

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE CONCENTRATION TECHNOLOGIE DE LA SANTÉ
M.Sc.A.

PAR
Mai Taing Wendy CHUNG

MODÉLISATION RÉNALE 4D PAR APPROCHE VOLUMÉTRIQUE SÉQUENTIELLE
ET 2D ULTRARAPIDE EN IRM

MONTRÉAL, LE 5 AVRIL 2016



Mai Taing Wendy Chung, 2016



Cette licence Creative Commons signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette oeuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'oeuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Jacques A. de Guise, Directeur de Mémoire
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Philippe Souteyrand, Co-directeur
Service de radiologie de l'hôpital de la Conception

M. Nicola Hagemeister, Président du Jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Carlos Vazquez, membre du jury
Département de génie logiciel et des TI

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 24 FÉVRIER 2016

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

En premier lieu, je remercie sincèrement le professeur Jacques de Guise d'être un excellent directeur de mémoire. Sans son aide et son support, ce travail n'aurait jamais pu se réaliser. Je remercie infiniment pour sa confiance envers moi et pour tous ses commentaires pertinents afin de rendre le travail de meilleure qualité. Merci de toujours m'avoir guidée vers le bon chemin !

Je veux également remercier le radiologue Philippe Souteyrand d'être un excellent co-directeur, j'apprécie énormément ta passion et ta motivation pour ce projet. D'autre part, je remercie Gabriel Chartrand et Thierry Cresson pour leurs précieux conseils lorsque j'en avais besoin. Merci également à Gérald Parent qui a sauvé la vie de mon disque dur !

Un remerciement spécial va à Jean-Luc Mari et sa famille de m'avoir accueillie aussi chaleureusement et pour la coopération professionnelle et très sympathique. Je n'oublierai jamais !

J'adresse aussi des remerciements à toute l'équipe du LIO qui a su mettre une excellence ambiance dans le laboratoire. Durant cette période, j'ai fait la recontre de nombreux amis avec qui je garderai contact dont Joanie, Pierre, Adrien, Jessica, Matthieu, Jérémy, Cheng et plusieurs autres !

Enfin, je remercie ma famille pour leur amour inconditionnel ainsi que mon copain pour son soutien et d'avoir lu mon texte à plusieurs reprises. Mes derniers remerciements vont à mes amis que je connais depuis plus d'une décennie d'être comme mes soeurs et frères.

MODÉLISATION RÉNALE 4D PAR APPROCHE VOLUMÉTRIQUE SÉQUENTIELLE ET 2D ULTRARAPIDE EN IRM

Mai Taing Wendy CHUNG

RÉSUMÉ

Les techniques de ciblage de tumeurs rénales durant un traitement par ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU) ne sont pas encore bien explorées en raison de difficultés liées aux mouvements du rein lors du traitement. L'approche expérimentale de ce projet nécessitait une acquisition d'images 3D IRM avant le traitement et une acquisition d'images 2D durant le traitement. L'objectif était de recalibrer les images 2D avec les acquisitions 3D afin de proposer une méthode de suivi de la tumeur et du rein lors d'un traitement par HIFU par imagerie médicale. Une étude du mouvement du rein a été effectuée et a révélé que ce mouvement se décomposait en une translation significative dans l'axe cranio-caudal (par rapport aux deux autres axes) et une rotation variable d'un individu à l'autre selon les trois axes. Par la suite, une méthode de recalage d'images 2D/3D par intensité a été proposée. Pour évaluer l'efficacité de cette méthode de recalage, deux fonctions de mérite ont été utilisées : la corrélation croisée et l'information mutuelle. En combinant chacune de ces fonctions à une fonction d'optimisation appelée Downhill Simplex, les résultats ont révélé des coefficients de corrélation plus élevés en utilisant la fonction de corrélation croisée par rapport à la fonction d'information mutuelle. La méthode de recalage a été testée avec des rotations selon les trois axes du rein pour simuler de légers déplacements. Les coefficients de corrélation ainsi obtenus étaient en moyenne de 96% avec un temps de calcul moyen de 11 secondes. Enfin, les coordonnées du centre de la tumeur ont été localisées en temps réel à partir des images 2D par rapport à un point de référence dans ces images 2D.

Mots clés: HIFU, Rein, Tumeur, Recalage d'images, IRM, Corrélation croisée, Information mutuelle, Optimisation Simplex Downhill

RENAL 4D MODELING BY SEQUENTIAL VOLUMETRIC APPROACH AND 2D ULTRAFAST MRI

Mai Taing Wendy CHUNG

ABSTRACT

Techniques of kidney tumor tracking during the delivery of a treatment of high intensity focused ultrasound (HIFU) are not quite explored yet because of the difficulties caused by the movements of the kidney during the treatment. The experimental approach of this project required a 3D MRI acquisition prior to treatment and 2D acquisitions during treatment. The objective was to register the 2D images with the 3D acquisition in order to propose a tracking method of a kidney and a tumor during a HIFU treatment by medical imaging with only 2D images. A kidney movement analysis has shown that the movement is decomposed into a significant translation in the cranio-caudal axis (compared to the two other axes) and a variable rotation from a subject to another. Then, a 2D/3D image registration by intensity method has been proposed. To evaluate the efficiency of this method, two merit functions have been used : the cross correlation and the mutual information. Combining these two functions with the Downhill Simplex optimization function, the results showed that the correlation coefficients are greater with the cross correlation function compared to the mutual information function. This registration method has been tested with rotated images along the three axes to simulate small displacements of a subject during a treatment. The correlation coefficients were in average 96% with a calculating time of 11 seconds. Lastly, the coordinates of the center of the tumor have been located in real time from the 2D images by setting a reference point in these 2D images.

Keywords: HIFU, Kidney, Tumor, Image registration, MRI, Cross correlation, Mutual information, Simplex Downhill optimization

TABLE DES MATIÈRES

	Page
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
1.1 Le cancer du rein : quelques statistiques	1
1.1.1 Causes	2
1.1.2 Rôles du rein	2
1.1.3 Symptômes du cancer du rein	3
1.1.4 Pronostic de la maladie	3
1.2 Traitements actuels	4
1.2.1 La chirurgie	4
1.2.2 La thermo-ablation	5
1.2.2.1 La cryoablation	5
1.2.2.2 L'ablation par radiofréquence	5
1.2.3 La radiothérapie	6
1.3 Problématique du projet	7
1.4 But du projet	9
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE	11
2.1 Mouvement du rein	11
2.2 Choix de la modalité d'imagerie	11
2.2.1 Formation d'images en IRM	13
2.2.1.1 Image flash	16
2.2.1.2 Acquisition 3D en IRM	17
2.3 Segmentation du rein	17
2.4 Méthodes de suivi d'organes mobiles	20
2.4.1 Méthodes actuelles de suivi pour des organes mobiles	20
2.4.1.1 Pour une intervention HIFU	21
2.4.1.2 Suivi d'organes pour d'autres types de traitement	22
2.4.2 Recalage basé sur l'intensité	23
2.4.2.1 Les fonctions de mérite	23
2.4.2.2 La corrélation croisée (CC)	23
2.4.2.3 L'intensité du motif (PI)	24
2.4.2.4 L'information mutuelle (IM)	25
2.4.2.5 Corrélation stochastique de rang (SRC)	26
2.4.3 Les algorithmes d'optimisation	27
2.4.3.1 Recuit simulé (SA)	27
2.4.3.2 La méthode Downhill Simplex de Nelder et Nead	28
2.4.3.3 Méthode de Powell	28
2.4.4 Recalage tranche-à-volume : comparaison des fonctions de mérites et des algorithmes d'optimisation	29
2.5 Hypothèses	31
2.6 Objectifs spécifiques	31

2.7	Structure du mémoire	31
CHAPITRE 3 PARTIE 1 : ÉTUDE DU MOUVEMENT DU REIN		33
3.1	Méthodologie	33
3.1.1	Acquisition d'images 3D	33
3.1.1.1	Sujets : volontaires sains	35
3.1.1.2	Acquisitions 3D d'IRM selon les séquences respiratoires 35	
3.1.2	Méthode de création de maillage 3D	36
3.1.3	Évaluation de la répétabilité de l'outil de segmentation	37
3.1.4	Analyse du mouvement rénal en fonction de la respiration	38
3.1.4.1	Translation du rein	38
3.1.4.2	Rotation du rein	40
3.1.4.3	Présence ou absence de déformations du rein	41
3.2	Résultats et discussion	42
3.2.1	Évaluation de la répétabilité de l'outil de segmentation	42
3.2.1.1	Comparaison intra-opérateur	42
3.2.1.2	Comparaison inter-opérateur	46
3.2.1.3	Synthèse des comparaisons intra et inter-opérateur	48
3.2.2	Mouvements du rein	49
3.2.2.1	Translation	51
3.2.2.2	Rotation	53
3.2.2.3	Présence ou absence de déformations	54
CHAPITRE 4 PARTIE 2 : SUIVI DU REIN		57
4.1	Méthodologie	57
4.1.1	Acquisitions IRM 2D rapides (séquences flash)	57
4.1.2	Suivi du rein par recalage 2D/3D	58
4.1.2.1	Simulations	58
4.1.2.2	Simulation 1 : Tranche(s) optimales(s)	59
4.1.2.3	Simulation 2 : Sous-échantillonnage des images flash	62
4.1.3	Recalage 2D/3D	63
4.2	Résultats et discussion	64
4.2.1	Simulations	65
4.2.1.1	Simulation 1 : Tranche(s) optimale(s)	65
4.2.1.2	Simulation 2 : Sous-échantillonnage des images 70	
4.2.1.3	Synthèse des simulations	72
4.2.1.4	Recalage 2D/3D	72
CHAPITRE 5 ÉTUDE COMPLÉMENTAIRE : LOCALISATION D'UNE TUMEUR RÉNALE		75
5.1	Vérifications des questions	75
5.1.1	Simulation 1	76
5.1.2	Simulation 2	77

5.2	Composante(s) du mouvement à incorporer	79
5.3	Localisation d'une tumeur rénale	80
CHAPITRE 6 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		83
BIBLIOGRAPHIE		85

LISTE DES TABLEAUX

	Page	
Tableau 2.1	Tableau synthèse des avantages et inconvénients des ultrasons et de l'IRM.....	13
Tableau 3.1	Caractéristiques principales des volontaires sains.....	35

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Intervention chirurgicale d'une ablation de tumeur : a) une occlusion temporaire de la vascularisation, b) résection de la tumeur avec une jante normale de parenchyme et c) reconstruction du rein. Tirée de Rini <i>et al.</i> (2009)	5
Figure 1.2	Électrode à aiguille à quatre broches où un courant électrique génère de la chaleur autour de la pointe. Tirée de RadiologyInfo.org (2014)	6
Figure 1.3	Illustration d'un accélérateur linéaire montrant la tête de l'accélérateur d'où le faisceau de radiation est généré et la table d'examen sur laquelle le patient repose.	7
Figure 1.4	Ciblage tumoral avec un traitement par HIFU. La région traitée est le point focal des ondes focalisées. Tirée de Heal-All (2015)	9
Figure 2.1	Schéma définissant les axes x, y et z par rapport au corps humain. Tirée de Stanford University	12
Figure 2.2	a) En l'absence d'un champ magnétique, les nucléides d'hydrogène sont alignés aléatoirement et b) en présence d'un champ magnétique B , les nucléides précessent dans la direction du champ appliqué. Tirée de Blair Mackiewicz	15
Figure 2.3	a) Le pulse RF cause le moment magnétique net des nucléides à s'incliner perpendiculairement à B et b) lorsque le pulse RF est coupé, les noyaux retournent à l'état d'équilibre de telle sorte que M soit à nouveau parallèle à B . Tirée de Blair Mackiewicz	15
Figure 2.4	Exemple montrant un maillage 3D d'un rein composé de triangles.	18
Figure 2.5	Méthode de segmentation 3D proposée : a) Forme a priori avec des poignées prédéfinies. b) Forme a priori initialisée à l'intérieur des données IRM. c) Capsule pré-personnalisée par une déformation hiérarchique. d) Capsule segmentée par anamorphose. Tirée de Chav (2012))	19
Figure 2.6	Méthode de segmentation 3D proposée : a), b) et c) Contours délimités dans les plans orthogonaux. d) Superposition des contours en 3D. e) Interpolation. f) Forme résultante. Tirée de Chartrand <i>et al.</i> (2014)	21

Figure 3.1	Schéma illustrant les plans coronal, sagittal et axial du corps humain. Tirée de University Of Virginia	34
Figure 3.2	Appareil d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Tirée de Physiopedia	34
Figure 3.3	Acquisition d'images 3D IRM à des instants spécifiques du cycle respiratoire (séquences respiratoires) des sujets sains, soient à 0%, 25%, 50%, 75% et 100%.	36
Figure 3.4	Détermination de la translation et de la rotation du rein causées par la respiration à partir des maillages 3D issus de la segmentation.....	39
Figure 3.5	Différence relative entre la position des barycentres de deux reconstructions (faites par le même opérateur) pour les séquences en inspiration et en expiration maximales. Cette mesure a été calculée pour les reins gauche et droit de dix sujets sains.	43
Figure 3.6	Schéma de couleurs montrant la différence en mm entre les segmentations (issues du même opérateur) de deux reins selon deux angles de vue.	44
Figure 3.7	Différence relative entre la position des barycentres de deux reconstructions (faites par deux opérateurs différents) pour les séquences en inspiration et en expiration maximales. Cette mesure a été calculée pour les reins gauche et droit de dix sujets sains.....	46
Figure 3.8	Schéma en couleurs montrant la différence en mm entre les segmentations (issues de deux opérateurs différents) de deux reins selon deux angles de vue.....	47
Figure 3.9	Exemple d'une zone du rein difficile à délimiter lors de la segmentation en raison de la vascularité.	48
Figure 3.10	Exemple d'un rein gauche segmenté pour les cinq séquences respiratoires selon les 3 plans, soient a) coronal, b) sagittal et c) axial. Les cinq séquences sont différenciées par les couleurs rouge, bleu, vert, jaune et magenta qui représentent le rein en expiration maximale, en expiration bloquée, en neutre, en inspiration bloquée et en inspiration maximale, respectivement.	50
Figure 3.11	Translation des reins gauches et droits des dix sujets sains selon les axes x, y et z entre les séquences d'expiration et d'inspiration maximales.	51

Figure 3.12	Rotation des reins gauches et droits des 10 sujets sains selon les axes x, y et z entre les séquences d'expiration et d'inspiration maximales.	53
Figure 3.13	Superposition d'un rein en inspiration maximale (maillage jaune) et d'un rein en expiration maximale avec la translation et la rotation (maillage magenta) déterminées aux figures 3.11 et 3.12 pour deux angles de vue.	54
Figure 3.14	Superposition d'un rein en inspiration maximale (maillage jaune) et d'un rein en expiration maximale avec la translation et la rotation (maillage magenta) déterminées aux figures 3.11 et 3.12.	56
Figure 4.1	Schéma du recalage 2D/3D pour le suivi du rein. L'étape de pré-traitement consiste à acquérir un volume 3D. Des images flash 2D selon les plans axial, coronal ou sagittal sont acquises continuellement durant le traitement pour ensuite être recalées avec le volume 3D pré-acquis.	59
Figure 4.2	Schéma montrant la première étape de la simulation : retrait d'une tranche coronale du rein à partir de l'acquisition des images 3D.	60
Figure 4.3	Région d'intérêt rognée (imagerie) d'une tranche retirée du volume 3D selon le plan a) sagittal, b) axial et c) coronal.	60
Figure 4.4	Schéma représentant la méthode de damier pour comparer deux images. Les carreaux numérotés 1 représentent la première image et les carreaux numérotés 2 représentent la deuxième image.	62
Figure 4.5	Exemple de deux images de reins recalées comparées par la méthode de damier. La figure de gauche montre un rein n'ayant pas les contours continus et celle de droite montre un rein ayant les contours continus. Tirée de Anderlik <i>et al.</i> (2009)	63
Figure 4.6	Schéma montrant le principe de la pyramide laplacienne exécuté une, deux et trois fois sur une image originale. Tirée de Anderlik <i>et al.</i> (2009)	64
Figure 4.7	Résultat de l'initialisation de l'algorithme selon les axes a) sagittal, b) axial et c) coronal.	65
Figure 4.8	Recalage 2D/3D avec CC et IM entre l'imagerie de la tranche axiale (voir figure 4.3a) et une acquisition 3D où l'imagerie a subi une rotation de a) 0°, b) 5°, c) 10° et d) 15°.	66

Figure 4.9	Recalage 2D/3D avec CC et IM entre l'imagette de la tranche coronale (voir figure 4.3b) et une acquisition 3D où l'imagette a subi une rotation de a) 0°, b) 5°, c) 10° et d) 15°.....	68
Figure 4.10	Recalage 2D/3D avec CC et IM entre l'imagette de la tranche sagittale (voir figure 4.3c) et une acquisition 3D où l'imagette a subi une rotation de a) 0°, b) 5°, c) 10° et d) 15°.....	68
Figure 4.11	Tableau résumant les coefficients de corrélation des recalages avec la corrélation croisée (CC) et l'information mutuelle (IM) suite aux simulations décrites à la section 4.1.2.2	69
Figure 4.12	Recalage 2D/3D avec la CC et l'IM (en combinaison avec la fonction d'optimisation Simplex) des imagettes de la figure 4.3 sous-échantillonnées avec une pyramide laplacienne (pour une rotation de 5°).	70
Figure 4.13	Recalage 2D/3D avec la CC et la fonction d'optimisation Downhill Simplex d'une image flash provenant d'un volontaire et de son acquisition 3D.	73
Figure 5.1	Illustration montrant comment les contours de la figure 5.2 sont extraits en appliquant les transformations décrites à cette figure.	76
Figure 5.2	La courbe blanche représente un contour extrait du rein initial d'une tranche à une position y d'intérêt. La courbe bleue représente le contour extrait du rein initial appliqué d'une rotation de 1.5° selon les trois axes et d'une translation de 1 mm en x, de 1.5 mm en y et de 6 mm en z. La courbe verte représente le contour extrait du rein initial appliqué d'une rotation de 3° selon les trois axes et d'une translation de 2 mm en x, de 3 mm en y et de 12 mm en z. La courbe rouge est un contour à partir du rein initial appliqué d'une rotation de 4.5° et d'une translation de 3 mm en x, de 4.5 mm en y et de 18 mm en z. La courbe cyan est un contour du rein initial appliqué d'une rotation de 6° et d'une translation de 4 mm en x, de 6 mm en y et de 24 mm en z.	77
Figure 5.3	Le rein en bleu représente le rein à la position initiale. Le rein en vert montre l'organe après une rotation de 5° selon les trois axes du rein et une translation de 4 cm selon l'axe z. Les tumeurs sont numérotées 1 et 2 et les indices primes représentent leur position après la transformation. Les tumeurs avec un seul prime ont reçu uniquement la translation et celles avec deux primes, une translation ainsi qu'une rotation de 5° selon les trois axes.....	79

Figure 5.4 Exemple pour déterminer les coordonnées du centre de la tumeur. 81

Figure 5.5 Images flash d'un sujet pour la durée d'un cycle respiratoire..... 82

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ETS	École de Technologie Supérieure
FID	Décroissance d'induction libre (de l'anglais, <i>Free induction decay</i>)
HIFU	Ultrasons focalisés de haute intensité (de l'anglais, <i>High-intensity focused ultrasound</i>)
IMC	Indice de masse corporelle
LIO	Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie
IRM	Imagerie par résonance magnétique
CC	Corrélation croisée
PI	Intensité du motif (de l'anglais, <i>Pattern intensity</i>)
IM	Information mutuelle
SRC	Corrélation stochastique de rang (de l'anglais, <i>Stochastic Rank Correlation</i>)
T1	Temps de relaxation longitudinal
T2	Temps de relaxation transverse
TE	Temps d'écho
TR	Temps de répétition

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

Le mot *cancer* peut donner bien des frissons, d'abord parce que nous pouvons tous être directement touchés, mais aussi parce que, indirectement, des proches y ont déjà été confrontés. Il existe bien des traitements dans certains cas, mais ils ne sont pas toujours curatifs et sont souvent accompagnés de nombreux effets secondaires. Diverses branches de la science tentent d'élucider les mystères de cette maladie dans l'optique de la contrôler et d'apaiser ses symptômes pour rehausser la qualité de vie des patients. Ce mémoire est dédié à des méthodes d'imagerie qui pourraient être associées dans le futur à un certain type de traitement du cancer du rein, appelé ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU, de l'anglais *high intensity focused ultrasound*). Le premier chapitre a pour but de décrire les causes, les symptômes, le pronostic ainsi que les traitements actuels du cancer du rein. Puis, la problématique du sujet ainsi que la motivation et les objectifs de ce mémoire seront développés. Cette introduction a pour objectif de familiariser le lecteur avec quelques concepts médicaux.

1.1 Le cancer du rein : quelques statistiques

En 2014, environ 6000 nouveaux cas de cancers du rein ont été diagnostiqués au Canada et parmi ceux-ci, 1750 ont été fatals (North S (2013); Société canadienne du cancer (2014)). Pour des raisons inconnues, l'incidence augmente de 2% annuellement, d'où l'importance de l'étude des traitements actuels et émergents pouvant éventuellement guérir le plus de cas possible.

Les cancers débutent par une mutation génétique des cellules saines. Lors de la division cellulaire, celles-ci vont se reproduire de façon incorrecte et se répliquer sous la même identité. Ensuite, elles auront tendance à se propager à distance du site initial dans d'autres organes du corps. Les cellules responsables du cancer du rein sont connues sous le nom de *cellules adénocarcinomateuses rénales* (Novick (2007)).

1.1.1 Causes

Nombreux sont les facteurs pouvant provoquer un cancer du rein. Deux catégories les distinguent. La première comprend des facteurs qui sont incontrôlables tels que la prédisposition génétique et le sexe. La probabilité qu'un homme développe cette maladie est significativement plus élevée par rapport à une femme. En fait, environ 3800 hommes ont été diagnostiqués de ce cancer et 1100 en sont morts en 2014 comparativement à 2300 femmes qui en ont été diagnostiquées et 660 qui en sont mortes (Société canadienne du cancer (2014)). La seconde catégorie englobe les facteurs contrôlables tels que les habitudes de vie. Par exemple, la consommation régulière de tabac peut accroître les risques de contracter le cancer du rein. D'autre part, le manque d'activité physique et une alimentation riche en matières grasses peuvent mener à l'obésité qui représente un risque au niveau de la modification de certaines hormones pouvant entraîner un cancer du rein (Tone Bjørge et Engeland (2004)). L'étude de Tone Bjørge et Engeland (2004) révèle qu'il existe un lien entre l'indice de masse corporelle (IMC) et la probabilité d'induire un cancer du rein. Les individus ayant un IMC élevé à l'âge de 20 ans et qui gagnent davantage de poids entre 20 à 50 ans sont exposés à des risques plus importants que ceux qui ont un IMC santé. Un environnement de travail exposé à certaines substances chimiques peut également être à l'origine de cette pathologie (Rini *et al.* (2009); Tone Bjørge et Engeland (2004)).

1.1.2 Rôles du rein

Afin de comprendre les symptômes qu'un patient atteint du cancer du rein peut éprouver (qui seront élaborés dans la section suivante), le prochain paragraphe résume les principales fonctions du rein.

Le rein joue plusieurs rôles dans la digestion des aliments. Sa fonction principale consiste à filtrer le sang venant des artères rénales afin de retirer l'excès d'eau, de sels et de produits inutiles pour le corps. Ces produits filtrés forment l'urine. Cette substance est ensuite acheminée vers la vessie par l'intermédiaire des uretères. Toutefois, le rein a également des rôles secon-

daïres : il aide à contrôler la pression sanguine en produisant une hormone appelée la *rénine* et s'assure que le corps ait suffisamment de globules rouges par la formation d'une hormone appelée l'*érythropoïétine*. Cette hormone signale à la moelle osseuse le besoin de générer des globules rouges. Bien que tout être humain sain possède deux reins, un seul parvient à combler toutes ces fonctions tout en restant en santé (American Cancer Society (2014)).

1.1.3 Symptômes du cancer du rein

Lorsqu'un ou plusieurs des rôles du rein ne sont pas remplis correctement, l'individu peut ressentir des manifestations indiquant le développement d'un cancer du rein. Comme mentionné dans le paragraphe précédent, un des rôles du rein est la filtration de produits non désirables et lorsque celle-ci s'exécute de façon inadéquate, il est possible qu'il y ait présence de sang dans l'urine lors de l'évacuation. De plus, une douleur au bas du dos peut notamment être ressentie. D'autre part, le sujet peut éprouver une perte d'appétit soudaine et une fatigue inhabituelle causant une chute de poids marquée. Il est aussi possible qu'il y ait présence d'une masse dans le bas du dos. La personne touchée par le cancer du rein peut aussi être atteinte d'une fièvre qui persiste et qui n'est pas due à une infection (American Cancer Society (2014); Rini *et al.* (2009)). Cependant, à l'heure actuelle, dans les pays occidentaux, le cancer du rein se développe le plus souvent sans symptômes spécifiques.

1.1.4 Pronostic de la maladie

Diagnostiqué et traité précocement, le pronostic du cancer du rein est bon. Les premiers symptômes sont le plus souvent frustrés. Ils se manifestent très lentement ou sont à peine perceptibles. D'ailleurs, les reins sont situés à une certaine profondeur dans le corps, ce qui a pour conséquence d'augmenter la difficulté de déceler une tumeur rénale durant un examen physique. Aussi, il n'existe aucun test de dépistage du cancer du rein à l'heure actuelle comparativement au cancer colorectal où un examen est fortement recommandé par le gouvernement pour les individus entre 50 à 74 ans (Portail santé mieux-être (2014)). En effet, pour les sujets qui se font diagnostiquer lorsque le cancer est en stade précoce, leur taux de survie est de 90%

pendant cinq ans après le diagnostic. Pour les individus qui reçoivent un diagnostic lorsqu'il y a présence de métastases, la probabilité de survie baisse à 10% (Cancer Research UK (2014)).

Dépendamment de la progression de la maladie, le taux de survie varie d'un individu à l'autre. En général, les stades précoces indiquent que les cellules cancéreuses sont uniquement situées dans le foyer initial, c'est-à-dire dans le rein. Autrement, les stades plus avancées signifient qu'il y a présence de cellules métastatiques au-delà du site originaire.

1.2 Traitements actuels

De multiples méthodes existent pour traiter le cancer du rein en fonction du stade de la tumeur et de la condition du patient. Parmi celles-ci, la plus commune est la chirurgie. Les autres traitements sont la thermo-ablation par cryoablation ou par radiofréquence et la radiothérapie (American Cancer Society (2014)). Ces trois techniques seront décrites dans cette section. Bien qu'elles soient des méthodes distinctes, il arrive fréquemment qu'un patient ait recours à une combinaison de ces traitements afin d'en optimiser l'efficacité.

1.2.1 La chirurgie

La chirurgie est la technique de référence pour traiter les tumeurs rénales. Le médecin retire la ou les masse(s) tumorale(s) ou le rein en entier manuellement dépendamment du stade de la maladie. Dans les cas où plusieurs métastases se sont propagées dans le corps, le chirurgien peut également les retirer. Le patient peut avoir recours à la radiothérapie pour traiter les métastases dues au cancer du rein, notamment dans les poumons et le cerveau, afin d'éviter une récurrence (Rini *et al.* (2009)). Un exemple d'une intervention chirurgicale est illustré à la figure 1.1.

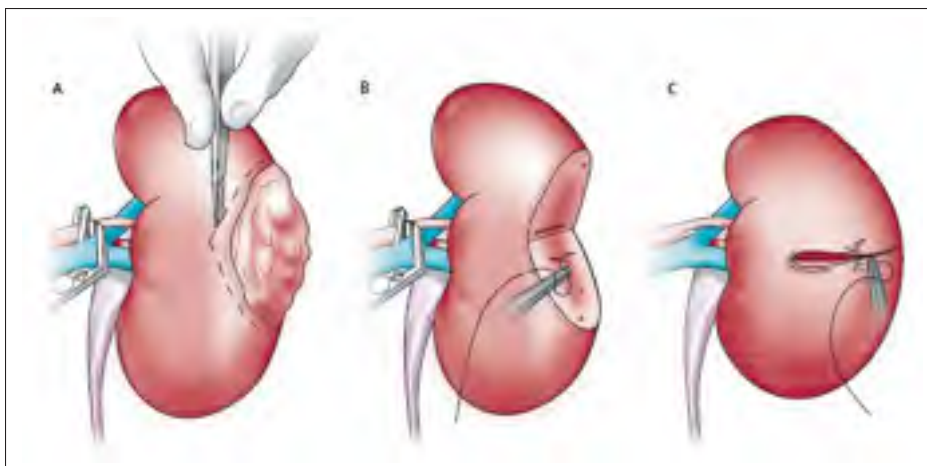


Figure 1.1 Intervention chirurgicale d'une ablation de tumeur :
 a) une occlusion temporaire de la vascularisation, b) résection de
 la tumeur avec une jante normale de parenchyme et c)
 reconstruction du rein.

Tirée de Rini *et al.* (2009)

1.2.2 La thermo-ablation

1.2.2.1 La cryoablation

Cette technique repose sur le refroidissement tissulaire brusque à une température pouvant descendre jusqu'à $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$. Ceci entraîne ainsi une création de cristaux de glace extracellulaires engendrant des lésions des membranes lipidiques. Ce phénomène peut causer deux effets, soit la mort cellulaire spontanée entre -19.4 et $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ ou une mort tardive provoquée par les lésions (Liberati *et al.* (2006)). Ce type de traitement est utilisé à l'aide d'une sonde qui pénètre dans la zone tumorale et doit être accompagné d'un système d'imagerie permettant de visualiser cette zone en temps réel. La modalité souvent choisie est l'échographie, mais il est aussi possible de faire appel à l'IRM.

1.2.2.2 L'ablation par radiofréquence

Une autre technique couramment employée pour le traitement de tumeurs rénales est la thermo-ablation par radiofréquence. Cette méthode fait appel à des courants électriques de très haute

énergie afin de brûler les cellules cancéreuses. Pour ce faire, une aiguille est insérée dans la zone tumorale agissant à titre de sonde (J.M. Correas (2008)). Souvent, cette étape est guidée à l'aide de systèmes d'imagerie tels que les ultrasons ou la tomodensitométrie. Lorsque l'aiguille est insérée dans la région optimale, un courant électrique est généré à l'extrémité de celle-ci, provoquant une quantité de chaleur suffisante pour engendrer la mort des cellules à proximité de la pointe, comme illustré à la figure 1.2 (J.M. Correas (2008)). Toutefois, ce procédé, comme la chirurgie, peut mener à des complications telles que des saignements et des dommages aux tissus sains et aux organes adjacents.



Figure 1.2 Électrode à aiguille à quatre broches où un courant électrique génère de la chaleur autour de la pointe.
Tirée de RadiologyInfo.org (2014)

1.2.3 La radiothérapie

La radiothérapie est une alternative à la chirurgie. Elle consiste essentiellement à délivrer de la radiation vers la région d'intérêt dans le but de détruire l'ADN des cellules cancéreuses pour stopper leur croissance. Cependant, les reins sont des organes peu radio-sensibles, ce qui fait en sorte que cette technique s'avère moins efficace que la chirurgie. Toutefois, elle peut soulager la douleur et contrôler la propagation des cellules cancéreuses vers d'autres sites (particulièrement dans les os et dans le cerveau) (Nieder *et al.* (2011); Angel I. Blanco et Amato (2011)). En radiothérapie, un accélérateur de particules est utilisé pour produire un faisceau de radiation qui est dirigé vers la zone cible. La figure 1.3 illustre un accélérateur linéaire typique.



Figure 1.3 Illustration d'un accélérateur linéaire montrant la tête de l'accélérateur d'où le faisceau de radiation est généré et la table d'examen sur laquelle le patient repose.

1.3 Problématique du projet

Comme mentionné à la section précédente, plusieurs techniques sont à la disposition des médecins pour traiter les tumeurs rénales. Cependant, chaque procédé présente un inconvénient :

1. La chirurgie s'avère la méthode de traitement de référence. Toutefois, certains patients sont trop âgés ou malades pour subir une telle intervention. Dans ce cas, il faut faire appel à d'autres types d'interventions.

2. À l'heure actuelle, la radiothérapie n'est toutefois pas un traitement efficace pour le cancer du rein : il n'est pas radio-sensible. De plus, à cause des mouvements causés par la respiration, le champ d'irradiation est grand, donc les doses à délivrer sont trop importantes pour les organes voisins.

3. Des saignements, des brûlures et de la douleur sont généralement observés suite à un traitement par thermo-ablation. Plusieurs autres complications peuvent survenir pour les individus plus âgés (American Cancer Society (2014)).

Une méthode émergente appelée *traitement par ultrasons focalisés de haute intensité* (HIFU, de l'anglais *high intensity focused ultrasound*) constitue une alternative aux traitements énumérés plus haut. Celui-ci permet de traiter des tumeurs de manière minimalement invasive. En fait, ce type de traitement consiste à provoquer la nécrose, c'est-à-dire la mort cellulaire prématurée et non programmée des cellules cancéreuses, par l'entremise d'une dose thermique élevée (Roujol S (2011)). La nécrose se différencie de l'apoptose, où la mort cellulaire est programmée et paramétrée selon le cycle de vie cellulaire. L'HIFU est une technique qui détruit les tissus en profondeur dans le corps de façon sélective. En effet, l'intensité du faisceau est maximale au point focal et diminue graduellement en s'éloignant du point focal (voir la figure 1.4) (Zhang et Wang (2010)). L'intérêt de ce genre de technique réside dans l'absence d'intervention percutanée pour délivrer l'agent physique thermique (à la différence de la radiofréquence ou de la cryoablation). Afin de mettre en place ce traitement, il est primordial d'obtenir un suivi de l'organe cible afin de s'assurer du ciblage de la région d'intérêt tout en épargnant au mieux les tissus sains environnants. À ce jour, peu de techniques d'imagerie permettent d'assister le HIFU afin de suivre le mouvement de la lésion traitée en temps réel, d'où l'intérêt de ce projet.

L'intervention par HIFU est ainsi une méthode très attrayante pour traiter le cancer du rein pour les raisons suivantes :

1. Les tumeurs dans le rein sont parfois difficilement atteignables par les traitements percutanés (l'ablation par radiofréquence, par exemple), comparativement aux HIFU qui permettent de traiter en profondeur.
2. Le rein est peu radio-sensible, mais il est sensible aux ondes acoustiques de haute énergie.
3. L'intervention par HIFU est une alternative intéressante pour les sujets qui présentent de hauts risques à la chirurgie (Zhang et Wang (2010)).

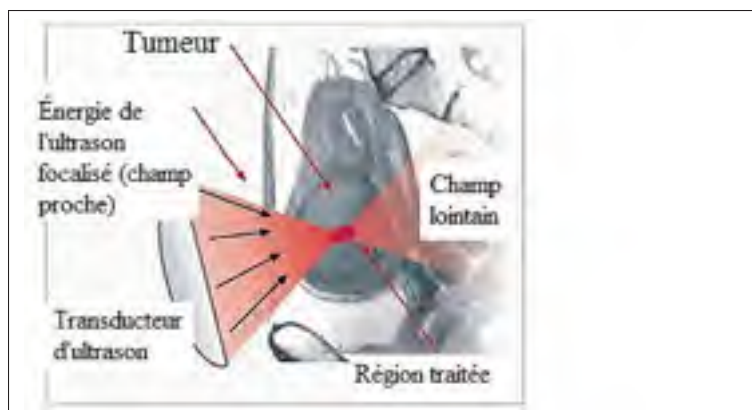


Figure 1.4 Ciblage tumoral avec un traitement par HIFU. La région traitée est le point focal des ondes focalisées.
Tirée de Heal-All (2015)

Afin de pouvoir mettre en place le traitement par HIFU, il est indispensable qu'il soit combiné à une modalité d'imagerie compatible pour visualiser la zone ciblée. Actuellement, aucune méthode d'imagerie ne permet d'effectuer le suivi en temps réel de la région d'intérêt en raison du mouvement du rein. Le suivi du rein représente un défi puisque celui-ci subit des mouvements qui sont causés par la respiration (Zhang et Wang (2010)).

1.4 But du projet

Le but principal de ce projet est de proposer une méthode d'imagerie pour effectuer le suivi en temps réel d'une tumeur du rein en respiration libre lors d'un traitement par HIFU. Le chapitre suivant aborde la revue de la littérature afin de déterminer les objectifs spécifiques du projet.

CHAPITRE 2

REVUE DE LITTÉRATURE

2.1 Mouvement du rein

L'évaluation de la trajectoire du rein lors de la respiration est une tâche complexe. Ce sujet n'a jamais été l'intérêt principal d'un article mais certains ont évoqué cet aspect afin d'étudier une problématique impliquant de connaître le mouvement du rein. La translation, la rotation et la déformation sont les trois principales composantes à considérer lors l'étude du déplacement de l'organe. Même si peu de sources traitent ce sujet, la totalité des articles sur ce thème se mettent en accord sur le fait qu'il y a définitivement une translation selon les trois axes du mouvement de l'ordre de 20 mm (voir figure 2.1) (Abhilash et Chauhan (2012)). De plus, l'article qui donne le plus de précision indique qu'il y a un déplacement moyen maximal de 43 mm (Schwartz *et al.* (1994)). En ce qui concerne les déformations du rein lors de la respiration, aucun article ne mentionne qu'elles sont perceptibles et tous considèrent l'organe en tant qu'objet rigide (Song *et al.* (2011)). Ainsi, afin d'implanter une méthode appropriée du suivi de l'organe, une étude sur le mouvement rénal doit être effectuée.

2.2 Choix de la modalité d'imagerie

Pour l'étude du mouvement des reins et l'implantation d'une méthode de suivi, nous avons besoin d'un outil d'imagerie. Deux types d'appareils d'imagerie permettent de recueillir des images rapides du rein pour faire un suivi (Al-Bataineh *et al.* (2012)). La première technique utilisée pour guider le traitement est l'imagerie ultrasonore. En 1997, un patient avec un ostéosarcome a été traité par l'HIFU guidé par cette modalité en Chine (Zhang et Wang (2010)). Depuis la dernière décennie, des milliers de patients ont été traités de la même façon pour divers types de tumeurs. L'imagerie ultrasonore, modalité peu coûteuse, est une technique reconnue pour obtenir des images en temps réel. Toutefois, les images issues d'un tel système sont peu reproductibles et dépendent fortement des compétences de l'opérateur (Pinto *et al.*

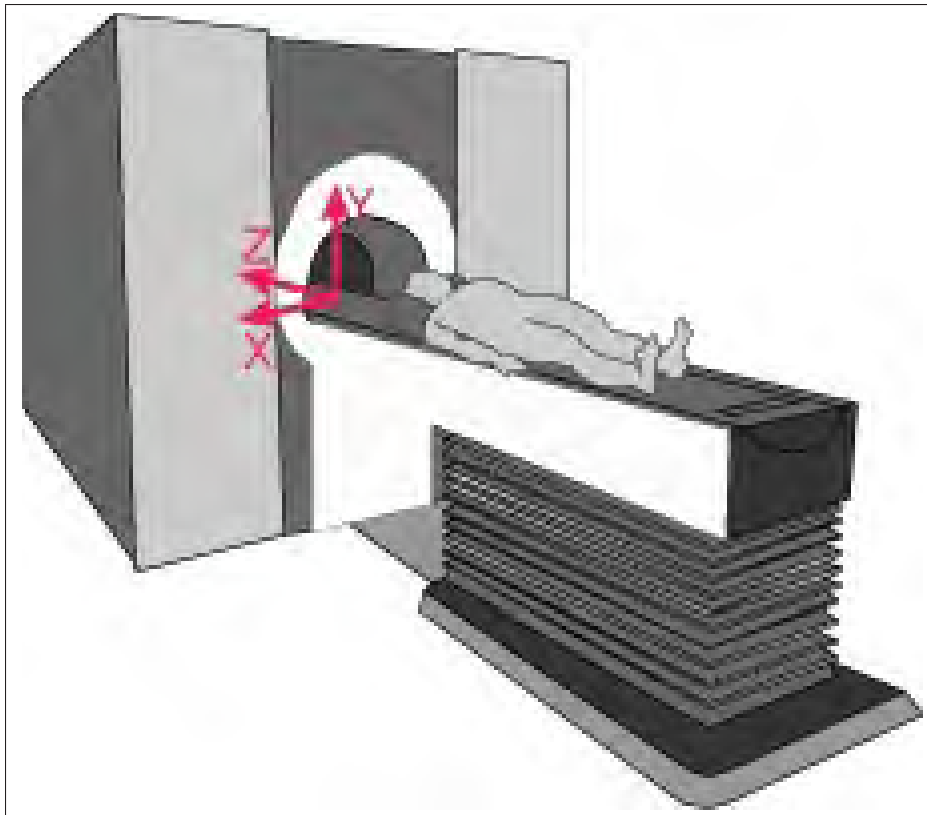


Figure 2.1 Schéma définissant les axes x, y et z par rapport au corps humain.

Tirée de Stanford University

(2013)). Actuellement, une autre modalité plus récente est également utilisée pour accompagner le traitement, soit l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Un énorme avantage de l'IRM est de pouvoir coupler les séquences morphologiques à des séquences de thermographie qui permettent de surveiller l'efficacité en temps réel des HIFU. Ces deux systèmes d'imagerie ont leurs avantages et inconvénients pour le suivi du rein pendant les traitements. Le tableau 2.1 résume leurs points positifs et négatifs (Zhang et Wang (2010)).

Plusieurs chercheurs ont adopté ces deux types de modalités pour accomplir le suivi de l'organe cible. Le fait que le rein est un organe mobile fait en sorte qu'un bon contraste d'images est essentiel. L'équipe de Ries et Senneville (2010) a étudié la possibilité de combiner l'IRM avec l'HIFU pour des organes en mouvement tels que le rein ou le foie pour les localiser en prenant des images 2D rapides lors du traitement. Elle conclut que le suivi à l'aide de cette modalité est

faisable puisque les images sont acquises à haute résolution temporelle. Ceci fait en sorte que les artéfacts causés par le déplacement de l'organe sont évités comparativement à l'imagerie par ultrasons. Al-Bataineh *et al.* (2012) mentionnent qu'il est très important de bien visualiser la lésion à cibler lors du traitement. Selon son équipe, l'IRM est la meilleure modalité pour effectuer cette tâche puisqu'elle peut mieux évaluer la distance entre les structures. Le groupe de Song *et al.* (2011) a également utilisé l'IRM pour évaluer le mouvement du rein et du foie causé par la respiration et conclut que l'IRM est la meilleure modalité d'imagerie puisqu'elle a la capacité de révéler les diverses structures. Aussi, la haute résolution spatiale et le contraste élevé de l'IRM permettent la caractérisation des différentes structures à imager (Al-Bataineh *et al.* (2012)). Toutefois, le mouvement causé par la respiration reste un problème majeur lors de l'acquisition des images. Leur conclusion indique qu'il est possible d'utiliser l'IRM pour des fins de suivi en recueillant continuellement des images pendant le traitement.

Tableau 2.1 Tableau synthèse des avantages et inconvénients des ultrasons et de l'IRM.

Ultrasons		IRM	
Avantages	Inconvénients	Avantages	Inconvénients
Images en temps réel	Plusieurs artéfacts possibles	Excellent contraste des tissus rénaux	Coûteux
Peu coûteux	Dépend de l'opérateur	Excellente résolution spatiale	Temps d'acquisition très long
Sécuritaire	Médiocre pour les acquisitions 3D	Ne dépend pas de l'opérateur	—
—	—	Excellent pour les acquisitions 3D	—

2.2.1 Formation d'images en IRM

L'IRM est une modalité d'imagerie faisant appel à des ondes radio soumises à un champ magnétique. Elle est souvent employée pour des fins diagnostiques et pour le suivi des tissus mous. Les atomes d'hydrogène fortement présents dans les tissus mous sous la forme de molécules d'eau sont en mesure de générer un signal lorsqu'ils sont soumis à un champ magnétique.

Puisque les noyaux contenus dans les atomes sont des particules chargées, en présence d'un champ magnétique, leur moment magnétique s'aligne avec ce champ magnétique. Les atomes d'hydrogène libres s'alignent donc dans la direction d'un champ magnétique externe. Aussi, le moment magnétique des atomes d'hydrogène subit un mouvement de précession autour de l'axe du champ magnétique externe. Cette propriété suit la relation définie par l'équation 2.1.

$$\omega = -\lambda \mathbf{B} \quad (2.1)$$

où

$$\begin{aligned} \omega &\dots \text{Fréquence de Larmor} \\ \lambda &\dots \text{Rapport gyromagnétique} \\ \mathbf{B} &\dots \text{Champ magnétique} \end{aligned} \quad (2.2)$$

Selon l'équation 2.1, la fréquence de Larmor est proportionnelle au champ magnétique \mathbf{B} appliqué. Le facteur gyromagnétique est une constante propre aux noyaux des atomes d'hydrogène et vaut 42.6 MHz/Tesla. Afin d'obtenir des images issues de cette modalité, il faut tout d'abord que le patient soit placé dans un champ magnétique uniforme. Les noyaux des atomes dans le patient s'aligneront dans la direction du champ orientant ainsi le moment magnétique des atomes \mathbf{M} parallèlement à \mathbf{B} . La figure 2.2 schématise ce phénomène.

Par la suite, un pulse radio-fréquence (RF) est appliqué perpendiculairement à \mathbf{B} . Puisque ce pulse a une fréquence égale à la fréquence de Larmor, cela cause \mathbf{M} à s'incliner perpendiculairement à \mathbf{B} comme illustré à la figure 2.3.

Durant le réalignement du moment magnétique des nucléides après avoir coupé le signal RF (2.3b)), les nucléides émettent de l'énergie qui peut être mesurée sous forme d'un signal RF. Une fois que le signal RF appliqué est coupé, les nucléides s'alignent de telle sorte que leur

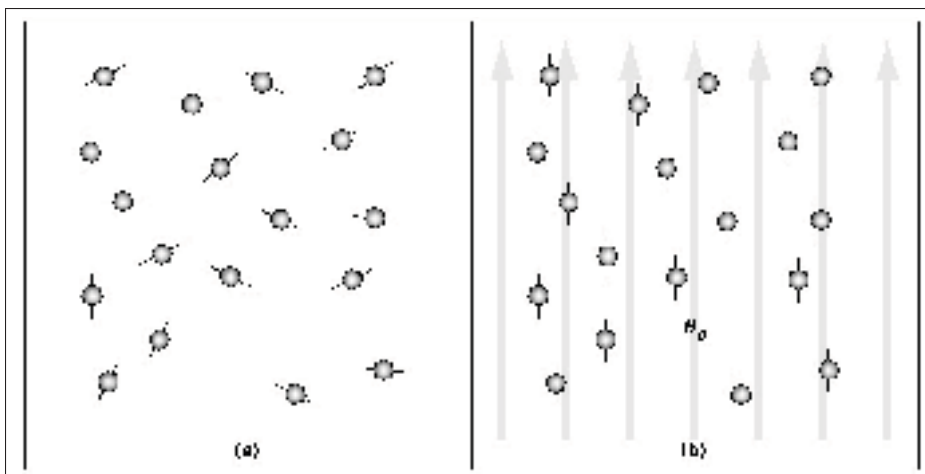


Figure 2.2 a) En l'absence d'un champ magnétique, les nucléides d'hydrogène sont alignés aléatoirement et b) en présence d'un champ magnétique \mathbf{B} , les nucléides précessent dans la direction du champ appliqué.

Tirée de Blair Mackiewicz

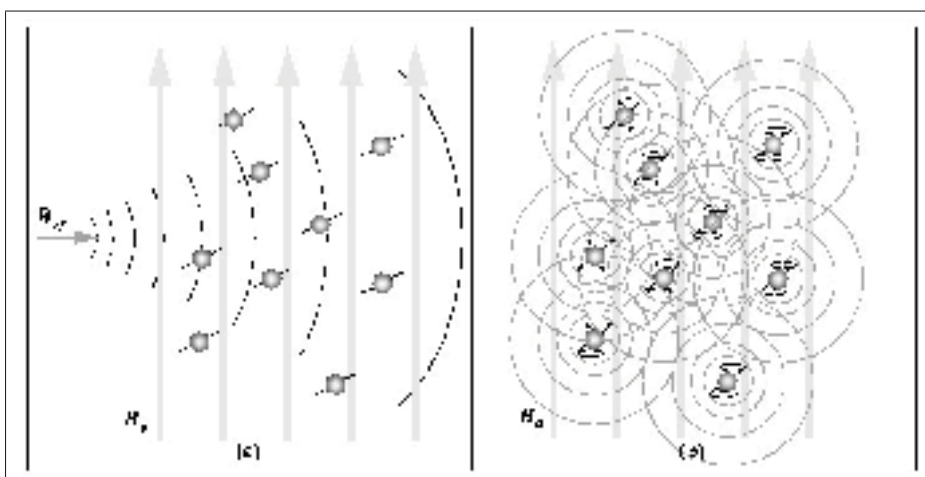


Figure 2.3 a) Le pulse RF cause le moment magnétique net des nucléides à s'incliner perpendiculairement à \mathbf{B} et b) lorsque le pulse RF est coupé, les noyaux retournent à l'état d'équilibre de telle sorte que \mathbf{M} soit à nouveau parallèle à \mathbf{B} .

Tirée de Blair Mackiewicz

moment magnétique net \mathbf{M} est de nouveau parallèle à \mathbf{B} . Ce retour à l'équilibre est la relaxation. Durant cette phase, les nucléides perdent leur énergie en émettant leur propre signal de réponse RF qui s'appelle la *décroissance d'induction libre (FID)*. Ce paramètre est alors mesuré par une

bobine placée autour de l'objet à imager. Ensuite, cette mesure est utilisée pour reconstruire une image en 3D. Chaque élément de volume de l'image 3D (voxel) représente une intensité spécifique associée à ce phénomène.

Pour produire une image, la réponse FID doit être encodée pour chaque dimension. L'encodage dans la direction axiale est accompli en appliquant un gradient au champ magnétique **B**. Ce gradient fait en sorte que les spins des noyaux vont s'incliner linéairement dans la direction axiale. Ainsi, la tranche axiale peut être sélectionnée en choisissant la fréquence du pulse correspondant à la fréquence de Larmor de cette tranche.

L'intensité d'un voxel dépend de la densité de protons dans un tissu. Autrement dit, plus la densité de protons est élevée, plus la réponse du signal FID est grande. De plus, l'intensité dépend également de deux autres facteurs, soient :

- 1 Le temps de relaxation longitudinal T1 ;
- 2 Le temps de relaxation transverse T2.

Plus précisément, T1 mesure le temps requis pour que le moment magnétique déplacé par le champ **B** appliqué retourne à l'équilibre et T2 indique le temps requis pour que la réponse du signal FID d'un certain type de tissu décroisse.

Quand les images IRM sont acquises, le pulse RF est répété à un débit pré-déterminé. La période de la séquence d'impulsions RF est le temps de répétition (TR). Les signaux de réponse FID peuvent être mesurés à différents moments dans l'intervalle. Le temps écoulé entre l'application de l'impulsion et la réponse du signal est le temps d'écho (TE). En ajustant TR et TE, l'image acquise peut ainsi être adaptée selon le tissu à imager.

2.2.1.1 Image flash

Image flash signifie **fast low angle shot**. C'est une technique en IRM qui permet de réduire le temps d'acquisition. Les images flash sont produites par des séquences rapides qui produisent

des signaux appelés **échos de gradient** avec des angles de bascule faibles. Les images flash utilisent un gradient de *spoiler* semi-aléatoire après chaque écho pour annihiler l'état d'équilibre (pour détruire toute magnétisation transversale restante) en provoquant un décalage de phase spatial dépendant. Le *spoiling* se réfère à la perturbation des cohérences transversales qui peuvent persister de cycle en cycle dans une séquence de gradient d'écho. Le *spoil* assure que, immédiatement avant chaque impulsion RF (QUESTIONS AND ANSWERS IN MRI). L'état d'équilibre transverse est annihilé mais l'état d'équilibre longitudinal dépend des valeurs de T1 et de l'angle de bascule. Des durées d'acquisition extrêmement courtes de TR sont atteintes puisque la séquence fournit un mécanisme pour gagner un contraste très grand de T1 en imageant avec des temps TR aussi courts que 20 à 30 ms tout en préservant un niveau de signal élevé. Toutefois, il est important de garder le TE le plus petit possible afin d'éliminer la possibilité d'artéfacts.

2.2.1.2 Acquisition 3D en IRM

Une acquisition volumique permet d'obtenir des images 3D plutôt que des tranches 2D. Cette acquisition se fait à partir de la superposition de plusieurs images 2D. Il suffit d'empiler les images 2D axiales les unes par dessus les autres pour avoir une acquisition volumique. Le temps d'acquisition peut prendre entre 8 et 20 minutes (Bomans *et al.* (1991)). De cette façon, il est possible d'observer les images selon plusieurs axes, soient axial, coronal et sagittal (se référer à la figure 3.1).

2.3 Segmentation du rein

Une manière d'estimer l'amplitude du mouvement du rein est d'obtenir un modèle 3D à différents moments du cycle respiratoire. Pour y arriver, un maillage surfacique 3D est essentiel pour extraire les composantes du mouvement rénal telles les translations, les rotations et la présence ou l'absence de déformations de l'organe. Pour ce faire, la segmentation 3D a été adoptée dans ce projet. De ce fait, à partir des reins segmentés, il est possible de déterminer

plusieurs paramètres tels que le barycentre (centre de masse) qui a été utilisé pour évaluer la translation. Un exemple de maillage est illustré à la figure 2.4.

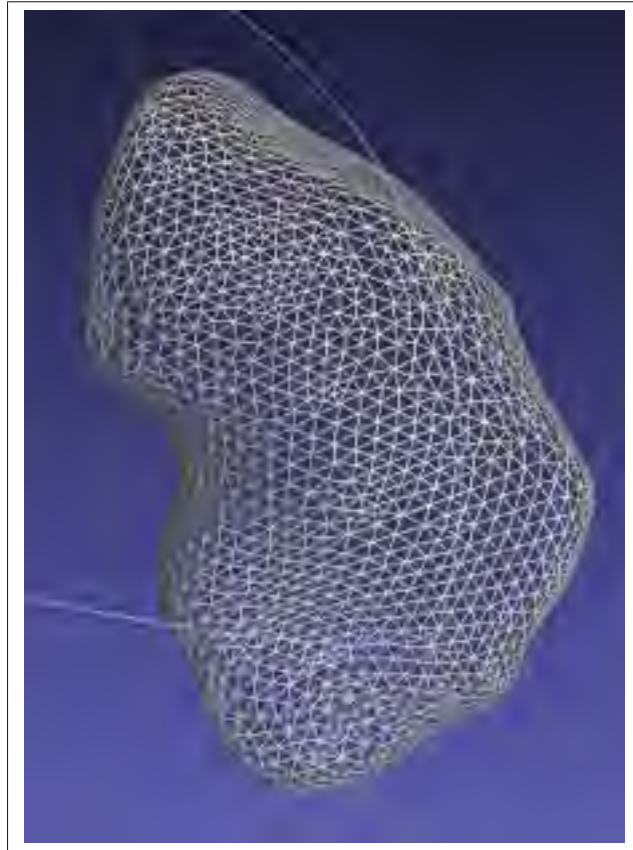


Figure 2.4 Exemple montrant un maillage 3D d'un rein composé de triangles.

Selon ce qui a été exposé et les outils à notre disposition, deux méthodes développées (une automatique et une semi-automatique) au Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie (LIO) permettent d'effectuer une telle segmentation.

L'approche automatique développée par Chav (2012) consiste à utiliser une forme prédéfinie puisque le rein est reconnu pour avoir une forme géométrique qui ressemble à un haricot. La méthode qu'il propose est divisée en trois étapes :

1. La génération de la forme a priori est la première étape (voir figure 2.5). Celle-ci est la seule interaction de l'utilisateur avec l'outil. Elle nécessite que l'utilisateur positionne grossièrement deux points sur les extrémités supérieure et inférieure de l'organe sur une image axiale (voir figure 2.5 a)). Des transformations affines 3D sont alors appliquées à la forme a priori. À ce stade, la rotation sur le long de l'axe est supposée être invariante, ayant été définie selon l'axe de la forme a priori.
2. La seconde étape se base sur un algorithme de déformations hiérarchiques surfaciques pour générer un modèle pré-personnalisé. Cette phase permet d'effectuer un recalage de surface à l'ensemble de données. De la forme a priori initialisée, la déformation hiérarchique surfacique la raffine en fournissant une surface plus rapprochée de la structure réelle du patient en utilisant de manière itérative les données caractéristiques dans les images.
3. La dernière étape repose sur un algorithme de segmentation par anamorphose afin de pouvoir simplifier le processus de segmentation et de préserver une bonne précision en un temps de calcul minimal. Cette étape permet de réaliser une capsule personnalisée.

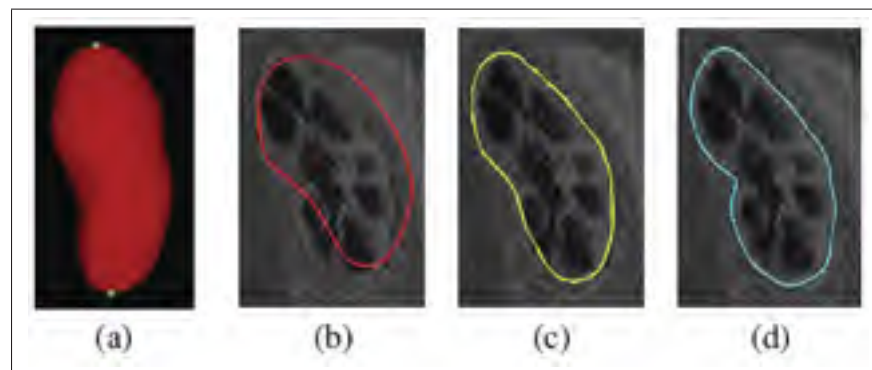


Figure 2.5 Méthode de segmentation 3D proposée : a) Forme a priori avec des poignées prédéfinies. b) Forme a priori initialisée à l'intérieur des données IRM. c) Capsule pré-personnalisée par une déformation hiérarchique. d) Capsule segmentée par anamorphose.

Tirée de Chav (2012))

Une autre approche, développée aussi au LIO par Chartrand *et al.* (2014), suggère une méthode semi-interactive pour des images CT et IRM de foie qui peut aussi être adaptée aux reins. Cette dernière s'effectue elle aussi en trois étapes :

1. L'initialisation de la forme se fait à partir de la délimitation de contours selon les trois axes par l'utilisateur, puis un volume est généré par interpolation variationnelle. Ces courbes dans deux des trois plans serviront de contraintes et les points reliant le contour sont automatiquement liés par une spline Catmull-Rom.
2. La deuxième étape est la phase de segmentation. Celle-ci consiste à identifier la frontière de l'organe dans un sous-espace étroit le long de la forme de ce dernier afin de définir les points cibles vers lesquels la forme évoluera.
3. Après la seconde étape, certains points peuvent ne pas être directement appariés à leur cible identifiée par le modèle de segmentation. Quelques-uns d'entre eux seront inévitablement mal identifiés et il se peut que les points ne correspondent pas à leur position optimale. Pour cette raison, durant cette dernière étape, une optimisation du maillage laplacien est importante pour la relocalisation des points. Un modèle d'appariement permet par la suite d'identifier les points cibles correspondant à la délimitation de l'organe. En utilisant une optimisation laplacienne, le modèle géométrique est déformé itérativement jusqu'à ce qu'il converge vers la frontière de l'organe.

Comparativement à la méthode de Chav (2012), cet outil nécessite une interaction avec l'utilisateur. Aussi, celui-ci peut modifier le maillage final manuellement en cas de divergence.

2.4 Méthodes de suivi d'organes mobiles

2.4.1 Méthodes actuelles de suivi pour des organes mobiles

Pour traiter des organes mobiles comme le rein, le foie ou le poumon, une ceinture abdominale est couramment utilisée afin de corrélérer la respiration avec le mouvement du diaphragme. Ce type de ceinture détecte le mouvement de l'abdomen en mesurant la variation de pression à

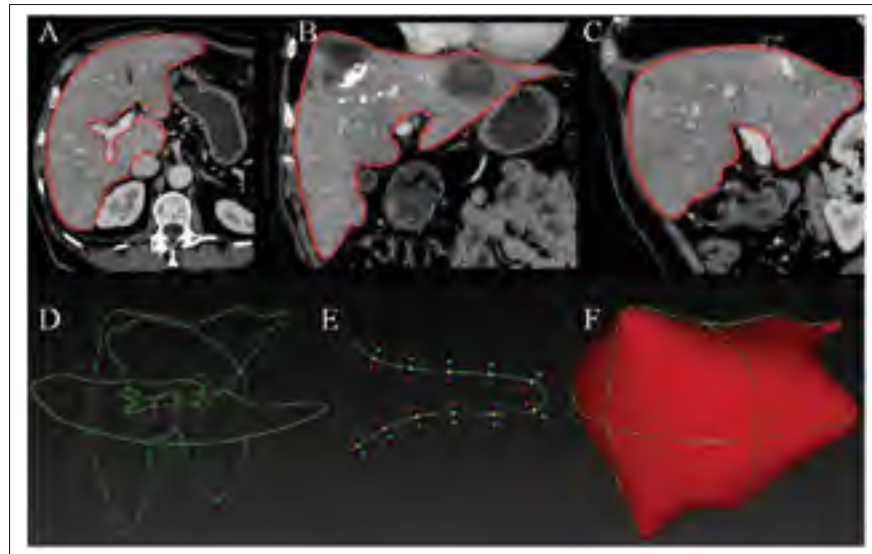


Figure 2.6 Méthode de segmentation 3D proposée : a), b) et c) Contours délimités dans les plans orthogonaux. d) Superposition des contours en 3D. e) Interpolation. f) Forme résultante.

Tirée de Chartrand *et al.* (2014)

l'intérieur de celle-ci. Ce signal est ensuite transmis au système d'imagerie et au système qui contrôle la transmission d'agent externe. L'objectif d'utiliser une telle ceinture est de minimiser la quantité d'énergie déposée aux tissus sains pour cibler principalement les cellules tumorales. Une des principales limitations de cette méthode est que le mouvement est seulement retenu dans le plan coronal. De plus, cette méthode sous-entend que l'organe ciblé se déplace avec la même amplitude que le diaphragme (Giraud et Houle (2013)).

2.4.1.1 Pour une intervention HIFU

Avant l'émergence des techniques de suivi d'organes mobiles, l'anesthésie était une méthode utilisée afin de contrôler la respiration et immobiliser le patient (Yao *et al.* (2008)). Les traitements par HIFU durent plusieurs heures ce qui rend impossible l'apnée. Actuellement, il n'existe aucune méthode permettant d'accomplir un suivi d'un organe mobile tel que le rein. Habituellement, une intervention par HIFU est pratiquée sur les organes immobiles tels que le pancréas ou les fibromes utérins. (Zhang et Wang (2010)).

2.4.1.2 Suivi d'organes pour d'autres types de traitement

Il existe des méthodes de suivi d'organes mobiles mais elles ne sont pas encore destinées à une intervention par HIFU. Ces techniques emploient des méthodes de recalage d'images. L'objectif du recalage est de déterminer la transformation qui permet d'aligner une image à une image de référence. Lorsqu'on recalc des images préopératoires et celles acquises durant le traitement, il est possible d'effectuer un suivi et de localiser une cible. On peut acquérir des images 3D du patient avant le traitement ainsi que des images 3D ou 2D en continu au cours de l'intervention. Toutefois, les acquisitions 3D prennent largement plus de temps que les images 2D, d'où plusieurs articles choisissent l'option des images 2D (Fei *et al.* (2003a)).

Deux scénarios sont possibles afin de recalcr une tranche 2D issue d'un volume 3D à un autre volume 3D. Le premier repose sur la segmentation des coupes 2D et de la segmentation volumique du maillage 3D telle que proposé à la section 2.3. Le second se base sur l'intensité des images 2D et du volume 3D. Dans le cadre de cette étude, il est intéressant d'examiner ces deux approches. Dans le premier scénario, le recalage d'images avec les contours extraits nécessite la segmentation des images préopératoires et de celles acquises au moment de l'intervention. Or, il n'existe aucun outil à notre disposition qui segmente automatiquement (sans aucune intervention de l'utilisateur) et qui a une bonne précision. L'outil recherché doit être automatique puisqu'il faut un recalage en temps réel. L'autre problème rencontré est la segmentation en temps réel des images en continu pendant le traitement. Il est difficile d'accomplir une telle segmentation en temps réel tout en préservant une bonne précision. Par ailleurs, ce type de recalage engendrerait des accumulations d'erreurs de recalage qui sont causées par la segmentation des images préopératoires et des images en temps réel. En ce qui concerne le deuxième scénario, l'équipe de (McLaughlin *et al.*) a montré qu'un recalage basé sur l'intensité produit de meilleurs résultats comparativement à un recalage par segmentation pour visualiser la région ciblée durant les neuro-interventions. Elle a montré qu'il y a une erreur moyenne RMS de 1.2 mm avec le recalage par intensité et de 2.3 mm avec le recalage par segmentation. C'est donc pour cette raison que nous nous sommes tournés vers le deuxième scénario qui est le recalage par intensité.

2.4.2 Recalage basé sur l'intensité

Plusieurs chercheurs dans le domaine de l'imagerie médicale ont utilisé une des méthodes évoquées plus haut pour le recalage d'images. Ce genre de recalage permet d'apparier une image ou un ensemble d'images à un autre ensemble de données. Une de ses principales utilisations est d'assister une opération de biopsie, un traitement permettant de prélever une petite partie de tissu afin d'effectuer des examens ultérieurs (Wikipédia (2014)). L'équipe de Birkfellner W (2007) a évalué quatre fonctions de mérite pour un recalage tranche-à-volume dans l'optique de pratiquer la biopsie sur les métastases du foie causées par un cancer du pancréas. Une fonction de mérite est une fonction qui mesure la concordance entre un ensemble de données et le modèle approprié pour un choix particulier de paramètres.

Leur étude a été effectuée à l'aide d'un tomодensitомètre pour les acquisitions 3D et avec un appareil de fluoroscopie pour les images 2D. Les quatre fonctions de mérite qui ont été considérées sont la corrélation croisée (CC), l'intensité du motif (PI), l'information mutuelle (IM) ainsi que la corrélation stochastique de rang (SRC). Chaque fonction de mérite a été combinée à trois algorithmes d'optimisation, soient l'algorithme de recuit simulé, de Downhill Simplex de Nelder et Nead ainsi que de Powell. Les prochaines sections décrivent ces fonctions de mérite et les algorithmes d'optimisation énoncés.

2.4.2.1 Les fonctions de mérite

Cette section a pour intérêt de décrire les quatre fonctions de mérite en détail ainsi que de mettre en évidence leurs équations mathématiques.

2.4.2.2 La corrélation croisée (CC)

La corrélation croisée est souvent adoptée en statistique afin de mesurer la similitude entre deux signaux aléatoires. Plusieurs chercheurs ont utilisé cette méthode afin de recalibrer une coupe 2D à un modèle 3D par intensité. Elle mesure la métrique M_{cc} de la distance de deux signaux définie par la relation 2.3.

$$M_{CC} = \frac{\sum_{ij}(I_{ijBase} - \bar{I}_{Base})(I_{ijCorr} - \bar{I}_{Corr})}{\sqrt{\sum_{ij}(I_{ijCorr} - \bar{I}_{Corr})^2 \sum_{ij}(I_{ijBase} - \bar{I}_{Base})^2}} \quad (2.3)$$

où

$I_{Base}, I_{Corr} \dots$ représentent les images en comparaison

$\bar{I}_{Base}, \bar{I}_{Corr} \dots$ représentent l'intensité moyenne des images

En fait, l'algorithme de la corrélation croisée calcule la valeur normalisée de M_{CC} de l'équation 2.3 et tend vers 1 lorsque les deux signaux sont identiques et tend vers -1 s'ils sont différents. En pratique, l'algorithme définit une imagette qui représente une portion de l'image de référence et calcule la corrélation entre celle-ci et l'imagette de l'image à correspondre. L'imagette se déplace en translation dans l'image à correspondre et à chaque itération, le coefficient de corrélation est calculé selon la relation 2.3. Lorsque les itérations de translation de l'imagette sont terminées, la position du pixel où le coefficient est le plus grand est la position où l'imagette doit être placée afin d'obtenir un recalage optimal (Sarvaiya *et al.* (2009)).

2.4.2.3 L'intensité du motif (PI)

Cette fonction mesure également la similarité entre deux ensembles de données. Sa formulation mathématique est décrite par l'équation 2.4. Il s'agit de la somme des différents gradients de l'image dans quatre directions, soient l'horizontale, la verticale et deux diagonales à 45°. Chaque terme dans l'équation a une valeur maximale de 1 si un pixel et son voisin ont la même intensité. Cette valeur décroît asymptotiquement vers 0 lorsque la différence entre un pixel et son voisin augmente. Dans cette formulation, lorsque σ est une constante de pondération, le recalage devient plus robuste. Cependant, si σ est trop grand, les petits détails dans les images ne seront pas tenus en compte lors du recalage. L'intensité du motif présente plusieurs avantages. Tout d'abord, il est non sensible à des informations de basses fréquences. Ceci s'explique par le fait que la mesure est calculée à partir de la différence d'intensité entre deux images, ce qui

a essentiellement pour effet de retirer le contenu uniforme tout en gardant l'information des hautes fréquences qui définissent les principales caractéristiques d'une image, telles que les contours et les coins (Kresl *et al.* (2007)).

$$M_{PI} = \sum_{ij} \sum_{d^2 \leq r^2} \frac{\sigma^2}{\sigma^2 + I_{Diff_{ij}} - I_{Diff_{vw}}} \quad (2.4)$$

où

$$i, j, v, w \dots \text{Indices des pixels} \quad (2.5)$$

$\sigma \dots$ Constante

$$d \dots \sqrt{(i-v)^2 + (j-w)^2}$$

$I_{Diff} \dots$ Différence d'image entre I_{Base} et I_{Corr}

$r \dots$ Taille du noyau (constante)

2.4.2.4 L'information mutuelle (IM)

Cette fonction de mérite fait appel à la quantité d'information contenue dans l'image de correspondance par rapport à l'image de référence. L'équation 2.6 permet de calculer le coefficient de similitude. Plus cette valeur est grande, plus les images sont bien alignées (Maes *et al.* (2003)). Essentiellement, l'information mutuelle des deux variables discrètes $P_{I_{base}}$ et $P_{I_{corr}}$ est définie par l'équation 2.6. Selon la théorie des probabilités, l'IM de deux variables aléatoires est la mesure de la dépendance mutuelle de ces deux variables. En fait, cette technique tend à minimiser l'entropie jointe p de deux images. La minimisation de l'entropie jointe de deux images permet d'obtenir la transformation optimale permettant de déterminer les régions qui doivent être superposées.

$$M_{NMI} = \sum_{ij} p_{I_{Base}, I_{Base}} \log \frac{p_{I_{Base}}}{p_{I_{Corr}}} \quad (2.6)$$

où

p ...Distributions de probabilité individuelles et jointes ;

dérivée à partir des histogrammes normalisés

I_{Base} ...Image de base

I_{Corr} ...Image à correspondre

i ...rangée dans l'image

j ...colonne dans l'image.

2.4.2.5 Corrélacion stochastique de rang (SRC)

L'idée de base de la SRC est d'obtenir une estimation des listes de scores bruts de R_{base} et de R_{corr} en échantillonnant les deux matrices d'images à des positions de pixels identiques choisis au hasard. Ces matrices sont nommées I_{base} et R_{corr} . Cette méthode a été inspirée de la corrélation de Spearman dans les cas où deux variables statistiques semblent corrélées sans que la corrélation entre les deux variables soit de type affine. Plus précisément, elle consiste à déterminer un coefficient de corrélation non pas entre les valeurs de deux variables, mais plutôt entre les rangs ρ de ces valeurs. En pratique, on détermine un masque de positions de pixels avant l'algorithme d'initialisation pour les deux images. Ce masque est calculé à partir d'une distribution uniforme en utilisant un générateur de nombres aléatoires. Il est très important de souligner que ce masque est aléatoire et constant pendant le processus d'inscription et ce pour les deux images. Le coefficient de rang est toujours calculé à partir des intensités de l'image à la même position de pixel dans R_{base} et R_{corr} (voir équation 2.7) (Birkfellner *et al.* (2009)).

$$M_{SRC} = \frac{6 \sum_{n=1}^P \Delta \rho_n^2}{(P^2 - 1)} \quad (2.7)$$

où

N ...nombre de pixels dans I_{Base}

P ...nombre de pixels aléatoires sélectionnés

$$\Delta \rho_n^2 = (\rho_{Base_n} - \rho_{Corr_m})^2$$

$$n, m \in \{1, \dots, N\}$$
(2.8)

2.4.3 Les algorithmes d'optimisation

Cette section a pour but d'exposer les différentes particularités des fonctions d'optimisation pouvant se combiner aux fonctions de mérite afin de maximiser la correspondance des images lors du recalage.

2.4.3.1 Recuit simulé (SA)

Cette fonction d'optimisation est une méthode métaheuristique probabiliste générique qui s'applique à des problèmes d'optimisation globaux. Elle localise approximativement l'optimum global d'une fonction donnée dans un grand espace de recherche. Le but de cette dernière est de trouver un minimum global d'une fonction de coût qui peut posséder plusieurs minimums locaux. Le SA est une technique inspirée d'une méthode utilisée en physique pour obtenir des états de basses énergies d'un matériau, d'où son appellation. Par exemple, les différents états d'un matériau peuvent être considérés en tant que solutions d'une fonction de coût. La structure générale de l'algorithme de SA est comme suit :

- a. Initialisation : tous les états peuvent être une solution.

- b. Le SA procède en générant et en acceptant une solution voisine jusqu'à ce qu'un quasi équilibre soit atteint.
- c. L'algorithme poursuit jusqu'à satisfaire un critère d'arrêt.

2.4.3.2 La méthode Downhill Simplex de Nelder et Nead

Cette fonction d'optimisation est couramment employée pour trouver le minimum ou le maximum d'une fonction objective dans un espace à multiples dimensions. Elle est utilisée dans les problèmes d'optimisation non linéaires pour lesquels les dérivées sont inconnues. Un Simplex est une figure géométrique à n dimensions qui est l'enveloppe convexe de $n + 1$ sommets. Des exemples de Simplex peuvent être représentés par un segment d'une ligne, un triangle sur un plan, un tétraèdre dans un espace tridimensionnel, etc. La méthode Nelder-Mead génère itérativement une séquence de Simplex de rapprochement vers un point optimal. À chaque itération, les sommets du Simplex sont triés en fonction des valeurs de la fonction objective.

2.4.3.3 Méthode de Powell

Cet algorithme d'optimisation est utilisé pour trouver un minimum local d'une fonction. Dans ce cas-ci, la fonction n'a pas besoin d'être différentiable puisque la dérivée n'est pas prise en compte. Cette méthode minimise une fonction par une recherche bidirectionnelle sur le long de chaque vecteur de recherche. La nouvelle position peut alors être exprimée comme une combinaison linéaire des vecteurs de recherche. Le nouveau vecteur de déplacement devient un nouveau vecteur de recherche et est ajouté à la fin de la liste de recherche de vecteurs. Pendant le temps de la recherche de vecteurs, le vecteur qui a contribué le plus à la nouvelle direction est supprimé de la liste de recherche de vecteurs. L'algorithme effectue des calculs itératifs un nombre arbitraire de fois jusqu'à ce qu'il n'y ait aucune amélioration significative du minimum obtenu.

2.4.4 Recalage tranche-à-volume : comparaison des fonctions de mérites et des algorithmes d'optimisation

Une expérience a été réalisée sur des fantômes (modèles simulant des corps humain). Des déplacements de $\pm 2, 3$ et 5 mm et des rotations de $\pm 2, 3, 5$ et 10° ont été simulées afin d'observer leurs effets sur la précision du recalage (Birkfellner W (2007)). Les résultats révèlent que la fonction de mérite de corrélation croisée permet d'obtenir des erreurs plus faibles que les deux autres fonctions (intensité du motif et information mutuelle) avec une erreur de $0.5^\circ/\text{mm}$. Avec les méthodes de l'intensité du motif (PI) et l'information mutuelle (MI), les erreurs sont de 1.1° à 2.1° et de 1.0 à 5.9 mm, respectivement.

Un autre groupe de chercheurs a mené une étude semblable (Fei *et al.* (2003b)). Leur but était de vérifier quelle fonction mérite entre la corrélation croisée (CC) et l'information mutuelle (IM) est la plus efficace pour un recalage tranche-à-volume dans le but d'exercer un suivi pour un traitement dédié au cancer de la prostate par radiofréquence. Plus spécifiquement, l'objectif de l'expérience visait à évaluer quelle fonction de mérite résultait en une meilleure précision de recalage entre la corrélation croisée (CC) et l'information mutuelle (IM). Pour ce faire, l'équipe a simulé des tranches 2D à haute et à basse résolutions. Pour l'optimisation, elle a employé les algorithmes d'optimisation de Downhill Simplex et la méthode de Powell. Trois tranches ont été simulées, soient transverse, coronale et sagittale afin d'identifier celle qui produit le meilleur recalage. Leur expérience montre que pour des images à basse résolution, la méthode de la corrélation croisée (CC) apporte une meilleure précision tandis qu'avec une grande résolution, la fonction de l'information mutuelle (IM) donne de meilleurs résultats. Avec la corrélation croisée (CC), la tranche préférable est la tranche transverse qui admet seulement 1 mm d'erreur comparativement aux tranches coronale et sagittale qui accordent des erreurs de 3 mm et 6 mm, respectivement.

Les résultats de Birkfellner W (2007) et de Fei *et al.* (2003b) concordent pour montrer que la fonction de mérite de corrélation croisée (CC) est la plus adéquate pour un recalage tranche-à-volume même si leurs études sont orientées vers des modalités d'imagerie différentes (des images FluoroCT pour Birkfellner W (2007) et des images CT scan pour Fei *et al.* (2003b)).

Sur le même thème, Frühwald *et al.* (2009) tentent de déterminer pour quel type de recalage combiné la corrélation croisée (CC) est préférable entre une méthode manuelle ou automatique. Leur but est également d'adopter le recalage pour réaliser la biopsie afin de localiser une lésion située entre le foie et le poumon avec des modalités d'imagerie identiques à l'expérience de Birkfellner W (2007). L'équipe mentionne qu'elle a employé la méthode de corrélation croisée (CC) en raison des bénéfices évoqués par l'article de Birkfellner W (2007). Leurs résultats signalent que le recalage automatique est plus approprié puisqu'il admet des erreurs plus faibles, soient de 1.6 ± 2.6 ° et 1.3 ± 1.6 mm comparativement à 2.7 ± 2.8 ° et 4.0 ± 2.5 mm pour la méthode manuelle. Aussi, l'algorithme a été optimisé avec la méthode Downhill Simplex.

Plusieurs chercheurs s'entendent pour dire que la fonction de mérite de corrélation croisée (CC) est optimale pour des fins de recalage tranche-à-volume (2D/3D). Cependant, Birkfellner W (2007) mentionnent dans un autre article issu de la même année que la méthode de corrélation stochastique de rang (SRC) s'avère plus efficace que la corrélation croisée (CC) (Birkfellner *et al.* (2007)). Son raisonnement repose sur le fait qu'il n'est pas nécessaire d'avoir une relation linéaire entre l'intensité des paires de pixels correspondants (c'est-à-dire en utilisant par exemple des rayons X de différentes énergies ou en variant un détecteur). Aussi, l'intensité moyenne des pixels n'est pas une mesure centrale pour l'évaluation des dérivations relatives dans l'intensité des pixels. Toutefois, à cause de la complexité de cette fonction de mérite, le temps de calcul est plus long que pour la corrélation croisée (CC). L'expérience a été réalisée avec les mêmes modalités d'imagerie que celles de l'article de Birkfellner W (2007). Aussi, l'auteur mentionne que la corrélation stochastique de rang est avantageuse pour les modalités à énergies duales.

En résumé, l'intérêt du recalage par intensité provient du fait qu'on ne fait pas appel à la segmentation des images 2D et 3D, ce qui permet d'éviter d'accumuler les erreurs de segmentation. Plusieurs fonctions de mérite sont proposées dans la littérature. Ces types de recalage reposent sur la recherche d'une valeur qui maximise un critère de mesure de la similitude de l'intensité de voxels correspondant entre deux images. Les plus courantes sont la corrélation croisée (CC), l'information mutuelle (IM), l'intensité du motif (PI) et la corrélation stochas-

tique de rang (SRC). La fonction de mérite la plus utilisée pour le recalage tranche-à-volume est la corrélation croisée (CC).

2.5 Hypothèses

La revue de littérature effectuée nous amène aux hypothèses suivantes :

1. L'étude du mouvement rénal révélerait un déplacement 3D.
2. Une implémentation de recalage par intensité des images IRM pourrait permettre un suivi du rein.
3. La corrélation croisée ou l'information mutuelle seraient des fonctions de mérite appropriées jumelées avec l'algorithme d'optimisation de Downhill Simplex.

2.6 Objectifs spécifiques

À la lumière de la revue de la littérature ci-haute, les objectifs spécifiques sont les suivants :

1. Étudier le mouvement du rein afin de connaître sa trajectoire en fonction de la respiration. Cette étude peut se faire à partir de modèles volumiques IRM acquis à différents moments du cycle respiratoire. Cette étape permet de prédire le mouvement de la région d'intérêt.
2. Implanter une méthode de suivi du rein avec les fonctions de mérite pertinentes selon la bibliographie, c'est-à-dire la corrélation croisée et l'information mutuelle, en combinaison avec l'algorithme d'optimisation Downhill Simplex.

2.7 Structure du mémoire

Rappelons que le but de l'étude est d'implanter une méthode de suivi du rein, un organe mobile, à l'aide d'imagerie médicale. Il n'existe actuellement à notre connaissance aucune technique permettant d'accompagner un traitement HIFU guidé. Suite à la revue de littérature présentée dans ce chapitre, l'IRM est la modalité d'imagerie appropriée pour mettre en place notre mé-

thode de suivi. Le chapitre suivant décrit le protocole expérimental proposé par un clinicien associé à ce projet, le Dr. Philippe Souteyrand, radiologue du service de radiologie du CHUM. D'autre part, ce mémoire est divisé en deux parties. La première partie comprend le chapitre 3 décrivant la méthodologie adoptée pour l'analyse du mouvement du rein ainsi que les résultats et une discussion de cette analyse. Par la suite, la deuxième partie couvre le chapitre 4 qui décrit la méthodologie choisie pour implanter la méthode de suivi du rein ainsi que les résultats et une discussion de l'implantation de cette méthode. Le chapitre 5 présente la méthode mise en place et les résultats concernant la localisation d'une tumeur rénale afin d'indiquer au système HIFU où aligner les ondes ultrasonores. Ce travail se termine avec quelques conclusions et des recommandations.

CHAPITRE 3

PARTIE 1 : ÉTUDE DU MOUVEMENT DU REIN

Ce chapitre est dédié à l'étude du mouvement du rein. Il débute par l'élaboration du protocole expérimental mis en place par Dr Philippe Souteyrand pour réaliser les acquisitions 3D IRM pour l'analyse du mouvement rénal. En effet, nous avons besoin de connaître le déplacement selon trois dimensions. Puis, les méthodes pour extraire les composantes du mouvement du rein telles que la translation, la rotation et la présence ou l'absence de déformations pendant la respiration, et ce à partir des images 3D acquises par l'IRM, sont énoncées. Enfin, ce chapitre se termine en présentant les résultats issus de ces méthodes.

3.1 Méthodologie

Dans ce mémoire, les plans anatomiques sagittal, axial et coronal sont évoqués. La figure 3.1 définit ces trois plans. De plus, les axes x, y et z par rapport au corps humain sont illustrés à la figure 2.1.

3.1.1 Acquisition d'images 3D

L'acquisition d'images 3D permet de réaliser le premier objectif spécifique, soit l'analyse du mouvement rénal pendant la respiration. Ces données servent à analyser le déplacement du rein selon les trois dimensions x, y et z. L'acquisition de ces images a été exécutée avec l'appareil d'imagerie par résonance magnétique (IRM) Skyra de 3 T de la compagnie Siemens Medical situé au Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM). Un exemple d'appareil IRM est illustré à la figure 3.2.

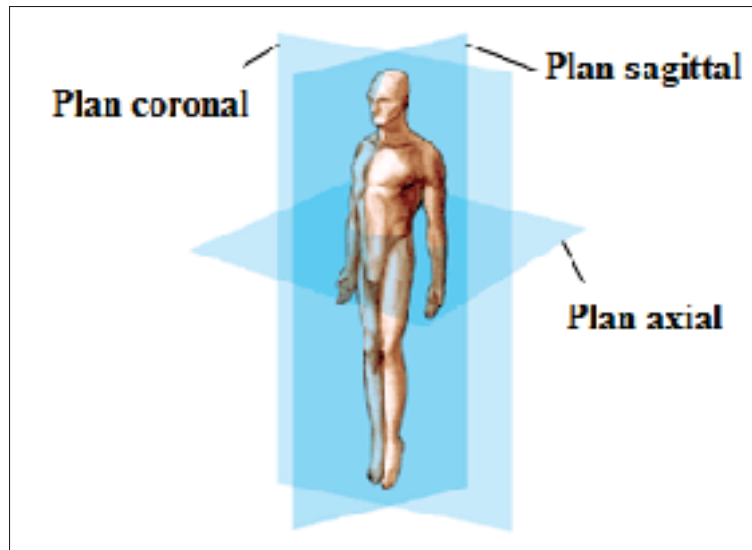


Figure 3.1 Schéma illustrant les plans coronal, sagittal et axial du corps humain.
Tirée de University Of Virginia



Figure 3.2 Appareil d'imagerie par résonance magnétique (IRM).
Tirée de Physiopedia

3.1.1.1 Sujets : volontaires sains

Toutes les acquisitions d'images ont été effectuées sur dix volontaires asymptomatiques, dont cinq hommes et cinq femmes. Certaines caractéristiques de ces sujets sont listées dans le tableau 3.1.

Âge moyen	Taille moyenne (cm)	Poids moyen (kg)	IMC moyen (kg/m ²)
27	173	66	25

Tableau 3.1 Caractéristiques principales des volontaires sains.

Ces acquisitions ont été approuvées par les comités d'éthique du Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal et de l'ÉTS. La composition de ces comités satisfait les exigences de la Partie C, Division 5 des règlements de Médicaments et produits de santé de Santé Canada.

3.1.1.2 Acquisitions 3D d'IRM selon les séquences respiratoires

Le protocole d'acquisition a été développé par le radiologue Philippe Souteyrand dans le but d'avoir une technique fiable et reproductible. Il n'existait pas auparavant de protocole permettant d'effectuer un tel type d'analyse. De ce fait, le protocole appliqué lors de ce projet est unique et a été optimisé avec la collaboration d'une équipe composée d'informaticiens et d'un ingénieur logiciel du constructeur de l'appareil IRM. Ce protocole permet une acquisition d'images 3D en apnée avec un contraste qui ne gêne pas la segmentation des images dans les régions entre le rein et les autres tissus environnants tels que la graisse, le foie, la rate et les muscles psoas. Des tests ont montré que la saturation du signal de la graisse gênait la segmentation de l'organe.

Les acquisitions 3D sont prises à des instants précis du cycle respiratoire (voir figure 3.3). On demande aux sujets de retenir leur respiration pour une durée approximative de dix secondes, soit le temps d'acquisition. Cinq séquences du cycle respiratoire ont été sélectionnées et sont

indiquées à la figure 3.3. Ces dernières ont été choisies par le radiologue Philippe Souteyrand afin d'évaluer la présence ou l'absence de déformations du rein aux positions extrêmes, car il est probable que d'autres organes se compressent sur le rein lors de l'inspiration et de l'expiration maximales.

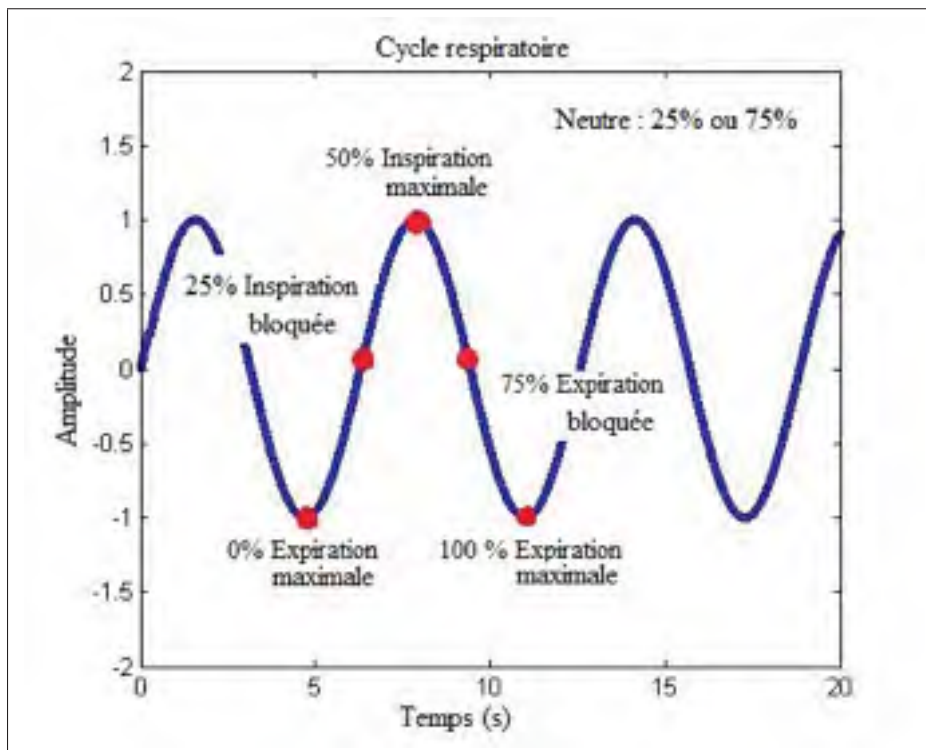


Figure 3.3 Acquisition d'images 3D IRM à des instants spécifiques du cycle respiratoire (séquences respiratoires) des sujets sains, soient à 0%, 25%, 50%, 75% et 100%.

En pratique, nous utilisons les séquences IRM T1 VIBE DIXON (TR 4.34 / TE 1.35 pour la série OPP). La durée d'acquisition d'un volume (incluant les 2 reins) est de dix secondes maximum.

3.1.2 Méthode de création de maillage 3D

Comme discuté à la section 2.3, deux outils sont à notre disposition pour procéder à la segmentation des acquisitions 3D. Un maillage surfacique peut ensuite être formé et plusieurs pa-

ramètres peuvent être extraits (comme le barycentre). Les deux approches décrites à la section 2.3 sont très intéressantes pour générer des modèles 3D d'organes composés de facettes et de points. La méthode de Chav (2012) a été testée sur des images IRM peu contrastées et semble moins efficace puisqu'il y a présence de divergences dans différentes régions du maillage qui ne concordent pas avec les images IRM. Toutefois, la segmentation semi-automatique développée par Chartrand *et al.* (2014) au LIO conçue pour le foie permet de retoucher les zones de divergence. Même si cette approche a été testée et validée pour le foie humain, elle peut également être applicable pour le rein (Gotra (2015)). Nous avons donc adopté cet algorithme pour segmenter les modèles 3D.

3.1.3 Évaluation de la répétabilité de l'outil de segmentation

Étant donné qu'une segmentation volumique des reins est requise pour l'analyse du mouvement rénal, la connaissance de la répétabilité de l'outil de segmentation permet ainsi d'évaluer l'erreur de segmentation. Par conséquent, l'évaluation de la répétabilité de l'outil semi-automatique développé par Chartrand *et al.* (2014) a été réalisée avant de débiter l'étude du mouvement. Pour ce faire, deux types de comparaisons ont été effectuées, soient une comparaison intra-opérateur et une comparaison inter-opérateur. La première consiste à observer les différences dans les modèles segmentés issus d'un même opérateur (personne qui segmente) et la deuxième les différences à partir de modèles issus de deux opérateurs différents. Le premier opérateur est l'auteur de ce mémoire et le second est un radiologue. L'évaluation de la répétabilité de cet outil permet d'identifier l'erreur sur les mesures des différentes composantes du mouvement rénal, soient la translation, la rotation et la présence ou l'absence de déformations.

La tolérance pour l'outil de segmentation a été fixée à 2.5 mm de marge d'erreur puisque, durant un traitement HIFU, une marge de 2.5 mm est définie tout autour de la tumeur afin d'assurer une élimination complète des cellules cancéreuses.

Pour évaluer la répétabilité de l'outil, les paramètres suivants ont été analysés pour les comparaisons intra et inter-opérateur :

1. La position du barycentre entre deux modèles segmentés ;
2. La distance point-à-point de deux modèles segmentés superposés (via une carte de couleurs).

L'item 1 est important puisque le barycentre est la mesure utilisée pour déterminer la translation à l'aide de la relation 3.3 (section 3.1.4.1). L'item 2 permet d'obtenir l'aspect visuel de deux modèles rénaux afin d'observer s'il y a des zones où il y a des différences majeures entre les deux modèles. De telles différences peuvent indiquer une modification de l'orientation des axes principaux qui servent à étudier la rotation (voir section 3.1.4.2).

3.1.4 Analyse du mouvement rénal en fonction de la respiration

Afin de déterminer la trajectoire des reins lors de la respiration, trois composantes ont été étudiées : la translation, la rotation et la présence ou l'absence de déformations. La figure 3.4 décrit les étapes qui ont été utilisées pour déterminer ces paramètres.

1. La première étape est l'extraction des surfaces du rein des cinq séquences du cycle respiratoire des acquisitions 3D IRM. Ces données permettent d'obtenir un maillage tel qu'illustré à la figure 2.4 à l'aide de l'outil de segmentation de Chartrand *et al.* (2014) (voir figure 3.4).
2. La seconde étape est l'extraction des composantes du mouvement, soient la translation, la rotation ainsi que la présence ou l'absence de déformations. Les méthodes de mesure pour chacune de ces composantes sont décrites dans les sous-sections suivantes.

3.1.4.1 Translation du rein

Pour évaluer l'amplitude de la translation du rein, nous avons déterminé le barycentre de chacun des modèles surfaciques extraits des séquences respiratoires extrêmes, soient en inspiration et en expiration maximales. L'équation 3.1 a été utilisée pour déterminer le barycentre à partir des maillages 3D.

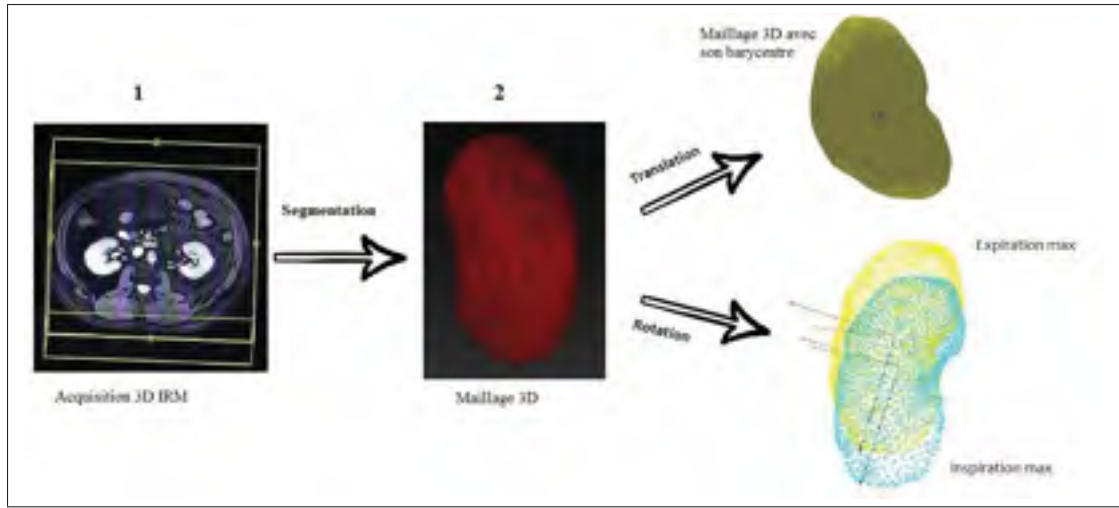


Figure 3.4 Détermination de la translation et de la rotation du rein causées par la respiration à partir des maillages 3D issus de la segmentation.

$$\bar{C} = 1/N \sum_{i=1}^N C_i \quad (3.1)$$

où

\bar{C} ...position du barycentre d'un maillage 3D ;
 N ...nombre de sommets dans le maillage 3D ;
 C ...position d'un sommet dans le maillage 3D.

(3.2)

Ainsi, avec la position du barycentre connue pour les deux séquences respiratoires, nous pouvons établir le mouvement translatore maximal en observant le déplacement 3D du barycentre entre les séquences en expiration et en inspiration maximales. L'équation 3.3 permet de calculer la translation du barycentre entre les deux séquences respiratoires.

$$t = \bar{C}_{ExpMax} - \bar{C}_{InsMax} \quad (3.3)$$

où

t ...translation 3D de la position du barycentre entre
 les séquences en expiration et en inspiration maximales ;
 \bar{C}_{ExpMax} ...position du barycentre pour la séquence en expiration maximale ;
 \bar{C}_{InsMax} ...position du barycentre pour la séquence en inspiration maximale.

3.1.4.2 Rotation du rein

L'insertion d'un système de référence (axes principaux du modèle surfacique) dans les modèles de rein pour les séquences respiratoires en expiration maximale (0%) et en inspiration maximale (50%) permet d'extraire les degrés de rotation entre les axes des systèmes de référence (se référer à la figure 3.4). L'origine du référentiel est placée au barycentre du modèle surfacique. L'orientation des axes est déterminée en fonction des distances qui séparent les sommets au barycentre du maillage. L'équation 3.4 décrit cette relation pour la détermination de la matrice des axes principaux A du maillage ($A = A_x, A_y, A_z$).

$$A = \sum_{i=1}^N m_i r_i^2 \quad (3.4)$$

où

A ...axes principaux du maillage ;
 N ...nombre total de sommets du maillage ;
 m ...masse d'un sommet du maillage ;
 r ...distance qui sépare un sommet
 au barycentre du maillage.

La figure 3.4 montre un exemple de référentiel dans le modèle rénal en expiration et en inspiration maximales. À partir de l'algèbre matricielle, la matrice de rotation $[R]$ peut être déterminée, ce qui permet de passer d'un système de référence à un autre. Cette matrice est calculée avec l'équation 3.5.

$$[R] = [A_E][A_I]^{-1} \quad (3.5)$$

où

$[A_E]$...système de référence pour la séquence en expiration maximale ;

$[R]$...matrice de rotation pour passer de $[A_I]$ à $[A_E]$;

$[A_I]$...système de référence pour la séquence en inspiration maximale.

3.1.4.3 Présence ou absence de déformations du rein

La présence ou l'absence de déformations est observée par les deux étapes ci-dessous :

1. Nous superposons deux modèles 3D issus des séquences respiratoires en expiration maximale (0%) et en inspiration maximale (50%) générés par un même opérateur. D'autres séquences respiratoires des modèles rénaux peuvent aussi être superposées. La superposition de deux maillages surfaciques se fait par la superposition des barycentres des deux modèles.
2. On observe le maillage du rein en inspiration maximale avec la translation et la rotation déterminées aux étapes antérieures (sections 3.1.4.1 et 3.1.4.2) afin de le comparer au maillage du rein en expiration maximale. De cette façon, les différences entre les deux modèles 3D sont mises en évidence.

La prochaine section énonce les résultats issus des méthodes élaborées cette première partie de ce chapitre. Il s'agit donc de quantifier le mouvement du rein, plus spécifiquement la translation, la rotation et la présence ou l'absence de déformations lors de la respiration.

3.2 Résultats et discussion

Cette section énonce les résultats obtenus suite aux manipulations définies dans la section précédente. Il est donc question d'aborder le premier objectif spécifique de ce mémoire qui est l'étude du mouvement du rein en trois dimensions.

3.2.1 Évaluation de la répétabilité de l'outil de segmentation

Les résultats de cette section permettent d'obtenir la répétabilité de l'outil de segmentation puisque les composantes du mouvement sont directement déduites à partir de celui-ci. Les résultats sont obtenus à partir des étapes décrites à la section 3.1.3 pour les comparaisons intra et inter-opérateur afin de vérifier les items énoncés dans cette section.

3.2.1.1 Comparaison intra-opérateur

La comparaison intra-opérateur permet de relever les différences entre deux reconstructions différentes issues d'un même opérateur (l'opérateur des ces reconstructions est l'auteur de ce mémoire). Les prochaines sous-sections exposent les résultats des différents aspects qui ont été pris en compte pour la comparaison intra-opérateur. Ces aspects comprennent la position du barycentre ainsi que la distance point-à-point de deux maillages 3D d'une même séquence du cycle respiratoire.

La figure 3.5 illustre la différence relative entre la position des barycentres de deux reconstructions faites par le même opérateur, et ce pour les séquences en inspiration et en expiration maximales. Ces deux séquences sont les plus prônes à se déformer durant la respiration. La différence relative entre les positions du barycentre a été calculée pour les reins gauche et droit pour dix volontaires sains.

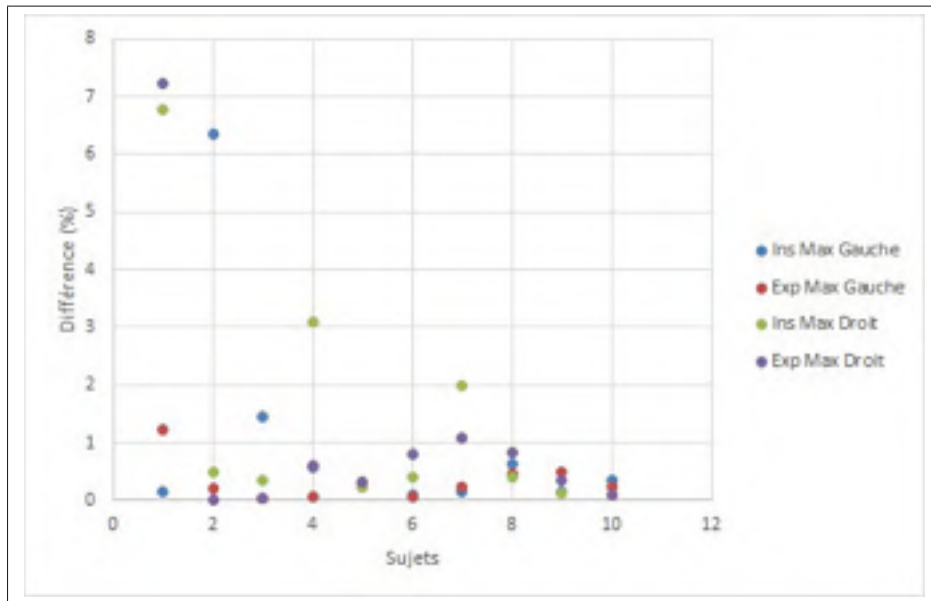


Figure 3.5 Différence relative entre la position des barycentres de deux reconstructions (faites par le même opérateur) pour les séquences en inspiration et en expiration maximales. Cette mesure a été calculée pour les reins gauche et droit de dix sujets sains.

On observe dans la figure 3.5 que la moyenne des valeurs dans le graphique se situe à environ 1% et on calcule un écart-type de 1.8. Seules trois données se situent au-delà de 6% de différence relative. Cet écart peut être justifié par le fait que la délimitation de la partie vasculaire du rein et des autres tissus est floue. Il est donc difficile de bien délimiter la frontière de l'organe lors de la segmentation (voir figure 3.9). Par exemple, certains sujets ont plus de matière grasse autour du rein et le gras a approximativement le même contraste que le rein. Toutefois, un écart d'une moyenne de 1% reste faible et montre que l'outil de segmentation permet de déterminer le barycentre avec une bonne répétabilité. De plus, étant donné que la valeur de l'écart-type est faible, on déduit que les valeurs de la figure 3.5 sont rapprochées les unes des autres.

Par la suite, la figure 3.6 montre un maillage 3D d'un rein ayant la surface colorée. L'échelle de coloration va du jaune au bleu. Les régions en jaune signalent une distance plus grande entre les points de deux maillages (~ 2 mm) et inversement pour les régions en bleu (~ 1 mm). Une échelle définit la couleur associée à la distance entre les deux maillages correspondants.

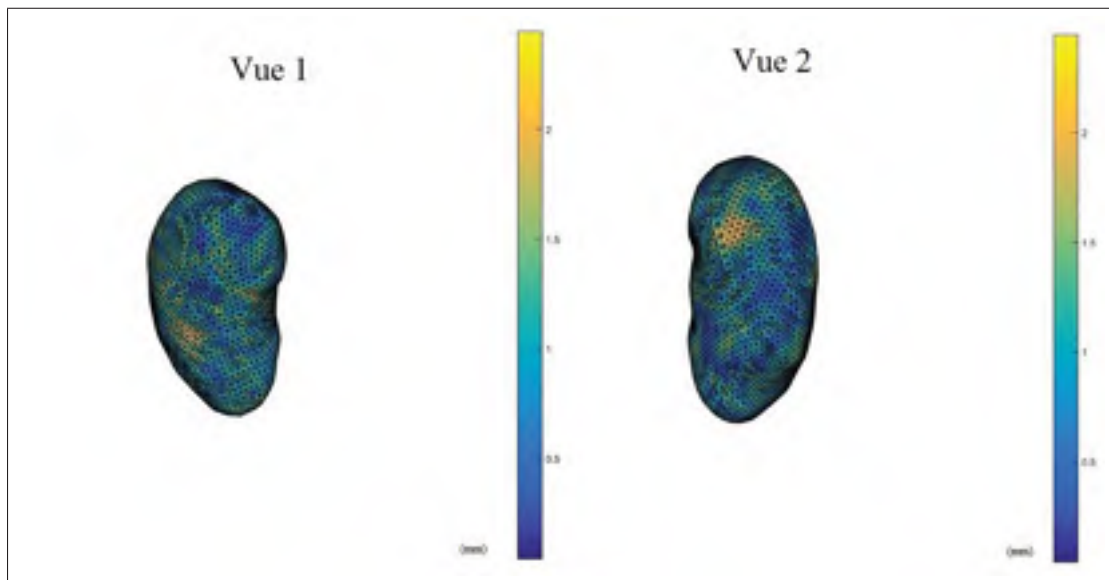


Figure 3.6 Schéma de couleurs montrant la différence en mm entre les segmentations (issues du même opérateur) de deux reins selon deux angles de vue.

On constate que la plus grande distance qui sépare deux reconstructions est approximativement 2.5 mm sur quelques zones (colorées en jaune). On remarque également que le bleu et le vert sont les couleurs dominantes dans la figure 3.6. Autrement dit, cela montre que l'espacement moyen entre les deux reconstructions est d'environ 1 mm.

Cette analyse permet de constater que la répétabilité intra-opérateur de l'outil de segmentation est bonne puisque la différence entre la position des barycentres des maillages 3D est très faible. Il y a en moyenne seulement 1% d'écart entre deux reconstructions issues du même opérateur. De plus, visuellement, on remarque que la distance point-à-point de deux reconstructions est également faible. La plus grande valeur qui sépare les deux reconstructions est de 2.5 mm. Autrement, il y a en moyenne une distance de 1 mm qui les sépare. Comme mentionné dans la section 3.1.3, la marge d'erreur appliquée sur une tumeur est de 2.5 mm. Ainsi, la comparaison intra-opérateur montre que l'écart entre deux modèles surfaciques est en moyenne plus petit que cette valeur. Par conséquent, nous pouvons affirmer que la répétabilité de l'outil est suffisante pour la phase de segmentation.

La prochaine section présente la même analyse, mais pour des reconstructions issues de différents opérateurs. L'objectif est de comparer les maillages 3D d'un opérateur à l'autre afin d'observer si la répétabilité est semblable.

3.2.1.2 Comparaison inter-opérateur

Rappelons que la comparaison inter-opérateur est l'évaluation des différences de maillage entre deux reconstructions issues de deux opérateurs différents, ces opérateurs étant l'auteur de ce mémoire et un radiologue.

La figure 3.7 montre la différence relative entre la position des barycentres de deux reconstructions faites par deux opérateurs différents, et ce pour les séquences en inspiration et en expiration maximales. La différence relative entre les positions du barycentre a été calculée pour les reins gauche et droit pour dix volontaires sains du tableau de la section 3.1.1.1.

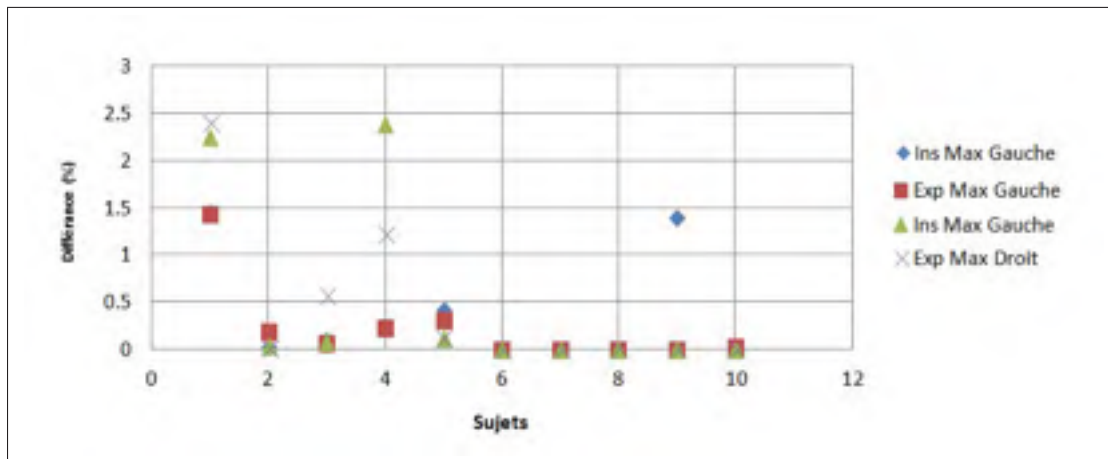


Figure 3.7 Différence relative entre la position des barycentres de deux reconstructions (faites par deux opérateurs différents) pour les séquences en inspiration et en expiration maximales. Cette mesure a été calculée pour les reins gauche et droit de dix sujets sains.

Cette comparaison signale que pour deux reconstructions issues de deux opérateurs différents, la position du barycentre diffère peu. La valeur maximale indique une différence d'environ 2.4% et un écart-type de 0.7. Plus précisément, ce graphique montre que même s'il y a des écarts entre les reconstructions des deux opérateurs, le barycentre se déplace peu. On remarque également que la moyenne des valeurs (0.5%) se situe proche de celle obtenue par la comparaison intra-opérateur (1%). Ainsi, la détermination du barycentre peut s'effectuer de façon

précise. Par ailleurs, un écart-type de 0.7 est faible et cela montre que les valeurs de cette figure sont peu dispersées comme à la figure 3.5.

De plus, la figure 3.8 montre un maillage 3D d'un rein avec un code de couleur allant du rouge au bleu. Les régions en rouge signalent une distance plus grande entre les points des deux maillages. Les zones en bleu indiquent que la distance entre les points des deux maillages est faible. L'échelle décrit le code de couleur associé à la distance entre les deux maillages correspondants.

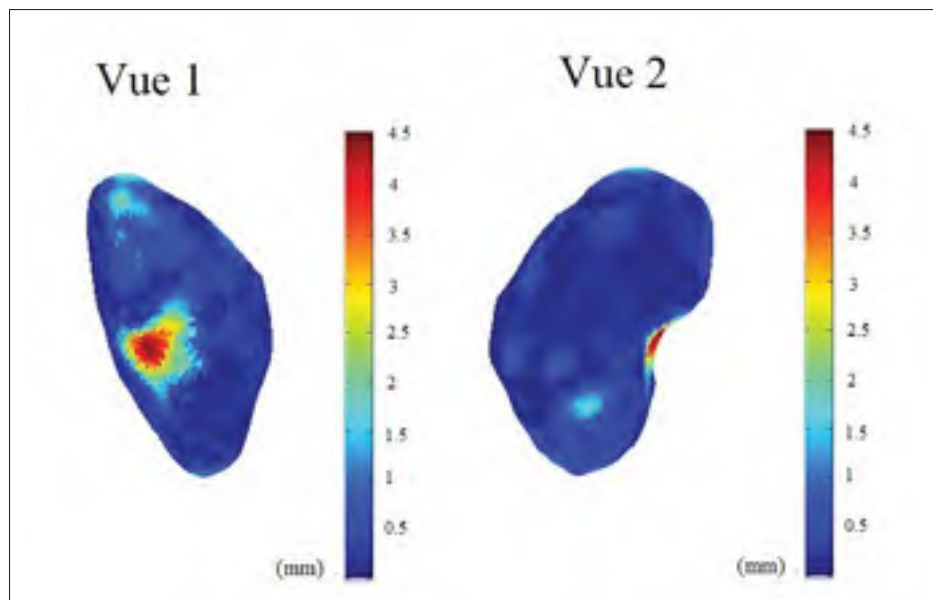


Figure 3.8 Schéma en couleurs montrant la différence en mm entre les segmentations (issues de deux opérateurs différents) de deux reins selon deux angles de vue.

Les écarts obtenus à la figure 3.8 montrent la distance entre les maillages de l'opérateur 1 et de l'opérateur 2. On remarque qu'il y a un écart moyen d'environ 1.5 mm dans l'enveloppe externe du rein et d'environ 4.5 mm dans la partie vasculaire. Ceci est dû au fait que dans cette région, l'opérateur 1 a exclu la vascularité tandis que l'opérateur 2 l'a incluse. Cela a donc causé une plus grande différence de maillage à cet endroit. Cet écart peut alors s'expliquer par le fait que dans cette zone, la délimitation du rein n'est pas bien définie à cause de la vascularité. La figure

3.9 illustre un exemple de cette zone plutôt floue. Autrement, les différences entre les maillages dans l'enveloppe externe de l'organe indiquent que l'écart est plus petit, soit d'environ 2 mm. Rappelons que la marge d'erreur tolérée est de 2.5 mm. Cette valeur montre que l'outil de segmentation permet d'offrir une bonne répétabilité pour obtenir un maillage 3D du rein.



Figure 3.9 Exemple d'une zone du rein difficile à délimiter lors de la segmentation en raison de la vascularité.

3.2.1.3 Synthèse des comparaisons intra et inter-opérateur

Les deux types de comparaisons (intra et inter-opérateur) ont permis d'évaluer la répétabilité de l'outil de segmentation. Avec les figures 3.5 et 3.7, on remarque que les valeurs de la plupart des points dans ces graphiques sont du même ordre de grandeur. Autrement dit, la majorité des

points se situent sous le 1% de différence (seulement quelques points se trouvent à des valeurs plus élevées). Ceci montre que même si la segmentation a été réalisée par deux opérateurs différents, la position du barycentre du modèle volumique ne varie que minimalement.

De plus, les maillages de reins dans les figures 3.6 et 3.8 révèlent l'aspect visuel des différences entre les deux reconstructions du rein des deux opérateurs. La figure 3.8 attire l'attention sur la région vasculaire puisque l'écart est le plus prononcé. Ceci s'explique par le fait que l'opérateur 1 a exclu cette zone lors de la segmentation alors que l'opérateur 2 l'a incorporée. C'est pourquoi pour le maillage du rein à la figure 3.6, les couleurs sont uniformes sur presque tout l'enveloppe externe du rein et que le maillage du rein à la 3.8, la différence est plus accentuée dans zone de vascularité. Ainsi, le fait d'inclure ou d'exclure la zone de vascularité peut mener à des erreurs de segmentation étant donné que le contraste entre les différents tissus est faible. Toutefois, le problème peut être éliminé en se mettant d'accord sur la manière de segmenter. Selon le radiologue affilié à ce projet, il n'est pas nécessaire d'incorporer la partie vasculaire lors de la segmentation.

La répétabilité de l'outil de segmentation est donc suffisante pour étudier les composantes du mouvement du rein. Il faut noter que dans cette évaluation, nous avons consulté quelques statisticiens afin d'effectuer des études statistiques plus approfondies. Toutefois, ils ont mentionné que cela n'était pas possible en raison du nombre de sujets qui est trop faible. De plus, nous n'avons pas de gold standard qui permet de réaliser une étude de comparaison avec nos résultats. Cependant, les résultats de l'évaluation de la répétabilité montrent que l'outil de segmentation est suffisante pour extraire les composantes du mouvement rénal dans le cadre de ce travail. La prochaine section énonce les résultats de ces composantes.

3.2.2 Mouvements du rein

La figure 3.10 illustre un exemple d'un rein segmenté selon les trois plans (x, y et z) (se référer à la figure 2.1 pour la définition des plans). Il est difficile d'observer s'il y a seulement une

rotation, une translation ou une présence de déformations en se fiant à cette image à elle seule. Les prochaines sous-sections analysent ces différentes composantes de manière indépendante.

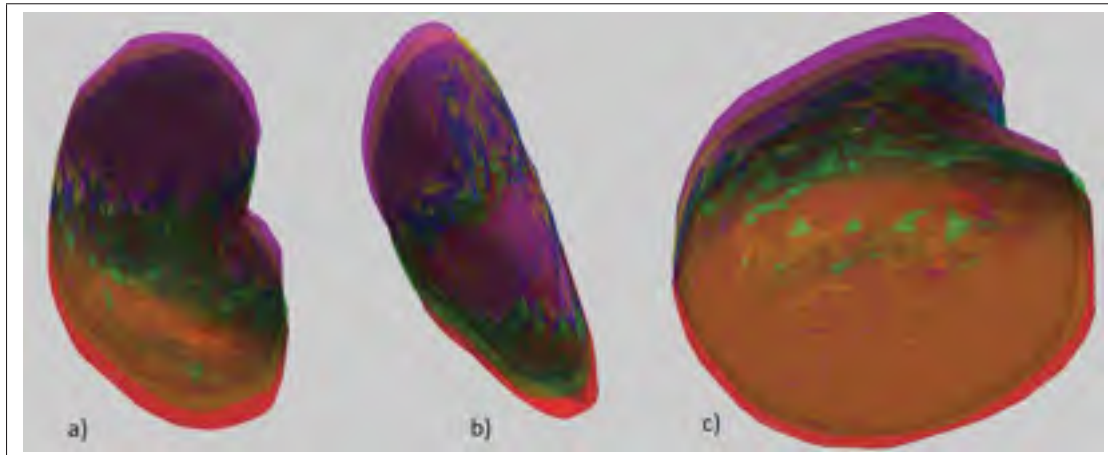


Figure 3.10 Exemple d'un rein gauche segmenté pour les cinq séquences respiratoires selon les 3 plans, soient a) coronal, b) sagittal et c) axial. Les cinq séquences sont différenciées par les couleurs rouge, bleu, vert, jaune et magenta qui représentent le rein en expiration maximale, en expiration bloquée, en neutre, en inspiration bloquée et en inspiration maximale, respectivement.

3.2.2.1 Translation

La translation des reins selon les trois axes x , y et z a été évaluée à la figure 3.11 avec l'équation 3.3. La lettre T dans la légende signifie *translation*, les lettres x , y et z représentent les trois axes, la lettre d signifie *rein droit* et la lettre g signifie *rein gauche*.

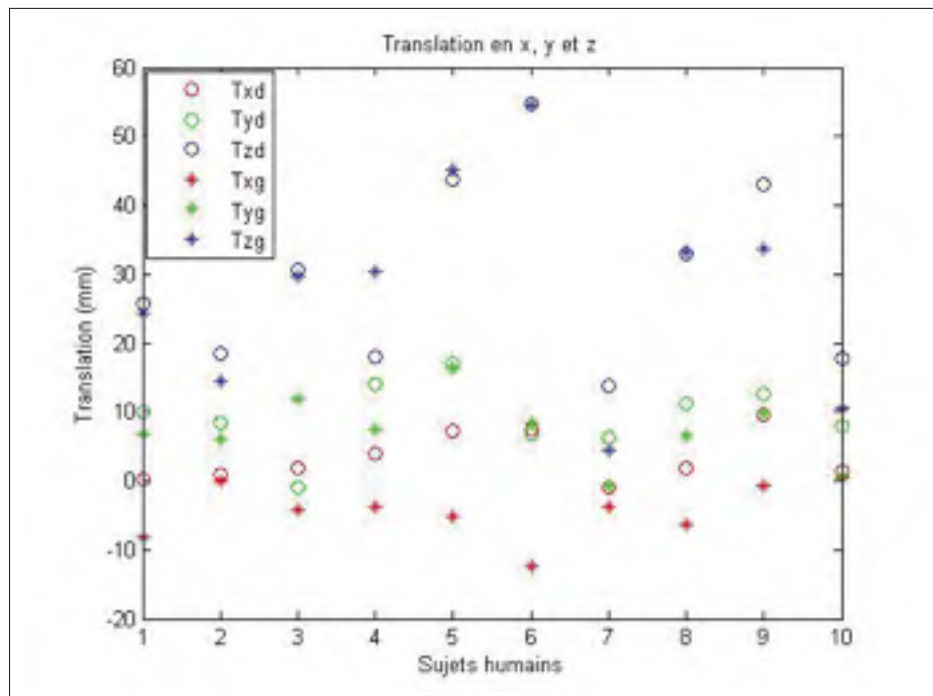


Figure 3.11 Translation des reins gauches et droits des dix sujets sains selon les axes x , y et z entre les séquences d'expiration et d'inspiration maximales.

La figure 3.11 présente le déplacement des reins selon les axes x , y et z des dix volontaires asymptomatiques. On constate avec le graphique que c'est selon l'axe z (se référer à la figure 2.1 pour la définition des axes) qu'il y a le plus grand déplacement. La translation selon les axes x et y est beaucoup plus faible que selon l'axe z . Toutefois, la translation en y est en moyenne plus grande que celle en x . Ce résultat concorde avec Abhilash et Chauhan (2012) qui ont également observé un mouvement translatore en trois dimensions de l'ordre de 20 mm en respiration libre. Toutefois, nos résultats montrent que la translation n'est pas équivalente selon les trois axes. On observe en effet un plus grand mouvement selon l'axe z comparativement

aux deux autres axes. Ceci peut être expliqué par le fait que la méthode utilisée par Abhilash et Chauhan (2012) n'implique pas de phase de segmentation, mais seulement un examen visuel des images ultrasonores du rein. Les auteurs expliquent que sur certaines images, le rein n'est pas parfaitement visible. Dans l'article de Schwartz *et al.* (1994), les chercheurs ont observé un déplacement entre l'inspiration maximale et l'expiration maximale de 43 mm du pôle supérieur du rein et de 39 mm du pôle inférieur du rein selon l'axe z. Nos résultats indiquent de plus grandes valeurs pour certains sujets. Cette différence peut provenir du fait que l'étude mentionnée a un échantillon de 14 volontaires âgés de 59 ans et diagnostiqués de la maladie de Hodgkin, alors que nos sujets sont tous des volontaires sains avec une moyenne d'âge de 27 ans. De plus, un seul plan a été considéré dans leur étude, soit le plan coronal. Aussi, l'étude de Song *et al.* (2011) montre que le déplacement maximal en respiration libre est de 15.1 mm selon l'axe z. Cette valeur est inférieure aux nôtres puisque dans notre cas, contrairement à l'étude mentionnée, nous considérons le mouvement entre des séquences extrêmes.

3.2.2.2 Rotation

La rotation des reins selon les trois axes a été évaluée à la figure 3.11 avec la relation 3.5. La lettre R dans la légende signifie *rotation*, les lettres x , y et z représentent les trois axes, la lettre d signifie *rein droit* et la lettre g signifie *rein gauche*.

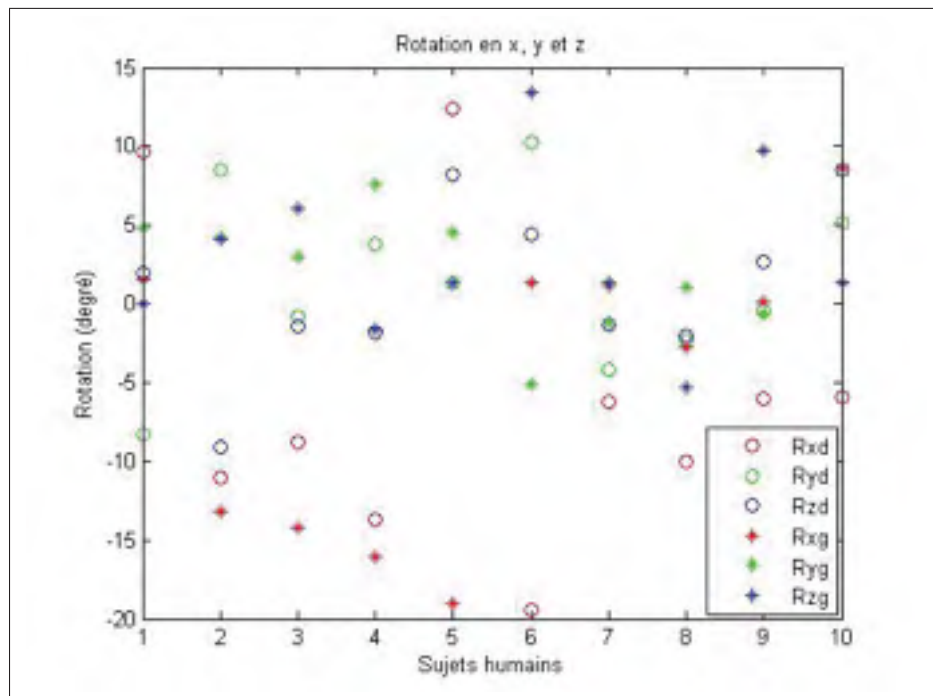


Figure 3.12 Rotation des reins gauches et droits des 10 sujets sains selon les axes x , y et z entre les séquences d'expiration et d'inspiration maximales.

La translation ne suffit pas pour décrire le mouvement du rein lors de la respiration. La rotation est un élément important à considérer. Cette composante n'a jamais été étudiée dans la littérature à ce jour. La figure 3.12 présente les résultats de rotations des reins selon les axes x , y et z calculées entre les positions extrêmes, soit en expiration et inspiration maximales. Cette manière de calculer le degré de rotation s'explique par le fait que nous voulons connaître l'amplitude maximale de rotation. Dans ce cas-ci, il n'y a pas de tendance marquée comparativement au mouvement de translation. La rotation des reins semble être variable d'un sujet à l'autre. Les valeurs sont dispersées et se situent entre -20 et 15 degrés approximativement.

Comme cet aspect du mouvement n'a pas été étudié dans des études antérieures, nos résultats ne peuvent pas être comparés. Toutefois, Schwartz *et al.* (1994) mentionnent que le mouvement est variable d'un individu à l'autre, ce qui concorde avec les résultats du graphique 3.12.

3.2.2.3 Présence ou absence de déformations

Les différences entre les maillages de reins pour les séquences respiratoires en inspiration et en expiration maximales sont illustrées à la figure 3.13. Ces séquences respiratoires ont été sélectionnées puisque ce sont les séquences pour lesquelles les reins sont le plus susceptibles de se déformer en raison de la compression due aux organes adjacents (le foie et la rate principalement). Le résultat de la superposition des maillages de ces séquences permet d'observer s'il y a des différences entre ces séquences.



Figure 3.13 Superposition d'un rein en inspiration maximale (maillage jaune) et d'un rein en expiration maximale avec la translation et la rotation (maillage magenta) déterminées aux figures 3.11 et 3.12 pour deux angles de vue.

Cependant, les déformations ne sont pas quantifiables en raison du manque de précision de l'outil de segmentation. Effectivement, les déformations sont très minimes. Il y a approximati-

vement 2 mm de différence entre les deux maillages (voir la figure 3.14). Il est donc impossible de déterminer s'il s'agit de déformations ou d'un écart dû à la segmentation. Ainsi, l'amplitude des déformations et le manque de précision de l'outil sont du même ordre de grandeur. La figure 3.13 met en valeur la différence entre les reconstructions d'un rein en inspiration maximale avec la rotation et la translation déterminées précédemment et d'un rein en expiration maximale. On observe qu'il y a peu d'écart entre les deux maillages illustrés à la figure 3.13. Ce résultat peut être expliqué par deux possibilités. Il peut être expliqué par la segmentation où certaines zones peuvent être moins bien délimitées que d'autres. Il se peut aussi que ce soit réellement une déformation, mais trop minime pour être mesurée à l'aide de notre outil de segmentation. Toutefois, on peut être certain que l'une ou l'autre des explications soit la bonne. Les études sur le mouvement de Song *et al.* (2011) et de Abhilash et Chauhan (2012) mentionnent que les déformations n'ont pas été considérées puisqu'elles présentent peu d'intérêt. De plus, la figure 3.14 montre une carte de couleurs (même principe que celui utilisé dans la section 3.2.1) d'un volume issu d'une superposition d'un rein en inspiration maximale et d'un rein en inspiration maximale appliqué d'une transformation (valeurs de la rotation et de la translation déterminées aux sections 3.2.2.2 et 3.2.2.1) afin d'observer si on trouve une différence entre les deux reins. On observe que l'écart maximal entre les deux maillages est d'approximativement de 2.5 mm à certains endroits (régions en jaunes). Cet écart peut s'expliquer par deux possibilités : une déformations dans ces zones ou une erreur de segmentation. Il n'y a aucune façon d'en déterminer la cause à ce stade. Puisqu'il y a une marge d'erreur de 2.5 mm accordée à la tumeur lors du traitement par HIFU, nous considérerons le rein en tant qu'objet rigide.

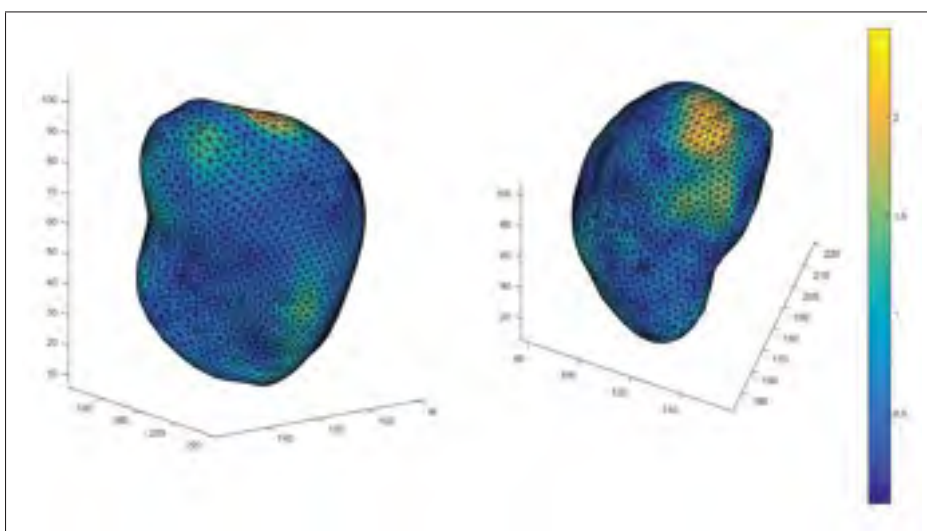


Figure 3.14 Superposition d'un rein en inspiration maximale (maillage jaune) et d'un rein en expiration maximale avec la translation et la rotation (maillage magenta) déterminées aux figures 3.11 et 3.12.

CHAPITRE 4

PARTIE 2 : SUIVI DU REIN

Ce chapitre présente les étapes entreprises pour implémenter une méthode pour le suivi du rein et de la tumeur, et ce à partir de l'étude du mouvement du rein réalisée au chapitre précédent.

La première partie de ce chapitre explique le protocole d'acquisition d'images flash 2D mis en place par un radiologue. Cette méthode d'acquisition permet d'obtenir des images rapidement durant une intervention HIFU. Ces images seront ensuite recalées avec une acquisition 3D comme expliqué à la section 3.1.1. Elle montre également les étapes nécessaires afin de manipuler les acquisitions 2D et 3D (comme mentionné dans le chapitre 2) pour réaliser un suivi d'organe et de tumeur mobiles selon la respiration par recalage d'images. Enfin, ce chapitre se termine en exposant les résultats issus de l'implémentation de cette méthode de suivi du rein.

4.1 Méthodologie

4.1.1 Acquisitions IRM 2D rapides (séquences flash)

Les images flash 2D sont acquises pour effectuer le suivi du rein. L'idée de prendre des images 2D provient du fait que celles-ci peuvent être acquises plus rapidement que les images 3D durant le traitement. Celles-ci sont prises à intervalles de 0.9 seconde, ce qui est rapide comparativement à une acquisition 3D qui dure approximativement entre cinq et dix secondes. Toutefois, les images flash 2D peuvent être acquises toutes les 0.4 seconde, en compromettant cependant la qualité des images. Nous avons donc opté pour une acquisition des images flash par intervalles de 0.9 seconde afin de préserver une qualité d'image raisonnable pour la méthode de suivi. De plus, aucun agent de contraste n'a été injecté dans les sujets. La prochaine section énonce comment effectuer le suivi de l'organe à l'aide des images flash 2D et des images 3D. Il est à noter que cette méthode d'acquisition d'images est unique et a été développée seulement pour réaliser ce projet.

4.1.2 Suivi du rein par recalage 2D/3D

Le mouvement des reins lors de la respiration a été étudié au chapitre 3. Nous tentons maintenant de déterminer quelles composantes du mouvement il faut incorporer lors de la méthode de suivi. De cette façon, la méthode de suivi peut alors être ajustée en conséquence. L'utilisation des images flash 2D selon les différents plans (coronal, sagittal et axial) permet d'informer le médecin sur la section du rein qui est ciblée durant le traitement. L'illustration 4.1 présente schématiquement les étapes du recalage des images 2D et 3D telles que proposées dans la revue de littérature, c'est-à-dire en faisant appel aux fonctions de mérite énoncées à la section 2.4.2.1. Plus précisément, on fait appel aux fonctions de mérite de corrélation croisée (CC) et d'information mutuelle (IM) pour effectuer un recalage par intensité en combinaison avec un algorithme d'optimisation de Simplex. On examine les deux fonctions de mérite séparément, soient la CC et l'IM, afin de déterminer la fonction de mérite qui produit le meilleur recalage. Rappelons que selon la littérature, les deux fonctions de mérite produisent de bons résultats.

4.1.2.1 Simulations

Avant d'implanter l'algorithme, nous avons réalisé deux simulations afin de simplifier ce dernier pour les étapes ultérieures et également pour éliminer certaines incertitudes. Comme mentionné plus tôt, des images flash 2D sont acquises tout au long du traitement. Il y a possibilité d'acquérir les images flash selon les trois plans (coronal, axial et sagittal). La question est de savoir s'il y a un plan privilégié pour acquérir les images flash. Aussi, l'algorithme proposé fonctionne-t-il également lorsque le patient effectue de légers mouvements ? Peut-on réduire la qualité des images flash acquises à un intervalle de 0.4 seconde sans en affecter le suivi du rein ? Deux simulations proposées tentent de répondre à ces trois questions. Ces deux simulations sont élaborées dans les deux prochaines sous-sections.

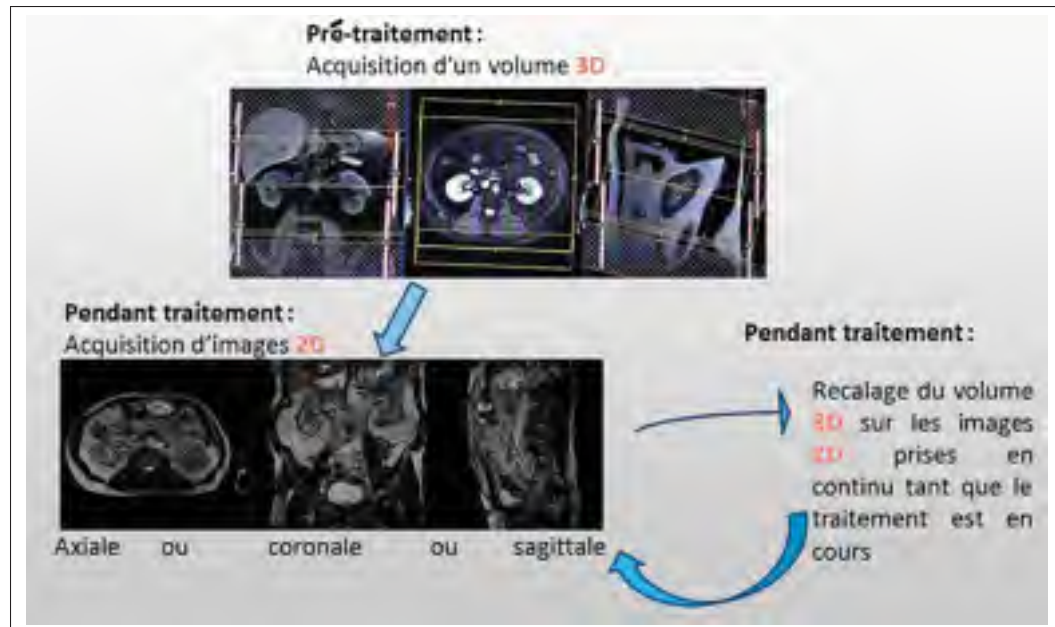


Figure 4.1 Schéma du recalage 2D/3D pour le suivi du rein. L'étape du pré-traitement consiste à acquérir un volume 3D. Des images flash 2D selon les plans axial, coronal ou sagittal sont acquises continuellement durant le traitement pour ensuite être recalées avec le volume 3D pré-acquis.

4.1.2.2 Simulation 1 : Tranche(s) optimales(s)

D'abord, la première simulation consiste à répondre aux deux premières questions. Premièrement, quel est le meilleur plan pour acquérir les images flash pour le recalage d'images 2D/3D ? Deuxièmement, il est important que la méthode proposée fonctionne également pour une situation où le patient effectue de légers mouvements durant le traitement puisqu'il n'est pas réaliste d'exiger d'un patient qu'il s'immobilise complètement. On se pose alors la question : est-ce que la méthode proposée permet de suivre le rein même s'il y a des mouvements du patient ? Pour réaliser cette simulation, les étapes mises en place sont les suivantes :

1. La première étape est de sélectionner une tranche du rein à partir d'une acquisition d'images 3D pour laquelle sa position est connue dans ce volume. Cette étape est représentée à la figure 4.2.

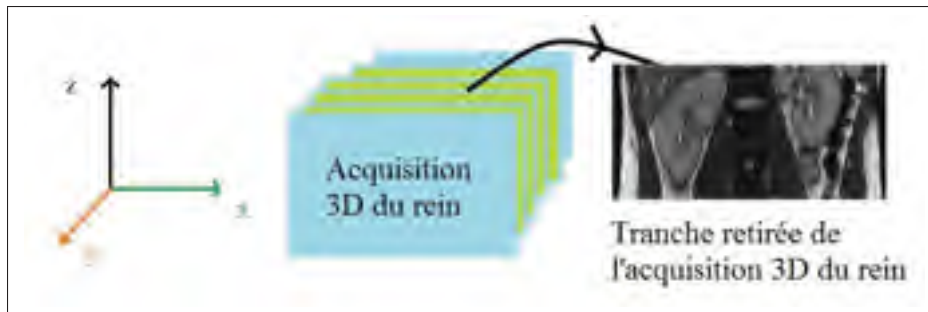


Figure 4.2 Schéma montrant la première étape de la simulation : retrait d'une tranche coronale du rein à partir de l'acquisition des images 3D.

2. Ensuite, on rogne une région d'intérêt qui contient le rein gauche ou droit dont on connaît également la localisation dans le modèle volumique. L'image résultante est appelée *imagerie* et c'est celle-ci qui est recalée dans le modèle 3D pour effectuer les simulations. La figure 4.3 montre des imageries selon les trois plans. Des imageries selon chacun des trois plans ont été sélectionnées puisqu'on veut savoir quelle tranche permet un meilleur suivi du rein. En fait, ces imageries simulent des images flash 2D (ayant les mêmes propriétés que les images 3D) selon les trois plans, l'objectif de cette simulation étant de déterminer si l'algorithme est capable de recalibrer efficacement une image 2D issue du volume 3D. Ainsi, le résultat de cette étape indiquera que si l'algorithme permet un recalibrage efficace, l'algorithme pourra également être utilisé avec une image flash 2D.

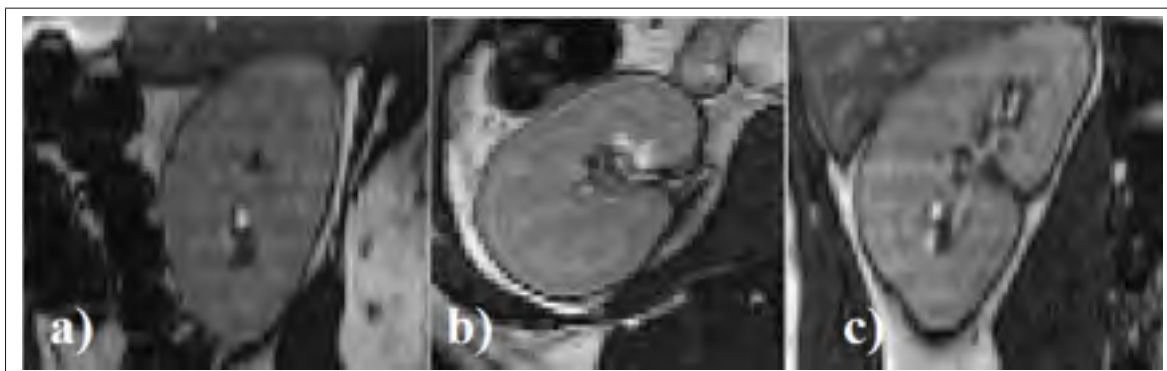


Figure 4.3 Région d'intérêt rognée (imagerie) d'une tranche retirée du volume 3D selon le plan a) sagittal, b) axial et c) coronal.

3. La prochaine étape est l'initialisation. Celle-ci est réalisée indépendamment avec les trois imagettes de la figure 4.3. Cette partie permet de positionner une imagette à l'endroit où l'erreur de recalage est la plus faible dans l'acquisition 3D. Cette étape fait appel aux fonctions de mérite de corrélation croisée (CC) ou de l'information mutuelle (IM) où l'algorithme tente de chercher la position optimale pour positionner l'imagette dans l'acquisition 3D. Cette étape s'effectue seulement en traduisant l'imagette selon les axes x, y et z (se référer à la figure 2.1 pour la définition des axes).

4. Par la suite, lorsque l'initialisation est terminée, l'algorithme poursuit en appliquant la fonction d'optimisation de Downhill Simplex afin de trouver s'il existe une position de l'imagette avec une plus grande corrélation qu'à l'étape précédente. Cette étape s'effectue en inclinant et en déplaçant l'imagette dans le voisinage de la position définie à l'étape de l'initialisation. On incline l'imagette car il est probable qu'un patient bouge durant le traitement, ce qui peut provoquer une rotation des images flash par rapport à l'acquisition 3D pré-acquise. Les rotations appliquées sont de 5° , 10° et 15° puisque selon l'étude du mouvement du chapitre précédent, les rotations maximales causées par la respiration sont de 15° . Suite à cette simulation, nous pouvons observer s'il y a une tranche (axiale, coronale ou sagittale) qui produit de meilleurs résultats en termes de coefficient de corrélation et de temps de calcul. Le résultat issu de cette simulation révèle également la zone (ayant la même dimension que l'imagette) dans le modèle volumique ayant la meilleure corrélation avec l'imagette. De cette façon, on peut examiner si l'imagette en entrée correspond à la région que l'algorithme a identifiée ayant la plus grande corrélation dans l'acquisition 3D.

Pour observer le résultat du recalage de manière rigoureuse, la méthode de damier a été adoptée. Cette méthode consiste à superposer deux images de même taille et de subdiviser l'image issue de la superposition en plusieurs carreaux identiques comme illustré à la figure 4.4. L'objectif est d'afficher une région différente dans chaque carreau à partir de la superposition de l'imagette et de la région de l'acquisition 3D déterminée par le recalage. Dans l'exemple de la figure 4.4, les carreaux numérotés 1 représentent l'imagette et les carreaux numérotés 2 représentent la région déterminée par la méthode de recalage. Cette technique est souvent uti-

lisée pour comparer deux images de mêmes dimensions résultantes d'un recalage (Fei *et al.* (2003a)). La figure 4.5 montre un exemple d'un résultat de recalage d'images par la méthode de damier.

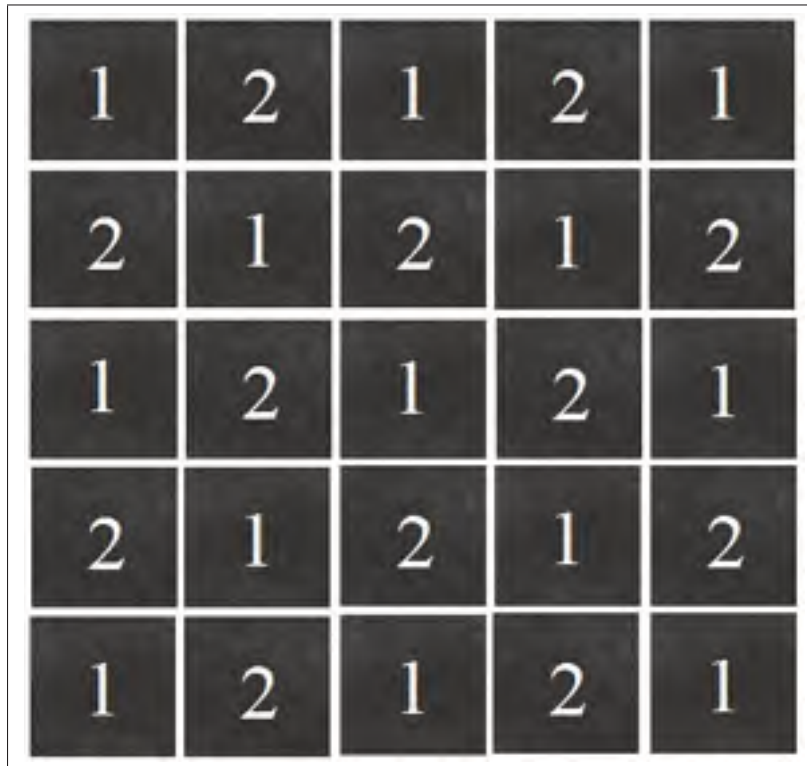


Figure 4.4 Schéma représentant la méthode de damier pour comparer deux images. Les carreaux numérotés 1 représentent la première image et les carreaux numérotés 2 représentent la deuxième image.

4.1.2.3 Simulation 2 : Sous-échantillonnage des images flash

Cette simulation tente de déterminer si l'algorithme proposé permet de recalibrer des images ayant une résolution plus faible. Ainsi, si cette simulation montre que cela est possible, on peut alors acquérir des images flash toutes les 0.4 seconde au lieu de 0.9 seconde.

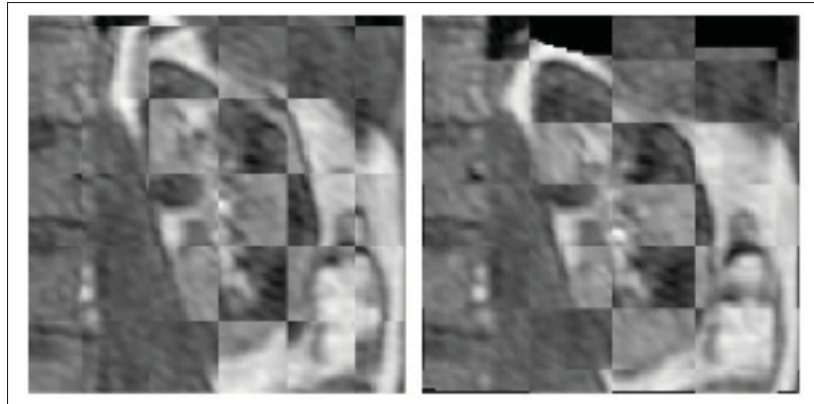


Figure 4.5 Exemple de deux images de reins recalées comparées par la méthode de damier. La figure de gauche montre un rein n'ayant pas les contours continus et celle de droite montre un rein ayant les contours continus.

Tirée de Anderlik *et al.* (2009)

Pour réaliser cette simulation, nous allons placer une pyramide laplacienne sur les imagerie illustrées à la figure 4.3. En appliquant ce filtre, les caractéristiques principales de l'image sont atténuées puisque ce dernier retire les hautes fréquences de l'image (Burt et Adelson (1983)). Le principe de la pyramide laplacienne est illustré à la figure 4.6. Cette figure illustre la pyramide laplacienne exécutée à plusieurs reprises sur la même image.

4.1.3 Recalage 2D/3D

Suite aux simulations 1 et 2, nous serons en mesure d'affirmer quelle fonction de mérite performe le mieux en termes de coefficient de corrélation et de temps de calcul. Nous pourrions ainsi tester l'algorithme proposé en combinant la meilleure fonction de mérite avec l'optimisation de Downhill Simplex avec des images flash des sujets sains suivant les mêmes étapes que dans la première simulation de la section 4.1.2.2, mais en prenant des imagerie issues d'une image flash au lieu d'une tranche retirée de l'acquisition 3D.

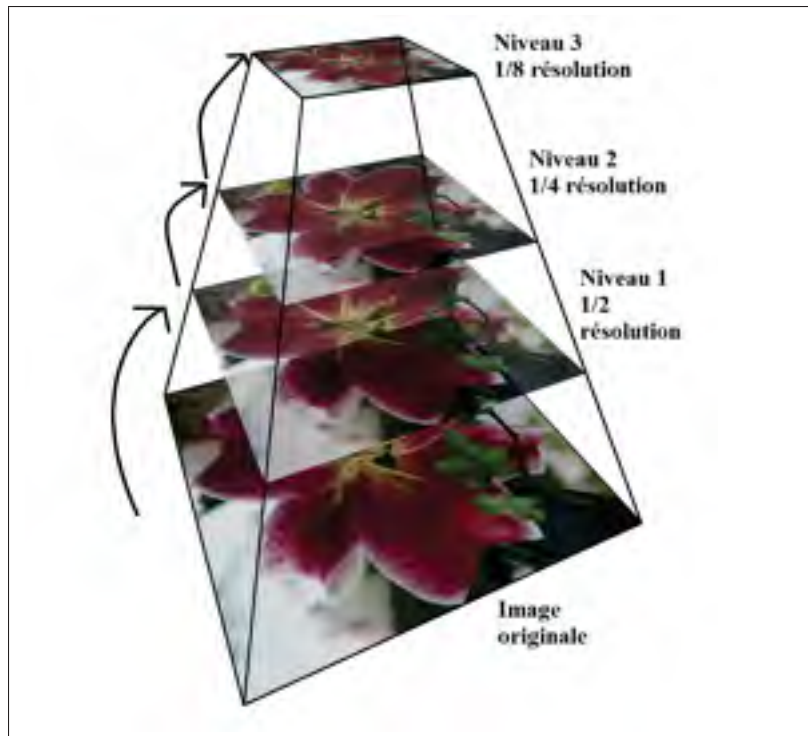


Figure 4.6 Schéma montrant le principe de la pyramide laplacienne exécuté une, deux et trois fois sur une image originale.

Tirée de Anderlik *et al.* (2009)

4.2 Résultats et discussion

Suite à l'analyse du mouvement effectuée précédemment, on sait maintenant quelles composantes du mouvement du rein sont importantes lors d'une inspiration jusqu'à une expiration maximales. Plus précisément, on observe qu'il y a une translation notable du rein selon l'axe z, des translations mineures en x et y et une rotation variable d'un sujet à l'autre selon les trois axes. Aussi, on exclut les déformations du rein (facteur d'échelle) puisque celles-ci sont trop faibles pour être mesurées.

Les résultats qui sont exposés dans ce chapitre sont issus des images du premier sujet sain. Les autres ensembles d'images ont été réalisés avec des paramètres différents et ne sont pas utilisables pour cette partie du projet.

Les prochaines sous-sections présentent les résultats et discussions des deux simulations détaillées dans la méthodologie des sections 4.1.2.2 et 4.1.2.3.

4.2.1 Simulations

En suivant les étapes élaborées à la section 4.1.2.1, on obtient les damiers de la figure 4.7. Celle-ci montre la région d'intérêt rognée d'une tranche retirée d'une acquisition 3D selon les trois axes (axial, coronal et sagittal). Ces régions d'intérêt ont été utilisées à des fins de simulation pour identifier le plan pour lequel le recalage est meilleur.

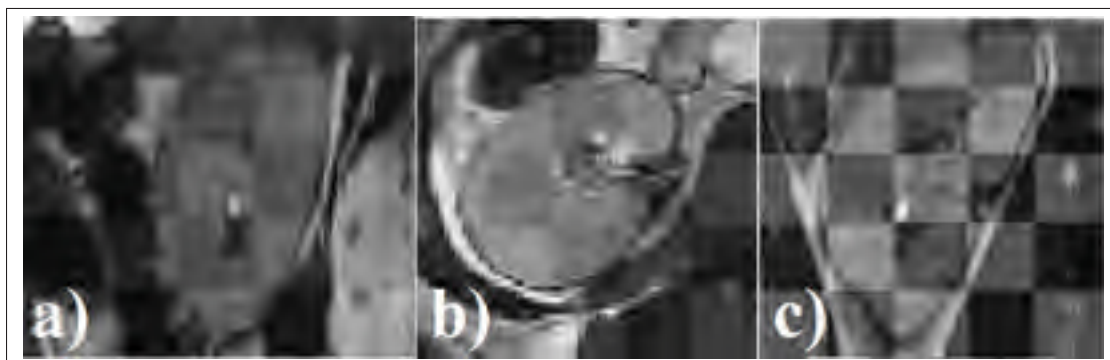


Figure 4.7 Résultat de l'initialisation de l'algorithme selon les axes a) sagittal, b) axial et c) coronal.

4.2.1.1 Simulation 1 : Tranche(s) optimale(s)

Les figures 4.8, 4.9 et 4.10 exposent les résultats de l'algorithme proposé suite à l'étape d'initialisation illustrée à la figure 4.7. Ces figures indiquent également l'effet de différents degrés de rotations appliqués aux images de départ. Les recalages ont été effectués avec les fonctions de mérite de corrélation croisée (CC) et d'information mutuelle (IM) en combinaison avec l'optimisation de Downhill Simplex.

La figure 4.7 montre que l'étape d'initialisation s'est effectuée correctement puisqu'il n'y a pas de divergences entre les deux images (les images et les tranches des acquisitions 3D) formant chaque damier, et ce selon les trois axes. Ainsi, on peut passer à la prochaine étape,

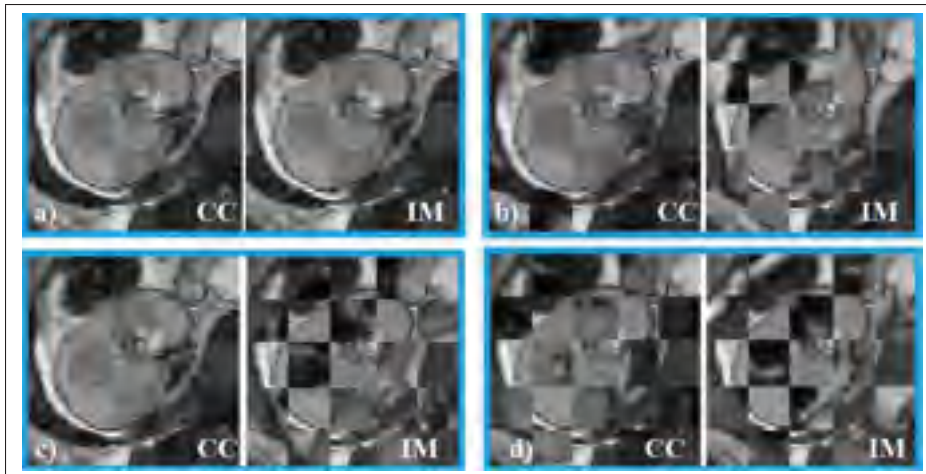


Figure 4.8 Recalage 2D/3D avec CC et IM entre l'imagette de la tranche axiale (voir figure 4.3a) et une acquisition 3D où l'imagette a subi une rotation de a) 0° , b) 5° , c) 10° et d) 15° .

c'est-à-dire la création d'une grille positionnée à l'endroit où l'initialisation a localisé la corrélation maximale. Cette grille sert à échantillonner des données. Plus précisément, cette étape permet d'évaluer s'il y a une région qui permet de produire une meilleure corrélation qu'à l'initialisation. Cette tâche a été complétée par le biais de la fonction d'optimisation Downhill Simplex et les résultats sont exposés aux figures 4.8, 4.9 et 4.10 selon les trois plans. Ces trois figures montrent que parmi les fonctions de mérite CC et IM, la CC permet de produire un meilleur recalage, car lorsqu'il y a des rotations appliquées de 5° , 10° et 15° , les divergences présentées dans les damiers sont beaucoup moins prononcées avec la CC qu'avec l'IM. Ce phénomène est présent selon les trois plans (axial, coronal et sagittal). Pour une rotation de 15° , la fonction de l'IM n'est plus en mesure d'effectuer le recalage de façon adéquate. En d'autres termes, il est plus difficile de bien délimiter le rein aux figures 4.8 d), 4.9 d) et 4.10 d) avec l'IM comparativement à la CC, avec laquelle on s'aperçoit que le rein est encore bien délimité. Le coefficient de corrélation est plus proche de 1 avec la CC (voir la figure 4.11). Les résultats de cette simulation montrent que pour une situation où le patient effectue de légers mouvements (équivalents à une rotation allant jusqu'à 15°), l'algorithme permet d'accomplir le recalage adéquatement.

Nos résultats coïncident avec ceux obtenus par Birkfellner W (2007) où l'équipe de chercheurs a signalé que la CC produit effectivement un meilleur recalage tranche-à-volume dans une expérience semblable à la nôtre mais avec des images CT. De plus, celle-ci a indiqué que l'IM échouait lorsqu'il y a de grands déplacements. Nos résultats montrent effectivement que pour une grande rotation, l'algorithme avec l'IM fournit un moins bon recalage qu'en absence de rotation. Par ailleurs, l'étude de Frühwald *et al.* (2009) révèle que le choix de la tranche (coronale, axiale ou sagittale) n'a pas d'impact significatif sur le recalage puisque les intensités sont très rapprochées l'une de l'autre pour les trois tranches. Ce résultat concorde avec nos résultats puisque le tableau 4.11 expose des coefficients de corrélation très semblables d'une tranche à l'autre. Aussi, selon l'étude menée par Fei *et al.* (2003a) sur le recalage 2D/3D pour une intervention guidée par IRM, la CC est plus performante que l'IM lorsque les images sont de basse résolution et l'IM fonctionne très bien seulement si les images sont de haute résolution.

La tableau 4.11 montre les coefficients de corrélation et le temps de calcul résultant des simulations avec les fonctions de mérite CC et IM pour les trois tranches avec des rotations de 5° , 10° et 15° . Ce tableau montre que les coefficients de corrélation issus des deux fonctions de mérite varient peu, et ce pour les tranches axiale, coronale et sagittale. Il faut noter que les coefficients de corrélation issus de l'IM ne sont pas normalisés. On ne peut donc pas comparer ces valeurs avec celles obtenues par la CC. Aussi, on remarque qu'avec les deux fonctions de mérite, le temps de calcul diffère très peu. On peut ainsi affirmer qu'en termes de temps de calcul, les deux fonctions sont équivalentes selon les trois plans. Toutefois, on observe également que le temps de calcul est supérieur pour la coupe sagittale. Ceci est expliqué par le fait que le nombre d'images est plus élevé selon cet axe par rapport aux deux autres. L'imagerie parcourt ainsi une plus grande distance dans le volume 3D pour optimiser le recalage. D'ailleurs, l'effet de la rotation n'a pas un impact important sur le temps de calcul. Le temps de calcul est légèrement plus long (environ 3 secondes) pour une rotation de 15° par rapport à aucune rotation. Ce résultat s'applique aux deux fonctions de mérite. En présence de rotations, on remarque également qu'il y a une baisse des coefficients de corrélation en fonction du degré de rotation,

ce qui est normal en raison du fait qu'il est plus difficile de recalrer deux images qui n'ont pas la même orientation.

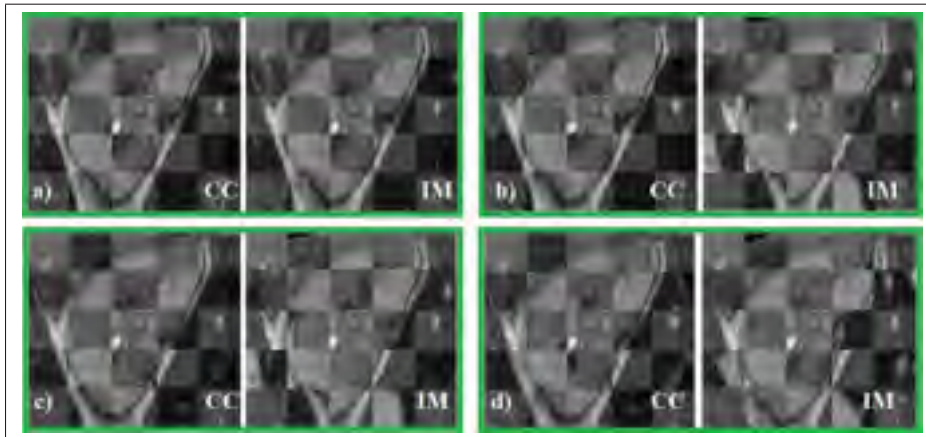


Figure 4.9 Recalage 2D/3D avec CC et IM entre l'imagette de la tranche coronale (voir figure 4.3b) et une acquisition 3D où l'imagette a subi une rotation de a) 0° , b) 5° , c) 10° et d) 15° .

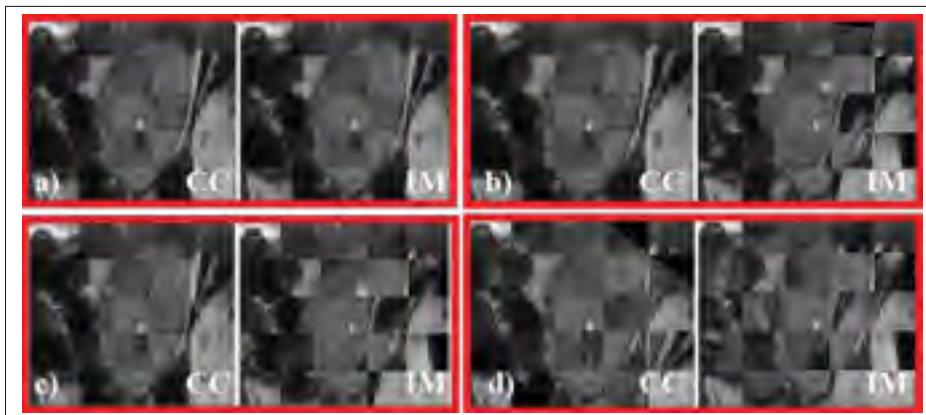


Figure 4.10 Recalage 2D/3D avec CC et IM entre l'imagette de la tranche sagittale (voir figure 4.3c) et une acquisition 3D où l'imagette a subi une rotation de a) 0° , b) 5° , c) 10° et d) 15° .

	0°				5°			
	Coef. de corr.		Temps (s)		Coef. de corr.		Temps (s)	
	CC	IM	CC	IM	CC	IM	CC	IM
Axiale	1	0,7	12	12	1	0,7	9	8
Coronale	1	0,7	11	12	1	0,6	13	12
Sagittale	1	0,7	21	21	1	0,7	21	22

	10°				15°			
	Coef. de corr.		Temps (s)		Coef. de corr.		Temps (s)	
	CC	IM	CC	IM	CC	IM	CC	IM
Axiale	1	0,7	12	8	0,9	0,69	9	9
Coronale	1	0,6	17	12	1,0	0,6	11	11
Sagittale	1	0,7	28	23	0,8	0,6	22	23

Figure 4.11 Tableau résumant les coefficients de corrélation des recalages avec la corrélation croisée (CC) et l'information mutuelle (IM) suite aux simulations décrites à la section 4.1.2.2

4.2.1.2 Simulation 2 : Sous-échantillonnage des imagettes

La seconde simulation consiste à sous-échantillonner les images de la figure 4.3 afin d'examiner l'effet d'une dégradation de la qualité de l'image sur le recalage. Ce résultat est présenté à la figure 4.12.

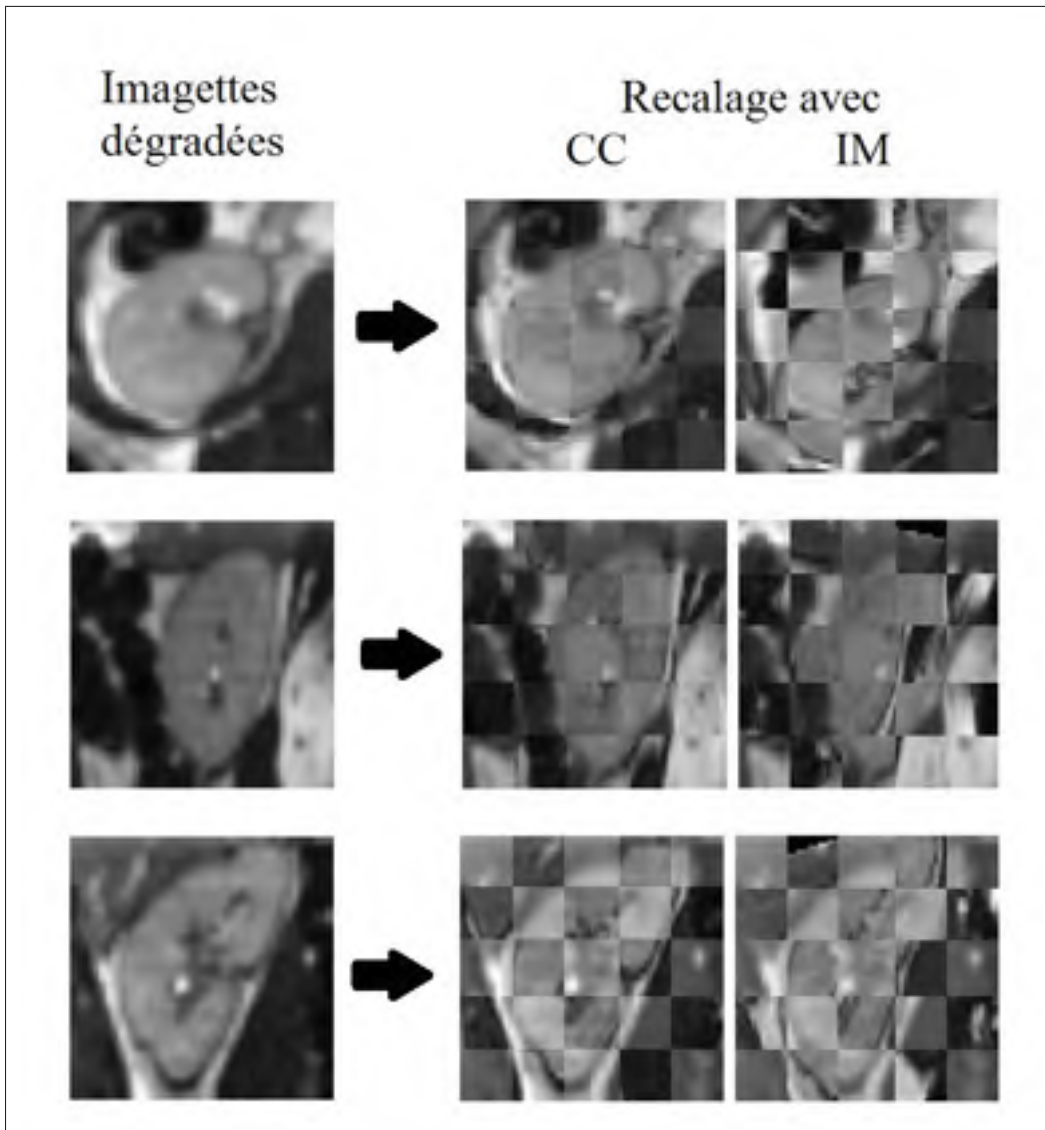


Figure 4.12 Recalage 2D/3D avec la CC et l'IM (en combinaison avec la fonction d'optimisation Simplex) des imagettes de la figure 4.3 sous-échantillonnées avec une pyramide laplacienne (pour une rotation de 5°).

Il a été mentionné qu'il est possible d'acquérir des images flash à chaque 0.4 seconde au lieu de 0.9 seconde afin d'obtenir plus d'images dans un cycle respiratoire, en compromettant toutefois la qualité de celles-ci. Les imagerie sous-échantillonnées à partir des imagerie de la figure 4.3 permettraient de simuler un tel scénario. Puisque les résultats de la simulation de la section 4.1.2.2 montrent que la CC avec l'optimisation de Downhill Simplex est la meilleure combinaison pour le recalage, on examine si cette formule fournit d'aussi bons résultats avec des conditions d'images dégradées. Plus précisément, la figure 4.12 montre les imagerie dégradées par une pyramide laplacienne ainsi que le recalage 2D/3D par la CC et l'IM avec l'algorithme proposé à la section 4. Ici, une rotation de 5° a été considérée puisqu'on estime qu'en respiration libre, il peut y avoir une rotation approximative de 5° . Dans la simulation précédente, nous avons exagéré la rotation à 15° car c'est la valeur maximale trouvée dans la graphique 3.11. Les valeurs obtenues dans ce graphique se situent entre des séquences extrêmes puisqu'on demandait aux sujets d'inspirer et d'expirer très profondément. Or, durant une respiration libre, l'amplitude du mouvement du rein causé par la respiration est plus faible. On estime donc une valeur moyenne approximative de 5° selon chaque axe. De cette façon, cette valeur simulerait un patron de respiration libre et serait donc une estimation d'un mouvement pouvant être effectué par un sujet lors du traitement. Cette estimation a également été approuvée par le radiologue affilié à ce projet.

Les résultats de ce test (voir la figure 4.12) indiquent que, une fois de plus, la fonction de CC produit une meilleure corrélation que l'IM, même avec une imagerie ayant une qualité dégradée et ayant subi une rotation de 5° . Cela permet aussi de suggérer qu'il serait possible de réduire la qualité des images flash pour en obtenir davantage durant le traitement tout en conservant un bon recalage. Dans une telle situation, le nombre d'images flash acquises serait augmenté par un facteur d'environ deux, ce qui favoriserait grandement le positionnement du centre de la tumeur (présenté à la section 5) puisqu'il y aurait plus d'information reçue. De plus, les résultats indiquent que même si les imagerie sont dégradées avec une légère rotation, la CC est également en mesure d'accomplir un bon recalage, à l'opposé de l'IM qui fournit des résultats insatisfaisants en raison des divergences visibles sur les damiers, et ce selon

les trois plans. Tel que mentionné précédemment, les résultats de Fei *et al.* (2003a) montrent qu'effectivement l'IM est moins efficace lorsque la résolution est basse comparativement à la CC pour des images de basse résolution. Nos résultats concordent ainsi avec ceux de Fei *et al.* (2003a) en ce sens.

4.2.1.3 Synthèse des simulations

Les deux simulations effectuées mettent en évidence que :

1. Le choix du plan n'a pas d'effet sur le recalage, c'est-à-dire que les imagerie selon les trois plans produisent des résultats similaires en termes de coefficients de corrélation et de temps de calcul.
2. La combinaison de la fonction de mérite CC avec l'optimisation de Downhill Simplex produit de meilleurs résultats comparativement à l'IM en combinaison avec l'optimisation de Downhill Simplex.
3. Pour des rotations appliquées aux imagerie, l'algorithme proposé est en mesure d'effectuer un recalage approprié.
4. La combinaison de la fonction de mérite CC avec l'optimisation de Downhill Simplex permet un recalage 2D/3D adéquat même avec des imagerie de qualité dégradée.

4.2.1.4 Recalage 2D/3D

Puisque les simulations précédentes indiquent que la fonction de mérite de corrélation croisée (CC) jumelée avec l'optimisation Downhill Simplex produit de meilleurs résultats que l'information mutuelle (IM), cette combinaison a été testée sur une imagerie issue d'une image flash d'un des volontaires sains.

La figure 4.13 montre le résultat du recalage issu de l'approche choisie. On remarque d'après le damier que le recalage du rein s'est bien effectué. Toutefois, quelques divergences sont observées dans les régions encadrées. Ces divergences peuvent laisser supposer qu'il y a présence de déformations lorsqu'un sujet respire en expiration et en inspiration maximales. Ceci pourrait

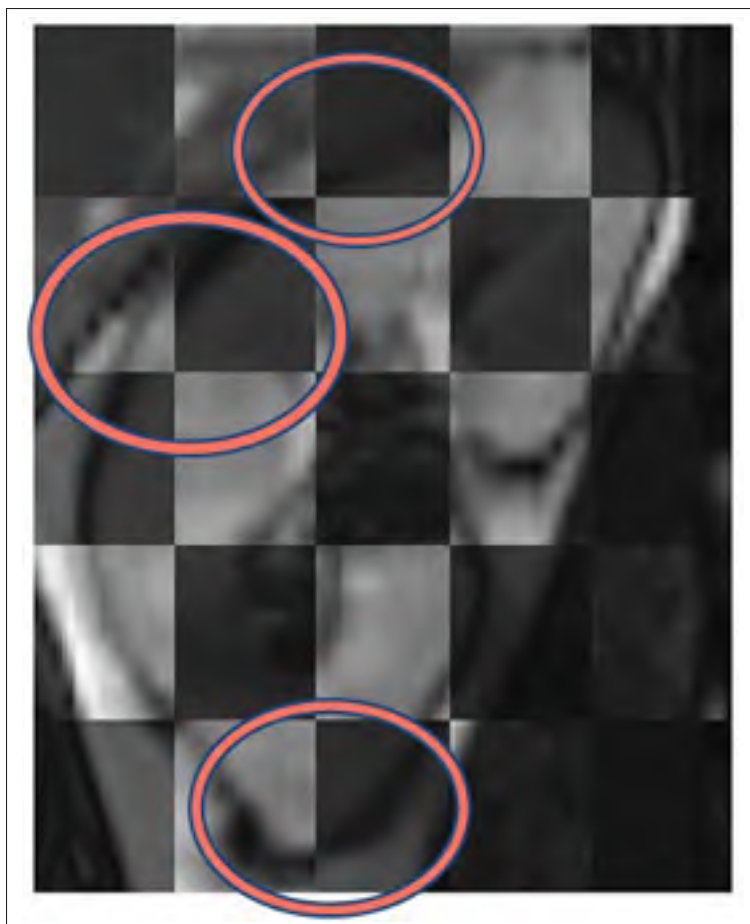


Figure 4.13 Recalage 2D/3D avec la CC et la fonction d'optimisation Downhill Simplex d'une image flash provenant d'un volontaire et de son acquisition 3D.

être expliqué par le fait que les images flash ont été acquises en respiration libre et les images 3D ont été acquises durant les séquences extremums. Ainsi, le rein n'a probablement pas subi de déformations lors des images flash. Notons que dans le chapitre 3, nous avons affirmé que les déformations n'ont pas été quantifiables par l'outil de segmentation puisqu'ils sont trop faibles. Nous allons considérer que le rein est un objet rigide puisqu'il n'y a aucun signe qui montre qu'il y a présence d'une déformation majeure. Néanmoins, mis à part les zones de divergences, la fonction de mérite CC en combinaison avec la fonction d'optimisation de Simplex est en mesure de produire un bon recalage tranche-à-volume.

CHAPITRE 5

ÉTUDE COMPLÉMENTAIRE : LOCALISATION D'UNE TUMEUR RÉNALE

Pour le traitement efficace de la tumeur rénale, il faut non seulement une méthode de recalage pour connaître la région rénale ciblée, mais il est également nécessaire de connaître les coordonnées (x, y, z) du centre de la tumeur afin de signaler au système HIFU où il faut cibler le faisceau d'ultrasons. Une des premières idées était d'identifier cette mesure par rapport au barycentre du rein, mais cela nécessiterait une segmentation de l'organe. L'alternative proposée est de déterminer un point de référence qui reste fixe dans chaque image flash. Dans ce cas, on doit alors poser quelques questions même si l'étude du mouvement dans le chapitre 3 montre qu'il y a une rotation lors de l'expiration maximale à l'inspiration maximale.

Questions :

1. Est-ce que d'une image flash à l'autre, le rein ne fait que bouger en translation ?
2. Pouvons-nous négliger la rotation ?
3. Pouvons-nous considérer qu'une tumeur est toujours positionnée à une distance équivalente par rapport à un point de référence ?

Nous posons ces questions puisque dans la première partie de ce travail, nous avons montré qu'il y a effectivement une rotation lors de l'inspiration maximale à l'expiration maximale. Cependant, que se passe-t-il en respiration libre ?

Ces questions sont posées afin de simplifier la localisation de la tumeur en éliminant la composante de la rotation, nous allons ainsi vérifier si nous pouvons effectuer une telle simplification en validant ou en réfuter ces dernières.

5.1 Vérifications des questions

Afin de répondre à la question 3, on doit répondre aux questions 1 et 2 tout d'abord. Deux simulations ont été mis en place pour y arriver.

5.1.1 Simulation 1

La première simulation a pour objectif d'observer l'influence des différents mouvements du rein sur l'apparence des contours dans les images flash. Plus précisément, cette simulation permet d'observer comment un contour est modifié en fonction des transformations (rotations et translations) appliquées.

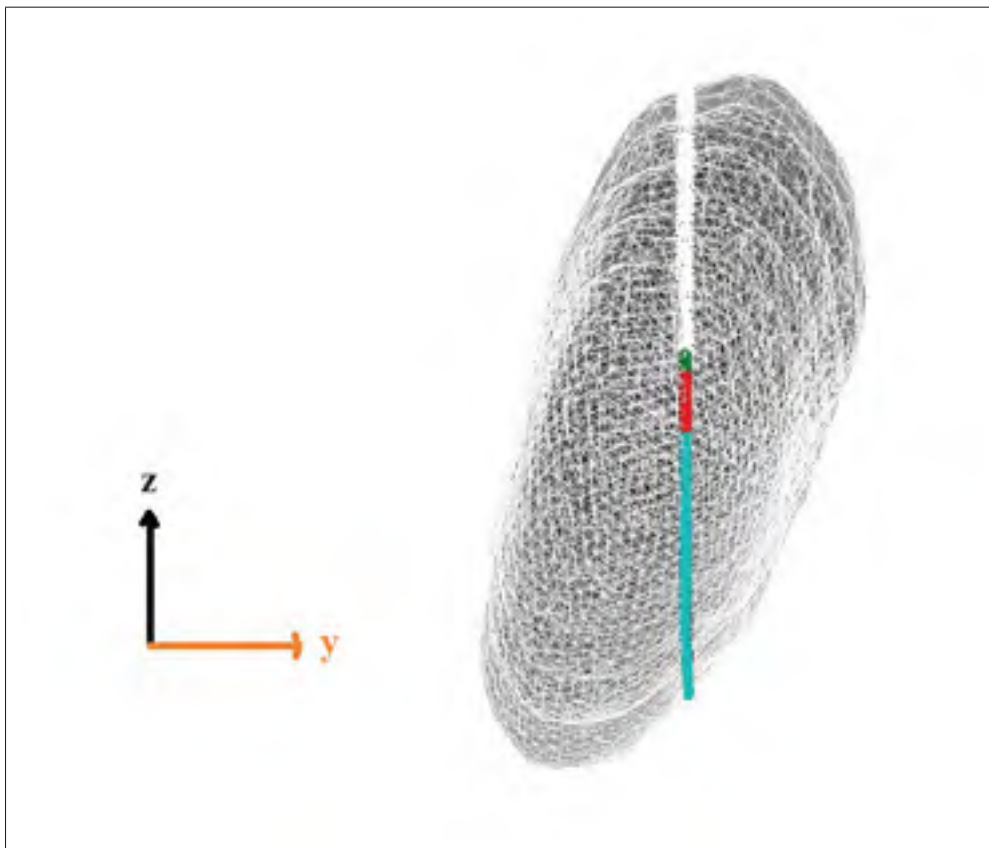


Figure 5.1 Illustration montrant comment les contours de la figure 5.2 sont extraits en appliquant les transformations décrites à cette figure.

Il est à noter que les transformations réalisées ont été choisies suite à l'étude du mouvement effectuée préalablement (forte translation en z et translations faibles en x et y). La figure 5.2 montre que, même après une transformation semblable à celle d'un individu en respiration libre, le contour extrait d'une tranche ne varie pas beaucoup. Puisque le faisceau d'ultrasons

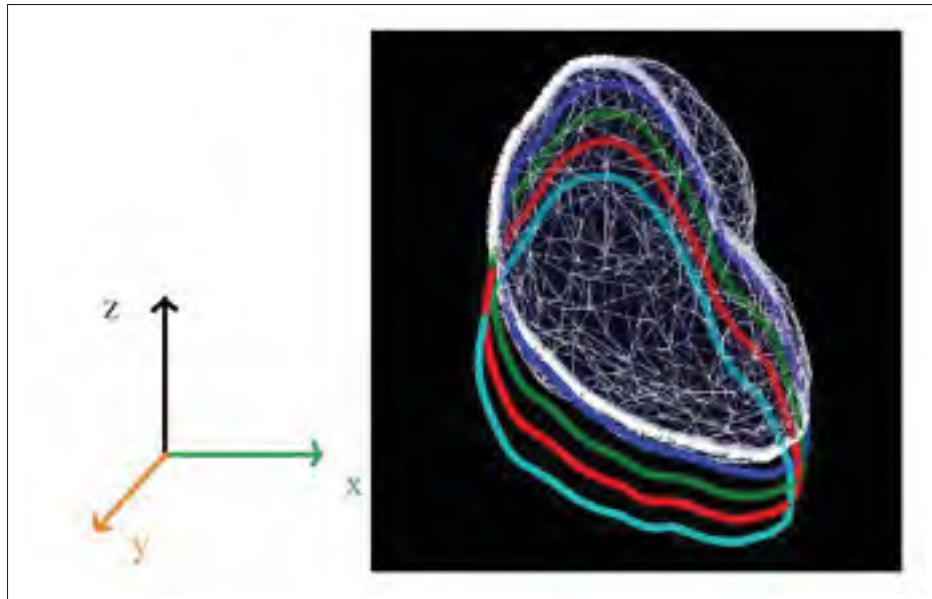


Figure 5.2 La courbe blanche représente un contour extrait du rein initial d'une tranche à une position y d'intérêt. La courbe bleue représente le contour extrait du rein initial appliqué d'une rotation de 1.5° selon les trois axes et d'une translation de 1 mm en x , de 1.5 mm en y et de 6 mm en z . La courbe verte représente le contour extrait du rein initial appliqué d'une rotation de 3° selon les trois axes et d'une translation de 2 mm en x , de 3 mm en y et de 12 mm en z . La courbe rouge est un contour à partir du rein initial appliqué d'une rotation de 4.5° et d'une translation de 3 mm en x , de 4.5 mm en y et de 18 mm en z . La courbe cyan est un contour du rein initial appliqué d'une rotation de 6° et d'une translation de 4 mm en x , de 6 mm en y et de 24 mm en z .

viser la tumeur et une marge d'erreur de 2.5 mm est acceptable lors du traitement, la région d'intérêt sera toujours ciblée malgré le mouvement causé par la rotation en respiration libre.

5.1.2 Simulation 2

La deuxième simulation a pour objectif d'observer le mouvement d'une tumeur placée dans un rein selon de différentes transformations. De cette façon, on observe, en négligeant la rotation, comment la tumeur va évoluer. Le but de cette simulation est de répondre aux questions suivantes : Y a-t-il un décalage entre le point de référence et le centre de la tumeur ayant

reçu une rotation ? Est-ce que ce décalage rentre dans la marge d'erreur de 2.5 mm considérée ? Pouvons-nous seulement considérer la translation en respiration libre ? En répondant à ces questions, nous serons en mesure de voir l'impact d'une rotation de l'ordre d'une respiration libre appliquée.

Cette étape simule donc deux tumeurs sphériques de 2 cm de diamètre placées dans le rein à différents endroits. Ici, on a choisi une tumeur de 2 cm car pour un traitement de HIFU, seuls les patients ayant une tumeur au-delà de 2 cm sont admissibles. Par la suite, deux transformations ont été appliquées aux deux tumeurs initiales (numérotée 1 et 2 dans la figure 5.3) :

1. La première est uniquement une translation en z de 4 cm. (On obtient la sphère numérotée 1' et 2' dans la figure 5.3)
2. La seconde combine une rotation de 5° selon les trois axes (x, y et z) et une translation de 4 cm selon l'axe z. (On obtient la sphère numérotée 1'' et 2'' dans la figure 5.3)

De cette façon, il est possible d'observer comment les tumeurs évoluent lorsqu'il y a présence et absence de rotation.

L'illustration 5.3 montre que la tumeur qui a reçu une translation uniquement et celle qui a reçu une translation et une rotation ne sont pas parfaitement superposées, mais elles sont très rapprochées. Il est à noter que les trois vues ont été choisies afin de mieux visualiser les sphères simulant des tumeurs. Toutefois, l'écart entre les tumeurs subies de la première et de la deuxième transformations est inférieur à 2 mm et demeure donc dans la marge d'erreur appliquée autour de la tumeur, soit 2.5 mm. Ce résultat montre qu'en négligeant la rotation de la tumeur, la région d'intérêt peut tout de même être ciblée par la thérapie externe (la radiothérapie ou l'HIFU) en raison des marges d'erreur de 2.5 mm. Ainsi, la première question est répondue.

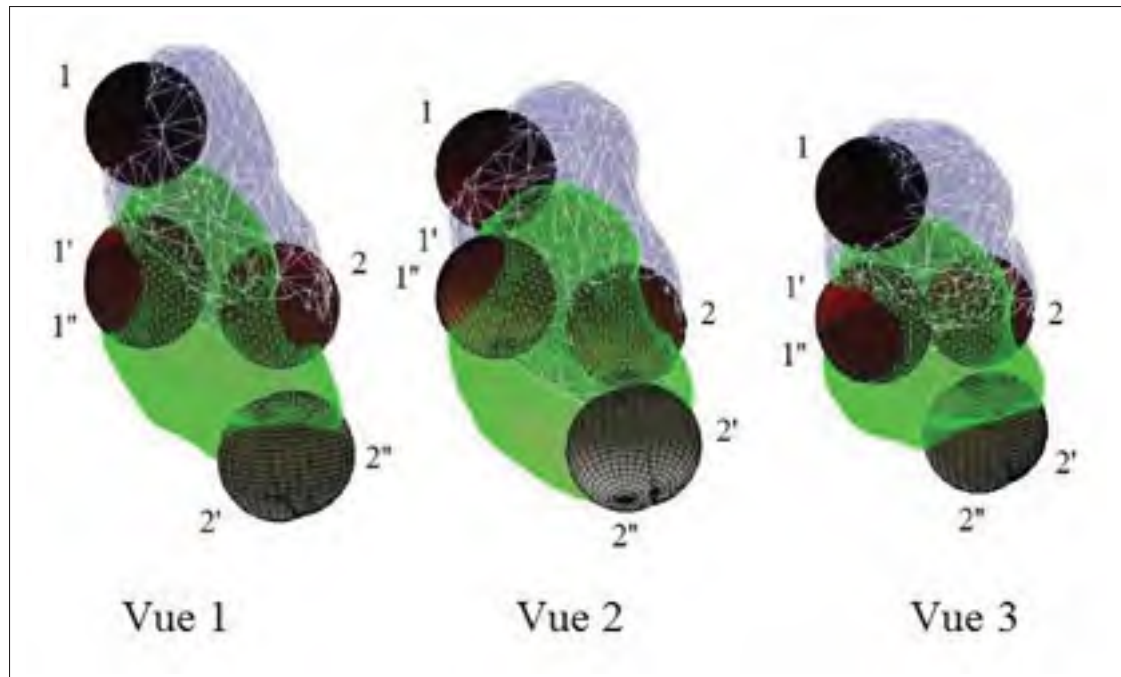


Figure 5.3 Le rein en bleu représente le rein à la position initiale. Le rein en vert montre l'organe après une rotation de 5° selon les trois axes du rein et une translation de 4 cm selon l'axe z. Les tumeurs sont numérotées 1 et 2 et les indices primes représentent leur position après la transformation. Les tumeurs avec un seul prime ont reçu uniquement la translation et celles avec deux primes, une translation ainsi qu'une rotation de 5° selon les trois axes.

5.2 Composante(s) du mouvement à incorporer

Puisque nous avons pu répondre aux questions de la section 5, la méthode pour localiser le centre d'une tumeur peut alors être simplifiée. Plusieurs composantes peuvent être négligées parce que nous admettons une marge d'erreur de 2.5 mm autour de la tumeur ciblée.

Pour déterminer les coordonnées x, y et z du centre de la tumeur, la méthode décrite à la section suivante a été utilisée. Ceci est grâce au fait que la translation principale (en se référant à la figure 3.11) est en z (voir l'illustration 2.1) et que la rotation en respiration libre est plus petite que celles retrouvées lors des séquences extremums qui est approximativement de 5° selon les 3 axes.

Les deux simulations des sections 5.1.1 et 5.1.2 ont permis de constater qu'il est possible de ne pas intégrer la rotation causée par la respiration libre puisqu'il y a une marge d'erreur qui est accordée autour de la tumeur.

5.3 Localisation d'une tumeur rénale

La méthode proposée consiste donc à évaluer la position de la tumeur par rapport à un point de référence dans l'imagette sélectionnée. Les étapes de cette méthode se déroulent comme suit :

1. La première image flash est acquise avant le traitement.
2. Une région d'intérêt (le rein et la tumeur) est sélectionnée dans cette image flash. Cette région est l'imagette.
3. Un algorithme détermine le centre C de l'imagette. Le point C est le point de référence de l'imagette.
4. L'utilisateur clique sur le centre de la tumeur T dans le rein. La distance \vec{d} entre le centre de l'imagette C et le centre de la tumeur T est calculée.
5. Pour l'image flash suivante, l'imagette est sélectionnée par l'algorithme de recalage. Le centre C' de l'imagette est calculé. La distance \vec{d} est ensuite additionnée à la position C' pour évaluer la position du centre de la tumeur T' sur l'imagette de centre C'.
6. L'étape 5 se répète jusqu'à la fin du traitement.

Le centre de la tumeur est donc évalué pour chaque image flash à l'aide de la distance \vec{d} déterminée par l'utilisateur sur la première image flash.

La figure 5.4 illustre un exemple de ce processus.

L'illustration dans le rectangle orange (numéro 1) représente l'imagette rognée de la première image flash du cycle respiratoire de la figure 5.5. Le point mauve représente le centre de l'imagette C et le point au sommet du rein simule une tumeur T. La distance mesurée \vec{d} est aussi indiquée entre les deux points (90.51 pixels). Sur la figure numérotée 2, on voit la troisième

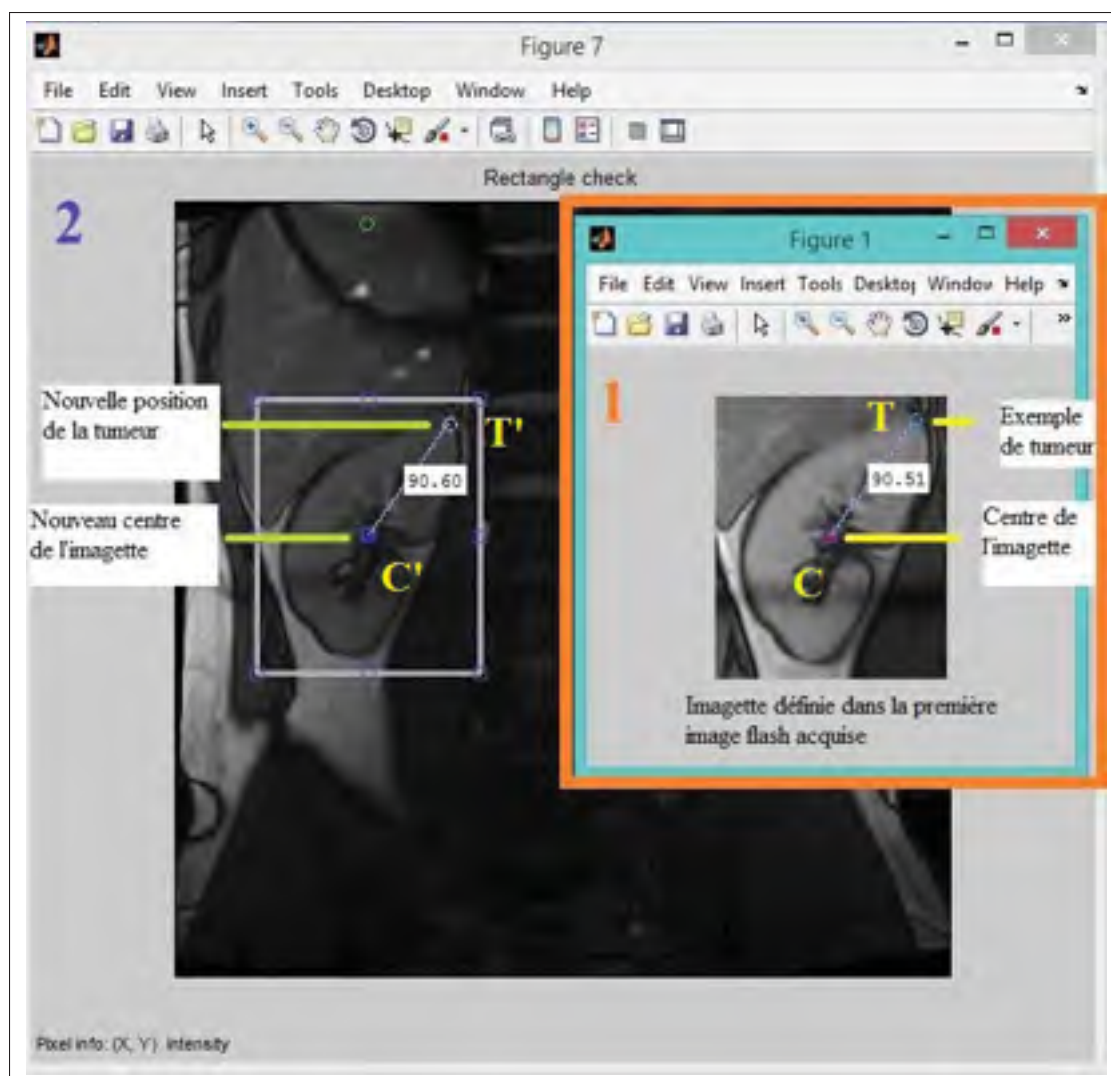


Figure 5.4 Exemple pour déterminer les coordonnées du centre de la tumeur.

image flash du cycle respiratoire de la figure 5.5. Nous avons pris la troisième image flash puisque c'est celle-ci qui a le plus grand écart avec la première image flash lors d'un cycle respiratoire. L'imagerie résultante dans le rectangle en bleu est la région qui représente l'imagerie déterminée par la méthode proposée. Par la suite, le centre C' de la nouvelle imagerie est déterminé et on est capable de repérer la position de la tumeur T' dans cette image flash puisque la distance mesurée \vec{d} entre le point de référence et la tumeur est considérée constante et a été additionnée aux coordonnées de C' . La distance 90.60 pixels est la distance réelle qui sépare

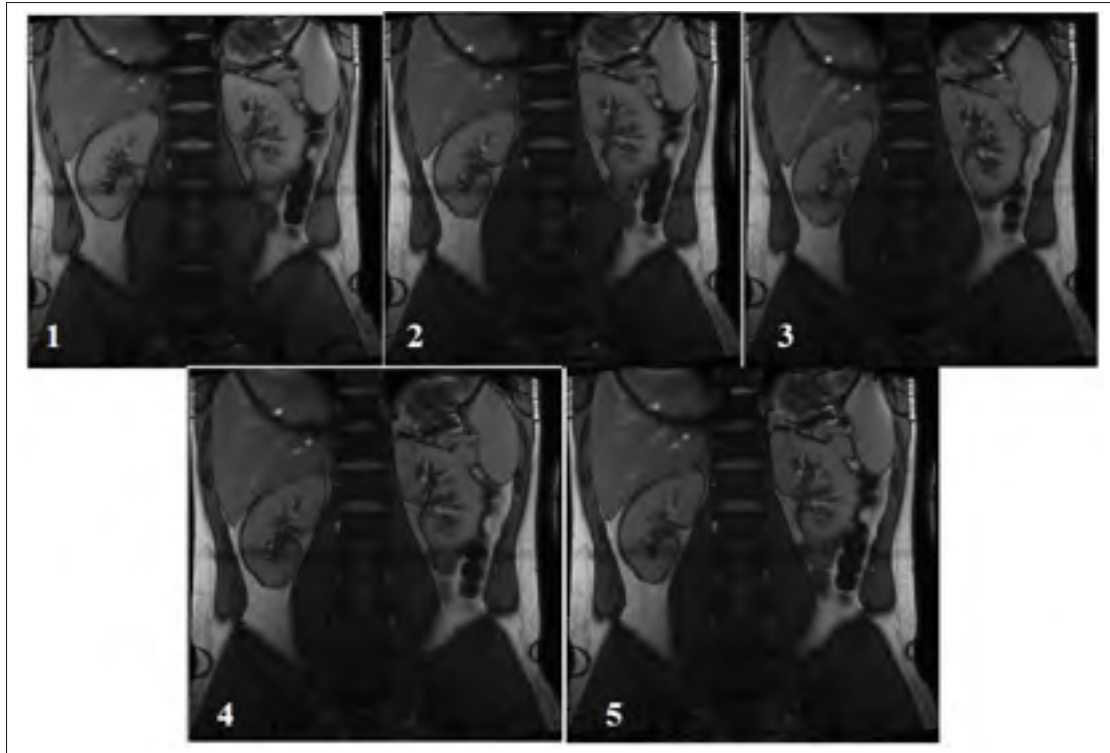


Figure 5.5 Images flash d'un sujet pour la durée d'un cycle respiratoire.

la tumeur et le centre de l'imagerie. Toutefois, il est possible de remarquer que les distances entre le centre des images et des tumeurs simulées sont quasi-identiques, ce qui confirme nos suppositions émises préalablement. Le radiologue affilié à ce projet approuve cette méthode et la trouve adéquate pour déterminer les coordonnées de la tumeur afin d'orienter le faisceau d'ultrasons.

CHAPITRE 6

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'objectif principal de cette étude était de proposer une méthode de suivi du rein par imagerie médicale en temps réel. Un protocole expérimental a été développé pour l'IRM par le radiologue affilié associant à ce projet impliquant des acquisitions 3D pour l'étude du mouvement des reins ainsi que des acquisitions 2D pour la méthode de suivi. L'atteinte de cet objectif débute par l'évaluation de la répétabilité de l'outil de segmentation puisque les composantes du mouvement du rein sont déterminées à partir de modèles volumiques segmentés. Cette évaluation a montré que cet outil permet de segmenter les reins avec une bonne répétabilité.

Ensuite, les mouvements du rein ont été analysés. En connaissant les composantes du mouvement du rein lors de la respiration, il est possible d'adapter la méthode de suivi du rein et de la tumeur par la suite. La première hypothèse était que le rein avait un déplacement en trois dimensions (3D) et nos résultats le confirment. Par contre, ce déplacement n'a pas le même ordre de grandeur selon les trois axes. C'est dans le plan coronal que le mouvement est le plus important. La rotation a également été évaluée. Ce paramètre n'avait jamais été quantifié dans une étude antérieure. La rotation identifiée est variable d'un individu à l'autre, aucune tendance n'ayant été observée. Les déformations du rein n'ont pu être quantifiées. Une fois le mouvement du rein caractérisé, l'implantation de la méthode de suivi proposée se fait avec la composante majeure du mouvement du rein, c'est-à-dire la translation selon l'axe z (on néglige les autres paramètres du mouvement : rotation, déformations et translations en x et y).

La deuxième hypothèse, soit la possibilité d'implémenter un recalage par intensité des images IRM pour permettre un suivi du rein, a été confirmée. En effet, un recalage par intensité 2D/3D permet de suivre le rein.

Enfin, la dernière hypothèse, c'est-à-dire que la corrélation croisée (CC) ou l'information mutuelle (IM) sont des fonctions de mérite appropriées en combinaison avec l'algorithme d'optimisation de Downhill Simplex pour effectuer un recalage d'images, a également été confirmée.

En fait, la fonction de mérite de (CC) combinée avec la fonction d'optimisation Simplex est plus performante que la fonction de mérite de IM.

L'objectif principal a donc été atteint : le recalage par intensité 2D/3D, à partir d'acquisitions IRM, est une technique fiable pour suivre les déplacements du rein.

Cependant, les limites de la méthode élaborée sont :

1. Il n'y a pas d'étude de précision avec « réalité terrain » pour la segmentation 3D.
2. Il y a seulement un ensemble d'images qui a été utilisé pour la deuxième partie de ce travail, c'est-à-dire le suivi du rein et de la tumeur. Ainsi, la robustesse de la méthode n'a pas pu être évaluée. Cette technique n'a pu être validée que sur une partie de nos acquisitions.

Les résultats de ce mémoire permettent d'énoncer les recommandations suivantes pour les futurs travaux en lien avec ce projet :

1. Utiliser la fonction de mérite de corrélation croisée (CC) puisqu'elle produit de meilleurs résultats de recalage que celle de l'information mutuelle (IM).
2. Optimiser le temps d'acquisition des images flash à 0.4 seconde et évaluer l'efficacité de l'algorithme. Cela permettrait d'obtenir plus d'images durant un cycle respiratoire.
3. Comparer le recalage d'images par intensité effectué dans ce travail avec le recalage d'images basé sur les contours segmentés des images 3D et des contours segmentés des images flash 2D. De cette façon, il serait possible d'évaluer quel type de recalage fournit une meilleure précision tout en ayant un temps de calcul respectable.
4. Mettre en place une méthode de validation avec des sujets humains ayant une tumeur rénale afin de pouvoir tester l'algorithme développé ou mettre au point une méthode permettant de simuler une tumeur rénale dans un modèle porcin.
5. Être alerte aux techniques émergentes afin de les comparer avec la méthode de suivi par recalage par intensité.

BIBLIOGRAPHIE

- Abhilash, R.H. et S. Chauhan. July 2012. « Respiration-induced movement correlation for synchronous noninvasive renal cancer surgery ». *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 59, n° 7, p. 1478-1486.
- Al-Bataineh, Osama, Jürgen Jenne, et Peter Huber. 2012. « Clinical and future applications of high intensity focused ultrasound in cancer ». *Cancer Treatment Reviews*, vol. 38, n° 5, p. 346 - 353.
- American Cancer Society. 2014. « Kidney Cancer (Adult) - Renal Cell Carcinoma ». In *American Cancer Society*. En ligne. <<http://www.cancer.org/acs/groups/cid/documents/webcontent/003107-pdf.pdf>>. Consulté le 3 septembre 2014.
- Anderlik, A., A.Z. Munthe-Kaas, O.K. Oye, E. Eikefjord, J. Rorvik, D.M. Ulvang, F.G. Zollner, et A. Lundervold. Sept 2009. « Quantitative assessment of kidney function using dynamic contrast enhanced MRI - steps towards an integrated software prototype ». In *Image and Signal Processing and Analysis, 2009. ISPA 2009. Proceedings of 6th International Symposium on*. p. 575-581.
- Angel I. Blanco, Bin S. Teh et Robert J. Amato. 2011. « Role of Radiation Therapy in the Management of Renal Cell Cancer ». *MDPI*, p. 4013-4023.
- Arica, Nafiz et Fatos T. Yarman-Vural. 2002. « Optical Character Recognition for Curative Handwriting ». *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 24, n° 6, p. 801-813.
- Avatarlife. 2014. « Oculus parmi les siens, le SVVR de Mountain View pourrait renouveler la promesse du Metavers ». In *Avatarlife*. En ligne. <<http://www.avatarlife.fr/>>. Consulté le 8 mai 2015.
- Avidan, Shai. 2007. « Ensemble Tracking ». *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 29, n° 2, p. 261-271.
- Baldi, P. et Y. Chauvin. 1994. « Smooth On-line Learning Algorithms for Hidden Markov Models ». *Neural Computation*, vol. 6, n° 2, p. 179-190.
- Ballard, D. H. 1981. « Generalizing the Hough transform to detect arbitrary shapes ». *Pattern Recognition*, vol. 13, n° 2, p. 111-122.
- Bhatia, P. 2010. « Strategy for detection and localization of evil-twin transmitters in wireless networks ». Master of computer science, Ottawa, Carleton University, 43 p.
- Binsztok, Henri et Thierry Artières. 2005. « Learning Model Structure from Data : An Application to On-Line Handwriting ». *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, vol. 5, n° 2, p. 30-46.

- Characters and Numeral Strings ». In *9th International Workshop on Frontiers in Handwriting Recognition (IWFHR-9)*. (Tokyo, Japan 2004), p. 371-376.
- Burt, P.J. et E.H. Adelson. Apr 1983. « The Laplacian Pyramid as a Compact Image Code ». *Communications, IEEE Transactions on*, vol. 31, n° 4, p. 532-540.
- Cancer Research UK. 2014. « Statistics and outlook for kidney cancer ». In *Cancer Research UKr*. En ligne. <<http://www.cancerresearchuk.org/about-cancer/type/kidney-cancer/treatment/statistics-and-outlook-for-kidney-cancer>>. Consulté le 12 septembre 2014.
- Chartrand, G, Sherbrooke Est, et Notre-dame Ouest. 2014. « SEMI-AUTOMATED LIVER CT SEGMENTATION USING LAPLACIAN MESHES ». p. 641–644.
- Chav, R., T. Cresson, G. Chartrand, C. Kauffmann, G. Soulez, et J.A. de Guise. April 2014. « Kidney segmentation from a single prior shape in MRI ». In *Biomedical Imaging (ISBI), 2014 IEEE 11th International Symposium on*. p. 818-821.
- Chav,Ramnada Cresson, Thierry Char-Gabriel Kauffmann Claude Soulez Gilles Guise Jacques A De. 2012. « Kidney Segmentation by Hierarchic Surface Deformation and Surface Anamorphing from CT-Scan or MRI Datasets and Prior Shape ». p. 641–644.
- Eaton, John W. 2004. *Matlab*, version 7.0.1. Logiciel. Lieu de publication : Nom de l'éditeur.
- Fei, Baowei, Jeffrey L. Duerk, Daniel T. Boll, Jonathan S. Lewin, et David L. Wilson. 2003a. « Slice-to-volume registration and its potential application to interventional MRI-guided radio-frequency thermal ablation of prostate cancer ». *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 22, n° 4, p. 515–525.
- Fei, Baowei, J.L. Duerk, D.T. Boll, J.S. Lewin, et D.L. Wilson. April 2003b. « Slice-to-volume registration and its potential application to interventional MRI-guided radio-frequency thermal ablation of prostate cancer ». *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 22, n° 4, p. 515-525.
- Frühwald, Laura, Joachim Kettenbach, Michael Figl, Johann Hummel, Helmar Bergmann, et Wolfgang Birkfellner. 2009. « A comparative study on manual and automatic slice-to-volume registration of CT images ». *European Radiology*, vol. 19, n° 11, p. 2647-2653.
- Giraud, Philippe et Annie Houle. 2013. « Respiratory Gating for Radiotherapy : Main Technical Aspects and Clinical Benefits ». *ISRN Pulmonology*, 2013(number) :519602.
- Gotra,A, Chartrand G Vu-K Vandenbroucke-Menu F Kauffmann C Gallix B De Guise J Tang A. 2015. « Liver Segmentation : A Primer for Radiologists ».
- Harris, Tom. 2002. « How Circuit Breakers Work ». En Ligne. <<http://electronics.howstuffworks.com/circuit-breaker2.htm>>. Consulté le 12 février 2013.

- Heal-All. 2015. « Human Body ». <<http://heal-all.org/art/18/human-body/829/getting-rid-of-anesthesia-and-scalpel-with-powerful-ultrasound>>.
- J.M. Correas, A. Méjean, D. Joly et O. Hélénon. 2008. « Traitement des tumeurs du rein par radiofréquence ». *Société de néphrologie*, p. 41-48.
- Kresl, J.J., L. Papiez, H.C. Urschel, E. Thomson, R.D. Timmerman, et J.D. Luketich, 2007. *Robotic Radiosurgery. Treating Tumors that Move with Respiration*. Robotic radiosurgery.
- Liberati, P., O. Mathieu, E. Tariel, P. Meria, P. Mongiat-Artus, F. Desgrandchamps, et P. Teillac. 2006. « Renal cancer : What can we expect from emerging new technologies : Radio-frequency and cryoablatic ? ». *Annales d'Urologie*, vol. 40, Supplement 3, p. S72 - S76.
- Maes, F., D. Vandermeulen, et P. Suetens. Oct 2003. « Medical image registration using mutual information ». *Proceedings of the IEEE*, vol. 91, n° 10, p. 1699-1722.
- Mclaughlin, Robert A, John Hipwell, Graeme P Penney, J Alison Noble, David J Hawkes, Kawal Rhode, et Albert Chung. « Intensity-based Registration versus Feature-based Registration for ». p. 2-5.
- Nieder, Carsten, Oddvar Spanne, Tone Nordøy, et Astrid Dalhaug. 2011. « Treatment of brain metastases from renal cell cancer ». *Urologic Oncology : Seminars and Original Investigations*, vol. 29, n° 4, p. 405 - 410.
- North S, Basappa N, Bjarnason G, Blais N, Canil C, Heng D, Knox J, Reaume N, Ruether D, Soulières D, Zalewski P, Black P, Breau RH, Jewett M, Kapoor A, Lattouf JB, Moore R, Rendon R, Todd G, Pituskin E, Gedye C, Wood L. 2013. « Management of advanced kidney cancer : Canadian Kidney Cancer Forum 2013 Consensus Update : Canadian Kidney Cancer Forum 2013 ». *Pubmed*, vol. 7, n° 7-8, p. 238-243.
- Novick, Andrew C. 2007. « Kidney cancer : Past, present, and future ». *Urologic Oncology : Seminars and Original Investigations*, vol. 25, n° 3, p. 188 - 195.
- Physiopedia. « MRI Scans ». <http://www.physio-pedia.com/MRI_Scans>.
- Pinto, Antonio, Fabio Pinto, Angela Faggian, Giuseppe Rubini, Ferdinando Caranci, Luca Macarini, Eugenio Annibale Genovese, et Luca Brunese. 2013. « Sources of error in emergency ultrasonography ». *Critical Ultrasound Journal*, 5(1) :S1.
- Portail santé mieux-être. 2014. « Dépistage du cancer colorectal ». In *Québec*. En ligne. <<http://sante.gouv.qc.ca/programmes-et-mesures-daide/depistage-du-cancer-colorectal/>>. Consulté le 11 septembre 2014.
- QUESTIONS AND ANSWERS IN MRI. « Spoiling ». <<http://mri-q.com/spoiling---what-and-how.html>>.

- RadiologyInfo.org. Septembre 2014. « RadiologyInfo.org ». <<http://www.radiologyinfo.org/en/photocat/gallery3.cfm?pid=1&image=RFA-Mechanism-RG-Dodd.jpg&pg=rfakidney>>.
- Ries, Mario et Baudouin Denis De Senneville. 2010. « Real-Time 3D Target Tracking in MRI Guided Focused Ultrasound Ablations in Moving Tissues », vol. 1712. p. 1704–1712.
- Ries, Mario, Baudouin Denis de Senneville, Sébastien Roujol, Yasmina Berber, Bruno Queson, et Chrit Moonen. 2010. « Real-time 3D target tracking in MRI guided focused ultrasound ablations in moving tissues ». *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 64, n° 6, p. 1704–1712.
- Rini, Brian I, Steven C Campbell, et Bernard Escudier. 2009. « Renal cell carcinoma ». *The Lancet*, vol. 373, n° 9669, p. 1119 - 1132.
- Roujol S, Ries M, Moonen C de Senneville BD. 2011. « Automatic nonrigid calibration of image registration for real time MR-guided HIFU ablations of mobile organs ». *Pubmed*, vol. 30, n° 10, p. 1737-1745.
- S. 2014. « Site web de NELCO WORLDWIDE ». <http://www.nelcoworldwide.com/wp-content/uploads/2012/08/LinearAccelerator_Header_1.jpg>.
- Sandou, G. et S. Olaru, 2009. *Particle swarm optimization based NMPC : an application to district heating networks*, p. 551 - 9. Berlin, Germany, éd. Test.
- Sarvaiya, J.N., S. Patnaik, et S. Bombaywala. Dec 2009. « Image Registration by Template Matching Using Normalized Cross-Correlation ». In *Advances in Computing, Control, Telecommunication Technologies, 2009. ACT '09. International Conference on*. p. 819-822.
- Schwartz, Laurent H., Jocelyne Richaud, Laurent Buffat, Emmanuel Touboul, et Michel Schlienger. 1994. « Kidney mobility during respiration ». *Radiotherapy and Oncology*, vol. 32, n° 1, p. 84 - 86.
- Société canadienne du cancer. 2014. « Statistiques sur le cancer du rein ». In *Société canadienne du cancer*. En ligne. <<http://www.cancer.ca/fr-ca/cancer-information/cancer-type/kidney/statistics/?region=on>>. Consulté le 12 septembre 2014.
- Song, Ruitian, Aarni Tipirneni, Perry Johnson, Ralf B. Loeffler, et Claudia M. Hillenbrand. 2011. « Evaluation of respiratory liver and kidney movements for MRI navigator gating ». *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 33, n° 1, p. 143–148.
- Stanford University. « Coordinate Transforms ». <<http://gru.stanford.edu/doku.php/mrtools/coordinatetransforms>>.
- Tone Bjørge, Steinar Tretli et Anders Engeland. 2004. « Relation of Height and Body Mass Index to Renal Cell Carcinoma in Two Million Norwegian Men and Women ». *American Journal of Epidemiology*, vol. 160, n° 12, p. 1168-1176.

- ÉTS. 2010. « Site web de l'ÉTS ». <<http://www.etsmtl.ca>>.
- University Of Virginia. « Spinal Anatomy : Anatomical Planes ». <<http://www.uvaspine.com/anatomical-planes.php>>.
- Viola, P. et M. Jones. 2001. « Robust real-time face detection ». In *Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision*. (Vancouver, BC, United states 2001), p. 747–. Test : Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc.
- Wikipédia. 2014. « Biopsie ». <<http://fr.wikipedia.org/wiki/Biopsie>>.
- WORLDWIDE, NELCO. 2014. « Site web de NELCO WORLDWIDE ». <http://www.nelcoworldwide.com/wp-content/uploads/2012/08/LinearAccelerator_Header_1.jpg>.
- Yao, C.-L., T. Trinh, G. T. C. Wong, et M. G. Irwin. 2008. « Anaesthesia for high intensity focused ultrasound (HIFU) therapy ». *Anaesthesia*, vol. 63, n° 8, p. 865–872.
- Zhang, Lian et Zhi-Biao Wang. 2010. « High-intensity focused ultrasound tumor ablation : review of ten years of clinical experience. ». *Frontiers of medicine in China*, vol. 4, n° 3, p. 294–302.
- Zhang, Xin, Kequan Li, Bin Xie, Min He, Jia He, et Lian Zhang. 2014. « Effective ablation therapy of adenomyosis with ultrasound-guided high-intensity focused ultrasound ». *International Journal of Gynecology & Obstetrics*, vol. 124, n° 3, p. 207 - 211.
- Zhou, Yufeng. 2014. « High-intensity focused ultrasound treatment for advanced pancreatic cancer ». *Gastroenterology research and practice*, vol. 2014.