27 mm. Ce mauvais score s'explique en partie par une mauvaise détection de l'interface osseuse ceci se traduisant par une image de régions de moins bonne qualité. Pour mettre en évidence le rôle de cette détection, nous avons utilisé les images de régions extraites du volume 3D équivalent au

lieu d'utiliser celles calculées sur les images 4D réelles. La Figure 5.19 montre les images de régions construites. On constate que la quantité d'information exploitable sur l'image de régions construite à partir de l'image 4D réelle est beaucoup plus faible que celle disponible sur l'image construite à partir de l'image 3D équivalente. Les résultats obtenus sont légèrement améliorés comme le montre la Tableau 5.17. La raison principale pour laquelle le recalage ne fonctionne pas correctement est directement lié à la qualité des images 4D. Celles-ci, sont trop lissées pour pouvoir être comparées efficacement avec un volume panoramique qui comparativement à ces images est de bonne qualité.

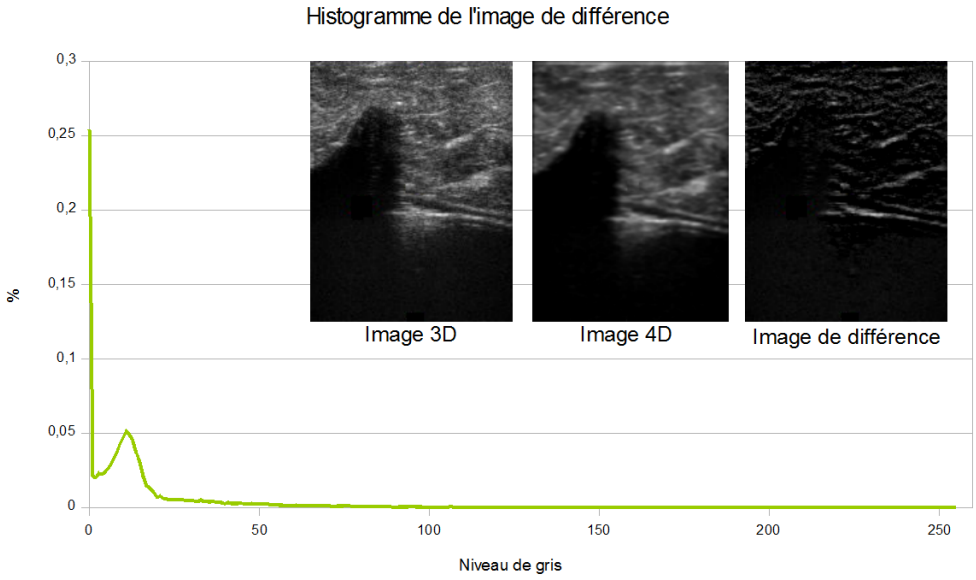

FIG. 5.18 – Comparaison d'une image 3D et d'une image 4D obtenue par une capture sur la sortie vidéo. L'histogramme représente l'image de différence entre ces deux images.

Image de régions calculée à partir de	Réussite	Echec
L'image 4D réelle	10 (47,62%)	11(52,38%)
Du volume 3D équivalent	12 (57,14%)	9(42,86%)

TAB. 5.17 – Comparaison des recalages 4D / mosaïque selon l'utilisation de l'image de régions provenant soit de l'image 4D soit du volume 3D équivalent.

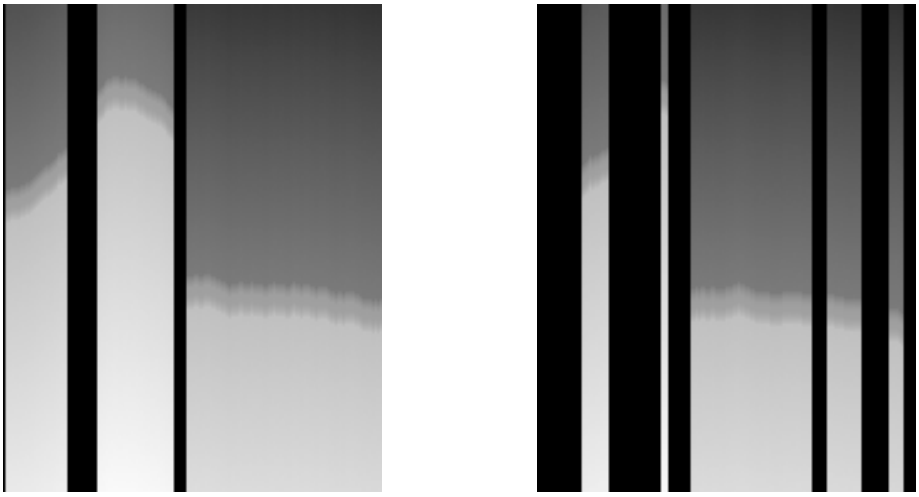

FIG. 5.19 – Comparaison de la qualité des images de régions. À droite une image de régions construire à partir d'un volume 3D. À gauche une image de régions construite à partir d'une image 4D réelle.

Le Tableau 5.18 indique la réussite ou l'échec du recalage en fonction de la distance de l'attitude initiale par rapport au « gold standard ». À travers ce tableau, nous cherchions à voir s'il existait une corrélation entre les échecs et la distance entre l'attitude initiale et le « gold standard ». Les échecs intervenant à toutes les distances, nous ne pouvons pas les expliquer par un simple critère de distance.

Enfin, nous avons utilisé les volumes 3D dont nous disposions pour extraire les images 4D équivalentes. Les résultats du recalage sont donnés dans le Tableau 5.19. Si nous comparons ces résultats à ceux que nous avions obtenus lorsque nous avions généré des séquences de suivi (cf. Tableau 5.16), on constate qu'ils sont moins bons. Cette différence de performances peut s'expliquer par la différence de distance entre l'attitude initiale et le « gold standard ». En effet, dans la situation où nous avions créée des séquences, les distances étaient comprises entre 2 et 6 mm alors que celles de ce dernier jeu de données se situent entre 6,54 et 12,62 mm.

Volume	Distance / GS en mm	Réussite ou échec
1	8,37	Réussite
2	12,44	Échec
3	6,78	Réussite
4	10,59	Réussite
5	7,85	Échec
6	11,12	Échec
7	8,76	Réussite
8	9,43	Réussite
9	6,93	Réussite
10	10,54	Échec
11	7,07	Échec
12	9,53	Réussite
13	8,61	Échec
14	9,28	Échec
15	7,49	Réussite
16	12,62	Échec
17	9,86	Réussite
18	8,71	Échec
19	6,54	Échec
20	8,16	Échec
21	7,92	Réussite

TAB. 5.18 – Réussite ou échec du recalage d'images 4D selon la distance entre l'attitude initiale et le « gold standard ».

	Réussite	Var	Min	Moy	Max
Images 4D à partir du volume 3D équivalent	71%	1,01	0,71	1,99	4,37

TAB. 5.19 – Suivi réalisé à partir d'images 4D, obtenues par l'intermédiaire d'un volume 3D, équivalentes aux images 4D réelles.

5.6 Le temps de calcul

Dans cette dernière section, nous allons donner les temps de calcul moyens nécessaires pour notre algorithme. Il est important de noter que les temps

présentés ici ont été mesurés sur un logiciel de recherche et que les performances des algorithmes ont été mesurées sur des algorithmes non optimisés.

L'étape de notre algorithme qui consiste à extraire l'interface osseuse des volumes échographiques et à construire une image de régions prend en moyenne 91 secondes. Le recalage proprement dit prend en moyenne 87 secondes lorsque l'on utilise des volumes 3D et nous avons mesuré un temps moyen de 24 secondes lorsque l'on utilise des images 4D.

5.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les résultats de l'évaluation de notre algorithme de recalage appliqué à la construction d'un volume panoramique et au suivi 3D et 4D, c'est-à-dire au recalage de données 3D ou de données 4D sur un volume panoramique de référence. Nous avons pu justifier le choix de la mesure de similarité que nous avons utilisée. Nous avons aussi pu mettre évidence les rôles essentiels de la construction d'un volume panoramique pour maximiser le recouvrement et de l'introduction de l'image de régions. Enfin, nous avons évalué la précision de notre algorithme dans chaque situation. La précision moyenne de la construction de la mosaïque est d'environ 1,89 mm pour un taux de réussite de 80% environ. Celle obtenue dans le cas du recalage 3D sur la mosaïque est d'environ 1,80 mm pour un taux de réussite de 84% environ. Puis, l'évaluation de l'algorithme permettant de recaler des données 4D sur une mosaïque a montré que le suivi sur des données 4D de bonne qualité était possible avec une précision moyenne de l'ordre de 1,50 mm et un taux de réussite d'environ 87,5%. Mais pour cela, il faut parfois détecter une erreur trop importante pour réinitialiser l'algorithme. Enfin, nous avons montré que l'utilisation de données 4D réelles obtenues sur la sortie vidéo de l'échographe ne permettait pas d'obtenir un recalage correct. Un autre échographe permettant l'accès aux données 4D numérique permettrait de se départir de ce problème.

Chapitre 6

Discussion et conclusion

Table des matières

6.1 Contribution de la thèse 121
6.2 Possibles améliorations 122
6.3 Applications potentielles 123
6.3.1 La navigation chirurgicale 123
6.3.2 L'évaluation de la cinématique articulaire 125
6.4 Quelques questions ouvertes 130

6.1 Contribution de la thèse

Dans ce manuscrit, nous avons présenté un algorithme de recalage d'images échographiques de structures osseuses. Cette technique a été développée dans le but de suivre une structure osseuse de façon non-invasive.

Cette technique de recalage est originale dans le sens où elle intègre, au sein d'une mesure de similarité iconique, des connaissances a priori issues d'une estimation de la position d'une interface osseuse. Cette méthode se décompose en trois étapes. Une première étape permet d'obtenir une estimation de la position de l'interface osseuse dans des images échographiques. Une deuxième étape permet de construire à partir de cette estimation une image de régions ; cette classification des pixels dans les images permet d'augmenter l'information fournie par les intensités des pixels en distinguant, selon leurs régions, des pixels de même intensité. Enfin, l'information fournie par l'image de régions est intégrée à la mesure de similarité pour le recalage.

L'algorithme de recalage développé est décliné en trois versions, via des adaptations mineures, permettant de résoudre trois problèmes :

1. la construction d'un volume échographique panoramique ;
2. le recalage d'un volume échographique sur un volume panoramique ;
3. le recalage de deux coupes orthogonales dites 4D sur un volume panoramique pour du suivi.

Ces trois utilisations de l'algorithme ont été évaluées par l'intermédiaire d'expérimentations sur sujets sains, sur un fantôme et sur un spécimen anatomique. Les résultats que nous avons obtenus sur nos jeux de données sont encourageants. Pour le problème (1) la précision moyenne du recalage obtenue est de l'ordre de 1,89 mm pour un taux de réussite de 80%, pour le problème (2) la précision moyenne du recalage obtenue est de l'ordre de 1,80 mm pour un taux de réussite de 84% et enfin pour le problème (3) les résultats sont un peu plus nuancés. En effet, selon la qualité des données les résultats de notre approche sont très contrastés : sur des données de bonne qualité obtenues par l'intermédiaire d'un volume 3D nous arrivons à obtenir une précision de l'ordre de 1,50 mm pour un taux de réussite de 87% alors que sur des données de mauvaise qualité obtenues par l'intermédiaire d'une capture vidéo, la précision moyenne s'établit à 2,27 mm pour un taux de réussite de 47% environ.

6.2 Possibles améliorations

Une des premières améliorations possibles est liée à la robustesse de la méthode développée. Pour cela, il est indispensable de mettre au point une mesure ou une méthode permettant d'avoir une indication sur la qualité de la transformation estimée à un instant donné. Dans ce sens, nous avions utilisé une stratégie qui consistait à utiliser les résultats des deux recalages précédents pour initialiser le recalage courant. Cette solution reste difficilement utilisable en pratique. En effet, cette technique fournie deux tranformations qu'il est nécessaire de comparer. Ceci implique le choix d'un critère permettant de caractériser la « distance » entre les deux transformations. Une fois ce critère de comparaison défini, il est nécessaire de décider de la conduite à tenir pour valider ou invalider le recalage.

Ensuite, d'autres améliorations possibles concernent les problèmes d'optimisation. Ceux-ci sont de plusieurs types. Il s'agit tout d'abord améliorer

la mise en œuvre de notre méthode pour la rendre plus efficace en terme de temps de calcul. Il s'agit ensuite d'optimisations liées aux développements du matériel. En effet, pour les applications visées, notre méthode a besoin de pouvoir collecter des données numériques en continu. Ceci nécessite l'utilisation de sondes échographiques matricielles permettant de fournir des données en « temps réel » ainsi que l'utilisation d'un échographe pilotable permettant de limiter l'intervention de l'utilisateur. Ces deux évolutions du matériel sont indispensables pour pouvoir effectuer des mesures dynamiques avec notre approche.

6.3 Applications potentielles

Les applications potentielles à l'origine du projet sont de deux types :

- le remplacement des corps rigides invasifs utilisés en chirurgie orthopédique naviguée ;
- l'évaluation non invasive de la cinématique articulaire.

Dans les sous-sections suivantes, nous allons discuter de l'utilisation potentielle de notre méthode dans ces deux domaines d'application : la navigation chirurgicale et l'évaluation de la cinématique articulaire.

6.3.1 La navigation chirurgicale

Lorsque nous évoquons de la précision des systèmes de navigation, il s'agit en fait deux notions : la précision du système et la « précision clinique » nécessaire pour une application donnée. En effet, dans la suite du document, nous distinguerons la précision du système qui correspond à l'erreur globale de l'ensemble des éléments qui le compose et la « précision clinique » qui correspond à l'objectif permettant de rétablir une fonction donnée. Par exemple, pour une prothèse de hanche, une erreur 5 ° de positionnement de l'implant acétabulaire n'a pas d'incidence pour le patient [Phi07].

Nous allons présenter brièvement deux applications de GMCAO. La première concerne la pose d'une prothèse de genou sans imagerie. La seconde permet d'aider le chirurgien à poser des vis au niveau du bassin.

6.3.1.1 La prothèse de genou

Nous nous intéressons au système de navigation Praxim permettant la pose d'une prothèse de genou sans utilisation d'imagerie. Cette application de navigation est quasiment idéale ; elle utilise une méthode de recalage élastique appelée « bone morphing » pour s'adapter à l'anatomie du patient et celle-ci est très précise comme l'a montré [SBM+02]. En effet, ce système n'utilisant pas d'imagerie, les sources d'erreur sont principalement liées à la localisation. Il s'agit par exemple : des erreurs de positionnement commises par le localisateur, des erreurs de calibrage des instruments, des erreurs dans les algorithmes et des erreurs dans l'acquisition de certains points anatomiques.

Notre méthode se propose de remplacer les corps rigides implantés dans l'os par des sondes échographiques localisées. Le reste du système reste identique.

Quelles remarques pouvons-nous faire ? L'utilisation de notre méthode introduit des sources d'erreur supplémentaires dans le système. Il s'agit d'erreurs dûes au calibrage de la sonde échographique et au recalage d'images échographiques. La précision et la robustesse de notre méthode sont inférieures à la précision et à la robustesse du système de localisation. L'augmentation des sources d'erreur ne semble pas compatible avec ce type d'application qui cherche à obtenir un angle fémoro-tibial assez précis, 180 ° +/-3 ° .

6.3.1.2 Le vissage sacro-illiaque percutané

Le système présenté par [TC01] s'applique au vissage ilio-sacré percutané assisté par ordinateur dont voici le principe. À partir de la segmentation d'un scanner pré-opératoire, un modèle 3D du pelvis est obtenu. Sur ce modèle, le chirurgien prépare l'intervention, c'est-à-dire qu'il définit les paramètres optimaux (position, trajectoire, taille...) de la vis à installer. Une fois au bloc opératoire, il faut transférer ce planning du repère du modèle vers le repère du patient. Pour cela, le chirurgien définit le repère du patient en vissant dans le sacrum un « marqueur » dont la position est suivie par un localisateur. Ensuite, il réalise l'acquisition d'une trentaine de coupes échographiques qu'il va segmenter pour obtenir un nuage 3D. Ce nuage 3D, exprimé dans le repère du patient, va ensuite être recalé sur le modèle pré-opératoire. La correspondance étant établie, les mouvements du sacrum étant suivis et les instruments étant localisés, le geste planifié peut être guidé. À la différence

du système précédent, celui-ci nécessite différentes imageries qui impliquent des étapes de calibrage, de segmentations et de recalage. On retrouve donc dans cette procédure les sources d'imprécision de notre méthode. La comparaison de ce système avec notre technique nous est moins défavorable. Notre méthode non invasive aurait peut-être un potentiel dans ce type d'application. Cependant, avant de pouvoir l'affirmer, il faudrait que notre technique soit plus robuste et plus rapide à calculer.

6.3.2 L'évaluation de la cinématique articulaire

Cette application nous est apparue intéressante au cours de la thèse initialement orientée vers la navigation chirurgicale ; c'est pourquoi cette partie descriptive vient assez tardivement dans le document.

6.3.2.1 Les systèmes d'analyse du mouvement

Les études s'intéressant à l'analyse des mouvements humains peuvent être classées en deux catégories :

1. les études statiques ou quasi-statiques ;
2. les études dynamiques.

Les études statiques ou quasi-statiques ne permettent d'obtenir qu'un nombre limité de positions d'une structure osseuse au cours de mouvements. À partir de ces positions clés obtenues de façon statique, le mouvement de l'os est interpolé. L'hypothèse faite dans ce type d'études est que l'os se comporte, en général, de façon similaire en statique et dynamique. Ceci ne permet donc pas de comprendre et d'analyser finement la cinématique articulaire. Les données de ces études sont obtenues par des techniques utilisant : des systèmes radiologiques classiques [HPSH91], [GKM+07], [NTM+08] ou « faible dose » tel que le système EOS [SvDL+07], des palpeurs [vdHG95], [Gro97], des IRM [KMC97], [BHB+99], [GSB+00] ouvertes ou fermées.

Les études dynamiques permettent d'obtenir une information continue sur le mouvement. Les données de ces études sont fournies par des capteurs ou des marqueurs optiques [SvDL+07] ou magnétiques [MS98], [MHFHV99], [KPMS01]. Dans la plupart des études les dispositifs de mesure sont fixés sur la peau. Les mesures obtenues ne représentent pas exactement les mouvements de l'os sauf dans quelques rares études qui utilisent des marqueurs

implantés directement dans l'os [MMS01] et [AA01]. Dans ces techniques dynamiques, le suivi du mouvement de l'os est déduit des informations collectées à la surface de la peau. Ces méthodes se heurtent aux problèmes de déformations des tissus situés autour de la structure osseuse ainsi qu'au glissement relatif des tissus et de la structure sous-jacente ce qui empêche d'obtenir une mesure précise du mouvement de l'os. Parmi les systèmes les plus utilisés, on trouve pour les systèmes magnétiques l'Isotrac (Polhemus Inc) et le Flock of Birds (Ascension Technology), pour les systèmes optiques passifs le Vicon (Oxford Metrics Limited) et pour les systèmes optiques actifs l'Optotrak (NDI) et le MaxReflex (Qualisys Medical AB). Les systèmes magnétiques ne sont pas sensibles aux occlusions mais sont perturbés par la présence de matériaux magnétiques. La portée de ces systèmes est très limitée. La Figure 6.1 montre l'utilisation de capteurs magnétiques. Les systèmes optiques quant à eux nécessitent l'utilisation au minimum de trois marqueurs par structure rigide suivie. Ces systèmes fonctionnent par stéréovision ce qui implique que la position ne peut être mesurée que lorsque les marqueurs se trouvent dans le champ de vue d'au moins deux caméras. Ces dispositifs de suivi sont très sensibles au problème de l'occlusion. C'est pourquoi, lors de l'utilisation de ces systèmes, on constate une multiplication du nombre de caméras pour limiter ce problème. Les Figures 6.2 et 6.3 illustrent des dispositifs optiques passifs.

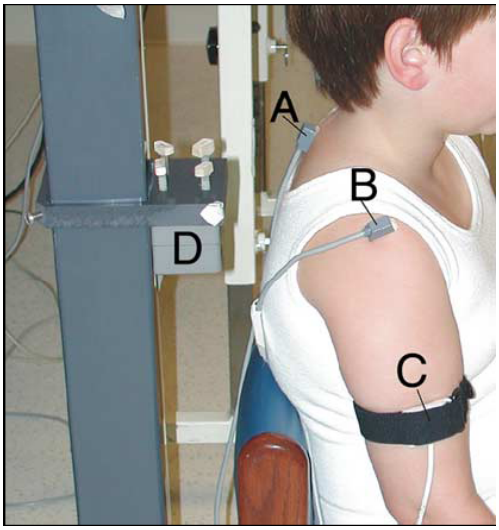

FIG. 6.1 – Exemple de marqueurs magnétiques [DOK+05].

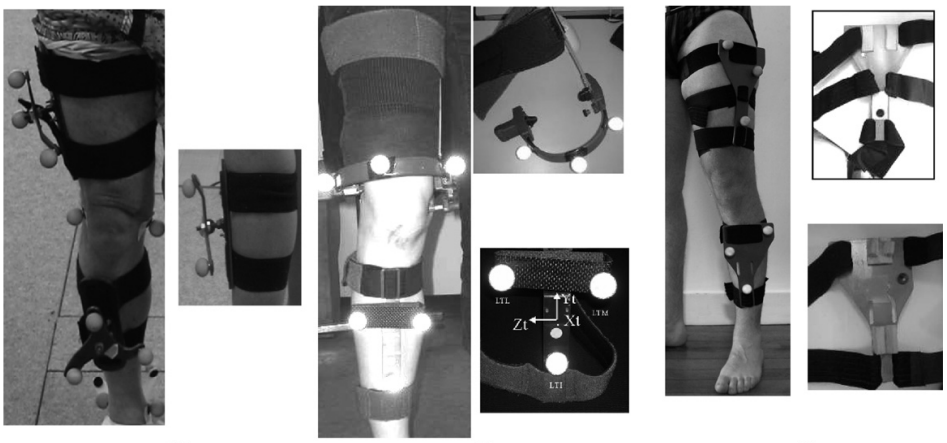

FIG. 6.2 – Exemple de marqueurs réfléchissants cutanés [SvDL+07]

FIG. 6.3 – Nappe de capteurs optiques [Sch09].

Dans la suite du document, nous nous focaliserons sur les systèmes utilisant des marqueurs cutanés qui sont les plus utilisés car, comme nous l'avons déjà évoqué, ils sont non invasifs et permettent l'analyse dynamique du mouvement.

6.3.2.2 Mouvements de l'os par rapport aux marqueurs cutanés

Le suivi d'un os par des marqueurs cutanés est réalisé de façon indirecte car les marqueurs ne sont pas fixés sur l'os à suivre. La présence des tissus mous entre les marqueurs et la structure osseuse introduit des erreurs de mesures. [LLCC05] définit ces erreurs en deux catégories :

1. la déformation des tissus ;
2. le glissement relatif de la peau par rapport à l'os.

Les mouvements relatifs des tissus mous par rapport à l'os ont été reconnus comme étant le premier facteur limitant la précision des systèmes de suivi utilisant des marqueurs cutanés [SdGLD96], [CCL+97], [RvdBL+97], [HOS+97] et [AA00]. Il est important de noter que les amplitudes de ces mouvements sont très dépendantes du mouvement réalisé.

De nombreux auteurs se référent à [Wil96] qui rapportait des erreurs de positionnement inter et intra opérateur de l'ordre de 15 mm.

Il existe de nombreuses études sur la précision des systèmes de mesure de mouvements et nous n'avons pas la prétention de réaliser une revue complète de la littérature mais, à travers quelques exemples sélectionnés, nous entendons donner un ordre de grandeur des erreurs. Parmi celles s'intéressant au genou, citons [CCL+96], [FLMM97], [RvdBL+97], [HOS+97] et [SvDL+07]. Au niveau de la scapula, on trouve [KPMS01], [MSA06].

Dans l'étude de [KL94], deux sujets sont équipés de marqueurs externes vissés dans les structures osseuses et de marqueurs cutanés au niveau du fémur distal et du tibia proximal. Des mouvements de rotations interne/externe de la hanche sont effectués en conservant le genou en extension. Les amplitudes de la rotation interne/externe du genou mesurées avec les deux systèmes sont comparées. L'amplitude de rotation mesurée par l'intermédiaire des marqueurs implantés est de 20 ° environ tandis que celle mesurée par l'intermédiaire des marqueurs cutanés est d'environ 50 ° . Il existe donc une différence de 30 ° entre les mesures.

[CCL+96] a étudié les erreurs dûes aux tissus mous au niveau du membre inférieur. L'étude a été réalisée sur sept sujets traités pour une fracture du tibia (5 sujets) ou du fémur (2 sujets), par un dispositif de fixation externe. La comparaison est établie entre des marqueurs fixés de façon rigide sur le dispositif de fixation externe et des marqueurs cutanés disposés au niveau du grand trochanter, de l'épicondyle latéral, de l'épicondyle médial, de la

tête de la fibula, de la tubérosité tibiale antérieure, de la malléole latérale et de la malléole médiale. Les résultats sont les suivants : l'amplitude maximale d'erreur atteint 40 mm, les erreurs d'orientation sont de 6 ° à 28 ° et les erreurs d'orientation sont de 4 ° à 10 ° .

[MSA06] a comparé les erreurs entre la position de marqueurs cutanés (sphères remplies d'huile pour être visibles à l'IRM) et des repères anatomiques de la scapula. Les marqueurs sont placés : un au niveau de l'arête ventrale de l'acromion, un au niveau de l'arête dorsale de l'acromion, trois au niveau de l'épine dorsale (milieu, extrémités latérale et médiale), un au niveau de la pointe, un au milieu du bord médial et un au milieu du bord latéral. Les positions des marqueurs sont enregistrées lors de trois tâches : le bras le long du corps, le bras au-dessus de la tête et la main dans le dos. Les mesures sont réalisées par rapport à la position de référence qui est : le bras le long du corps. Les résultats obtenus montrent des erreurs pouvant atteindre environ 85 mm au niveau de la pointe de la scapula. Les erreurs les plus faibles sont obtenues pour le marqueur placé au niveau de l'arête ventrale de l'acromion ; les valeurs moyennes sont de 14,9 mm lorsque le sujet place sa main dans le dos et de 38,5 mm lorsque le sujet place son bras au-dessus de la tête.

Diverses techniques [CFD95], [LO99], [CCL+97], [AAT+98] ont été développés pour limiter les erreurs liées aux déformations et déplacements de la peau par rapport à l'os. Cependant, il semblerait qu'aucune des méthodes ne soit satisfaisante en terme de précision.

6.3.2.3 La place de notre approche dans ce contexte

Comme nous l'avons évoqué ci-dessus, l'évaluation dynamique de la cinématique articulaire se heurte à deux problèmes principaux :

1. le caractère invasif des techniques permettant d'obtenir des mesures précises (utilisation de marqueurs implantés par exemple) ;
2. le manque de précision lorsque l'on utilise une technique non invasive (utilisation de marqueurs cutanés).

Nous avons développé une méthode basée sur une imagerie non-invasive : l'échographie 3D. Notre méthode permet de résoudre en partie les problèmes des mouvements relatifs entre la structure osseuse étudiée et les tissus mous environnants. La précision de notre technique ne permet pas de rivaliser avec la technique invasive de référence qui consiste à implanter des marqueurs

dans les structures osseuses. Cependant, celle-ci s'avère tout à fait acceptable et améliore la précision des techniques actuelles. Nous avons conscience que notre algorithme manque de robustesse mais ceci est sans incidence dans le cas de gestes non thérapeutiques. De plus, ce manque de robustesse est contrôlable. On pourrait nous opposer que notre technique n'est pas suffisamment efficace en terme de temps de calcul mais, ceci n'a que peu d'importance pour les applications ne nécessitant pas de guidage d'instruments. En effet, dans un système d'analyse de mouvement osseux, on peut très bien imaginer acquérir les images localisées en continu et recaler a posteriori (en un temps raisonnable) les différentes images pour obtenir les mesures voulues. Pour cela, il est nécessaire de disposer d'un matériel permettant d'acquérir les données en « temps réel ». Bien entendu, tout n'est pas aussi simple. En effet, l'installation de la sonde sur un patient n'est pas si évidente. Il est nécessaire de posséder un dispositif de maintien de la sonde sur la région d'intérêt qui doit répondre à différentes caractéristiques :

- il doit assurer, au cours du mouvement, le contact permanent de la sonde pour éviter impérativement la présence d'air entre la sonde et la peau. Ceci n'est pas toujours simple à réaliser. Lors de nos expérimentations, nous avons été confronté à ce problème alors que nos acquisitions ont été uniquement effectuées en statique ;
- il ne doit pas gêner le mouvement ou limiter les amplitudes de la structure étudiée ;
- il doit être conçu de sorte que la visibilité par un dispositif de localisation soit assurée pendant toute la phase d'acquisition du mouvement.

En résumé, il reste encore de nombreux problèmes à résoudre et de nombreuses améliorations, à la fois matérielles et techniques, avant de disposer d'applications utilisables.

6.4 Quelques questions ouvertes

Les résultats du travail présentés dans ce document permettent d'imaginer le développement de nombreuses applications.

Ces applications potentielles se trouvent vraisemblablement au niveau : des aides au diagnostic, des outils de suivi médical ou des outils d'analyse de mouvements. En effet, on peut imaginer des outils permettant d'évaluer la stabilité d'une articulation de façon non invasive en effectuant des mesures

précises ce qui apporterait une aide au clinicien pour le diagnostic. Ce serait par exemple les différents tests nécessaires pour évaluer la stabilité du genou : test du tiroir antérieur, test du pivo-shift et test de Lachman. Des mesures comparatives pré-opératoires et post-opératoires pourraient être réalisées afin de quantifier la récupération d'une fonction. Ce serait par exemple la mesure de l'amplitude articulaire de la hanche après la pose du prothèse.

La mise au point de ces outils ne pourra se faire qu'une fois les améliorations présentées ci-dessus réalisées. Le problème le plus difficile à résoudre reste le développement d'un outil permettant de qualifier automatiquement la qualité des transformations fournies au cours du suivi.

Annexe A

Rappels d'anatomie

Cette annexe présente les définitions des termes anatomiques utilisés dans ce manuscrit ainsi que les schémas des structures osseuses dont nous avons parlées [1].

A.1 Quelques définitions

Os long : Il s'agit des structures osseuses dont l'une des dimensions est nettement plus grande que les deux autres. C'est par exemple le cas du fémur et du tibia.

Os plat : Il s'agit des structures osseuses dont l'une des dimensions est nettement plus petite que les deux autres. C'est par exemple le cas de la scapula et du sternum.

Diaphyse : Ce terme désigne le corps des os longs.

Épiphyse : Ce terme désigne l'extrémité des os longs.

Proximal : Ce terme est un qualificatif d'orientation signifiant « proche de la racine d'un membre ».

1. Les schémas sont issus des cours d'anatomie de PCEM1 de la faculté de Grenoble - 1999/2000

Distal : Ce terme est un qualificatif d'orientation signifiant « proche de l'extrémité d'un membre ».

Médial : Ce terme est un qualificatif d'orientation signifiant « proche de la ligne médiane ».

Latéral : Ce terme est un qualificatif d'orientation signifiant « éloigné de la ligne médiane ».

A.2 Schémas anatomiques

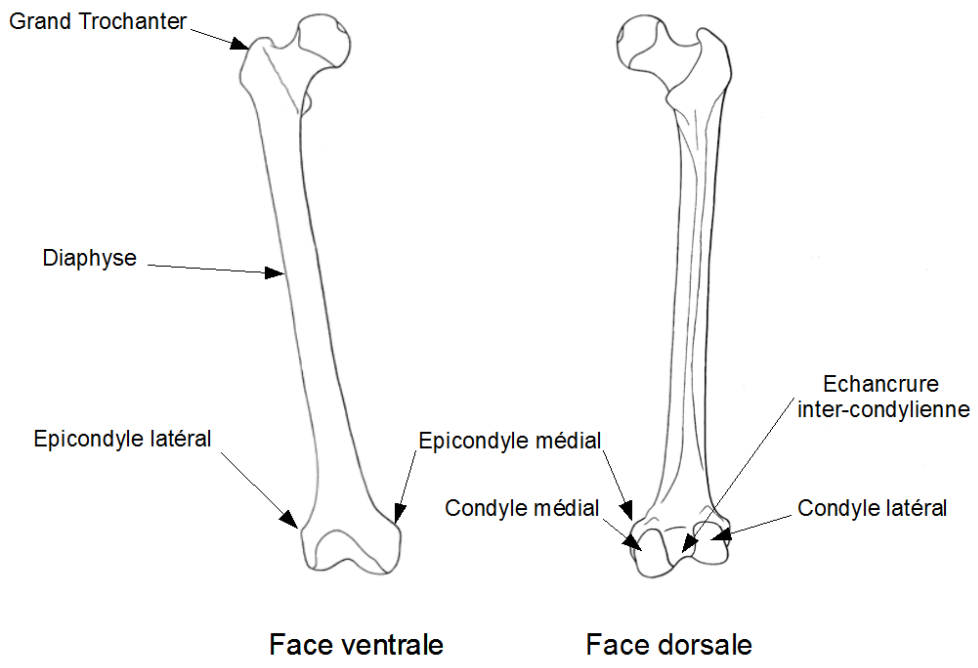

FIG. A.1 – Anatomie du fémur.

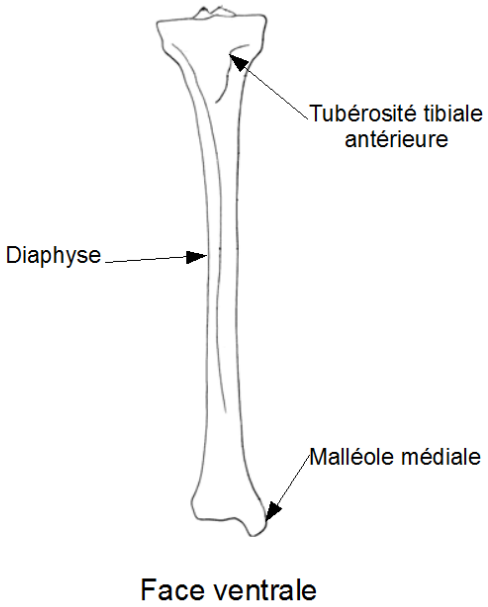

FIG. A.2 – Anatomie du tibia.

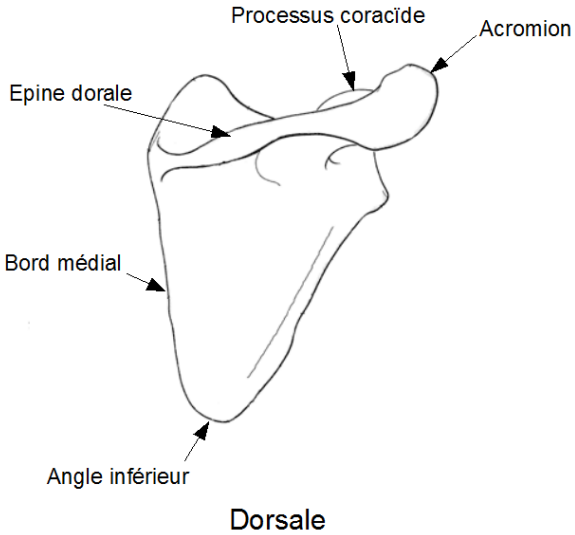

FIG. A.3 – Anatomie de la scapula.

Bibliographie

[AA00] T.P. Andriacchi and E.J. Alexander. Studies of human locomotion ; past, present and future. *Journal of Biomechanics*, 33 :1217–1224, 2000.

[AA01] E.J. Alexander and T.P. Andriacchi. Correcting for derformation in skin-based marker systems. *Journal of Biomechanics*, 34 :355–361, 2001.

[AAT+98] T.P. Andriacchi, E.J. Alexander, M.K. Toney, C. Dyrby, and J. Sum. A point cluster method for in vivo motion analysis applied to a study of knee kinematics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 20 :743–749, 1998.

[AHB87] K.S. Arun, T.S. Huang, and S.D. Blostein. Least-squares Fitting of Two 3D Point Sets. *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 9(5) :698–700, 1987.

[Bau08] M. Baumann. *A 3D Ultrasound-based tracking system for prostate biopsy distribution quality insurance and guidance.* PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble, 2008.

[BB95] Y. Bizais and C. Barillot, editors. *Information Processing in Medical Imaging.* Kluwer Academic, 1995.

[BDLT06] Michael Baumann, Vincent Daanen, Antoine Leroy, and Jocelyne Troccaz. 3-d ultrasound probe calibration for computer-guided diagnosis and therapy. In Reinhard Beichel and Milan Sonka, editors, *CVAMIA*, volume 4241 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 248–259. Springer, 2006.

[BHB+99] C.F. Beaulieu, D.K. Hodge, A.G. Bergman, K. Butts, B.L. Daniel, C.L. Napper, R.D. Barrow, C.L. Bumoulin, and R.J. Herfkens. Glenohumeral relationships buring physiologic shoulder

motion and stress testing : initial experience with open mr imaging and active imaging-plane registration. *Radiology*, 212 :699–705, 1999.

[Bor88] Gunilla Borgefors. Hierarchical chamfer matching : A parametric edge matching algorithm. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 10(6) :849–865, 1988.

[Bro92] L.G. Brown. A Survey of Image Registration Techniques. *ACM Computing Surveys*, 24(4) :325–376, 1992.

[BTML93] C Barbe, J Troccaz, B Mazier, and S Lavallee. Using 2.5d echography in computer assisted spine surgery. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Proceedings*, pages 160–161, 1993.

[BWR+02] B. Brendel, S. Winter, A. Rick, M. Stockheim, and H. Ermert. Registration of 3d ct and ultrasound datasets of the spine using bone structures. *Computer Aided Surgery*, 7 :146–155, 2002.

[BWR+03] Bernhard Brendel, Susanne Winter, A. Rick, Martin Stockheim, and Helmut Ermert. Bone registration with 3D CT and ultrasound datasets. In Lemke et al. [LVI+03], pages 426–432.

[CCL+96] A. Cappozzo, F. Catani, A. Leardini, M.G. Benedetti, and U. Della Croce. Position and orientation of bones during movement : experimental artefact. *Clinical Biomechanics*, 11 :90–100, 1996.

[CCL+97] A. Cappello, A. Cappozzo, P.F. La Palombara, L. Lucchetti, and A. Leardini. Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Human Movement Science*, 16 :259–276, 1997.

[CFD95] L. Chèze, B.J. Freglt, and J. Dimnet. A solidification procedure to facilitate analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics*, 28 :879–884, 1995.

[CMD+95] A. Collignon, F. Maes, D. Delaere, D. Vandermeulen, P. Suethens, and G. Marchal. Automated Multi-modality Image Registraction Based On Information Theory. In Bizais and Barillot [BB95], pages 263–274.

[Col98] A. Collignon. *Multi-Modality Image Registration based on Information Theory.* PhD thesis, Catholic University of Leuven, 1998.

[CVSM95] André Collignon, Dirk Vandermeulen, Paul Suetens, and Guy Marchal. 3D Multi-Modality Medical Image Registration Using Feature Space Clustering. In *CVRMed '95 : Proceedings of the First International Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, pages 195–204, London, UK, 1995. Springer-Verlag.

[DOK+05] S. Dayanidhi, M. Orlin, S. Kozin, S. Duff, and A. Karduna. Scapular kinematics during humeral elevation in adults and children. *Clinical Biomechanics*, 20 :600–606, 2005.

[DTT04] Vincent Daanen, Jerome Tonetti, and Jocelyne Troccaz. An information fusion method for the automatic delineation of the bone-soft tissues interface in ultrasound images. In Milan Sonka, Ioannis A. Kakadiaris, and Jan Kybic, editors, *ECCV Workshops CVAMIA and MMBIA*, volume 3117 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 218–229. Springer, 2004.

[FBS+07] P. Foroughi, E. Boctor, M.J. Swartz, R.H. Taylor, and G. Fichtinger. Ultrasound bone segmentation using dynamic programming. In *IEEE International Ultrasonics Symposium, New York*, pages 2523–2526, 2007.

[FLDW02] B. Fei, Z. Lee, J.L. Duerk, and D.L. Wilson. Automatic MR Volume Registration and its Evaluation for the Pelvis and Prostate. *Physics in Medicine and Biology*, 47(5) :823–838, 2002.

[FLMM97] J. Fuller, L.-J. Liu, M.C. Murphy, and R.W. Mann. A comparison of lowerextremity skeletal kinematics measured using skin- and pin- mounted markers. *Human Movement Science*, 16 :219–242, 1997.

[FW01] J.M. Fitzpatrick and J.B. West. The distribution of target registration error in rigid-body point-based registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20 :917–927, 2001.

[GKM+07] E.H. Garling, B.L. Kaptein, B. Mertens, W. Barendregt, H.E.L. Veeger, and R.G.H.H. NelissenE.R. Valstar. Soft-tissue artefact assessment during step-up using fluoroscopy ans skin-mounted marker. *Journal of Biomechanics*, 40 :518–524, 2007.

[Gra03] S. Granger. *Une approche statistique multi-échelle au recalage rigide de surfaces : Application à l'implantologie dentaire*. PhD thesis, Ecole des Mines de Paris, 2003.

[Gro97] J.H. De Groot. The variability of shoulder motions recorded by means of palpation. *Clinical Biomechanics*, 12 :461–472, 1997.

[GSB+00] H. Graichen, T. Stammberger, H. Bonel, K.-H. Englmeier, M. Reiser, and F. Eckstein. Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder – a 3d open-mri study. *Journal of Biomechanics*, 33 :609–613, 2000.

[HAHR06] I. Hacihaliloglu, R. Abugharbieh, A.J. Hodgson, and R.N. Rohling. Enhancement of bone surface visualization from 3d ultrasound based on local phase information. In *IEEE International Ultrasonics Symposium, Vancouver-Canada*, pages 21–24, 2006.

[HOS+97] J.P. Holden, J.H. Orsini, K.L. Siegel, T.M. Kepple, L.H. Gerber, and S.J. Stanhope. Surface movement erros in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait and Posture*, 5 :217–227, 1997.

[HPSH91] C. Högfors, B. Peterson, G. Sigholm, and P. Herberts. Biomechanical model of the human shoulder - ii. the shoulder rythm. *Journal of Biomechanics*, 24 :699–709, 1991.

[KFK+01] J. Kim, J.A. Fessler, K.L.Lam, J.M. Balter, and R.K. Ten Haken. A Feasibility Study on Mutual Information based set-up Error Estimation for Radiotherapy. *Medical Physics*, 28(12) :2507–2517, 2001.

[KL94] D. Karlsson and A. Lundberg. A accuracy estimation of kinematic data derived from bone anchored external markers. In *Proceedings of 3rd International Symposium on 3D Analysis of Human Movement*, pages 27–30, 1994.

[KLFC02] J.F. Krücker, G.L. LeCarpentier, J.B. Fowlkes, and P.L. Carson. Rapid Elastic Image Registration for 3-D Ultrasound. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21 :1384–1394, 2002.

[KMC97] J. Kiss, E.G. McNally, and A.J. Carr. Measurement of the anterioposterior trnaslation of the humeral head using mri. *International Orthopaedics*, 21 :77–82, 1997.

[KPMS01] AR Karduna, L.A. Michener P.W. McClure, and B. Sennett. Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics : a validation study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123 :184–190, 2001.

[LLCC05] A. Leardini, U.D. Croce L. Chirari, and A. Cappozzo. Human movement analysis using stereophotogrammetry part 3. soft tissue artefact assessment and compensation. *Gait and Posture*, 21 :212–225, 2005.

[LO99] T.-W. Lu and J.J. O'Connor. Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32 :129–134, 1999.

[LVI+03] Heinz U. Lemke, Michael W. Vannier, Kiyonari Inamura, Allan G. Farman, Kunio Doi, and Johan H. C. Reiber, editors. *Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings – CARS 2003, 17th International Congress and Exhibition, London, UK, June 25-28, 2003, Proceedins*, volume 1256 of *International Congress Series*. Elsevier, 2003.

[LVN03] Marloes M. J. Letteboer, Max A. Viergever, and Wiro J. Niessen. Rigid Registration of 3D Ultrasound Data of Brain Tumours. In Lemke et al. [LVI+03], pages 433–439.

[MBK+99] C.R. Meyer, J.L Boes, B. Kim, P.H. Bland, G.L. LeCarpentier, J.B. Fowlkes, M.A. Roubidoux, and P.L. Carson. Semiautomatic Registration of Volumetric Ultrasound Scans. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 25(3) :339–347, 1999.

[MHFHV99] C.G.M. Meskers, F.C. van der Helm H. Fraterman, and P.M. Rozing H.M. Vermeulen. Calibration of the « flock of birds » electromagnetic tracking device and its application in shoulder motion studies. *Journal of Biomechanics*, 32 :629–633, 1999.

[MMS01] P.W. McClure, L.A. Michener, and B.J. Sennett. Direct 3-dimensional measurment of scpular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10 :269–277, 2001.

[MS98] K.J. McQuade and G.L. Smidt. 1998. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27 :125–133, 1998.

[MSA06] K. Matsui, K. Shimada, and P.D. Andrew. Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula. *Journal of Orthopaedic Science*, 11 :180–184, 2006.

[MV98] J.B. Maintz and M.A. Viergever. A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis*, 2 :1–36, 1998.

[MVS99] Frederik Maes, Dirk Vandermeulen, and Paul Suetens. Comparative Evaluation of Multiresolution Optimization Strategies for Multimodality Image Registration by Maximization of Mutual Information. *Medical Image Analysis*, 3(4) :373–386, December 1999.

[NTM+08] N. Nishinaka, H. Tsutsui, K. Mihara, K. Suzuki, D. Makiuchi ans Y. Kon, T.W. Wright, M.W. Moser, K. Gamada, H. Sugimoto, and S.A. Banks. Determination of in-vio glenohumeral translation using fluoroscopy and shpae-matching techniques. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17 :319–322, 2008.

[PBC+05] Graeme P. Penney, Dean C. Barratt, Carolyn S. K. Chan, Mike Slomczykowski, Timothy J. Carter, Philip J. Edwards, and David J. Hawkes. Cadaver Validation of Intensity-Based Ultrasound to CT Registration. In James S. Duncan and Guido Gerig, editors, *MICCAI (2)*, volume 3750 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 1000–1007. Springer, 2005.

[PBC+06] G.P. Penney, D.C. Barratt, C.S.K. Chan, M. Slomczykowski, T.J. Carter, P.J. Edwards, and D.J. Hawkes. Cadaver validation of intensity-based ultrasound to ct registration. *Medical Image Analysis*, 10 :385–395, 2006.

[PBH+04] G. P. Penney, J. M. Blackall, M. S. Hamady, T. Sabharwal, A. Adam, and D. J. Hawkes. Registration of Freehand 3D Ultrasound and Magnetic Resonance Liver Images. *Medical Image Analysis*, 8(1) :81–91, March 2004.

[PCS+89] C. A. Pelizzari, G. T. Chen, D. R. Spelbring, R. R. Weichselbaum, and C. T. Chen. Accurate Three-Dimensional Registration of CT, PET, and/or MR Images of the Brain. *Journal Computer Assisted Tomography*, 13(1) :20–26, 1989.

[Phi07] R. Phillips. (ii) the accuracy of surgical navigation for orthopaedic surgery. *Current Orthopeadics*, 21 :180–192, 2007.

[PMV01] J.P.W. Pluim, J.B.A. Maintz, and M.A. Viergever. Mutual information matching in multiresolution contexts. *Image and Vision Computing*, 19(1–2) :45–52, 2001.

[PR06] T.C. Poon and R. Rohling. Three-dimensional extended filed-of-view ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 32 :357–369, 2006.

[PTVF92] William H. Press, Saul A. Teukolsky, William T. Vetterling, and Brian P. Flannery. *Numerical Recipes in C : The Art of Scientific Computing*. Cambridge University Press, New York, NY, USA, 1992.

[RGB98] R. Rohling, A. Gee, and L. Berman. Automatic registration of 3-D ultrasound images. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24 :841–854, 1998.

[Roh98] R. Rohling. *3D Freehand Ultrasound : Reconstruction and Spatial Compounding*. PhD thesis, University of Cambridge, 1998.

[RPMA01] Alexis Roche, Xavier Pennec, Grégoire Malandain, and Nicholas Ayache. Rigid Registration of 3D Ultrasound with MR Images : A New Approach Combining Intensity and Gradient Information. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(10) :1038–1049, 2001.

[RSH+99] Daniel Rueckert, L. I. Sonoda, Carmel Hayes, Derek L. G. Hill, Martin O. Leach, and David J. Hawkes. Non-rigid registration using free-form deformations : Application to breast mr images. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 18(8) :712–721, 1999.

[RSJ+01] P.E. Radau, P.J. Slomka, P. Julin, L. Svensson, and L.O. Wahlund. Evaluation of Linear Registration Algorithms for Brain SPECT and the Erros due to Hypoperfusion Lesions. *Medical Physics*, 28(8) :1660–1668, 2001.

[RvdBL+97] C. Reinschmidt, A.J. van den Bogert, A. Lundberg, B.M. Nigg, N. Murphy, A. Stacoff, and A. Stano. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *Journal of Biomechanics*, 30 :729–732, 1997.

[SBM+02] E. Stindel, J.L. Briard, Ph. Merloz, S. Plaweski, F. Dubrana, C. Lefevre, and J. Troccaz. Bone morphing : 3d morphologi-

cal data for total knee arthroplasty. *Computer Aided Surgery*, 7 :156–168, 2002.

[Sch09] C. Schwartz. *Contribution à l'élaboration d'un espace commum de représentation pour l'analyse morpho-fonctionnelle du membre supérieur : application à l'articulation glénohumérale.* PhD thesis, Écolde Nationale Supérieure des Télécommunications de Bretagne, 2009.

[SdGLD96] M. Sati, J.A. de Guise, S. Larouche, and G. Drouin. Improving in vivo knee kinematic measurements : application to prosthetic ligament analysis. *The Knee 1996*, 3 :179–190, 1996.

[SHH95] C. Studholme, D.L.G. Hill, and D.J. Hawkes. Multiresolution Voxel Similarity Measures for MR-PET Registration. In Bizais and Barillot [BB95].

[SHH98] Colin Studholme, Derek L. G. Hill, and David J. Hawkes. A Overlap Invariant Entropy Measure of 3D Medical Image Alignment. *Pattern Recognition*, 1(32) :71–86, 1998.

[SMDF01] P.J. Slomka, J. Mandel, D. Downey, and A. Fenster. Evaluation of Voxel-based Registration of 3D Power Doppler Ultrasound and 3D Magnetic Resonance Angiographic Images of Carotid Arteries. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(7) :945–955, 2001.

[STA96] G. Subsol, J.-Ph. Thirion, and N. Ayache. A general scheme for automatically building 3D morphometric anatomical atlases : application to a skull and a brain atlas. In *16th L.A.S.R. Workshop Image Fusion And Shape Variability Techniques*, pages 115–122, Leeds (UK), July 1996.

[SvDL+07] I. Südhoff, S. van Driessche, S. Laporte, J.A. de Guise, and W. Skalli. Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait and Posture*, 25 :533–543, 2007.

[SYK+04] Akira Sawada, Kiyoshi Yoda, Masaki Kokubo, Tatsuya Kunieda, Yasushi Nagata, and Masahiro Hiraoka. A Technique for Noninvasive Respiratory Gated radiation Treatment System based on a Real Time 3D Ultrasound Image Correlation : A phantom Study. *Medical Physics*, 31(2) :245–250, February 2004.

[SZ02] Raj Shekhar and Vladimir Zagrodsky. Mutual Information-Based Rigid and Nonrigid Registration of Ultrasound Volumes. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(1) :9–22, January 2002.

[TC01] J. Tonetti and L. Carrat ANDS. Blendea ANDPh. Merloz ANDJ. Troccaz ANDS. Lavallée ANDJ.P. Chirossel. Clinical Results of Percutaneous Pelvic Surgery. Computer Assisted Surgery Using Ultrasound Compared to Standard Fluoroscopy. *Computer Aided Surgery*, 6(4) :204–211, 2001.

[Thi95] J.-P. Thirion. Fast Non-Rigid Matching of 3D Medical Images. In *Proceedings of the Conference on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS'95)*, Baltimore, November 1995.

[TU00] Philippe Thévenaz and Michael Unser. Optimization of Mutual Information for Multiresolution Image Registration. *IEEE Transactions on Image Processing*, 9(12) :2083–2099, 2000.

[vdHG95] F.C.T. van der Helm and G.M.Pronk. Three-dimentional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *Journal of Biomachanical Engineering*, 117 :27–40, 1995.

[Vio95] Paul A. Viola. Alignment by Maximization of Mutual Information. Technical Report AITR-1548, 1995.

[VPA+02] D. Voirin, Y. Payan, M. Amavizca, C. Létoublon, and J. Troccaz. Computer-aided hepatic tumour ablation : requirements and preliminary results. In *Compte-rendus de l'Académie des Sciences, C.R.Biologies 325*, pages 309–319, 2002.

[WCM92] R.P. Woods, S.R. Cherry, and J.C. Mazziotta. Rapid Automated Algrorithm for Aligning and Reslicing PET Images. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 16(42) :620–633, 1992.

[Wil96] J.R. Williams. *Some aspects of the biomechanics of the elbow joint related to prosthetic design.* PhD thesis, Oxford University, 1996.

[ZGNI01] Lilla Zöllei, W. Eric L. Grimson, Alexander Norbash, and William M. Wells III. 2d-3d rigid registration of x-ray fluoroscopy and ct images using mutual information and sparsely

sampled histogram estimators. In *CVPR (2)*, pages 696–703. IEEE Computer Society, 2001.