

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 ÉLECTRIQUE
M. Ing.

PAR
M. RÉMI LAVOIE

ÉVALUATION D'UNE MÉTHODE D'IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE
POUR LA MESURE DE L'ÉPAISSEUR DU CARTILAGE DU GENOU

MONTREAL, LE 7 JUIN 2003

© droits réservés de Rémi Lavoie

CE PROJET 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. Richard McDonald, président du jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Gilles Beaudoin, physicien
Centre hospitalier de l'Université de Montréal

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

LE 29 MAI 2003

AU LABORATOIRE DE RECHERCHE EN IMAGERIE ET ORTHOPÉDIE DU CENTRE
HOSPITALIER DE L'UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉVALUATION D'UNE MÉTHODE D'IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE POUR LA MESURE DE L'ÉPAISSEUR DU CARTILAGE DU GENOU

Rémi Lavoie

RÉSUMÉ

L'objectif général de ce projet fut l'évaluation de la variabilité d'une méthode de mesure de l'épaisseur du cartilage du genou utilisant l'imagerie par résonance magnétique. Pour atteindre cet objectif, il a fallu faire la conception et la réalisation d'un fantôme radiologique ayant trois compartiments pouvant simuler l'os, le cartilage et les tissus mous. Nous avons démontré que la méthode appliquée présente très peu de variabilité. Quelle que soit la position du fantôme dans l'aimant, la répétition d'une mesure ou un test-retest, la variabilité maximale observée est très faible. Cependant, pour les variations d'angles du fantôme, la variabilité devient problématique.

ÉVALUATION D'UNE MÉTHODE D'IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE POUR LA MESURE DE L'ÉPAISSEUR DU CARTILAGE DU GENOU

Rémi Lavoie

SOMMAIRE

L'objectif général de ce projet fut l'évaluation de la variabilité d'une méthode de mesure de l'épaisseur du cartilage du genou utilisant l'imagerie par résonance magnétique. Pour atteindre cet objectif, il a fallu faire la conception et la réalisation d'un fantôme ayant trois compartiments pouvant simuler l'os, le cartilage et les tissus mous. La réalisation de plans parallèles entre les différentes sections du fantôme était une condition pour pouvoir procéder à une série de mesures expérimentales en imagerie par résonance magnétique. De ces mesures, nous avons démontré que la méthode LIO appliquée à l'aide du logiciel «cartiscope» présente très peu de variabilité. Quelle que soit la position du fantôme dans l'aimant, la répétition d'une mesure ou un test-retest, la variabilité maximale observée est très faible. Cependant, pour les variations d'angles du fantôme, nous observons une variabilité accrue qui devient problématique. Les résultats statistiques proviennent de l'application de la règle des trois sigmas élaborée par Piskounov.

Les contraintes rencontrées pour la fabrication des fantômes n'ont pas pu nous permettre de fabriquer des fantômes aux géométries parfaitement connues. Les gels utilisés dans la conception pour simuler les composantes anatomiques du genou, se déformaient par retrait lors de l'étape de moulage pendant la fabrication. Ainsi, il n'a pas été possible d'établir la précision de la méthode LIO. De nouvelles investigations devront être entreprises afin d'atteindre cet objectif. Des matériaux solides, mais poreux dans lesquels des liquides diffuseraient par capillarité pourraient éventuellement servir à fabriquer des fantômes aux géométries désirées.

REMERCIEMENTS

Mes premiers remerciements vont à M. Jacques de Guise pour m'avoir permis de vivre cette aventure scientifique au laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) du centre hospitalier de l'université de Montréal (CHUM). Je le remercie aussi de sa grande souplesse et de sa grande ouverture d'esprit qui m'ont aidées à optimiser mon organisation du travail pour me permettre d'atteindre mes objectifs.

En deuxième lieu, j'aimerais souligner l'aide de M. Gilles Beaudoin, physicien à l'hôpital Notre-Dame de Montréal, pour son support professionnel en résonance magnétique et de sa grande collaboration.

Dans un troisième temps, je dois mentionner qu'il fut formateur et agréable de travailler avec M. Alain Gravel et M. Pierre Gravel sur le projet cartiscope. Leur soutien fut de grande qualité et sans relâche. J'ai beaucoup apprécié leur professionnalisme.

Ensuite, j'aimerais remercier Mme Brigitte Dubreuil, M. Benoît Godbout, M. Claude Kaufmann et M. Gérald Parent pour l'aide et le soutien qu'ils m'ont accordés tout au long de mon projet de recherche.

Je tiens aussi à remercier M. et Mme Pelletier et les employés du laboratoire Arthrolab qui m'ont permis, tout en m'aidant, d'utiliser les équipements modernes de ce laboratoire.

Enfin, je terminerai en remerciant ma jeune fille, Josiane, qui a sept ans, pour m'avoir dit de façon régulière « Papa, on travaille la semaine et on se repose la fin de semaine ». Grâce à ce précieux conseil, j'ai pu faire une meilleure gestion de mes énergies.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
SOMMAIRE	i
REMERCIEMENTS	ii
LISTE DES TABLEAUX.....	vii
LISTE DES FIGURES.....	viii
LISTE DES GRAPHIQUES.....	x
LISTE DES ABRÉVIATIONS ET DES SIGLES.....	xi
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 PROBLÉMATIQUE	3
1.1 Anatomie du genou.....	3
1.2 Cartilage sain.....	4
1.3 Cartilage arthrosique	5
1.4 Méthode Buckland-Wright.....	7
1.5 Méthode Eckstein et LIO.....	9
1.6 Méthode LIO.....	9
1.7 Objectif général	13
1.8 Objectifs spécifiques.....	14
CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE	15
2.1 Imagerie par résonance magnétique	15
2.1.1 Résonance magnétique.....	15
2.1.2 Aimantation nucléaire	17
2.1.3 Magnéton Symphony.....	20
2.1.4 Séquence standard.....	21
2.1.5 Artefacts	23
2.1.5.1 Artefacts métalliques	24
2.1.5.2 Artefacts de troncature	24
2.1.5.3 Aliasing.....	24
2.1.5.4 Artefacts chimiques	24
2.1.5.5 Artefacts liés aux mouvements	25
2.2 Fantômes	25
2.2.1 Fantômes géométriques à simple couche.....	25
2.2.2 Fantômes géométriques multicouches.....	25
CHAPITRE 3 CONCEPTION DES FANTÔMES	27
3.1 Plan du fantôme	27
3.2 Angles d'intérêt.....	28
3.3 Supports à angles variables.....	30
3.3.1 Support pour trois fantômes.....	31
3.3.2 Support pour un seul fantôme.....	32
3.4 Recherche littéraire de composés.....	34
3.5 Recherche expérimentale de composés.....	35
3.6 Composition des fantômes	43
3.7 Choix des membranes qui séparent les sections du fantôme	44
3.8 Étanchéité des fantômes	45
3.9 Étapes de fabrication des fantômes à base de sulfate de nickel	45
3.9.1 Préparation de la solution simulant les tissus mous	46

3.9.2	Préparation de la solution simulant le cartilage	46
3.9.3	Fabrication des gels.....	46
3.9.4	Application de la membrane et assemblage.....	46
3.10	Étapes de la fabrication des fantômes à base d'hydrogel	48
CHAPITRE 4	Validation de la méthode LIO	50
4.1	Méthodologie	50
4.1.1	Méthode d'évaluation de la mesure de l'épaisseur du cartilage	50
4.1.2	Contrôle de la qualité du fantôme	51
4.1.3	Méthodologie d'acquisition des données expérimentales.....	52
4.1.3.1	Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la résolution.....	52
4.1.3.2	Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme lors de segmentations répétées.....	53
4.1.3.3	Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme pour un test-retest.....	54
4.1.3.4	Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme par rapport à la position du fantôme dans l'aimant de l'imageur.....	54
4.1.3.5	Variation de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la variation de l'angle alpha	54
4.1.3.6	Variation de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la variation de l'angle bêta.....	55
4.1.3.7	Variabilité de la méthode LIO en fonction de l'épaisseur des fantômes.....	55
4.2	Résultats	56
4.2.1	Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la résolution.....	56
4.2.2	Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme lors d'une segmentation répétitive	57
4.2.3	Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme lors d'un test-retest dans l'imageur IRM.....	58
4.2.4	Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme par rapport à la position du fantôme dans l'aimant de l'imageur.....	59
4.2.5	Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme par rapport à la variation relative de l'angle du fantôme.....	60
4.2.5.1	Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la variation de l'angle alpha	60
4.2.5.2	Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la variation de l'angle bêta.....	61
4.2.6	Variabilité de la méthode LIO en fonction de l'épaisseur des fantômes.....	62
CHAPITRE 5	DISCUSSION GÉNÉRALE	64
5.1	Variabilité.....	64
5.2	Problématique de la fabrication d'un fantôme	66
5.3	Limitation du sulfate de nickel.....	67
5.4	Influence de la résolution.....	68
5.5	Influence des angles.....	69
CONCLUSION	71
RECOMMANDATIONS	73
ANNEXES		
1:	Bruit de Rice et Rayleigh	74

2:	Rapport signal sur bruit.....	80
3:	Plan du fantôme	83
4:	Plan du support à un seul fantôme	87
5:	Plan du support à trois fantômes	91
BIBLIOGRAPHIE		95

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau I	Composition des substances potentiellement utilisées pour simuler l'intérieur d'un genou en IRM. 43
Tableau II	Membranes expérimentées pour séparer les sections du fantôme..... 44
Tableau III	Étanchéité des fantômes..... 45
Tableau IV	Résolution des images IRM et temps d'acquisition associés..... 53
Tableau V	Espérance mathématique de trois sigmas sur la mesure de l'épaisseur moyenne des fantômes..... 66

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1	Anatomie du genou [1].....	3
Figure 2	Image IRM d'une coupe du cartilage du genou droit de M. Rémi Lavoie.	4
Figure 3	Dessin d'un cartilage arthrosé.....	5
Figure 4	Images IRM d'un cartilage arthrosé.....	6
Figure 5	Acquisition d'une radiographie au rayon X, pour obtenir une vue postéro-antérieure d'un genou dans une position de semi-flexion.	7
Figure 6	Méthode Buckland-Wright d'évaluation de la mesure de l'épaisseur du cartilage du genou.	8
Figure 7	Pose des premiers segments à proximité du cartilage humain.....	10
Figure 8	Positionnement automatique des contours effectués par le logiciel ; - Trait plein : frontière os-cartilage. - Ligne pointillée : frontière cartilage-ménisque.	11
Figure 9	Changement de tranche dans le bloc d'images.....	12
Figure 10	Surfaces internes et externes du cartilage	13
Figure 11	Schéma des moments protoniques longitudinal (MML) et transversal (MMT) ainsi que des temps de relaxation associés.....	19
Figure 12	Appareil à résonance magnétique de la compagnie Léger Inc de Montréal.....	20
Figure 13	Vue isométrique du plan du fantôme.....	27
Figure 14	Définition des angles alpha et bêta utilisés.....	29
Figure 15	Système de coordonnées du magnéton.....	30
Figure 16	Support pour trois fantômes.....	31
Figure 17	Support placé dans l'antenne IRM.	32
Figure 18	Trois pièces du support pour un fantôme.	33
Figure 19	Support placé dans l'antenne selon les angles alpha et bêta respectivement.	34
Figure 20	Fantômes fabriqués avec des moules de 1 et 3 mm respectivement. .	47

Figure 21	Fantôme fabriqué avec un moule de 4,5 mm.	48
Figure 22	Fantôme à base d'hydrogel de 3 mm d'épaisseur entre les traits verticaux.	49
Figure 23	Méthode d'évaluation de la mesure de l'épaisseur du cartilage.....	51
Figure 25	Vue d'une fissure progressive à l'intérieur du gel simulant le cartilage.	67
Figure 26	Tranche d'un fantôme présentant l'effet de Gibbs à une résolution standard.....	68
Figure 27	Tranche d'un fantôme présentant l'effet de Gibbs à une résolution de $0.625 * 0.77 \text{ mm}^2$	69
Figure 28	Courbe de Gauss.....	76
Figure 29	Courbe de Rayleigh	77

LISTE DES GRAPHIQUES

	Page
Graphique 1	Amplitude du signal IRM en fonction de la concentration en NiSO ₄ et du pourcentage de gélatine..... 36
Graphique 2	Amplitude du signal IRM en fonction de gel utilisé. 37
Graphique 3	Amplitude du signal IRM d'un gel d'agarose en fonction de la concentration en NiSO ₄ 38
Graphique 4	Amplitude du signal IRM d'un gel d'agarose en fonction de la concentration en NiSO ₄ dans la zone d'intérêt..... 39
Graphique 5	Amplitude du signal IRM d'un gel d'agarose en fonction de la concentration en glycérol. 40
Graphique 6	Amplitude du signal IRM d'un gel d'agar en fonction de la concentration en NiSO ₄ 41
Graphique 7	Amplitude du signal IRM en fonction de la solubilité d'un polyvinyle alcool. 42
Graphique 8	Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la résolution. 56
Graphique 9	Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de segmentations répétitives. 57
Graphique 10	Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme dans le cas d'un test-retest..... 58
Graphique 11	Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la position dans l'aimant. 59
Graphique 12	Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la variation de l'angle alpha. 60
Graphique 13	Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la variation de l'angle bêta. 61
Graphique 14	Variabilité de la mesure de l'épaisseur des fantômes en relation avec les moules de fabrication utilisés..... 62
Graphique 15	Variabilité de la mesure de l'épaisseur moyenne des fantômes. 65

LISTE DES ABRÉVIATIONS ET DES SIGLES

3D	tridimensionnel
B	bruit
Cm	centimètre
FOV	largeur du champ de vue
g_x	gradient en x
g_y	gradient en y
g_z	gradient en z
$I_{\text{idéal}}$	image parfaite
I_m	image réelle observée
IRM	imagerie par résonance magnétique
LIO	laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie de Montréal
M	module de l'intensité d'un pixel
mm	millimètre
N_1	composante réelle du bruit
N_2	composante imaginaire du bruit
Rect. FoV	rapport (y/z) d'une tranche
RM	résonance magnétique
s/n	rapport signal sur bruit
Scan time	temps d'acquisition
σ	sigma, écart type
TE	temps de l'écho
TR	temps entre la formation de l'écho et la séquence RF suivante
T1	temps de relaxation spin-réseau
T2	temps de relaxation transversale

INTRODUCTION

L'arthrose du genou est une maladie qui se caractérise par la dégénérescence du cartilage. Le suivi clinique de cette pathologie est comme problématique car il est difficile, long, coûteux et peu précis. L'industrie pharmaceutique investit des milliards de dollars dans la fabrication de nouveaux médicaments permettant d'interrompre le processus de détérioration du cartilage, mais il existe très peu de méthodes permettant d'évaluer leur effet de façon précise et dans des délais raisonnables. Dans ce contexte, l'accessibilité à une méthode précise, rapide et efficace et non invasive de détection de la dégradation du cartilage devient un atout majeur dans l'évolution des traitements contre la maladie de l'arthrose.

Les principales méthodes utilisant l'imagerie médicale et permettant d'évaluer l'épaisseur et le volume du cartilage sont les méthodes de Buckland-Wright [BUC99] [BUC95] et de Eckstein [ECK00] [GLA00] [GRA00]. Une approche, similaire à celle établie par Eckstein et appelée dans ce travail la méthode LIO, a été développée en parallèle avec Eckstein par une équipe du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'ETS et du Centre de recherche du CHUM. Cette méthode comporte un outil informatique semi-automatisé qui, en effectuant la segmentation par la méthode des contours actifs, permet d'obtenir la mesure du volume du cartilage en tout point des surfaces articulaires du genou. Si la précision et la sensibilité des développements proposés sont démontrées, ils offriront des possibilités considérables pour améliorer le diagnostic et le suivi de l'arthrose du genou, ainsi que pour évaluer l'effet de médicaments sur l'évolution de la pathologie.

Dans ce travail, nous étudions la variabilité de la méthode LIO. Pour atteindre ce but, la stratégie retenue est de concevoir un fantôme, aux géométries et propriétés connues qui nous permettra de faire des mesures précises ainsi que répétitives.

Ce fantôme devra présenter des propriétés physiques similaires à un genou, du point de vue de l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Il devra aussi permettre d'effectuer des mesures selon plusieurs positions angulaires.

Le choix des constituants du fantôme doit faire l'objet d'une étude approfondie car on devra être capable de simuler les différents tissus du genou (os, cartilage, ménisques) tout en respectant les contraintes de compatibilité des matériaux avec la technique d'IRM.

La dernière étape de cette recherche est la validation de la méthode informatique à l'aide du fantôme. Les résultats permettront de documenter le fonctionnement de la méthode avec un objet aux propriétés connues et éventuellement de l'améliorer.

Ce mémoire se divise comme suit. Au premier chapitre, nous présenterons d'abord le genou et l'arthrose. Nous présenterons ensuite les méthodes actuelles utilisées pour l'évaluation de l'arthrose par imagerie, dont la méthode développée par notre groupe de recherche et qui fait l'objet du présent travail. On présentera enfin les objectifs général et spécifiques du travail.

Le second chapitre présente une revue de la littérature portant sur l'imagerie par résonance magnétique et sur les fantômes utilisés en IRM.

Le chapitre suivant présente la démarche de conception des fantômes nécessaires à notre projet. Le chapitre 4 présente la démarche de validation de la méthode LIO. Le chapitre 5 présente une discussion générale suivie des principales conclusions et recommandations.

CHAPITRE 1

PROBLÉMATIQUE

Dans cette section nous introduirons la problématique reliée à l'évaluation de mesures de volume du cartilage du genou et nous présenterons les principales méthodes et techniques associées.

1.1 Anatomie du genou

Le genou est composé de structures osseuses, de cartilage, de ménisques, de ligaments et de muscles [1][3]. La figure 1 présente l'anatomie du genou.

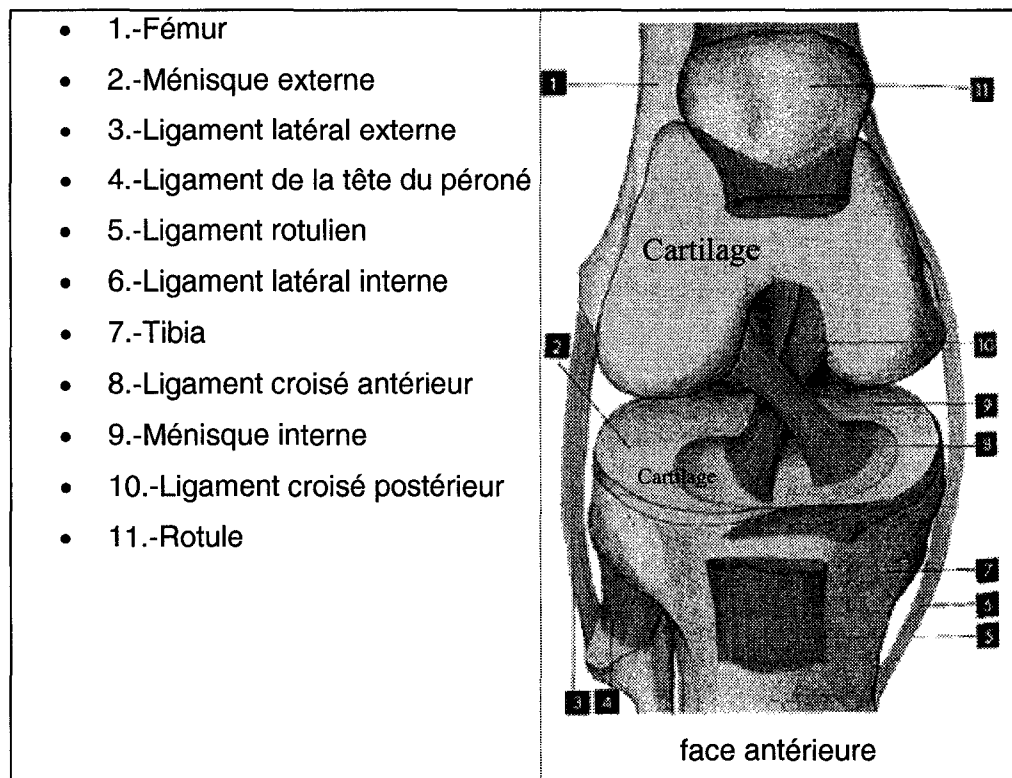


Figure 1 Anatomie du genou [1].

Ce travail de recherche se concentre sur une affection chronique dégénérative du cartilage appelée l'arthrose.

1.2 Cartilage sain

Un cartilage sain est composé, entre autres, de chondrocytes et de fibres de collagène. En situation normale, les premiers assurent le maintien de l'équilibre entre la synthèse des fibres du cartilage et la destruction des fibres usées. La figure 2 présente une image obtenue en imagerie par résonance magnétique (IRM) d'une coupe du cartilage d'un genou droit. On voit les formes des os en foncés, les muscles en blanc et une bande blanche qui se démarque uniformément autour de l'extrémité des os, soit le cartilage.

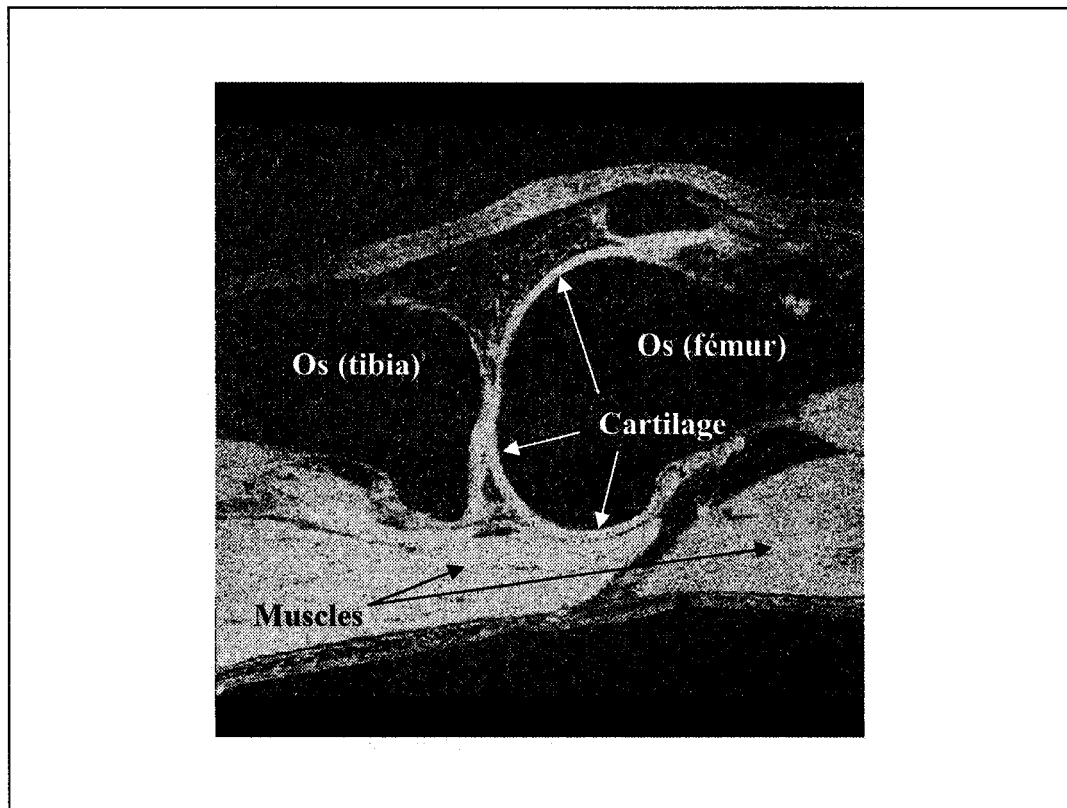


Figure 2 Image IRM d'une coupe du cartilage du genou droit de M. Rémi Lavoie.

1.3 Cartilage arthrosique

Il n'y a pas de vaisseaux sanguins à l'intérieur du cartilage et le chondrocyte est anaérobie, c'est-à-dire qu'il puise son énergie principalement du glucose en l'absence d'apport d'oxygène. Lorsqu'un problème survient et que le cartilage est endommagé, les chondrocytes s'hypertrophient, et se multiplient et forment des grappes ou clusters¹ [LEQ95]. Ils tentent ainsi de réparer le cartilage. Dans le cas où l'apport d'énergie s'avère insuffisant, la réserve de glucose diminue en dessous d'un seuil critique, les chondrocytes s'épuisent, ne parviennent plus à réparer les tissus cartilagineux assez rapidement et il apparaît des fissures qui atteignent l'os sous-chondrale. La figure 3 est une représentation schématique d'un cartilage fissuré par l'arthrose.

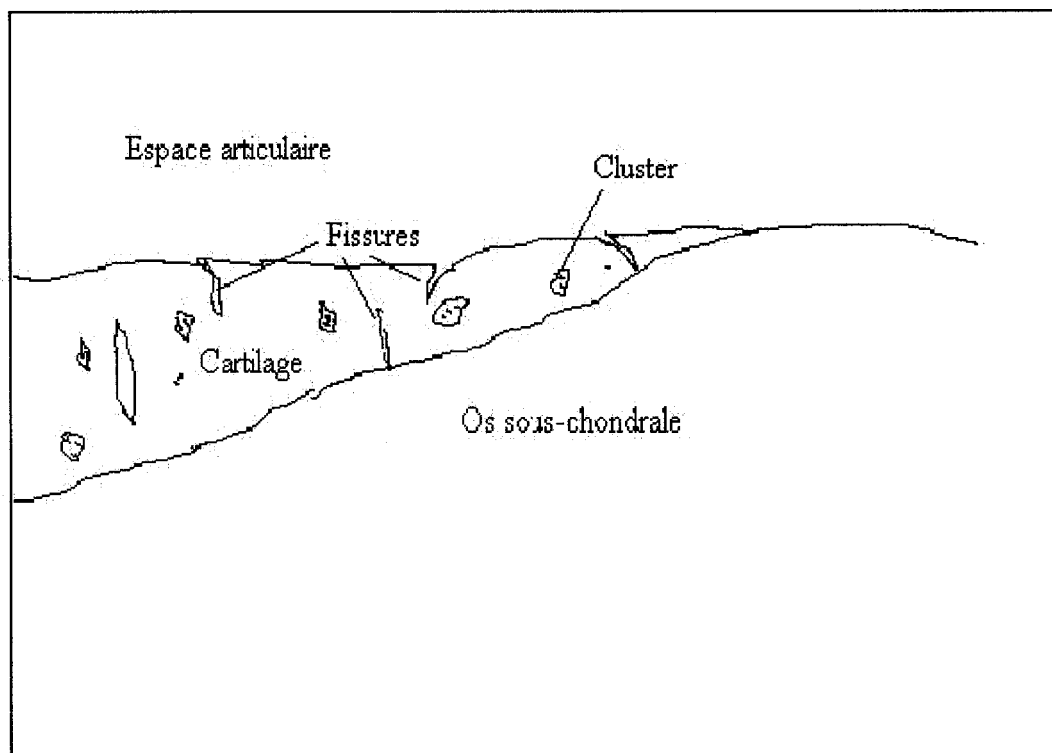


Figure 3 Dessin d'un cartilage arthrosé.

¹ L'appellation de cluster provient de l'*Atlas de l'arthrose* [LEQ95].

Au dernier stade de l'arthrose, l'os est à nu et le cartilage a disparu, provoquant l'apparition d'une douleur chronique [PET02]. La figure 4 présente deux images IRM d'un cartilage endommagé par l'arthrose.

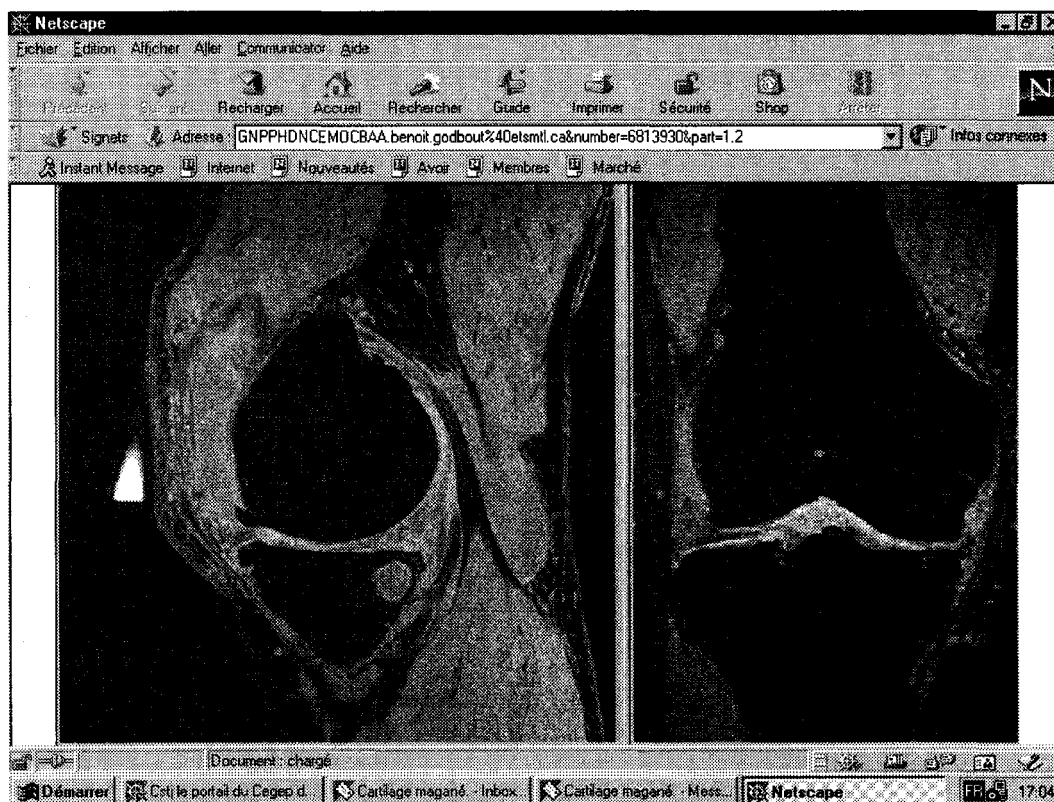


Figure 4 Images IRM d'un cartilage arthrosé.

L'intérêt des cliniciens est de mesurer le volume de cartilage afin d'être informé de l'évolution de la maladie [CIC02] [CAL01] [CIC01] [CON01]. Quelques méthodes ont été proposées dans la littérature, et s'appuient sur l'utilisation d'images médicales. Une première, Buckland-Wright [BUC01] [BUC99] [BUC95] se base sur des films radiographiques alors qu'une autre méthode, plus récente, propose l'utilisation de l'IRM, on l'appelle la méthode Eckstein [BUR01] [ECK00] [GLA00] [GRA00] ou LIO [KAU03] [RAY03] [RAY02] [GOD98].

1.4 Méthode Buckland-Wright

La méthode de Buckland-Wright consiste à comparer plusieurs radiographies du genou afin de déterminer l'évolution de l'espacement minimal intra-osseux fémur-tibia. La figure 5 présente la position d'un genou au moment où le technicien s'apprête à faire l'acquisition d'une radiographie.

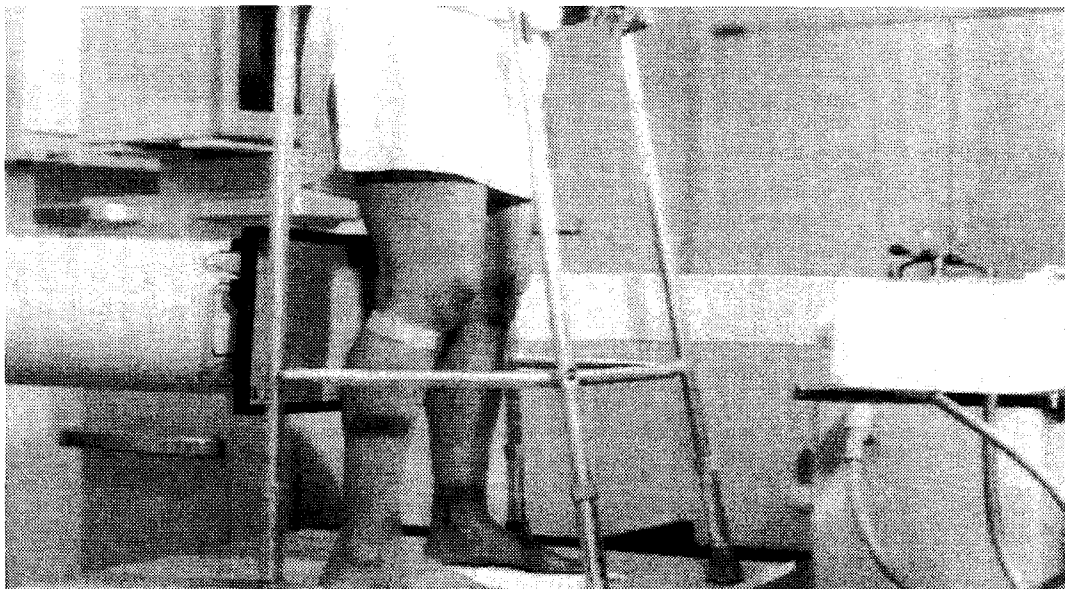


Figure 5 Acquisition d'une radiographie au rayon X, pour obtenir une vue postéro-antérieure d'un genou dans une position de semi-flexion².

La qualité de la position est déterminante. Comme l'évaluation de l'épaisseur du cartilage est basée sur la comparaison de différentes radiographies, le contrôle de la qualité est primordial et difficile à assurer en raison des nombreuses étapes que la méthode oblige.

Par fluoroscopie on s'assure que le plateau tibial est horizontal. Cependant, la variabilité des résultats obtenus est considérable pour une même personne, elle l'est d'autant plus pour différents patients. La variabilité de la position du centre du faisceau de rayon X par rapport au centre du genou est en fait un problème des plus

difficiles à résoudre. La mesure de l'épaisseur peut être effectuée de différentes façons. Une première méthode manuelle propose d'utiliser un compas pour mesurer la distance entre les os, et ce directement sur les radiographies [BUC95]. Une autre façon de faire est présentée à la figure 6. C'est une approche plus précise, car elle utilise les capacités numériques de l'ordinateur.

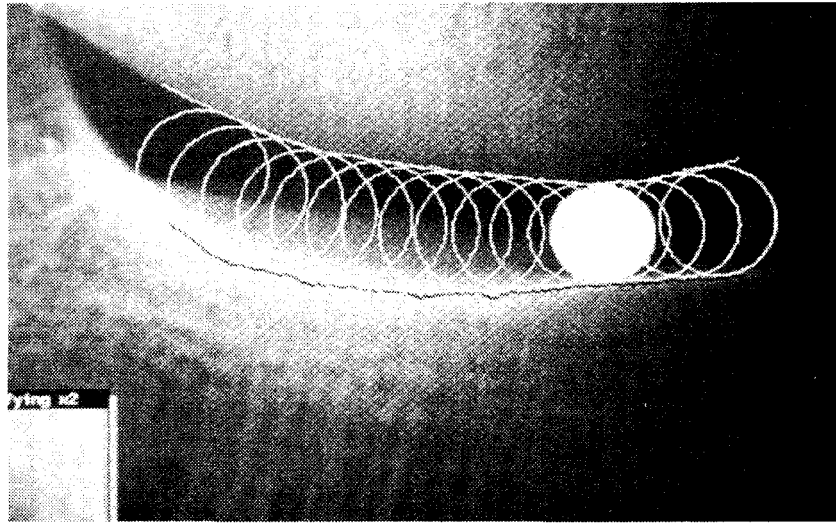


Figure 6 Méthode Buckland-Wright d'évaluation de la mesure de l'épaisseur du cartilage du genou.

Des cercles tracés entre les os, tangemment aux parois, permettent de trouver la plus petite valeur correspondant à l'épaisseur inter-osseuse. Cette méthode convient à des études pour des épaisseurs de cartilage supérieur à 2 mm [BUW99], les épaisseurs inférieures étant systématiquement à rejeter. De plus, elle ne permet pas le suivi d'un seul patient. C'est seulement après une période de 18 mois que les résultats commencent à être significatifs pour une grande population (plus de 1000 patients) car c'est le temps nécessaire pour avoir une différence marquée. C'est un autre désavantage car cela nécessite un long suivi des patients.

² Cette figure provient de la revue scientifique Osteoarthritis and Cartilage [BUC95].

1.5 Méthode Eckstein et LIO

Cette méthode est semblable à celle employée dans le présent travail. Développée en parallèle par le chercheur F. Eckstein à l'institut de radiologie LMU de Munich en Allemagne [GLA00] et au LIO, celle-ci consiste à faire des acquisitions IRM à partir d'un appareil à imagerie par résonance magnétique dont le champ magnétique est de 1,5 Tesla.

Après avoir fait l'acquisition d'images IRM, il est nécessaire de procéder à une segmentation semi-automatique et à une reconstruction 3D du cartilage des genoux des patients. Il est ainsi possible de mesurer le volume du cartilage.

L'épaisseur du cartilage est déterminée à l'aide d'un algorithme de transformation Euclidienne 3D [GRA00]. Une résolution des images typiquement utilisée est de $0.31 * 0.31 * 1.2 \text{ mm}^3$ [GLA00]. Les résultats présentent une bonne reproductibilité et révèlent une variabilité de 80 microns pour la mesure de l'épaisseur du cartilage. Pour les faibles épaisseurs, cette méthode demande de gagner en maturité car elle est insuffisamment précise. En quelque sorte, c'est cette variabilité que les chercheurs tentent d'améliorer. C'est l'objectif que s'est donné l'équipe de recherche du LIO. Cette équipe a développée une méthode d'évaluation de la mesure de l'épaisseur du cartilage à partir de l'IRM.

1.6 Méthode LIO

La méthode est basée sur les étapes suivantes:

Étape 1, Acquisition des images selon un protocole clinique pré-établi. La séquence sera donnée au chapitre suivant.

Étape 2, Segmentation du cartilage par une technique de contours actifs [GOD98].

Cette étape est divisée en plusieurs phases ;

Phase 1, Initialisation des contours sur une tranche sélectionnée au hasard dans le bloc d'image IRM d'un genou d'un patient.

La figure 7 présente l'initialisation des contours d'une segmentation. Il s'agit de placer les segments un par un à proximité des parois du cartilage, c'est-à-dire aux arêtes.

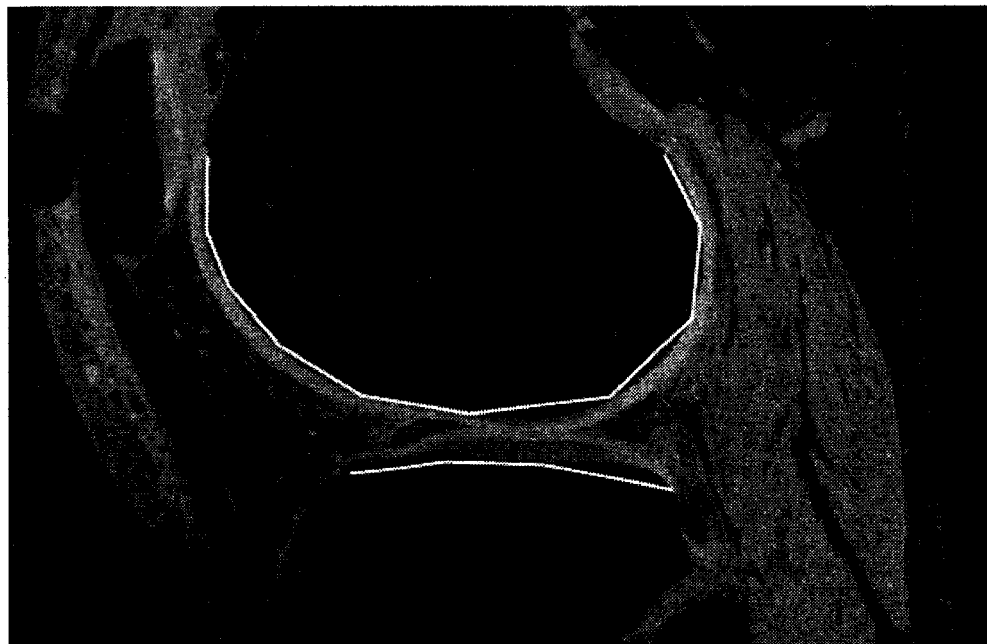


Figure 7 Pose des premiers segments à proximité du cartilage humain³.

Phase 2, Enclenchement des algorithmes de calculs qui génèrent le suivi des contours par contours actifs [GOD98], le filtrage [BUR83] et l'assemblage des tranches.

³ Le segmenteur effectue de façon grossière l'initialisation des premiers segments.

La figure 8 présente le résultat des algorithmes sur la position relative des contours lors d'une segmentation automatique d'une tranche d'un genou d'un patient.



Figure 8 Positionnement automatique des contours effectués par le logiciel ;
- Trait plein : frontière os-cartilage.
- Ligne pointillée : frontière cartilage-ménisque.

Phase 3, Vérification visuelle

Pendant cette étape, le responsable de la segmentation vérifie soigneusement si les contours sont bien positionnés sur le cartilage. Si tel n'est pas le cas, dû par exemple : à une mauvaise qualité de l'image, à la présence d'ostéophytes, à un ménisque déchiré ou à des fissures causées par l'arthrose, il passe à l'étape de l'édition manuelle.

Phase 4, Édition manuelle

Si nécessaire, on fait manuellement les corrections adéquates afin que les segments épousent bien les arêtes créées par la variation d'intensité entre le cartilage

et les composés avoisinants à l'aide d'outils d'édition interactifs des contours. Lorsqu'on est satisfait, on commande au logiciel de valider les opérations et on passe à la phase suivante.

Phase 5, Passage à la tranche suivante et retour à la première étape.

Tel que présenté à la figure 9, il faut recommencer la procédure jusqu'à ce que l'ensemble des tranches du bloc d'images contenant du cartilage soit segmenté.

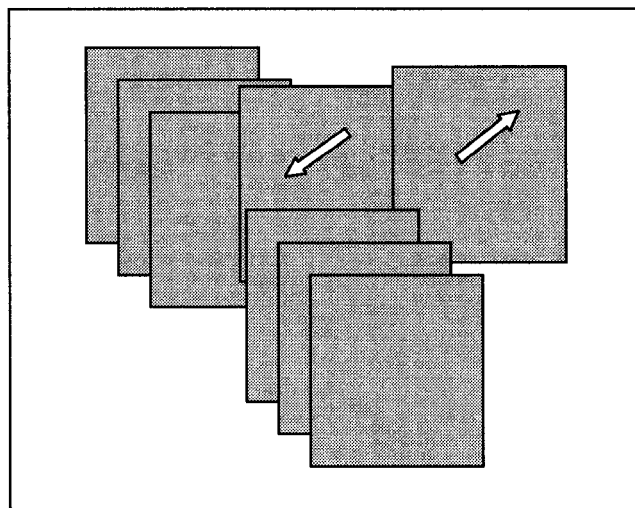


Figure 9 Changement de tranche dans le bloc d'images.

Lorsque la segmentation est terminée, on peut passer à l'étape suivante.

Étape 3, Création des surfaces internes et externes du cartilage.

La figure 10 présente les surfaces internes et externes du cartilage reconstruites en trois dimensions.

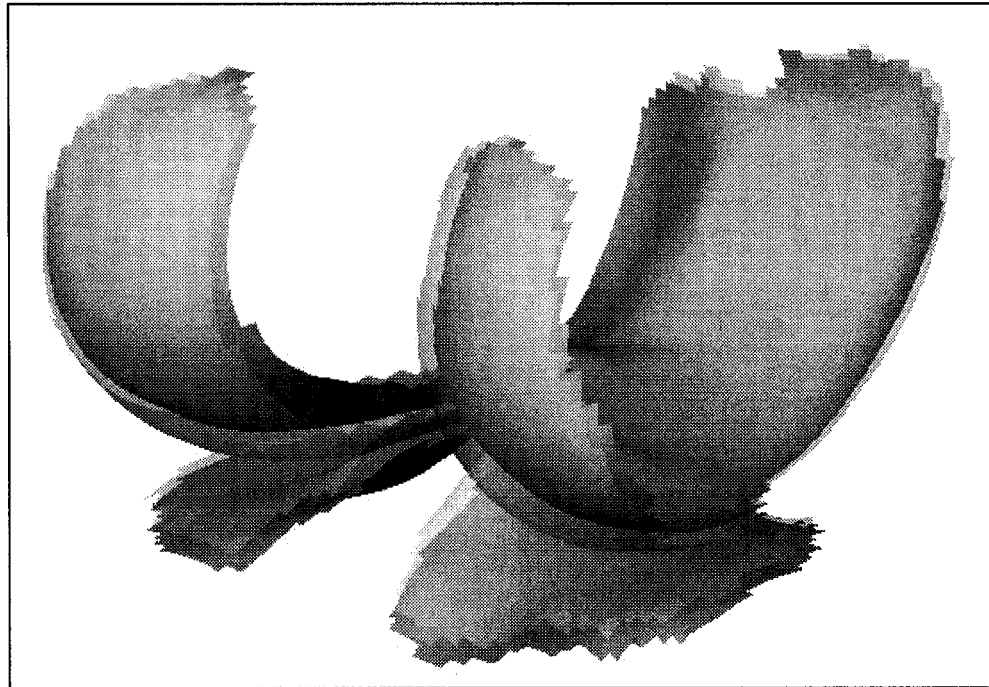


Figure 10 Surfaces internes et externes du cartilage

Étape 4, Évaluation des volume et épaisseur du cartilage.

La démarche conceptuelle permettant l'évaluation du volume et de l'épaisseur du cartilage, est présentée en détail à la section 4.1.1.

La méthode étant opérationnelle, il est nécessaire de la valider. Les sections suivantes présentent l'objectif général et les objectifs spécifiques de ce travail.

1.7 Objectif général

L'objectif général de ce projet est de participer à l'évaluation de la méthode développée au LIO. Une des étapes de cette évaluation nécessite la conception et la réalisation d'un fantôme radiologique qui présente les caractéristiques en IRM similaires à celles du cartilage.

1.8 Objectifs spécifiques

Voici les objectifs spécifiques de ce projet :

A. Développer des fantômes multicouches

- a) Concevoir des fantômes multicouches.
- b) Rechercher et trouver des substances ioniques produisant des signaux IRM similaires à ceux émis par le cartilage, les os et les tissus mous.
- c) Rechercher et trouver une ou des membranes adéquates pour séparer les différents compartiments des fantômes.
- d) Concevoir et fabriquer un ou des supports adéquats pour positionner correctement le ou les fantômes dans l'imageur Siemens.

B. Valider la méthode LIO

Évaluer la méthode en fonction des paramètres suivants⁴ :

- a) la résolution,
- b) la répétition d'une mesure,
- c) la position dans l'imageur,
- d) un test-retest,
- e) la variation de l'angle alpha,
- f) la variation de l'angle bêta,
- g) l'épaisseur du cartilage.

⁴ La définition de ces principaux paramètres sera donnée au chapitre suivant.

CHAPITRE 2

REVUE DE LA LITTÉRATURE

2.1 Imagerie par résonance magnétique

Pour les besoins de conception d'un fantôme, il est nécessaire de comprendre certaines notions élémentaires de l'IRM.

2.1.1 Résonance magnétique

Le phénomène de résonance magnétique est rendu possible grâce aux propriétés paramagnétiques des protons constituant les tissus biologiques. Les noyaux atomiques comme l'hydrogène (^1H), le carbone 13 (^{13}C), le fluor (^{19}F), le sodium (^{23}Na), le phosphore (^{31}P), contenant un nombre impair de protons et neutrons, ont des propriétés magnétiques. Ainsi, en plaçant ces derniers sous l'influence d'un champ magnétique intense, entre 1 et 4 Tesla actuellement, l'orientation des « spins » des protons peut être modifiée. Ils tournent comme des toupies sur eux-mêmes. Il résulte un mouvement de précession (toupie) du moment magnétique protonique des protons d'hydrogène contenu dans les molécules d'eau. Ce mouvement a la forme d'un cône dont l'axe principal est orienté dans la direction du champ magnétique principal qui est parallèle à l'axe longitudinal de l'aimant [AVI88]. Nous nous retrouvons ainsi en présence de deux composantes : l'une, dans la direction de l'axe, ou composante longitudinale du moment protonique (MML), l'autre perpendiculaire à l'axe, ou composante transversale (MMT). Cette dernière tourne autour de l'axe du champ magnétique avec une vitesse angulaire pouvant être calculée. La fréquence du moment protonique dépend des propriétés intrinsèques du proton et de l'intensité du champ magnétique (B_0) utilisé dans l'appareil.

Celle-ci se nomme la fréquence de «Larmor», ω_o . Elle correspond à une raie de résonance très fine d'équation;

$$\omega_o = \gamma B_o$$

Où γ , le rapport magnétogyrique, correspond au moment magnétique (μ) divisé par la constante de Boltzmann (h) et le moment cinétique nucléaire (I).

$$\gamma = \frac{\mu}{hI}$$

Cette fréquence est de 63,87 MHz dans le cas du proton de l'atome d'hydrogène contenu dans la molécule d'eau sous l'influence d'un champ magnétique de 1,5 T [GUI92].

La théorie quantique prévoit que pour un proton, il y a seulement deux «états quantiques» possibles lorsque ce dernier est soumis à un champ magnétique. Il peut être orienté dans le sens du champ magnétique, ce qui lui confère un état de faible énergie. Ou bien dans le sens contraire du champ magnétique, il s'agira de l'état de haute énergie. L'expérimentation nous montre que tel que décrit par l'équation de Boltzmann, le nombre de protons dont l'orientation magnétique est situés dans le sens du champ est légèrement supérieur au nombre situés dans le sens inverse. Pour un champ magnétique de 1 T, la différence serait de huit pour un million [GIR93]. En fournissant de l'énergie au système, il est possible de provoquer le retour vers l'équilibre-précession de ces derniers.

Le rapport de ces populations (N_2/N_1) en équilibre thermique est donné par le facteur de Boltzmann.

$$\frac{N_2}{N_1} = e^{\left(\frac{-2\mu B_o}{k_b T}\right)}$$

Où T représente la température.

2.1.2 Aimantation nucléaire

La somme de tous les moments magnétiques nucléaires contenu dans une unité de volume dans un champ magnétique se nomme l'aimantation nucléaire (M).

$$M = \sum_i \mu_i$$

En plaçant les protons dans un champ magnétique statique, B_o , parallèle à l'axe principal z de l'aimant, on retrouve que la moyenne de l'aimantation M ne possède qu'une composante, elle aussi parallèle à l'axe z.

Alors,

$$M(x) = M(y) = 0$$

Et,

$$M(x,y,z) = M(z) = M_z$$

Si initialement, l'aimantation n'est pas en équilibre thermique, le retour à l'équilibre se fera à une vitesse proportionnelle à l'écart par rapport à la valeur d'équilibre, M_o .

Sachant que,

$$\frac{dM}{dt} = \gamma M \times B(x, y, z)$$

La vitesse est donc,

$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{(M_o - M_z)}{T_1}$$

Où,

T_1 est nommé le temps de relaxation longitudinale ou temps de relaxation spin-réseau.

Le retour à l'équilibre du moment magnétique longitudinal (MML) correspond au temps lorsque 0,63 de la valeur maximale du moment magnétique est atteinte [GUI92]. Elle est de l'ordre de quelques centaines de millisecondes.

Dans un autre cas, dans ce même champ $B_o(z)$, si les composantes transversales M_x et M_y de l'aimantation ne sont pas nulles, elles tendront nécessairement vers zéro.

D'où les vitesses,

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma(M \times B(x, y, z))_x - \frac{M_x}{T_2}$$

$$\frac{dM_y}{dt} = \gamma(M \times B(x, y, z))_y - \frac{M_y}{T_2}$$

Et, T_2 est nommé le temps de relaxation transversale.

Dans un repère tournant, la valeur du moment magnétique transversale (MMT) décroît exponentiellement en fonction du temps [GUI92]. La valeur de T2 sera établie lorsque le MMT sera à 0,37 de sa valeur maximale. Elle est de l'ordre de quelques dizaines de millisecondes. La figure 11 présente le concept vectoriel des moments protoniques en phases et des temps de relaxations T1 et T2. Lorsqu'on observe à la verticale un moment longitudinale résultant tendant vers zéro, simultanément à l'horizontal on voit que la composante transversale résultante sera maximale.

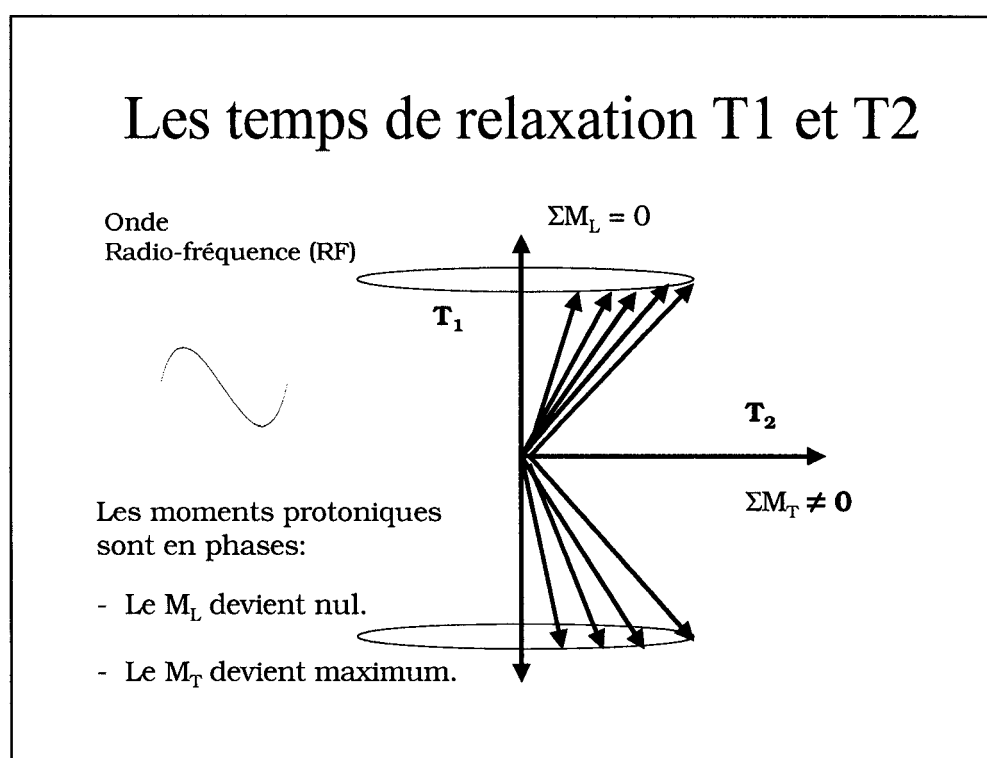


Figure 11 Schéma des moments protoniques longitudinal (MML) et transversal (MMT) ainsi que des temps de relaxation associés.

La fréquence naturelle d'oscillation des protons de l'hydrogène se situe dans le spectre des ondes radio (63,87 MHz) à 1,5 T [GUI92]. Il est donc facile de créer le phénomène de résonance magnétique. Lorsque l'énergie appropriée est émise à l'aide d'une onde radio-fréquence (RF), l'équilibre-précession est rétabli et la composante longitudinale du moment protonique disparaît. Les protons deviennent en phase et il apparaît une composante transversale du moment magnétique. Si l'onde radio se

trouve alors brusquement interrompue, il en résultera un retour à l'équilibre du moment protonique. Cette perturbation étant elle aussi dans la fréquence des ondes radio, elle est captée dans l'antenne de l'appareil d'imagerie par résonance magnétique. Le signal électrique, sous forme analogique, est transformé en signal numérisé et codé sur 8, 16 ou 32 bits par des procédés électroniques connus [GIR93]. Dans notre cas, les images IRM formées ont une épaisseur de tranche de 1 mm et une résolution spatiale effective de 0,3 - 0,4 mm².

Ainsi, en résumé, l'IRM permet de mesurer la densité des protons présents dans les molécules d'eau des tissus mous. Pour une acquisition donnée, il résulte un ensemble de coupes représentant le volume exploré. Chaque point de l'image est codé sur 8, 16 ou 32 bits selon un niveau de gris qui dépend de l'intensité du signal recueilli et du gain des amplificateurs.

2.1.3 Magnéton Symphony

L'appareil de résonance magnétique Magnéton Symphony utilisé pour effectuer les recherches est conçu par la compagnie Siemens et appartient à la clinique Léger Inc. de Montréal. La figure 12 ci-dessous nous présente ce système d'imagerie médicale.

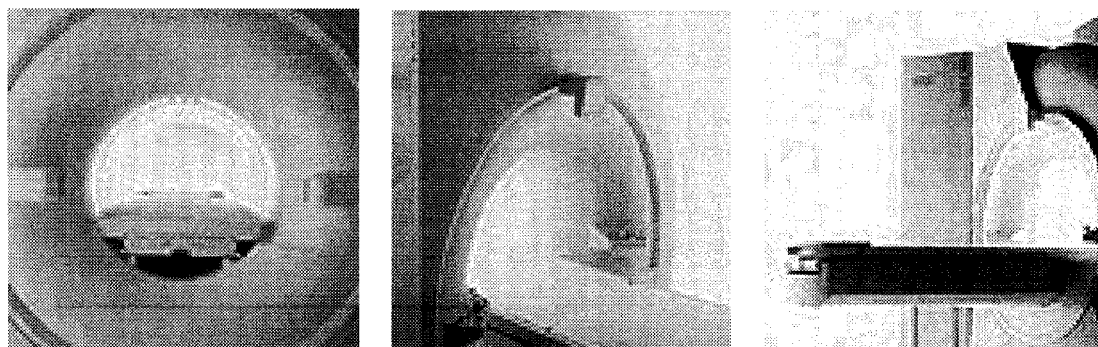


Figure 12 Appareil à résonance magnétique de la compagnie Léger Inc de Montréal.

Le cœur du Magnéton Symphony est un aimant supraconducteur refroidi à l'hélium liquide. La température est maintenue près du zéro absolue (-273 Celsius), ainsi, la résistance des bobines est égale à zéro et la consommation de courant est nulle. Un champ magnétique de 1.5 Tesla, puissant et précis en une partie par million peut être maintenu à l'intérieur d'une bobine de 50 cm de diamètre [ALL94].

L'appareillage se compose aussi de bobines de « shim » qui corrigent les inhomogénéités du champ principal, de bobines de gradients de champ, de bobines émettrices de la radio-fréquence (RF) qui possèdent des amplificateurs de haute gamme d'onde radio de l'ordre de 12 kilowatts. Enfin, des antennes, bobines réceptrices qui recueillent un signal de l'ordre de 10^{-9} watt, doivent être adaptées au volume étudié [PHI93]. Ici, comme il s'agit du genou d'un patient, une antenne de 19,5 cm de diamètre placée autour de la jambe, à l'intérieur de ce champ répond à ce besoin.

Un système de refroidissement à base d'eau, accompagné d'une excellente isolation thermique, permet ainsi au technicien en radiologie de prendre des séquences consécutives sans s'inquiéter de la surchauffe des composantes du système éliminant les variations des gradients et de la radiofréquence. Une chaîne informatique coordonne l'appareillage, la numérisation et le traitement de l'image. L'archivage est effectué sur bande magnétique pour ensuite être transféré dans une base de donnée et gravé sur CD.

2.1.4 Séquence standard

L'IRM est un processus complexe qui fait intervenir une quinzaine de paramètres dans le processus de formation des images [GIR93]. Il s'agit du temps de l'écho (TE), du temps entre la formation de l'écho et la séquence suivante (TR), du rapport signal sur bruit, du pourcentage de l'acquisition, de la résolution, de la dimension du voxel, du temps d'acquisition, de l'épaisseur du bloc d'image, de l'épaisseur d'une tranche, de la largeur du champ de vue (FOV), du rapport d'une tranche (y/z), du gradient en x, du gradient en y et du gradient en z. La configuration informatique du système étant

orientée pour les applications cliniques, les radiologues font appel à des séquences d'imagerie préalablement établies et optimisées par les physiciens afin d'optimiser l'interaction entre ces paramètres et la qualité de l'image résultante en fonction de la partie du corps du patient à imager.

Au moment d'une séquence IRM, plusieurs paramètres doivent aussi être choisis afin d'augmenter le contraste entre l'intensité du signal provenant des tissus à imager et le bruit de fond. Il existe un compromis permanent entre le rapport signal sur bruit, le contraste et la durée de l'examen [GIR93]. Le bruit et le rapport signal sur bruit sont définis en annexe. Les temps T1 et T2 dépendent du milieu. On ajuste TE et TR en conséquence permettant ainsi de synchroniser les moments protoniques ce qui améliore les contrastes. Le nombre d'accumulations, qui consiste à répéter plusieurs fois la séquence choisie, améliore le rapport signal sur bruit. La résolution ou dimension du voxel correspond au plus petit volume que nous pouvons imager. Le champ de vue précise le nombre de lignes et de colonnes de l'image formée. La zone à imager doit donc être placée dans le plus petit champ de vue possible afin d'aller chercher le maximum de résolution. Enfin, il faut choisir un plan de coupe, soit, transversal, coronal, sagittale ou oblique.

Voici la configuration des paramètres d'utilisation de la séquence pour les patients qui présentent des malaises aux genoux :

Acquisition sagittale sur une machine Siemens Symphony de 1,5 Tesla :

- | | |
|------------------------------------|---|
| 1) TR = 42 ms | temps entre deux excitations successives, |
| 2) TE = 7 ms | temps de l'écho, |
| 3) s/n = 1,29 | rapport signal sur bruit ⁵ , |
| 4) 80 % | réduction de la largeur de la matrice ($0,8 \times 256 = 205$), |
| 5) 205 * 512 pixel ² | matrice, |
| 6) 0,39 * 0,31 * 1 mm ³ | résolution effective du voxel, |

⁵ Différence de potentiel (DDP) associée au signal d'induction mesurée pendant l'échantillonnage sur l'écart type de la DDP liée au bruit.

- | | |
|-------------------------------|------------------------------|
| 7) Scan time = 14 min 23 sec. | temps d'acquisition, |
| 8) 100 mm | épaisseur du bloc d'image, |
| 9) 1 mm | épaisseur d'une tranche, |
| 10) FOV = 160 mm | largeur du champ de vue, |
| 11) Rect. FoV = 4 / 8 | rapport (y/z) d'une tranche, |
| 12) $g_x = \text{variable}^6$ | gradient en x, |
| 13) $g_y = \text{variable}^6$ | gradient en y, |
| 14) $g_z = \text{variable}^6$ | gradient en z. |

La séquence précédente, comme toutes autres, n'est pas dépourvu du bruit présent dans chacune des images IRM. Il existe plusieurs façons de définir le bruit en résonance magnétique. Les approches théoriques développées par Rice et Rayleigh sont les plus importantes [BOU84] [6]. Le rapport signal sur bruit est lui aussi déterminant en IRM. Il permet de maximiser les contrastes. Il peut être défini de différentes façons. Comme la séquence est déjà déterminée, nous ne pouvons intervenir sur ces deux paramètres. On retrouve en annexes les développements mathématiques les décrivant.

La section suivante abordera les différentes altérations du champ magnétique local en IRM, appelées artefacts. Celles-ci devront être prises en compte au moment de la conception des fantômes.

2.1.5 Artefacts

Les artefacts peuvent affecter considérablement la qualité et la précision de l'image, voire même rendre impossible la formation de celle-ci. Les artefacts métalliques, chimiques, de troncature, l'aliasing et liés aux mouvements du patient sont les principaux.

⁶ Correspond aux corrections de premier ordre (Shim) de l'homogénéité du champ magnétique de référence. Il change à chaque acquisition.

2.1.5.1 Artefacts métalliques

Toutes les substances ferromagnétiques ou paramagnétiques ont pour effet d'influencer le champ magnétique avoisinant et empêcheront les protons situés dans ces zones d'entrer en résonance à la fréquence voulue.

2.1.5.2 Artefacts de troncature

Les artefacts de troncature, communément appelés phénomène de Gibbs, apparaissent lorsque des interfaces présentent des transitions abruptes de signal (arêtes). Ils sont d'apparence striée en bandes parallèles à l'arête qui les génère, distribués selon les trois axes en 3D. Mais, ils apparaissent surtout sur l'axe de codage de la phase car parfois on sous échantillonne pour sauver du temps. Appartenant au domaine de Fourier, leur mécanisme est lié à la reconstruction de l'image. Pour avoir une arête parfaite, il faudrait avoir une infinité d'ondes sinusoïdales. Selon la littérature [GIR93], la principale limite est dans la direction du codage de phase où le nombre d'incrémentations du gradient est fonction du nombre de lignes de la matrice qui est directement relié à la durée de l'examen.

2.1.5.3 Aliasing

L'aliasing est un artefact qui apparaît lorsque le champ de vue est inférieur à l'objet. C'est une sorte d'effet miroir. L'image est repliée et la partie de l'objet qui est à l'extérieur est confondue avec une partie de l'image.

2.1.5.4 Artefacts chimiques

Les protons de l'eau et des graisses n'ont pas la même fréquence de résonance. Il y a dépassement le long du gradient de codage de la fréquence (G_x).

2.1.5.5 Artefacts liés aux mouvements

Lorsque le patient bouge dans l'axe du gradient de phase pendant la procédure d'acquisition IRM, des ombres difficiles à interpréter apparaissent sur les images formées. La durée de l'examen est critique pour ce genre d'artefact. Un patient calme et coopératif favorise des acquisitions de plus grande qualité car le moindre mouvement compromet la formation des images.

Maintenant que nous avons présenté les principaux facteurs intervenant dans la formation de l'image RM, nous pouvons aborder le sujet des fantômes radiologiques utilisés en IRM.

2.2 Fantômes

Plusieurs types de fantômes peuvent être utilisés. Nous abordons les fantômes à simple couche disponibles sur le marché et les fantômes multicouches.

2.2.1 Fantômes géométriques à simple couche

Toute une gamme de fantômes simples est offerte sur le marché. Le cylindre, la sphère et le cube sont autant de formes géométriques s'y retrouvant. Généralement, ceux-ci sont utilisés pour le contrôle de qualité de l'appareil ainsi que pour la calibration. Ces gabarits peuvent aussi servir à établir la fonction de transfert. En quelque sorte, c'est la signature du système suite aux transformations des signaux électromagnétiques dans le processus de formation de l'image. Ils peuvent aussi servir simplement de repère permettant d'évaluer la qualité du signal ou si le patient a bougé [USP91].

2.2.2 Fantômes géométriques multicouches

La littérature ne fournit aucune information sur l'existence de fantômes multicouches permettant d'obtenir des signaux IRM qui correspondent à ceux observés

dans un genou réel. La résonance magnétique est complexe et impose plusieurs contraintes dans le processus de fabrication. Les différents compartiments des fantômes doivent être séparés par de fines parois, d'épaisseur inférieure à 50 microns, afin que celle-ci soit négligeable par rapport à la dimension d'un voxel de l'image créée. De plus, pour ce projet, la conservation du parallélisme entre les différents compartiments est très importante, la mesure de l'épaisseur en dépend directement. De très faibles pressions sont suffisantes pour déformer ces parois rendant le fantôme inadéquat. En dernier lieu, les fantômes doivent être parfaitement étanches pour éviter leur détérioration dans le temps.

Dans la conception des fantômes nécessaires à notre projet, il faudra tenir compte de tous ces facteurs.

Le prochain chapitre présente cette démarche de conception.

CHAPITRE 3

CONCEPTION DES FANTÔMES

Ce chapitre présente la conception mécanique des fantômes, les différents supports pour les fantômes et enfin, la recherche sur les matériaux employés pour simuler les différents compartiments du genou.

3.1 Plan du fantôme

La figure 13 présente le plan d'un fantôme tel qu'il a été conçu par la compagnie BorisLab⁷ pour les besoins de ce projet. Les cotes sont présentées en annexe.

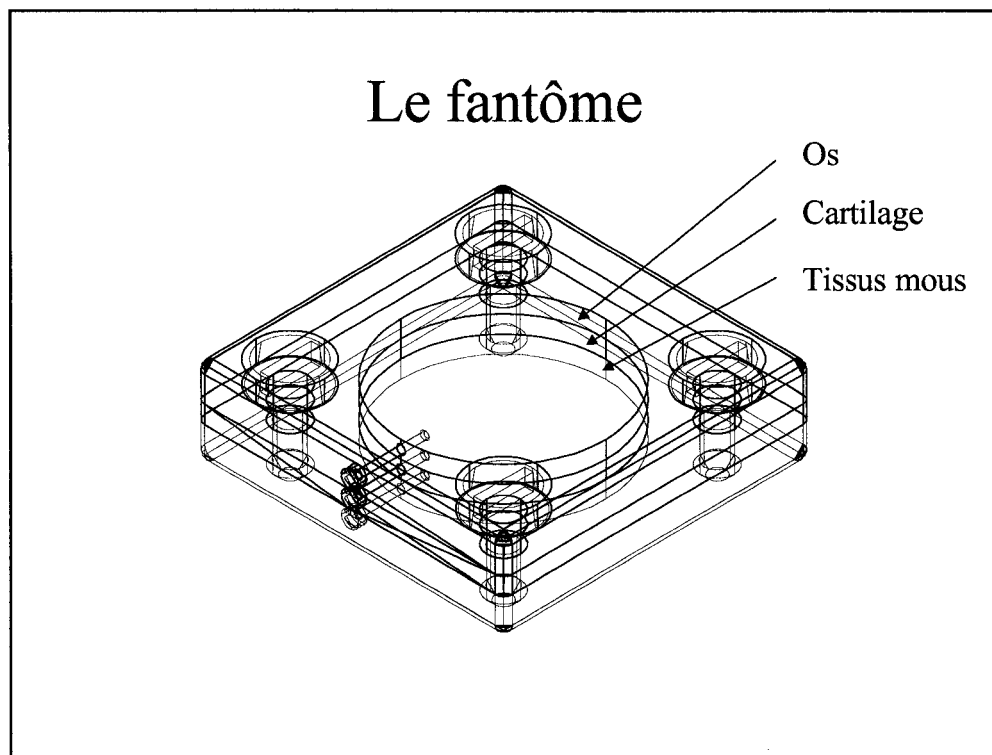


Figure 13 Vue isométrique du plan du fantôme.

⁷ BorisLab est une compagnie montréalaise spécialisée dans la fabrication mécanique.

Le fantôme, utilisé pour simuler les trois composantes d'un tibia, est fabriqué en trois sections: la première simule l'os, la deuxième le cartilage et la troisième les tissus mous. La difficulté majeure est de trouver des substances qui simulent parfaitement les composés désirés tout en ayant des propriétés mécaniques adaptées au concept. Il faut se rappeler que la résonance magnétique nécessite la présence d'atomes d'hydrogène et implique des ions en solutions. La présence d'ions libres impose une solution aqueuse, ce qui élimine tous les matériaux solides pour la fabrication des couches du fantôme. Comme la géométrie doit être parfaitement connue, cela complique considérablement le procédé de fabrication. De plus, lors de la prise d'images, il faut orienter le fantôme selon différentes positions angulaires afin de vérifier l'influence des angles sur la méthode. Dans la section suivante, nous exposons comment sont définis les angles lors des acquisitions IRM.

3.2 Angles d'intérêt

Afin d'étudier toutes les orientations possibles des surfaces que nous retrouvons sur un genou réel, il importe de pouvoir modifier l'orientation des fantômes autour des axes tels que présentés et définis à la figure 14.

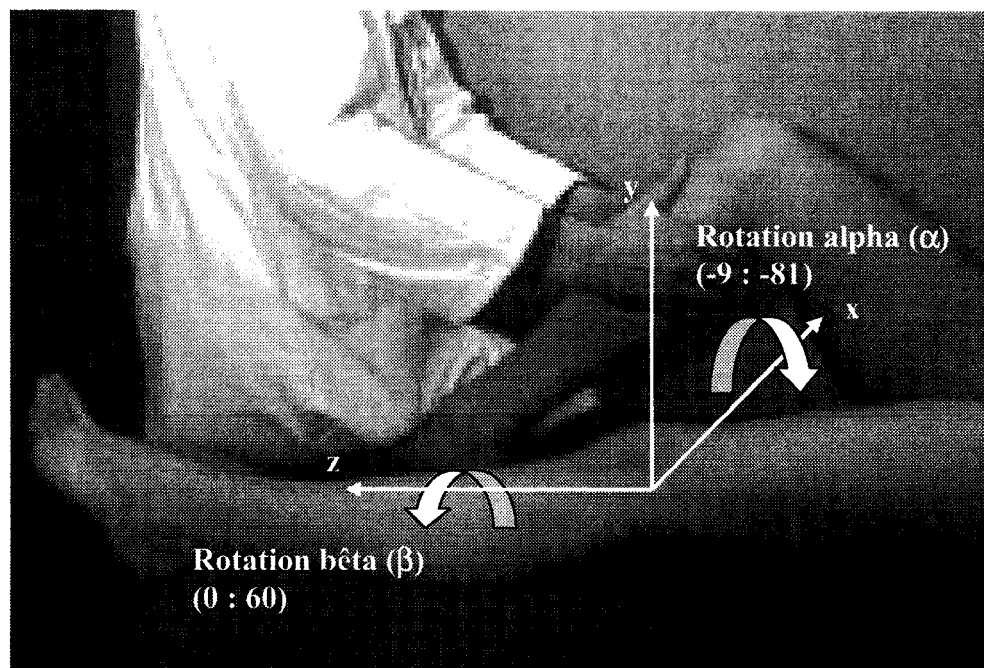
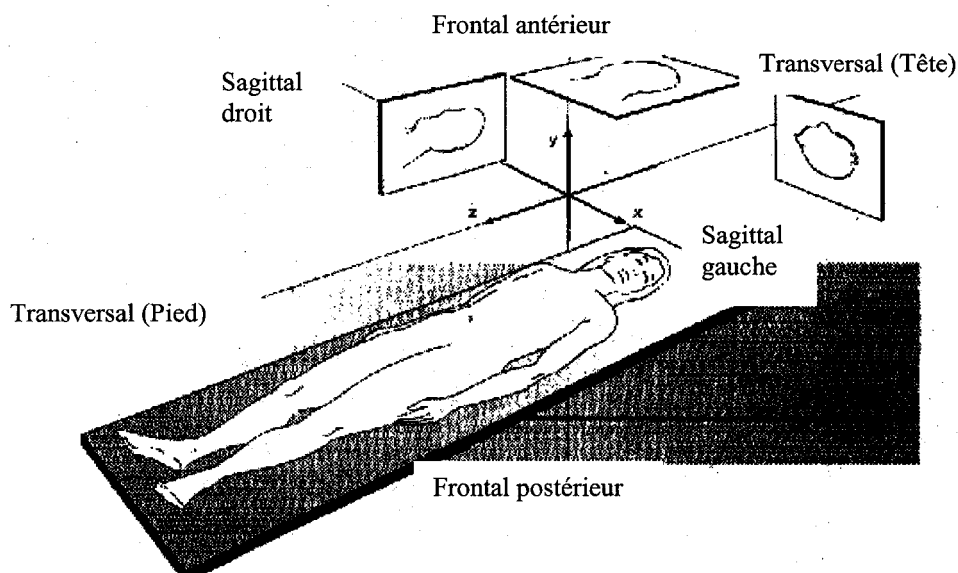


Figure 14 Définition des angles alpha et bêta utilisés⁸.

La figure 15 présente les axes tels que la compagnie Siemens les a définis dans le système de résonance magnétique Magnéton.

⁸ Photo provenant d'un site Internet spécialisé au niveau du genou [7].

Lors de mesures avec le MAGNETOM, un système de coordonnées par rapport au patient est utilisé. Les signes des positions de coupe dans les images se réfèrent à ce système.



A noter: Lors du transfert DICOM des images, les signes des positions de coupe sont inversés. Pour cette raison, transférez toujours l'image de repérage (localiseur) en même temps et vérifiez les positions de coupe sur le système de destination.

Figure 15 Système de coordonnées du magnéton⁹.

La section suivante présente les différents supports qui ont été fabriqués pour mesurer l'épaisseur du fantôme aux angles désirés.

3.3 Supports à angles variables

À cause des artefacts métalliques, aucun matériel ferromagnétique ou paramagnétique ne doit entrer dans la fabrication des supports. L'utilisation des colles est aussi à proscrire car elles sont conductrices et génèrent un champ par induction. Pour éliminer les artefacts dus à la différence de susceptibilité entre deux milieux distincts et pour s'assurer de l'homogénéité du champ magnétique de référence, il faut placer les fantômes à l'intérieur d'un liquide. Respectant ces contraintes, deux différents supports ont été conçus et testés. Le premier permet de faire des

⁹ Illustration provenant du manuel technique fourni par la compagnie Siemens.

acquisitions de mesures avec plusieurs fantômes simultanément. Le deuxième, mieux adapté à nos besoins, permet de faire des acquisitions avec un seul.

3.3.1 Support pour trois fantômes

Tel qu'illustré aux figures 16 et 17, ce support permet de placer jusqu'à trois fantômes à la fois afin de faire l'acquisition de plusieurs orientations différentes simultanément. On insère les fantômes dans les encoches appropriées, on remplit le contenant d'une solution de dichlorure de manganèse (0,2 mM) pour atténuer les artefacts dû à l'air ambiant et on place l'ensemble dans l'antenne IRM. La configuration du support permet des rotations autour des deux axes ciblés tels que présentés auparavant.

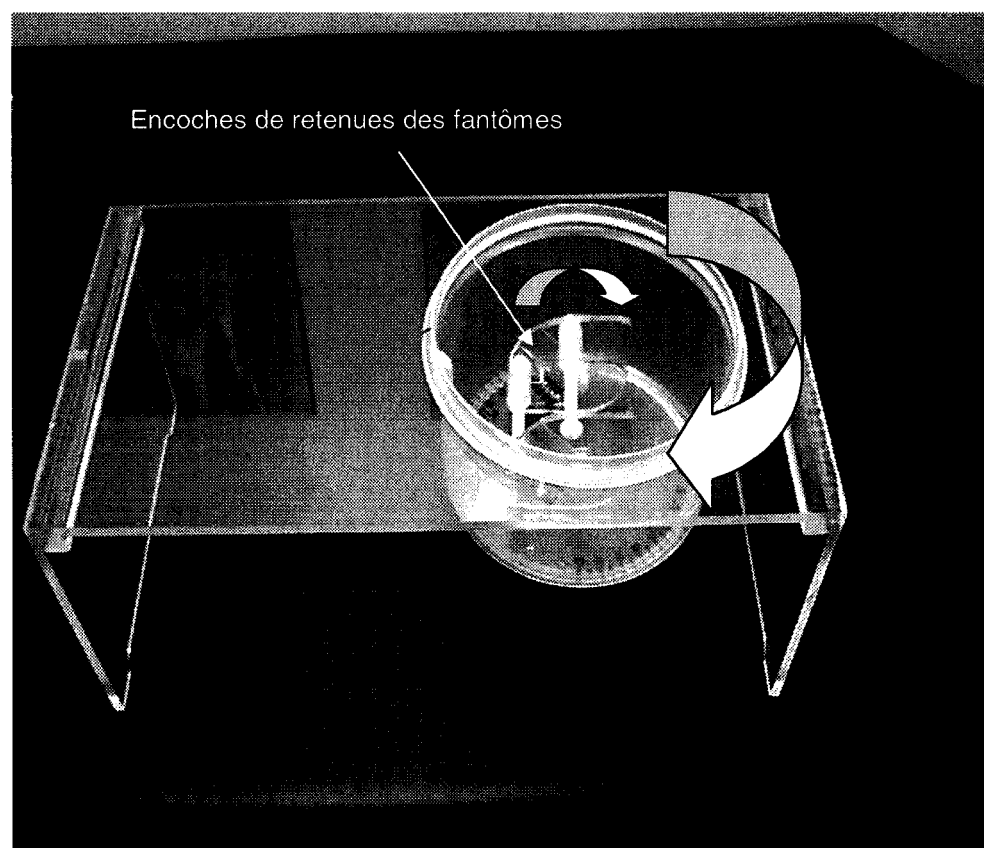


Figure 16 Support pour trois fantômes.

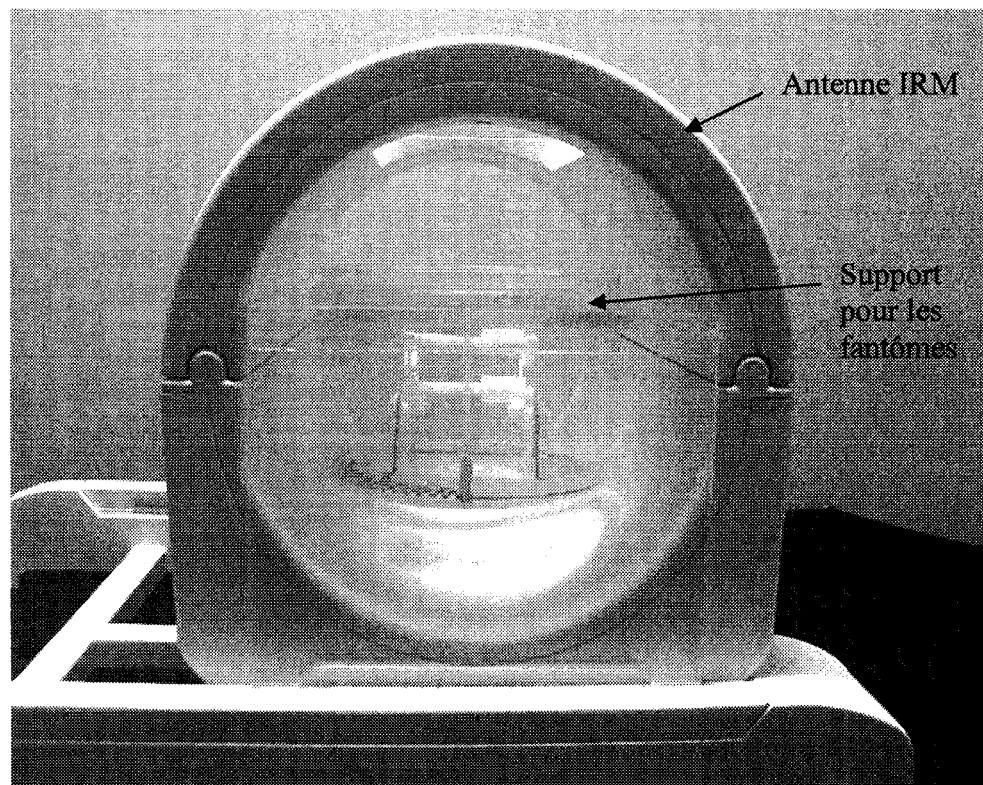


Figure 17 Support placé dans l'antenne IRM.

3.3.2 Support pour un seul fantôme

À cause de la difficulté à produire des images, notre recherche révèle que le premier support cause des problèmes de « shimming » venant de la forme complexe qui implique que le « facteur de saturation » est mauvais et sature le signal là ou il ne faut pas. C'est ce qui impose la conception d'un autre support plus adapté, présenté à la figure 18. La courbure de l'antenne provenant de sa forme cylindrique de 19,5 cm de diamètre, le besoin de placer le fantôme au centre de l'antenne et la géométrie plus simple du support sont les seules contraintes à respecter. Ce support est fabriqué à partir d'un procédé propre à l'utilisation des matériaux composites. À l'aide d'un bloc d'un matériel de moulage industriel, on coupe les formes désirées avec un couteau d'artisan, on mélange deux composites en proportion égale tel que décrit par le manufacturier et on enrobe les prototypes afin de fabriquer les moules. Par la suite, on se sert de ces moules pour fabriquer les pièces du support. Celles-ci peuvent être

usinées ou sablées pour augmenter la qualité de leur présentation. Comme dans notre application il s'agit d'une utilisation unique, seul un sablage fut utilisé. Les cotes sont données en annexe.

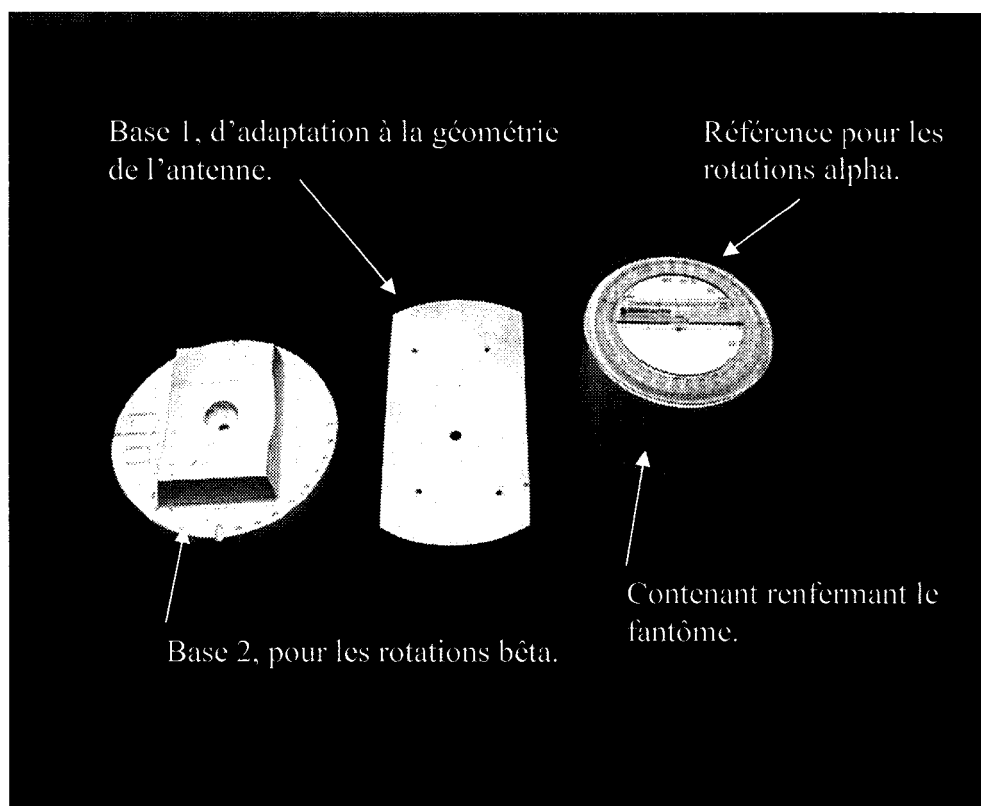


Figure 18 Trois pièces du support pour un fantôme.

À la figure 19 on présente le support placé dans l'antenne selon les angles alpha et bêta respectivement.

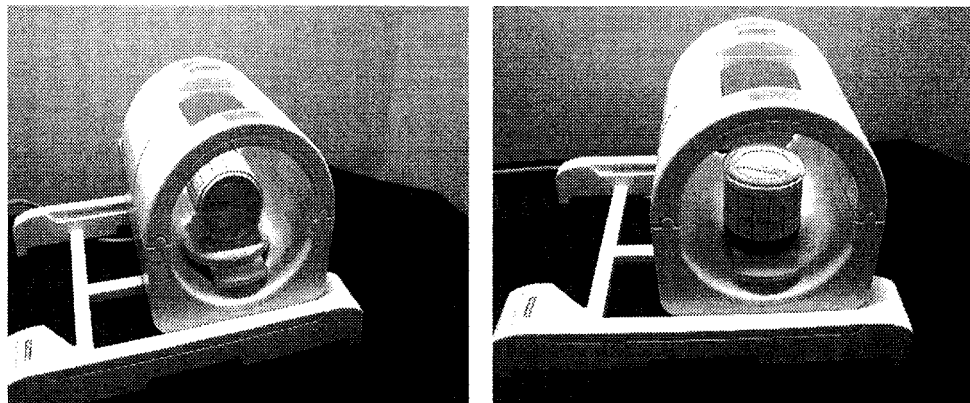


Figure 19 Support placé dans l'antenne selon les angles alpha et bêta respectivement.

Ainsi, le fantôme est inséré à l'intérieur du petit contenant et le laser du système IRM sert de repère pour le choix des angles. La souplesse de ce support simplifie les manipulations. Il suffit de tourner le petit baril aux angles désirés.

L'étape suivante est de rechercher des matériaux ou substances donnant des signaux IRM similaires à ceux des os, du cartilage et des tissus mous interosseux afin de remplir les fantômes.

3.4 Recherche littéraire de composés

Dans la littérature actuelle, il y a très peu d'articles portant sur l'imagerie par résonance magnétique du cartilage du genou. Aucun tableau de signaux IRM des composés ne s'y retrouve. L'approche choisie dans ce contexte est de tester différents produits. Il faut chercher des signaux IRM voisins des valeurs d'intensité obtenues expérimentalement. Ces valeurs sont respectivement de 35, de 156 et de 208 pour simuler l'os, les tissus mous et le cartilage. Plusieurs familles de substances peuvent être intéressantes au niveau de l'intensité du signal électromagnétique résultant. Les ions libres de sodium, des radicaux organiques libres comme le triphenylméthyl $C(C_6H_5)_3$, les centres F des halogénures alcalins, les éléments de transition, les éléments des terres rares et les actinides ont tous des propriétés paramagnétiques électroniques convenables car ils possèdent un nombre impair de protons. L'os étant

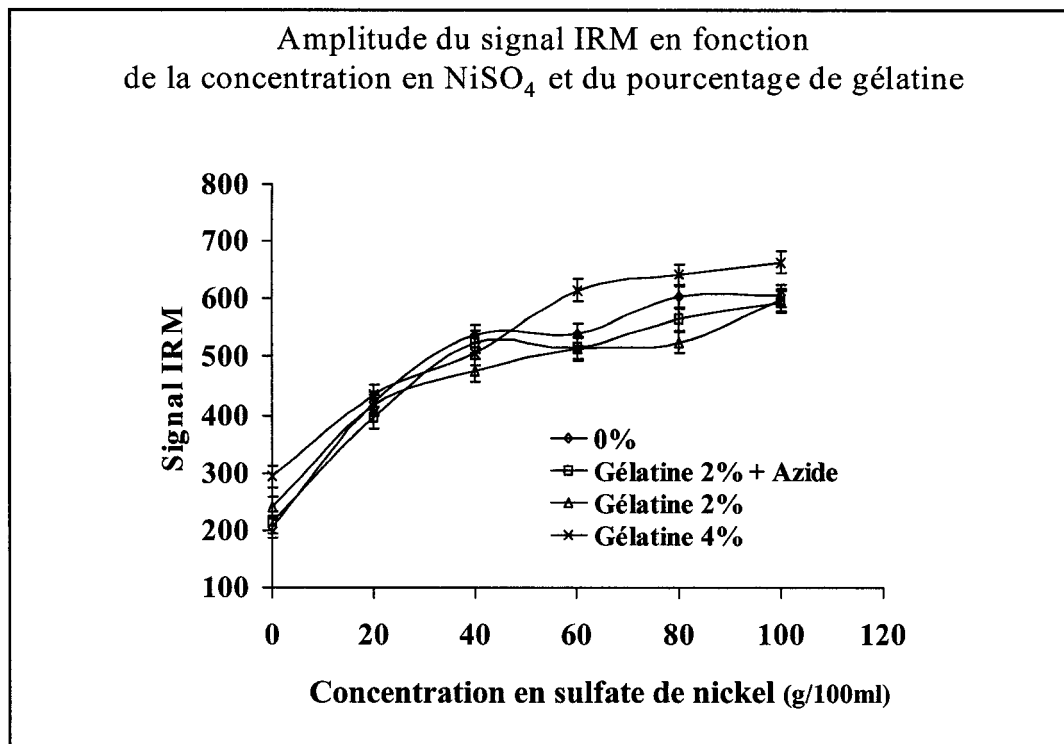
principalement composé de lipides peut facilement être simulé avec de l'huile organique. Dans ce travail, le mélange homogène principalement utilisé pour simuler le cartilage est à base de sulfate de nickel. Le nickel est un élément paramagnétique qui modifie les propriétés du milieu de façon connue en fonction de sa concentration. Ce choix est motivé par le fait que la compagnie Siemens¹⁰ conseille l'utilisation d'une solution aqueuse de sulfate de nickel pour la calibration de l'appareil. De plus, lors des études sur le cerveau humain, cette substance est souvent utilisée pour fabriquer des fantômes simulant le cortex cérébral et la matière grise [REM99]. D'autres substances comme les gels d'agar et d'agarose, le glycérol et le polyvinyle alcool font l'objet d'investigation car un brevet d'invention fait mention de ces composés en IRM [USP91]. La section suivante présente les recherches expérimentales.

3.5 Recherche expérimentale de composés

Dans les sections suivantes, nous présenterons les signaux IRM résultants pour différentes concentrations de sulfate de nickel, de gélatine, de gel d'agar, d'agarose, de glycérol, de polyvinyle alcool et d'huile. Certaines gélatines contiennent aussi de l'azide : un fongicide qui aide à la conservation.

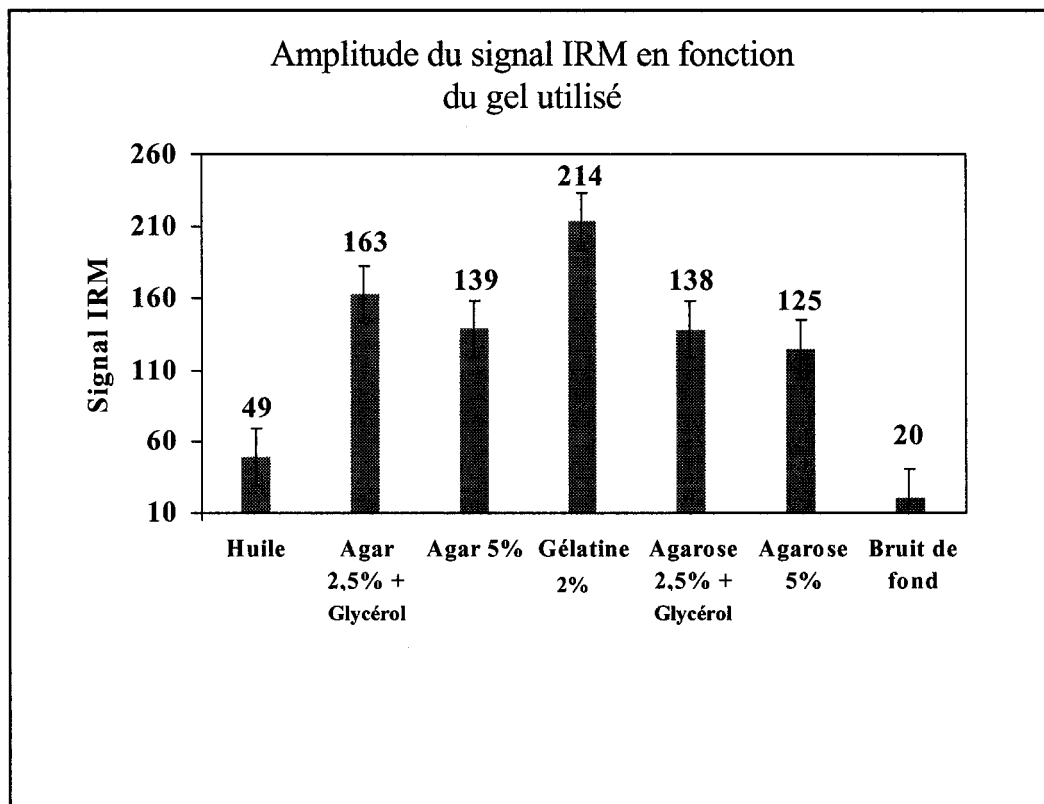
Le graphique 1 révèle les résultats obtenus pour différentes concentrations de sulfate de nickel (NiSO_4) et de solutions de gélatine.

¹⁰ Siemens a fabriqué l'appareil de résonance magnétique, il est donc judicieux de partir de leurs travaux.



Graphique 1 Amplitude du signal IRM en fonction de la concentration en NiSO_4 et du pourcentage de gélatine.

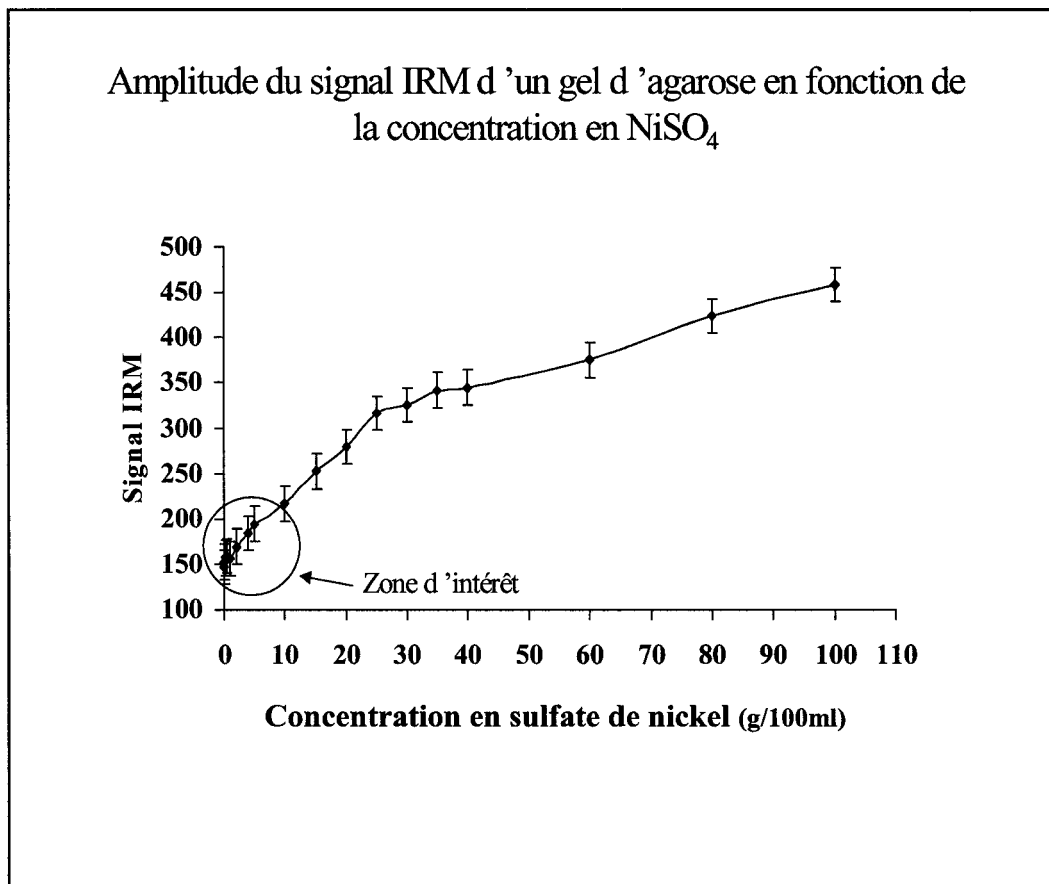
Tous les résultats obtenus à l'aide de la gélatine et du sulfate de nickel sont trop élevés. Il convient d'avoir de l'information sur les différents gels disponibles sur le marché. Les résultats sont présentés au graphique 2.



Graphique 2 Amplitude du signal IRM en fonction de gel utilisé.

Ces résultats révèlent que les gels d'agar et d'agarose offrent des signaux inférieurs à ceux recherchés. Sachant que le sulfate de nickel donnait des résultats trop élevés, il est judicieux de combiner ces différents résultats afin d'avoir les concentrations voulues. L'huile quant à elle, peut très bien simuler l'os avec un signal au voisinage de 50.

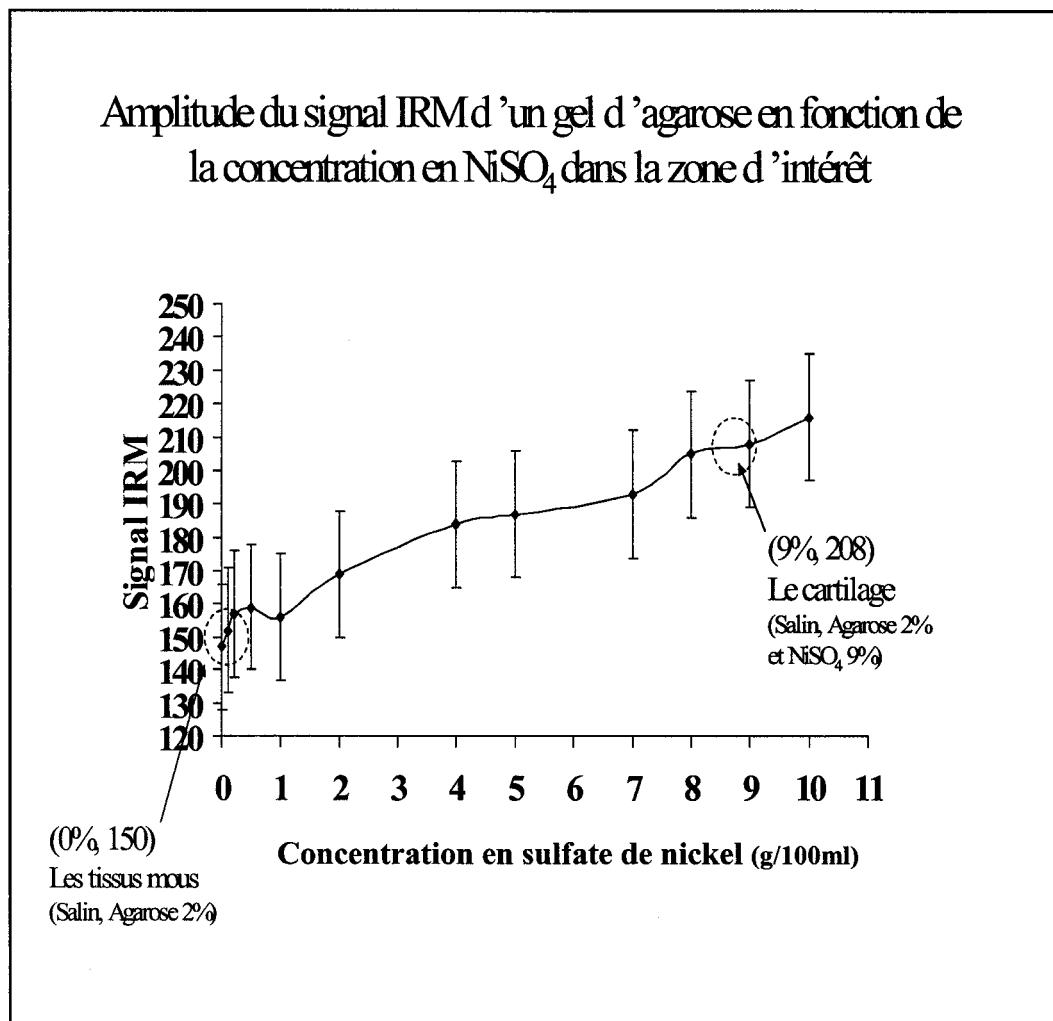
Le signal IRM d'un gel d'agarose à 2%, fait à partir d'un salin et d'un pourcentage de solution de sulfate de nickel, est illustré au graphique 3.



Graphique 3 Amplitude du signal IRM d'un gel d'agarose en fonction de la concentration en NiSO_4 .

Le signal débute avec une amplitude près de 150 et se termine un peu au-dessus de 450. La concentration inférieure à 10% de sulfate de nickel semble correspondre à nos besoins pour la fabrication du fantôme.

De nouvelles solutions sont préparées entre ces concentrations afin d'avoir plus de précision. Les résultats sont présentés dans le graphique 4.

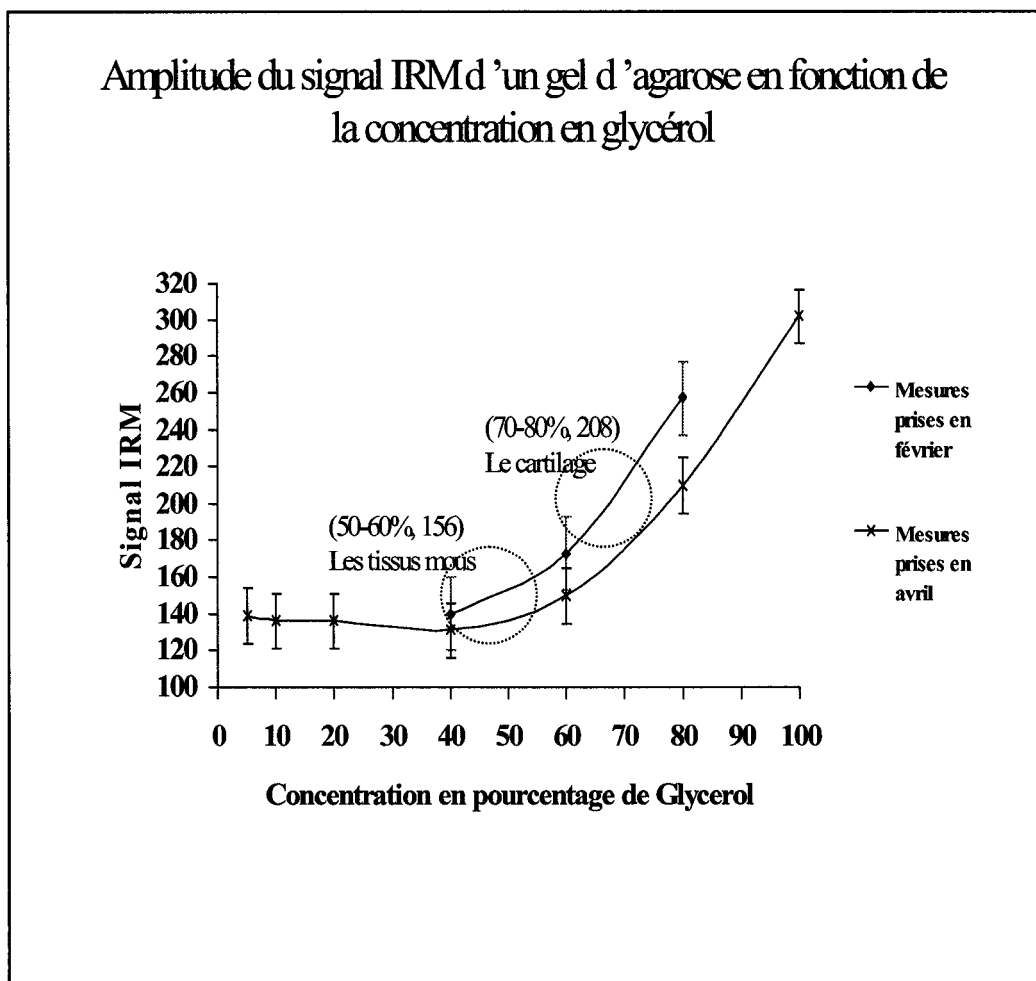


Graphique 4 Amplitude du signal IRM d'un gel d'agarose en fonction de la concentration en NiSO_4 dans la zone d'intérêt.

De ces résultats, on constate qu'on peut simuler les tissus mous avec un mélange de salin¹¹ et d'agarose à 2% et le cartilage avec un mélange de salin, d'agarose à 2% et de sulfate de nickel à 9%. Notons qu'un salin modifie l'impédance du milieu le rendant mieux adapté.

¹¹ Un salin est un mélange homogène de sel et d'eau (9 g de sel pour 1000 ml d'eau).

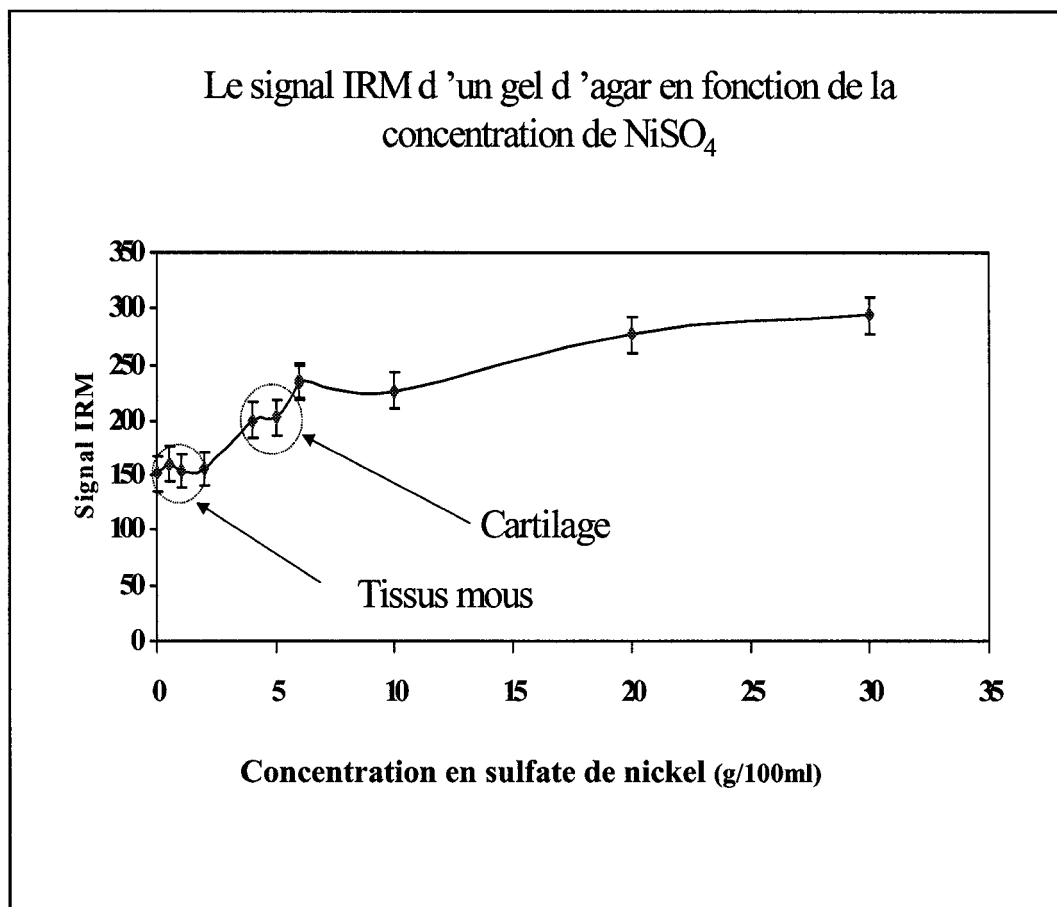
Le graphique 5 présente les signaux IRM d'une gelée d'agarose à 2% en fonction de la concentration de glycérol.



Graphique 5 Amplitude du signal IRM d'un gel d'agarose en fonction de la concentration en glycérol.

Ce graphique présente des signaux révélant une autre solution possible pour la fabrication des fantômes. Les tissus mous peuvent être simulés avec une concentration se situant entre 50% et 60% de glycérol alors que le cartilage avec une concentration entre 70% et 80%.

Le graphique 6 présente la courbe du signal IRM en fonction de la concentration de NiSO₄ et d'un gel d'agar à 2%.

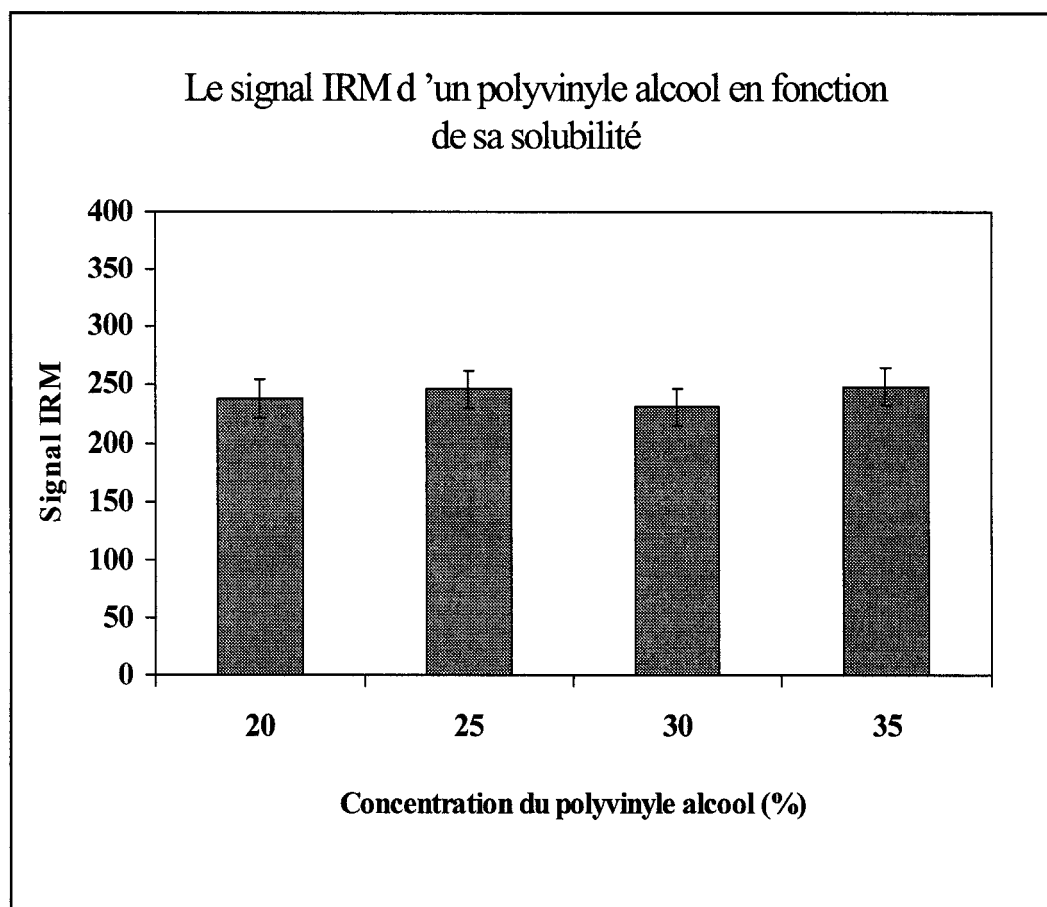


Graphique 6 Amplitude du signal IRM d'un gel d'agar en fonction de la concentration en NiSO₄.

Un gel d'agar à 5% de sulfate de nickel simule très bien le cartilage alors qu'un gel d'agar seul simule les tissus mous.

L'exploration de l'utilisation des polyvinylyles alcool est motivée par les difficultés rencontrées avec les différents gels lors de la fabrication des fantômes : haute température de liquéfaction, formation de bulles indésirables, difficulté de faire passer le gel à l'intérieur de l'aiguille de la seringue au moment du remplissage, retrait à la gélification et les déformations au moment de l'assemblage.

Le graphique 7 présente les amplitudes des signaux IRM obtenues en fonction de la solubilité du polyvinyle alcool (hydrogel).



Graphique 7 Amplitude du signal IRM en fonction de la solubilité d'un polyvinyle alcool.

Bien que le signal soit légèrement supérieur à celui recherché, ce graphique démontre que le polyvinyle alcool peut très bien simuler le cartilage peu importe sa concentration.

Voici donc les différents éléments pouvant intervenir dans la fabrication des fantômes. La prochaine section consiste à présenter les différentes solutions possibles.

3.6 Composition des fantômes

Suite aux expérimentations, voici les substances potentiellement retenues pour procéder à la fabrication des fantômes. Celles-ci correspondent aux signaux émis par l'os, le cartilage et les tissus mous. Le tableau I fait état de leur concentration et de leur composition.

	Signal recherché	Substance utilisée	Consistance	Signal IRM moyen
Os	35 ± 15	Huile végétale minérale	Liquide visqueux ¹²	35 ± 19
		Huile à lampe (Paraffine liquide)	Liquide	33 ± 16
		Huile populaire à moteur	Liquide	34 ± 16
		Huile populaire à lubrifiant	Liquide visqueux	40 ± 16
Cartilage	208 ± 15	Polyvinyle alcool	Gel ferme ¹²	230 ± 18
		NiSO ₄ (10%), salin, Agar (2%), Azide.	Gélatineux ¹²	230 ± 19
		NiSO ₄ (6%), salin, Agar (2%), Azide.	Gélatineux ¹²	208 ± 19
		Lubrifiant commercial (ID glide).	Liquide visqueux ¹²	210 ± 15
		NiSO ₄ (9%), salin, Agarose (2%).	Gélatineux ¹²	208 ± 19
		Glycérol (70%), salin, Agarose (2%).	Gélatineux	208 ± 20
Tissus mous	156 ± 15	Agar (2%), salin, Azide.	Gélatineux ¹²	152 ± 16
		NiSO ₄ (1%), salin, Agarose (2%).	Gélatineux ¹²	160 ± 19
		Glycérol (50%), salin, Agarose (2%)	Gélatineux	160 ± 20
		Agarose (2%), salin.	Gélatineux ¹²	145 ± 15

Tableau I Composition des substances potentiellement utilisées pour simuler l'intérieur d'un genou en IRM.

L'étape suivante consiste à faire le choix d'une membrane pour séparer les différents composés afin d'éviter le phénomène de diffusion, qui aurait pour impact de modifier les concentrations et, par le fait même, le signal IRM. Cette paroi sert aussi, et

¹² Ce composé est retenu dans la fabrication de certains fantômes.

surtout, de barrière physique entre les différentes sections afin d'assurer la précision de la géométrie souhaitée, son rôle est donc capital.

3.7 Choix des membranes qui séparent les sections du fantôme

Le tableau II présente les résultats les plus intéressants et les contraintes découlant du choix des membranes.

Type de parois	Épaisseur des parois (um)	Description	Résultat en IRM
Plastique transparent épais	95	Film plastique très épais et très rigide.	Présente une déformation ¹ (ou flèche) inacceptable malgré son épaisseur et sa grande rigidité. Trop épais pour être utilisé.
Plastique fourni par la compagnie BorisLab	Inférieure à 50	Film de plastique souple.	Se déforme ¹ lors de la pose. Se déforme ¹ lorsque le gel se refroidit.
Plastique transparent populaire	Inférieure à 50	Film de plastique extra souple.	Se déforme ¹ lors de la pose. Se déforme ¹ lorsque le gel se refroidit.
Thermoplastique	Inférieure à 50	Film de plastique tendu par la chaleur.	Se déforme ¹ lorsque le gel se refroidit.
Peinture lustrée	Deux couches fines	Clair classique à base d'huile, #90-81	Excellent

¹ Perte du parallélisme dû aux contraintes orthogonales lors du refroidissement.

Tableau II Membranes expérimentées pour séparer les sections du fantôme.

La peinture est la seule alternative retenue. Il s'agit maintenant de s'assurer de l'étanchéité complète du fantôme afin de pouvoir conserver les propriétés désirées le plus longtemps possible.

3.8 Étanchéité des fantômes

Des sillons microscopiques provoquent un problème au niveau de l'étanchéité des fantômes. Les solutions explorées pour régler ce problème sont présentées dans le tableau III.

Type de joints d'étanchéité	Description	Résultat en IRM
Peinture lustrée	Claire, classique, à base d'huile, #90-81	Elle remplit les fissures lors de la vaporisation assurant ainsi l'étanchéité.
Membranes	Toutes les sortes de membranes utilisées	Problème d'étanchéité dû aux fissures microscopiques du lexan ⁵ .
⁵ L'air ambiant s'infiltrant dans les micros fissures altère rapidement les composantes des fantômes.		

Tableau III Étanchéité des fantômes.

Maintenant que tous les éléments nécessaires à la fabrication sont connus, voici les étapes nécessaires à la fabrication des différents compartiments des fantômes à base de sulfate de nickel.

3.9 Étapes de fabrication des fantômes à base de sulfate de nickel

La fabrication des fantômes à base de sulfate de nickel est longue et difficile. Elle comporte plusieurs étapes, soient la préparation des solutions et des gels, la pose des membranes et l'assemblage. Il faut être très minutieux et patient. Chaque mouvement risque de le déformer et de le rendre inutilisable.

3.9.1 Préparation de la solution simulant les tissus mous

Une infime quantité, de l'ordre d'une partie par million d'azide, un poison très dangereux, est ajouté au mélange de salin et d'agar à 2 % afin d'assurer la conservation du gel. Ensuite, la solution doit subir un pré-traitement à l'autoclave pendant 15 minutes à une température de 120 °C. Le gel obtenu peut être conservé à la température de la pièce pendant plusieurs semaines. Au besoin, le gel d'agar peut être fondu au four micro-onde à faible puissance durant une dizaine de minutes. Ensuite, on le laisser reposer afin que les bulles formées pendant la fonte puissent remonter à la surface. Il faut donc attendre le temps nécessaire à la diffusion des bulles dans l'eau chaude (70 °C) afin d'éviter le refroidissement de la solution et la formation prématurée du gel.

3.9.2 Préparation de la solution simulant le cartilage

Le procédé est le même que celui décrit pour les tissus mous, à l'exception que la quantité appropriée de sulfate de nickel à 6% (6g/100ml) est ajoutée au mélange initial, avant l'étape de l'autoclave.

3.9.3 Fabrication des gels

À l'aide d'une seringue, nous plaçons respectivement un gel d'agar pour simuler les tissus mous et un gel à base de sulfate de nickel pour simuler le cartilage. Chacun des deux gels est déposé dans un compartiment du fantôme entre deux parois de « plexiglass » servant de moule. Une heure plus tard, les gels sont démoulés avec précaution.

3.9.4 Application de la membrane et assemblage

Après avoir disposé des gels sous une hotte, nous appliquons une fine couche de peinture lustrée qu'il faut laisser sécher pendant une heure. La peinture empêche le sulfate de nickel de diffuser dans le compartiment voisin qui est aussi à base de gel

d'agar. Nous pouvons ensuite assembler les deux compartiments du fantôme en appliquant avec délicatesse les deux gels l'un contre l'autre. Enfin, le troisième compartiment est ajouté. À l'aide d'une seringue, on effectue le remplissage de cette section avec l'huile végétale simulant l'os.

Les figures 20 et 21 présentent les images obtenues en IRM des fantômes à base de sulfate de nickel, fabriqués avec des moules de 1,5, 3 et 4,5 mm respectivement.

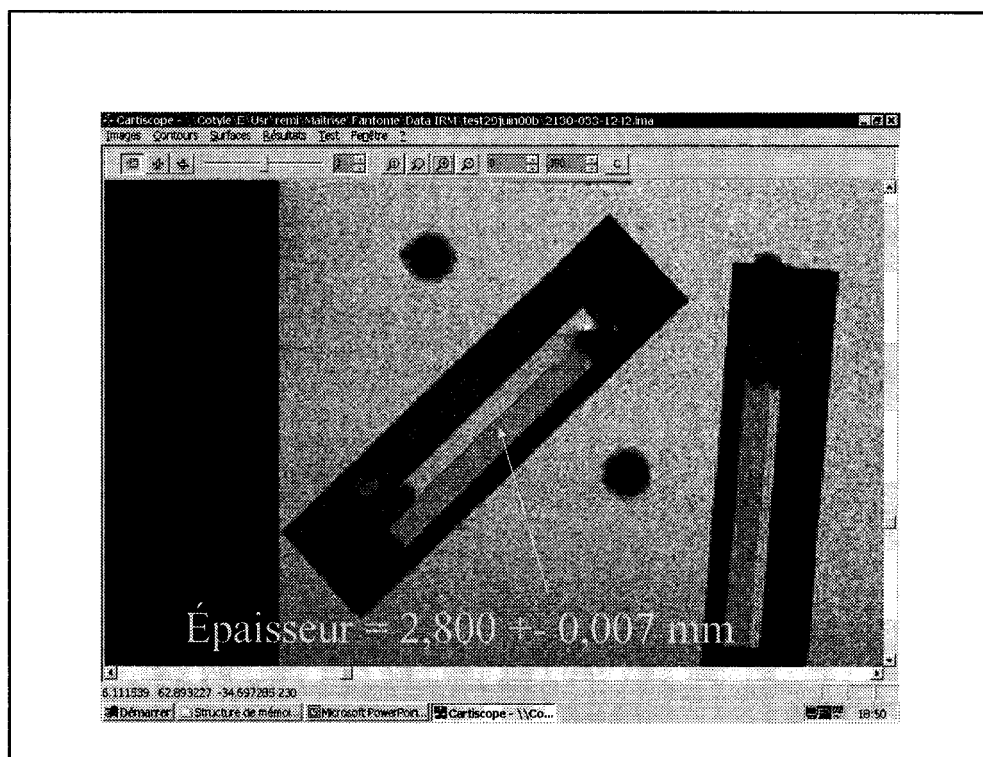


Figure 20 Fantômes fabriqués avec des moules de 1 et 3 mm respectivement.

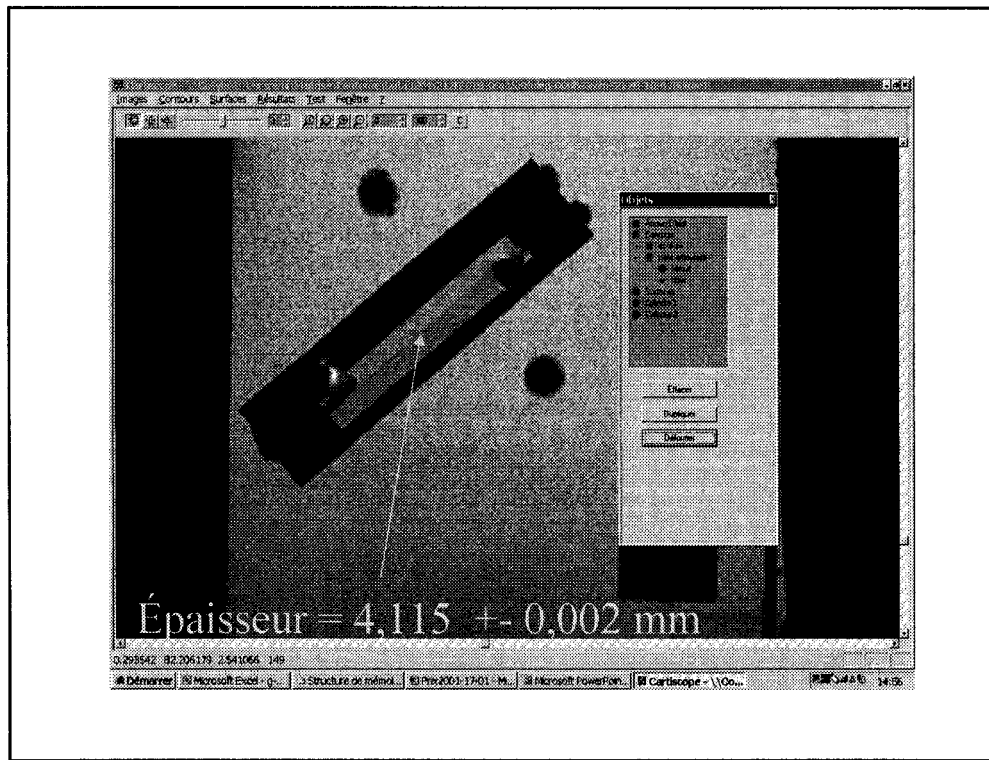


Figure 21 Fantôme fabriqué avec un moule de 4,5 mm.

3.10 Étapes de la fabrication des fantômes à base d'hydrogel

Il s'agit d'abord de faire fondre un mélange de polyvinyle alcool et d'eau à 25%, car il est initialement en poudre, dans un bain-marie à 98 °C [CHU00] [2]. Ensuite, à l'aide d'une seringue, l'hydrogel est inséré dans un moule rigide de 3 mm d'épaisseur, dans lequel on place un thermoplastique exempt de déformation sur chaque paroi. Il faut laisser refroidir au moins 6 heures, avant de poursuivre l'opération. ATTENTION : le petit orifice de remplissage du fantôme ne peut être refermé car il y a un risque de déformation immédiate, dû aux contraintes internes lors du refroidissement. Après ce délai, on démoule et on referme l'ouverture pour procéder à l'assemblage des compartiments du fantôme. La figure 22 présente l'image d'un fantôme fabriqué avec un hydrogel.

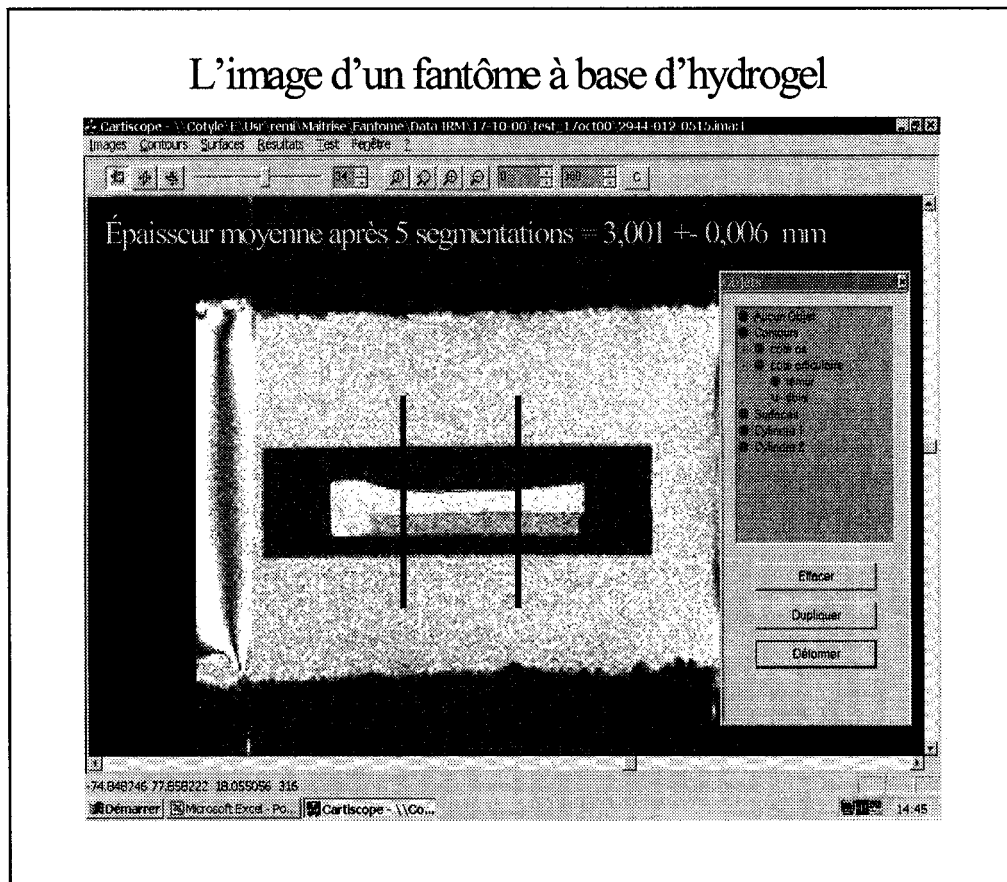


Figure 22 Fantôme à base d'hydrogel de 3 mm d'épaisseur entre les traits verticaux.

Les premières observations nous permettent de conclure que les fantômes présentent des déformations géométriques importantes aux extrémités. Il sera donc difficile d'évaluer de façon absolue les mesures d'épaisseur et de volume. Cependant, la partie centrale étant relativement uniforme, il nous sera possible de conduire une bonne partie des études prévues pour la validation de la méthode de mesure par IRM.

CHAPITRE 4

VALIDATION DE LA MÉTHODE LIO

4.1 Méthodologie

Dans ce chapitre, on décrit les méthodes employées pour mesurer les épaisseurs de la couche simulant le cartilage provenant de la segmentation des images des fantômes.

Le bloc d'images IRM du fantôme provenant du Magnéton est segmenté et les segments sont regroupés à l'aide de la méthode LIO afin de former deux nuages de points distincts dont la densité est de 8,27 pixels/mm², dans l'espace 3D, en forme de plans contenant environ 7000 points chacun. Pour mesurer l'épaisseur entre ces plans, on doit d'abord établir deux références, c'est-à-dire introduire deux plans à l'intérieur des nuages de points par la méthode des moindres carrées [WHE99]. Ensuite on calcul la distance entre ces plans en appliquant la méthode décrite ci-dessous.

4.1.1 Méthode d'évaluation de la mesure de l'épaisseur du cartilage

Soient, les étapes suivantes :

- 1) On trouve l'orientation de la normale au plan de référence de la surface interne [4];
- 2) Suivant cette normale, on localise le point correspondant provenant de la surface 3D de la surface interne;
- 3) Suivant cette normale, on localise le point correspondant du plan de référence de la surface externe;
- 4) Suivant cette normale, avec un voisinage de quatre (4) points provenant de la surface 3D externe, on fait l'interpolation bilinéaire et on localise le point d'intersection de la normale et de la surface 3D externe;
- 5) On évalue géométriquement la distance entre ces deux points, des surfaces 3D interne et externe [5];

- 6) On trouve la moyenne et l'écart type sur l'ensemble des distances mesurées, soit environ 7000 valeurs.

La figure 23 illustre sommairement cette méthode d'évaluation de la mesure de l'épaisseur du cartilage.

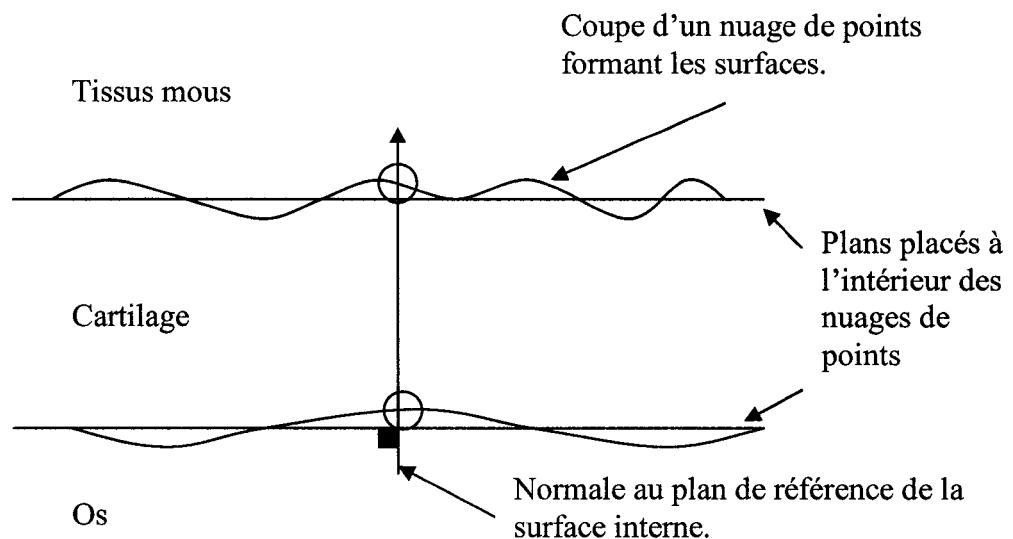


Figure 23 Méthode d'évaluation de la mesure de l'épaisseur du cartilage.

Ensuite, on procède à un contrôle de qualité de ces mesures d'épaisseurs tel que défini dans la section suivante.

4.1.2 Contrôle de la qualité du fantôme

Le contrôle de la qualité du parallélisme entre les surfaces interne et externe du fantôme peut être effectué en vérifiant que la valeur de l'écart type sur les mesures de l'épaisseur entre ces deux plans est faible. Soient, les étapes suivantes :

- 1) On trouve l'orientation de la normale au plan de la surface interne [4];
- 2) Suivant cette normale, on localise le point correspondant du plan de la surface externe;

- 3) On évalue géométriquement la distance entre ces deux points des plans interne et externe [5];
- 4) On trouve la moyenne et l'écart type sur l'ensemble des distances mesurées. La valeur de l'écart type nous indique à quel niveau les plans sont parallèles.

La section suivante présente la méthodologie d'acquisition des données expérimentales.

4.1.3 Méthodologie d'acquisition des données expérimentales

Dans cette section, nous abordons les variabilités de la méthode LIO associées à la variation de la résolution, à la répétition successive d'une segmentation, à la position dans l'imager, au test-retest¹³, aux variations de la position angulaire des fantômes et à l'épaisseur du cartilage.

4.1.3.1 Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la résolution

En IRM, le processus de formation d'images nécessite un certain temps. Ce temps est d'autant plus long que la résolution des images est élevée. Sans changer la séquence d'acquisitions standard, seules la largeur de champ (FOV) et le rapport (y/z) d'une tranche, en acquisition sagittal, peuvent varier afin de modifier la résolution des images formées. Il y aura ainsi trois résolutions possibles présentées au tableau IV.

Résolution		Largeur du champ de vue, FOV (mm)	Rapport (y/z) d'une tranche, Rect. FOV	Résolution effective d'un voxel (mm ³)	Temps d'acquisition
Basse	128 * 256	160	5 / 8	0,63 : 0,78 : 1	Environ 2 min
Standard	205 * 512	160	4 / 8	0,31 : 0,39 : 1	8 min 39 s
Haute	400 * 512	150	5 / 8	0,23 : 0,29 : 1	Environ 16 min

Tableau IV Résolution des images IRM et temps d'acquisition associés.

Une prise de mesures du fantôme en haute résolution sert de référence relative à l'épaisseur des fantômes, c'est la mesure étalon. Ensuite, une acquisition en basse résolution permet de vérifier la mesure de l'épaisseur du cartilage pour un temps d'acquisition IRM plus court. Comme il est difficile de demander à des patients de demeurer immobile plus de 20 minutes, il devient intéressant de savoir si un résultat satisfaisant pourrait être obtenu dans un laps de temps d'acquisition des images beaucoup plus court. Il faut préciser ici que le volume total du fantôme et de son contenant étant inférieur à celui d'un vrai genou d'un patient, les temps d'acquisitions sont aussi inférieurs, mais le principe de vérifier la variabilité de la mesure des épaisseurs en fonction de la résolution demeure valable.

4.1.3.2 Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme lors de segmentations répétées

Pour mesurer la variabilité de la méthode, un même bloc d'images est segmenté neuf fois. À chaque répétition, le logiciel de mesure est refermé et la procédure est recommencée complètement. Le même bloc d'images est ouvert, une nouvelle tranche de départ est choisie au hasard et la segmentation par contour actif recommence. L'édition se fait de façon aléatoire afin de ne pas avoir les mêmes points de départ. Chaque segmentation implique un bloc de 80 images et prend environ 30 minutes.

¹³ Le test-retest consiste à déplacer légèrement les fantômes dans l'antenne et à refaire une acquisition.

4.1.3.3 Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme pour un test-retest

La méthodologie employée pour évaluer le test-retest consiste à vérifier la variation de l'épaisseur d'un même fantôme qui est replacé dans l'antenne et qui est imagé plusieurs fois. Le fantôme fabriqué à partir d'un moule de 4,5 mm d'épaisseur est choisi comme référence. Tous les blocs d'images où ce fantôme apparaît ont le même angle et la même position dans l'antenne. Chaque bloc d'images est segmenté dix fois.

4.1.3.4 Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme par rapport à la position du fantôme dans l'aimant de l'imageur

La méthodologie consiste à déplacer l'antenne contenant un fantôme, sur son socle, à l'intérieur de l'aimant de l'appareil à résonance magnétique. Une course variant linéairement de 0 à 7,5 cm vers le centre de l'aimant est permise avec le support de l'antenne actuel. Celle-ci correspond aux positions possibles du genou d'un patient en fonction de sa physiologie lors d'une séance IRM. À chaque déplacement de 2,5 cm, une nouvelle acquisition est effectuée.

4.1.3.5 Variation de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la variation de l'angle alpha

L'opération consiste en une rotation des fantômes, selon un angle alpha compris entre -9 et 81 degrés, tel que défini précédemment. Nous anticipons que les angles supplémentaires donnent par symétrie des résultats équivalents.

4.1.3.6 Variation de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la variation de l'angle bêta

Nous procédons à une étude de la variation de l'angle bêta, tel que défini auparavant. Cette dernière est limitée entre 0 et 60 degrés car au-delà de cet angle, la segmentation est devenue impossible.

4.1.3.7 Variabilité de la méthode LIO en fonction de l'épaisseur des fantômes

Trois catégories de fantômes ayant des épaisseurs différentes ont été créées. Nous utilisons des moules d'épaisseurs respectives de 1.5, 3 et 4.5 mm. Expérimentalement, nous les plaçons dans des positions identiques afin de ne faire varier qu'un seul paramètre, soit l'épaisseur.

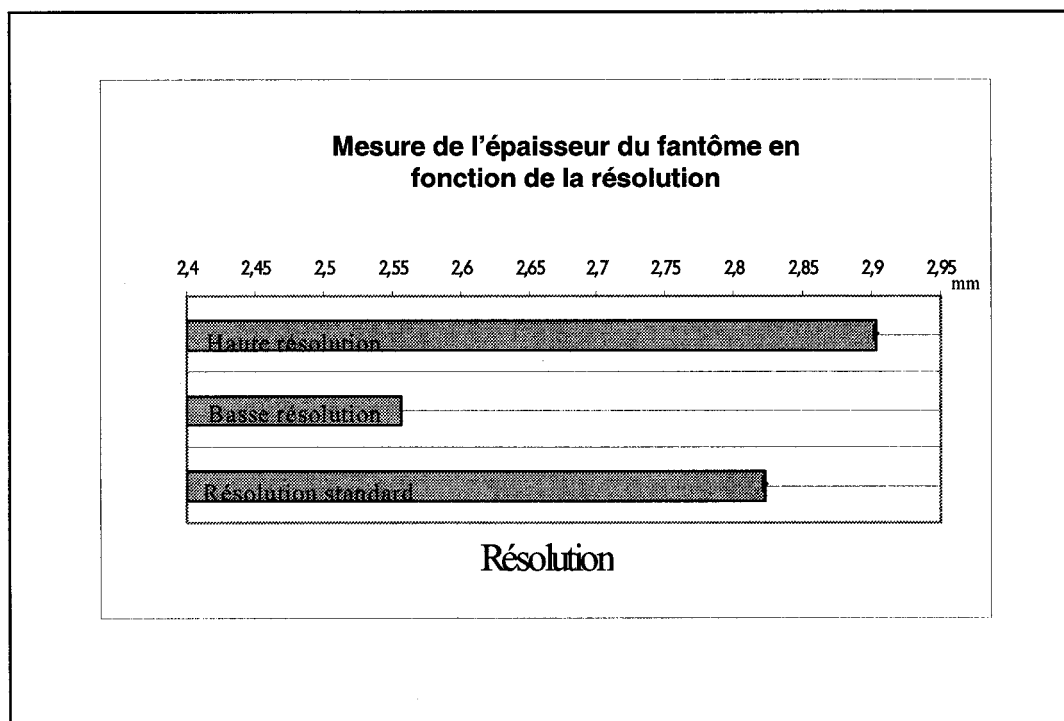
La sous-section suivante, présente les résultats expérimentaux obtenus.

4.2 Résultats

Voyons tout d'abord l'influence de la résolution sur la valeur de l'épaisseur du cartilage.

4.2.1 Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la résolution

Le graphique 8 présente les résultats obtenus sur un même fantôme et au cours d'une même séance d'acquisitions avec les différentes résolutions expérimentées.

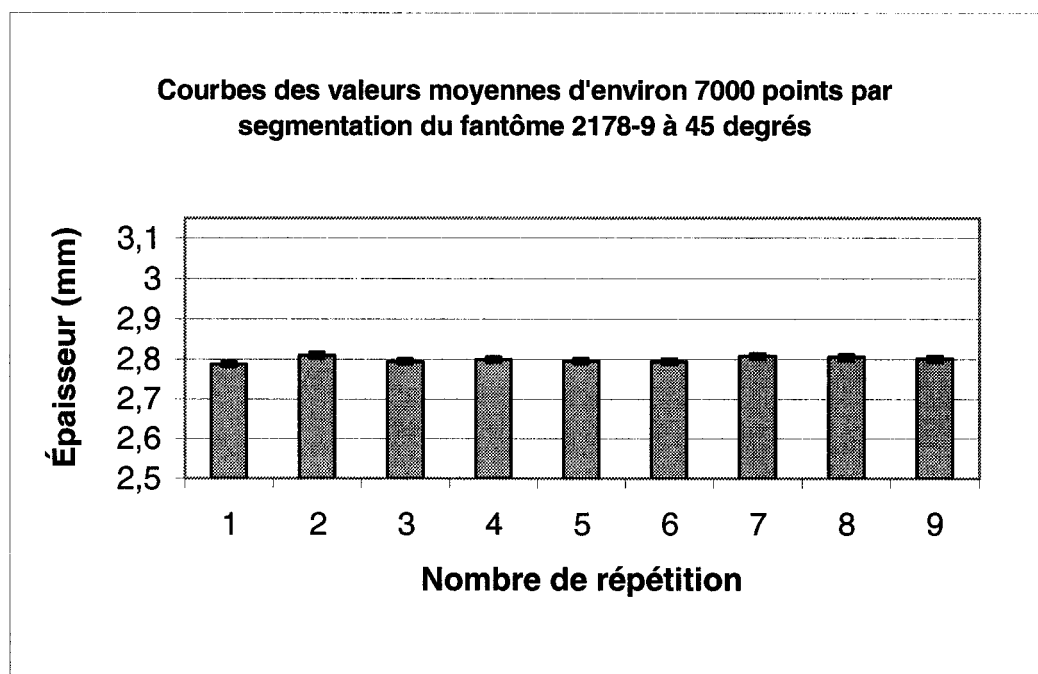


Graphique 8 Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la résolution.

Bien que la variabilité de chaque procédure soit minime, l'écart entre les différents résultats est considérable.

4.2.2 Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme lors d'une segmentation répétitive

Le graphique 9 indique les résultats obtenus au sujet de la répétition de la méthode LIO sur un même fantôme.

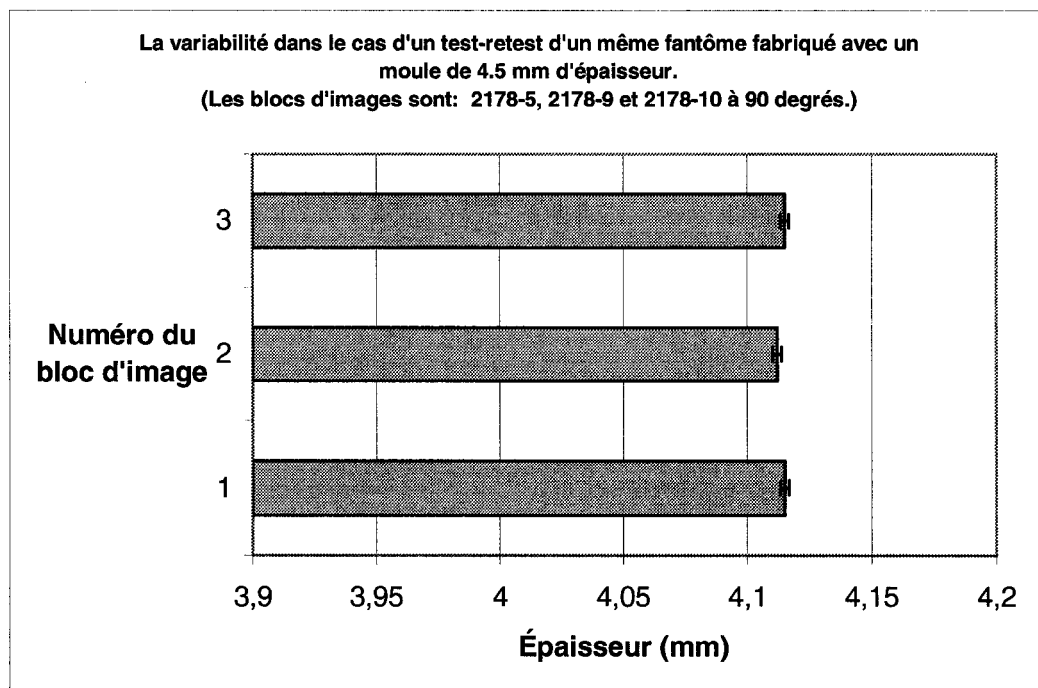


Graphique 9 Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de segmentations répétitives.

Les valeurs obtenues représentent l'épaisseur du fantôme. L'écart type sur ces valeurs est de 7 microns. La variabilité sur la répétition d'une mesure est donc très faible. Les barres d'incertitudes en témoignent.

4.2.3 Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme lors d'un test-retest dans l'imageur IRM

Le résultat du test-retest est présenté dans le graphique 10.

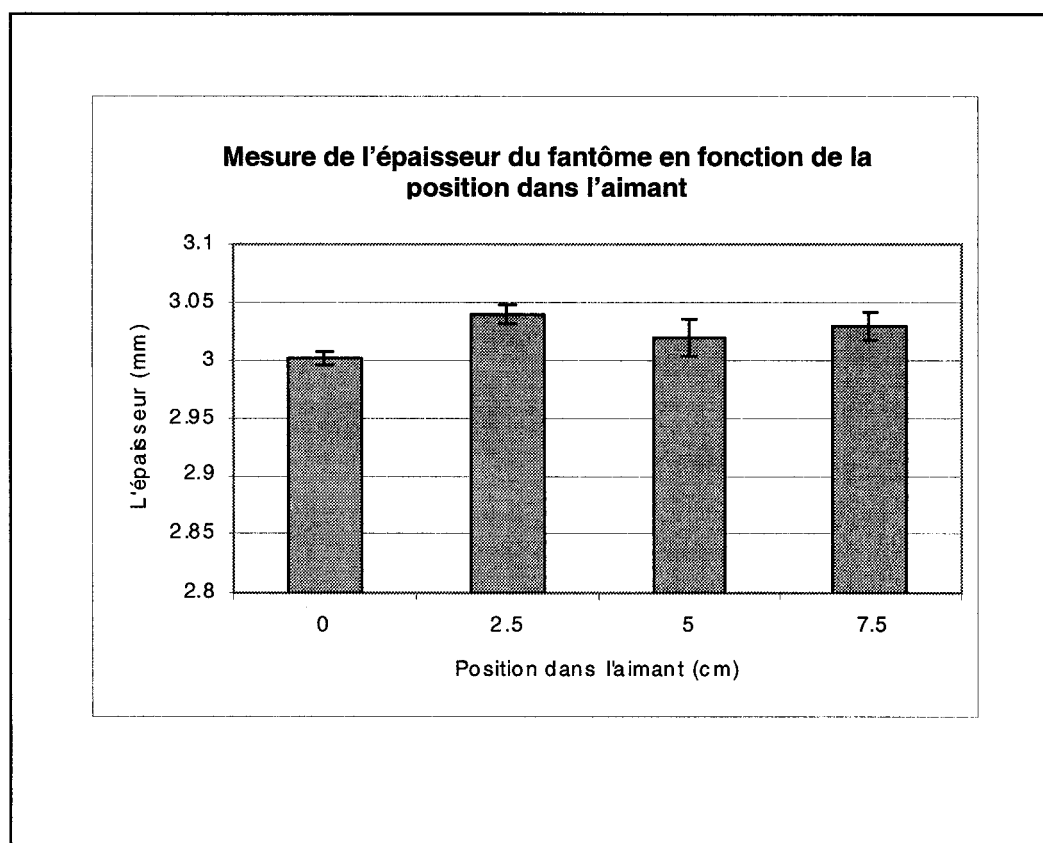


Graphique 10 Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme dans le cas d'un test-retest.

Il est à remarquer que l'écart type sur la mesure de l'épaisseur du fantôme fabriqué à partir d'un moule de 4,5 mm d'épaisseur est de 2 microns dans le cas d'un test-retest. La variabilité est donc très faible.

4.2.4 Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme par rapport à la position du fantôme dans l'aimant de l'imageur

Le graphique 11 provient de l'application de la méthode de segmentation sur une plus petite partie du fantôme, fabriqué à base d'hydrogel, et comportant un échantillon d'environ 3000 points par segmentation.



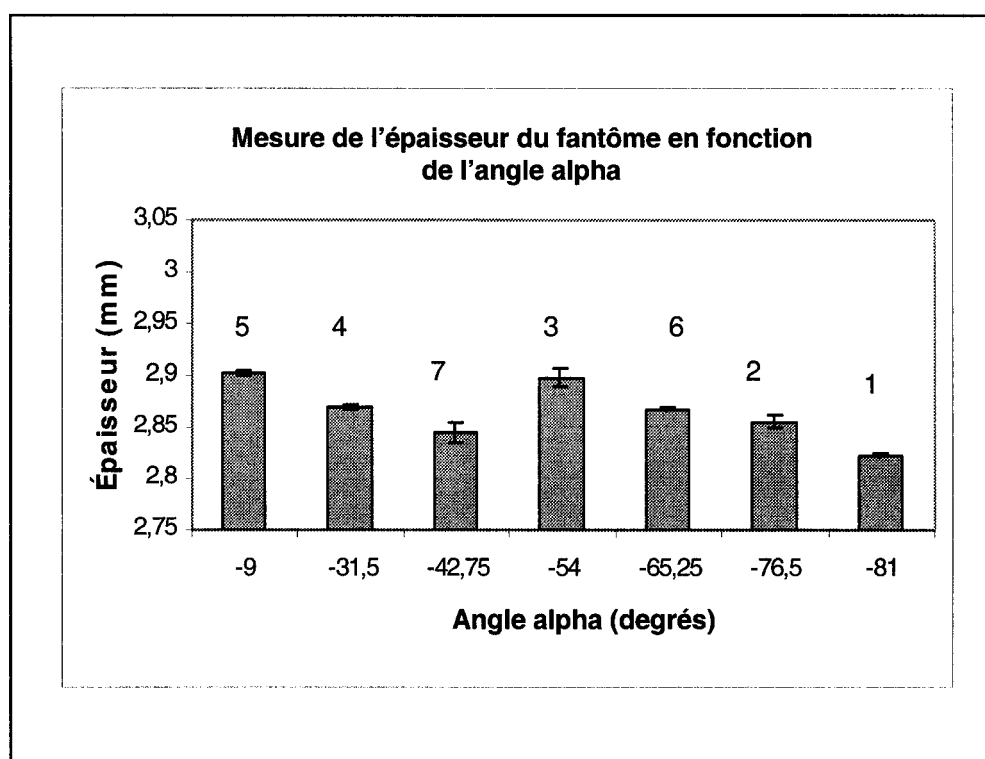
Graphique 11 Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la position dans l'aimant.

L'écart type est de 17 microns. La variabilité de la méthode observée en fonction de la position dans l'aimant est très faible.

4.2.5 Variabilité de la méthode LIO sur la mesure de l'épaisseur d'un fantôme par rapport à la variation relative de l'angle du fantôme

4.2.5.1 Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la variation de l'angle alpha

Le graphique 12 présente les mesures de l'épaisseur du fantôme en fonction de la variation de l'angle alpha.

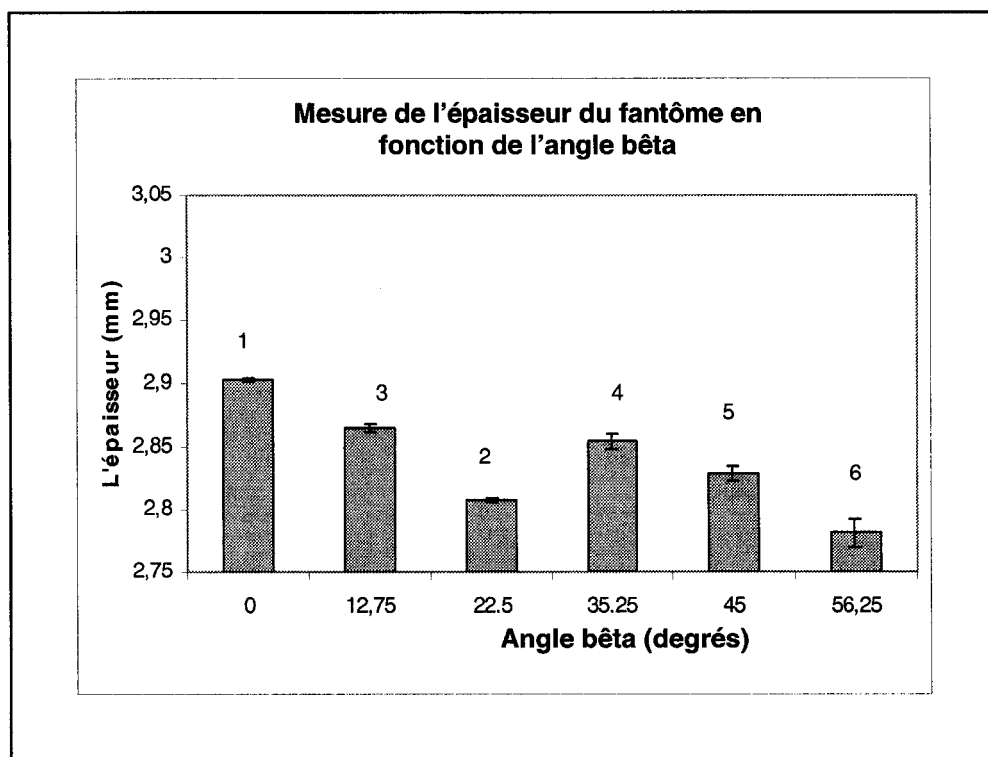


Graphique 12 Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la variation de l'angle alpha.

Nous constatons que la variation de l'angle alpha influence la valeur de la mesure de l'épaisseur des fantômes peu importe l'ordre des acquisitions¹⁴. L'écart type est de 28 microns.

4.2.5.2 Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la variation de l'angle bêta

Le graphique 13 fait voir les mesures de l'épaisseur du fantôme en fonction de la variation de l'angle bêta.



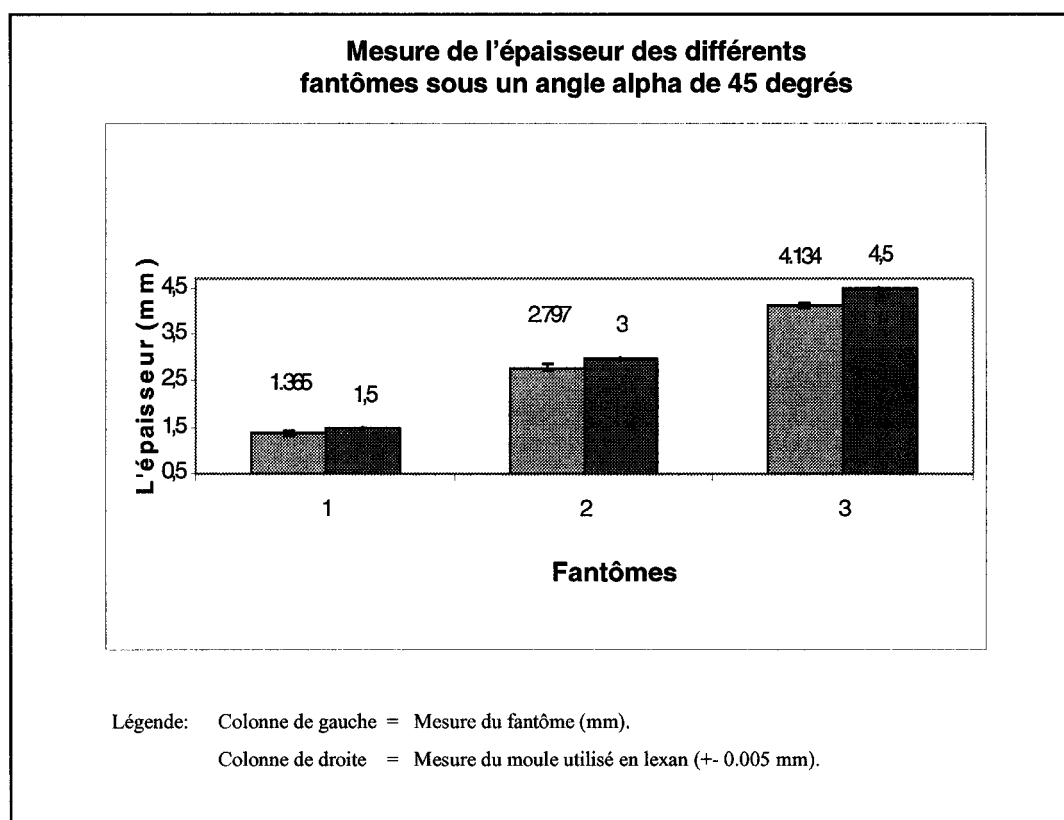
Graphique 13 Variabilité de la mesure de l'épaisseur d'un fantôme en fonction de la variation de l'angle bêta.

¹⁴ Le chiffre au dessus des bandes verticales dans le graphique présente l'ordre des acquisitions IRM en laboratoire.

La variation de l'angle bêta influence davantage la valeur de la mesure de l'épaisseur du fantôme que l'angle alpha. L'écart type dans ce cas-ci est de 59 microns.

4.2.6 Variabilité de la méthode LIO en fonction de l'épaisseur des fantômes

Le graphique 14 représente les mesures obtenues en variant les épaisseurs des fantômes.



Graphique 14 Variabilité de la mesure de l'épaisseur des fantômes en relation avec les moules de fabrication utilisés.

La mesure exacte de l'épaisseur des fantômes demeure inconnue. Les effets de la contraction et du retrait lors de la fabrication ont généré des fantômes dont

l'épaisseur est plus petite que désirée. Le chapitre suivant présente l'analyse de ces résultats.

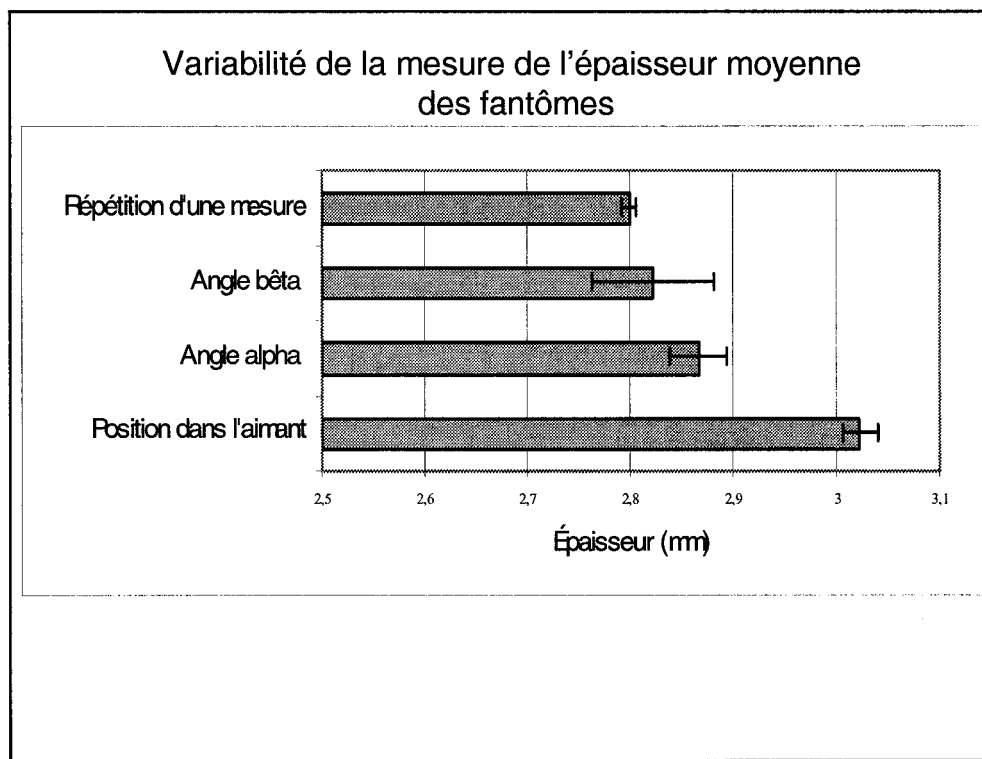
CHAPITRE 5

DISCUSSION GÉNÉRALE

Dans ce chapitre, nous explorerons davantage l'influence de chacun des paramètres et leurs portées sur les résultats obtenus. Ces paramètres sont les variabilités observées, la fabrication des fantômes, l'utilisation de composés trop réactifs, l'influence d'artefacts de troncature visibles surtout en basse résolution et l'influence des angles.

5.1 Variabilité

Le graphique 15 présente la synthèse de nos résultats. La résultante de la variabilité globale de chacun des paramètres étudiés est présentée. On y retrouve la variabilité dans le cas de la répétition d'une mesure, de la variation des angles alpha et bêta et de la position dans l'aimant.



Graphique 15 Variabilité de la mesure de l'épaisseur moyenne des fantômes.

Selon l'approche démontrée par les statistiques, il est raisonnable de s'attendre à ce que les résultats expérimentaux ne s'écartent pas à plus de trois sigmas des valeurs moyennes [PIS80] soit, avec un degré de confiance de 99,7% [7].

Le tableau V présente la variabilité de chacun des paramètres étudiés.

Facteur de variabilité	Épaisseur moyenne (mm)	Écart type (σ , mm)	Espérance mathématique de 99,7% (3σ , mm)
Position dans l'aimant	3,023	0,017	0,050
Angle alpha	2,866	0,028	0,084
Angle bêta	2,823	0,059	0,177
Répétition d'une mesure	2,7997	0,007	0,021
Test-retest	4,114	0,002	0,005

Tableau V Espérance mathématique de trois sigmas sur la mesure de l'épaisseur moyenne des fantômes.

À la lumière de ces résultats, la méthode présente une variabilité de l'ordre de quelques microns en général. Dans le cas de la variation des angles, on observe un écart nettement supérieur pour le cas de la rotation de l'angle autour de l'axe longitudinale de l'aimant principal (angle bêta). L'inclinaison par rapport à l'épaisseur de la tranche de 1 mm serait la principale raison de cet écart accru. L'espérance mathématique à 99,7% nous indique une erreur d'un maximum de 177 microns, ce qui est beaucoup trop élevé.

5.2 Problématique de la fabrication d'un fantôme

Les fantômes avec des compartiments séparés par des parois de plastique n'ont pas répondu aux attentes. Même une paroi très épaisse, visible en imagerie, subit des déformations inacceptables. Les contraintes internes présentes dans le gel le déforme, il s'en suit la perte du parallélisme entre les deux membranes séparant chaque compartiment. L'application d'une fine couche de peinture fut la solution idéale pour

créer une membrane de séparation, ce qui a aussi réglé le problème d'étanchéité des fantômes sans quoi les gels se détériorent et perdent leurs parois parallèles.

5.3 Limitation du sulfate de nickel

Le gel d'agar mélangé avec du NiSO_4 à 5 % simule parfaitement le signal émis par le cartilage lorsqu'il est fraîchement fabriqué. Cependant, ce signal décroît avec le temps. La figure 25 présente une fissure à l'intérieur du gel utilisé pour simuler le cartilage un mois après sa fabrication. L'observation discrète confirme la progression de quelques millimètres par semaine, conséquence des forces de cisaillements internes.

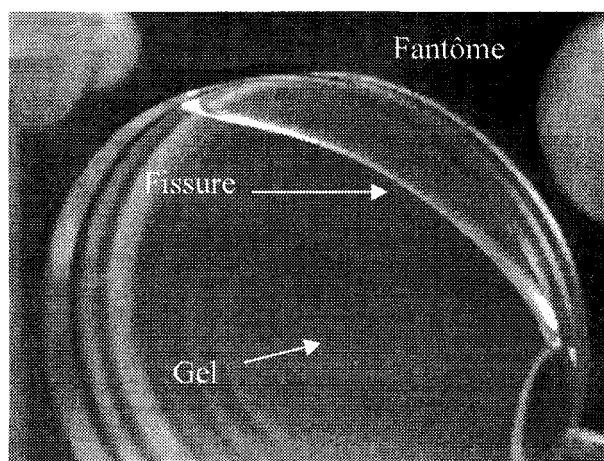


Figure 25 Vue d'une fissure progressive à l'intérieur du gel simulant le cartilage.

D'autre part, au désassemblage du fantôme, le gel est très ferme. Le mélange homogène composant cette section du fantôme est instable et provoque une chute du signal IRM dans le temps. Les expérimentations démontrent que la durée de vie de ce type de fantôme est d'environ quatre jours. Après ce délai, il n'y a plus de contraste entre les couches qui simulent le cartilage et les tissus mous. Les deux substances ont un signal commun de 156. Le fantôme devient donc inutilisable.

5.4 Influence de la résolution

Comme les résultats le confirment, la basse résolution ne peut être retenue afin de diminuer le temps d'acquisitions en IRM pour accommoder les patients. L'intérêt de cette section est de confirmer la présence du phénomène décrit par Gibbs, l'artéfact de troncature présent aux arêtes. Les stries parallèles aux arêtes dans les images nous démontrent la présence de cet effet. Les meilleures images avec le meilleur format ont été soigneusement choisies afin de permettre de déceler la présence de ce phénomène, on peut les observer aux figures 26 et 27.

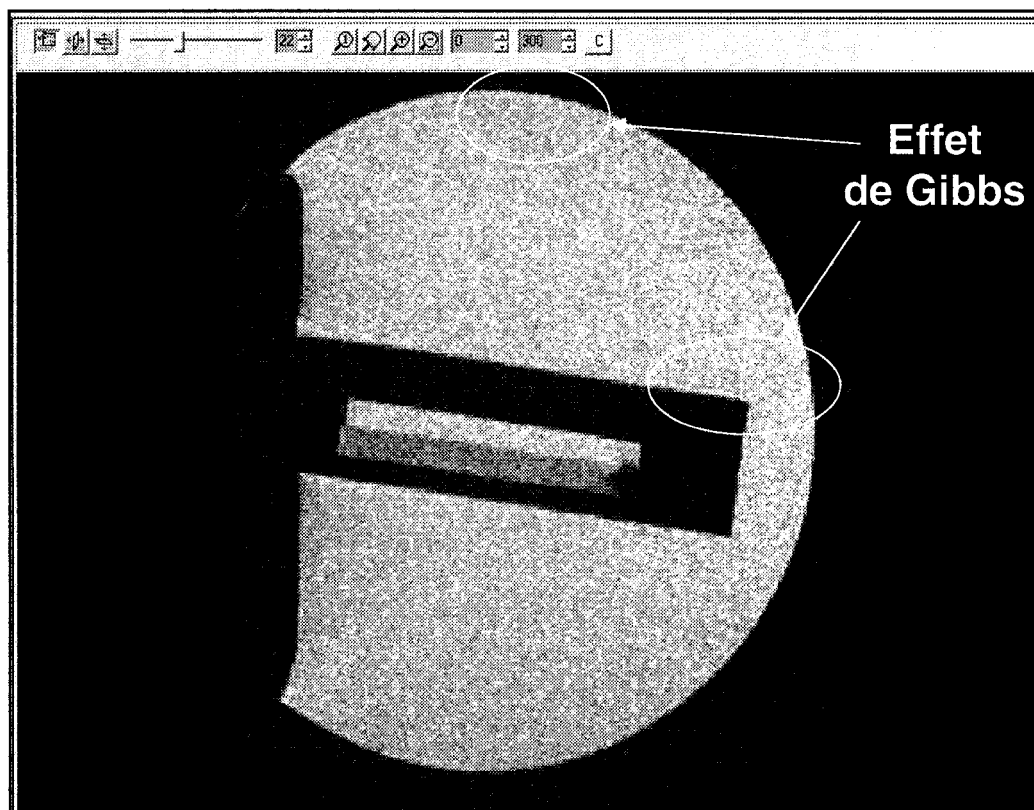


Figure 26 Tranche d'un fantôme présentant l'effet de Gibbs à une résolution standard.

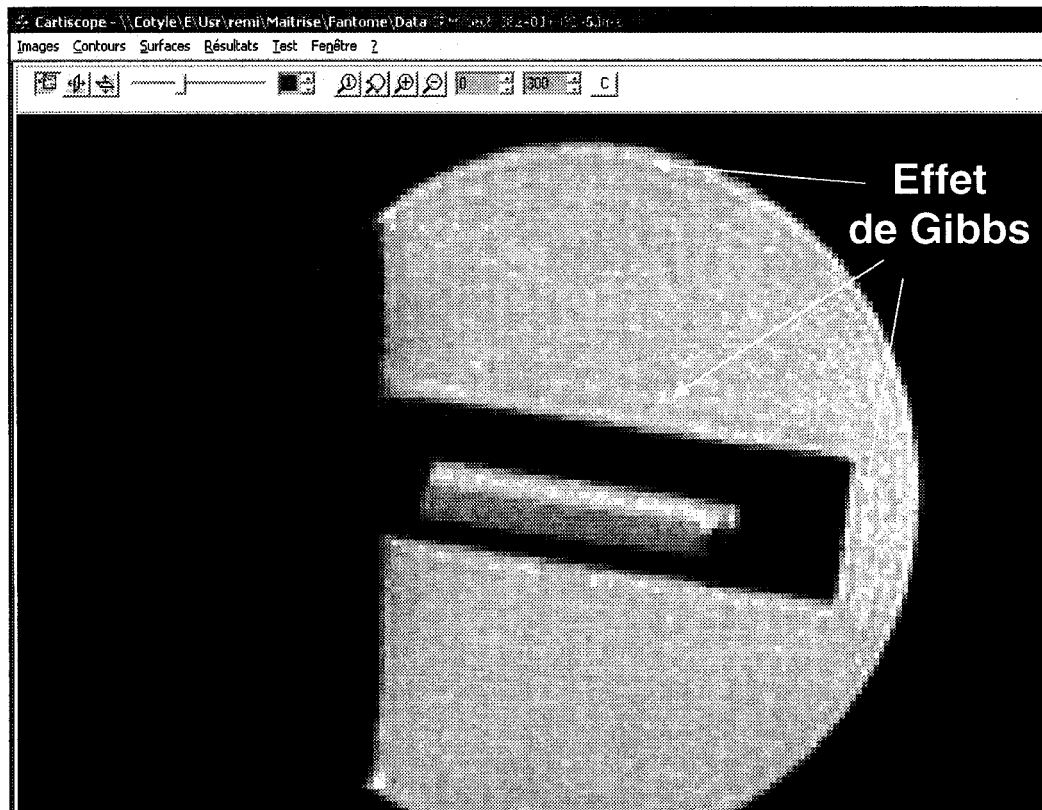


Figure 27 Tranche d'un fantôme présentant l'effet de Gibbs à une résolution de $0.625 * 0.77 \text{ mm}^2$.

Comme il est stipulé dans la théorie, ce phénomène prend son origine aux arêtes, suite aux changements brusques d'intensité des voxels. Bien que peu visible à la résolution standard, à basse résolution, l'effet de Gibbs devient plus visible car le temps d'acquisition est 4 fois plus faible et la somme des sinus composant le signal pour former le pixel est inférieure, diminuant les gradients aux arêtes et évasant le pixel.

5.5 Influence des angles

Les mesures de l'épaisseur des fantômes ont montré une grande influence aux variations d'angles, particulièrement dans le cas de l'angle bêta. La variabilité de la méthode LIO est supérieure à nos attentes pour ce paramètre. Nous espérons une variabilité inférieure à cinquante microns, ce qui n'est pas le cas. La fonction de transfert selon les axes horizontales et verticales présente une différence d'environ un

tiers de cycle¹⁵, ce qui modifie considérablement les gradients aux arêtes. Il appert que l'absence de symétrie, de façon orthogonale dans la fonction de transfert, entraîne systématiquement une résultante du signal relatif à la position angulaire qu'occupe le voxel dans l'espace 3D. Cette dernière se traduit par une mesure d'épaisseur variable en fonction de l'influence du phénomène par rapport à sa nouvelle position relative.

Ainsi s'achève l'analyse des résultats obtenus dans le cadre de ce travail.

¹⁵ Résultats de M. Pierre Gravel, rapport interne LIO, 2001

CONCLUSION

L'objectif principal de ce travail consistait à participer à l'évaluation de la variabilité de la méthode de mesure et d'évaluation de l'épaisseur du cartilage développée au LIO. Pour réaliser cet objectif, un certain nombre d'objectifs intermédiaires devaient préalablement être atteints. Le premier consistait à fabriquer un fantôme radiologique. Afin de l'atteindre, il a premièrement fallu rechercher et trouver des substances ioniques produisant des signaux IRM similaires à ceux émis par le cartilage, les os et les tissus mous. Le gel d'agar à 2 % dans un salin répondait bien à la simulation des tissus mous en émettant un signal IRM au voisinage de 150. Le cartilage quant à lui fut simulé par un gel d'agar et de sulfate de nickel respectivement à 2% et à 6% dans un salin pour un signal IRM d'environ 210 ou par un polyvinyle alcool à 25 % donnant un signal de 230. Les os étaient simulés par de l'huile végétal en émettant un signal IRM d'environ 35. Ensuite, le deuxième objectif intermédiaire fut de trouver une membrane adéquate pour séparer les différents compartiments du fantôme. Aucune membrane de plastique n'a convenu pour atteindre cet objectif. Comme elle se déformait sous l'influence des contraintes internes des gels, la solution fut d'utiliser une peinture lustrée dont le solvant est à base d'huile afin de créer une fine couche étanche entre les sections du fantôme. La non miscibilité de ces deux solvants assurait une jonction parfaitement étanche à la diffusion ionique. Cette solution originale a aussi réglé le problème d'étanchéité dû aux micros fissures présentes dans le « lexan » utilisé pour fabriquer les compartiments du fantôme. Ainsi, l'objectif de fabriquer un fantôme radiologique a été atteint. Malheureusement, les contraintes de fabrication : comme le retrait au moulage et la contraction au refroidissement, ont empêché la fabrication de fantôme aux géométries parfaitement connues. La réactivité du sulfate de nickel provoquait une détérioration prématurée des fantômes, limitant leur cycle de vie à quelques jours seulement. Un autre objectif intermédiaire consistait à fabriquer un support pour maintenir le fantôme dans l'appareil IRM pour l'orienter selon les angles désirés. Les contraintes expérimentales nous ont obligé à fabriquer un deuxième support mieux adapté à nos besoins.

Ensuite, les objectifs qui étaient d'évaluer la méthode LIO en fonction de la résolution, de la répétition d'une mesure, de la position dans l'imageur, d'un « test-retest », de la variation de l'angle alpha, de la variation de l'angle bêta et de l'épaisseur du cartilage furent en majeure partie atteints. On a démontré que la variabilité était très faible, soit du dixième de pixel pour la répétition d'une mesure, d'un « test-retest » ou de la position dans l'imageur. Par contre, les variations d'angles engendrent des variabilités supérieures à nos attentes. De l'ordre de la moitié d'un pixel. On a aussi démontré que la résolution est déterminante dans la variabilité de la mesure de l'épaisseur du cartilage. On constate qu'on ne pourra pas réduire le temps des acquisitions des IRM des patients de cette façon.

Enfin, l'objectif de mesurer de façon précise l'épaisseur du cartilage n'a pas été atteint car la géométrie du fantôme n'était pas parfaitement connue.

RECOMMANDATIONS

Nous recommandons l'utilisation de la méthode LIO pour la mesure de l'épaisseur moyenne du cartilage. Les résultats obtenus à l'aide des fantômes démontrent que la variabilité est très faible dans la plupart des conditions expérimentales, soit d'un dixième de pixel. Bien que les angles posent un problème, la variabilité globale est tout de même très faible.

Nous recommandons que de nouvelles recherches soient entreprises afin de mieux comprendre l'influence de la variation des angles, relativement à la mesure de la valeur moyenne de l'épaisseur du cartilage.

Enfin, de nouveaux matériaux poreux, utilisés en aéronautique, méritent d'être étudiés afin de fabriquer des fantômes. Le « ProBalsa », un matériau composite pouvant être tranché à l'épaisseur désirée, possède des alvéoles microscopiques parallèles entre elles permettant à un liquide de diffuser par capillarité pourrait potentiellement être utilisé pour fabriquer un fantôme radiologique aux géométries parfaitement connues. Des tests préliminaires ont été fait sans succès, mais une recherche expérimentale plus poussée serait nécessaire avant d'éliminer cette possibilité.

Voilà donc les recommandations qui découlent de ce travail de recherche.

ANNEXE 1

Bruit de Rice et Rayleigh

La séquence précédente comme toute autre, génère du bruit présent dans chacune des images IRM. Il existe plusieurs façons de définir ce bruit en résonance magnétique, les approches théoriques développées par Rice et Rayleigh sont retenues et présentées.

La distribution de Rice est donnée par l'équation [ERI00],

$$P(Z) = \frac{Z}{\sigma^2} e^{-\left(\frac{Z^2 + |V|^2}{2\sigma^2}\right)} I_0\left(\frac{Z|V|}{\sigma^2}\right) \dots\dots\dots(1)$$

Où,

$$I_0(x)$$

est une fonction de Bessel modifiée, Z le module de l'intensité d'un pixel, est plus grand que 0 et V est l'amplitude du cosinus de la composante réelle du signal recueilli.

De (1) on déduit les deux principaux cas rencontrés;

Premier cas :

Dans le cas où,

$$I_0(x) \approx \frac{e^x}{\sqrt{2\pi x}} \dots\dots\dots(2)$$

Et,

$$x = \frac{Z|V|}{\sigma^2} \dots\dots\dots(3)$$

Substituant (3) dans (2) et supposant que $V \gg \sigma$ on obtient,

$$I_o \left(\frac{Z|V|}{\sigma^2} \right) \approx \frac{\sigma}{\sqrt{2\pi z|V|}} e^{\frac{z|V|}{\sigma^2}} \dots\dots\dots(4)$$

Posant (4) dans (1) on trouve,

$$P(Z) \approx \left(\frac{\sqrt{Z}}{\sqrt{|V|}} \right) \underbrace{\left(\frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \right)}_{\text{Distribution Gaussian}} e^{\left(\frac{(z-|V|)^2}{2\sigma^2} \right)} \dots\dots\dots(5)$$

Distribution Gaussian

Qui correspond à la distribution caractéristique de Gauss présentée à la figure 28.

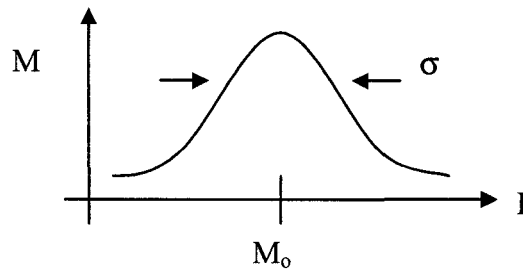


Figure 28 Courbe de Gauss

Deuxième cas :

Dans le cas où,

$$|V| = 0 \dots\dots\dots(6)$$

Substituant (6) dans (1) on obtient,

$$P(Z) \approx \left(\frac{Z}{\sigma^2} \right) e^{\left(-\frac{Z^2}{2\sigma^2} \right)} \dots\dots\dots(7)$$

Qui correspond à la distribution caractéristique de Rayleigh [BOU84] présentée à la figure 29.

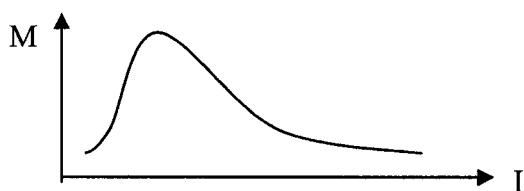


Figure 29 Courbe de Rayleigh

Une approche conceptuelle présente les mêmes conclusions. La théorie, élaborée par Rice en 1942, stipule que l'image réelle observée (I_m) est une addition d'une image parfaite et de bruit [BOU84].

$$I_m = I_{\text{idéal}} + B \dots\dots\dots(8)$$

Ce bruit possède une composante réelle et une composante imaginaire. Les deux ont une moyenne de signal nulle et un écart type sigma.

$$B = N_1(0, \sigma) + iN_2(0, \sigma) \dots\dots\dots(9)$$

Substituant (9) dans (8) on obtient,

$$I_m = I_{\text{idéal}} + N_1(0, \sigma) + iN_2(0, \sigma) \dots\dots\dots(10)$$

De (10) on trouve le module de l'intensité d'un pixel (M),

$$M=|I_m|=\sqrt{(I_{idéal}+N_1)^2+N_2^2} \dots\dots\dots(11)$$

De (11) on déduit les deux principaux cas rencontrés;

Premier cas :

Pour un pixel donné, lorsque l'intensité est beaucoup plus grande que l'écart type, il appert que le bruit aura une distribution dont l'allure sera de type Gaussian.

Démonstration :

Si, $I_{idéal} \gg \sigma$ cela implique que,

$$I_{idéal} \gg N_1 \quad \text{et} \quad (I_{idéal}+N_1) \gg N_2,$$

Donc, N_2 devient négligeable.

Et,

$$M \approx \sqrt{(I_{idéal}+N_1)^2} = I_{idéal}+N_1 \dots\dots\dots(12)$$

Ce qui correspond à la distribution Gaussian.

Deuxième cas :

Pour un pixel donné, lorsque l'intensité est beaucoup plus faible que l'écart type, on sait alors que le bruit aura une distribution de Rayleigh.

Démonstration :

Si, $I_{idéal} \ll \sigma$ cela implique que,

$$(I_{idéal} + N_1) \approx N_1,$$

Donc, $I_{idéal}$ devient négligeable.

Et,

$$M \approx \sqrt{N_1^2 + N_2^2} = M(\sigma) \dots\dots\dots(13)$$

Ce qui correspond à la distribution de Rayleigh.

ANNEXE 2

Rapport signal sur bruit

Sachant que lors de deux acquisitions successives du même bloc d'image, les images observées ($I_{1,2}$) correspondent toutes deux à une addition de la même image parfaite et du bruit et ne diffèrent que par ce dernier.

Ainsi de (8) on a,

$$I_1 = I_{\text{idéal}} + B_1 \dots\dots\dots (14)$$

$$I_2 = I_{\text{idéal}} + B_2 \dots\dots\dots (15)$$

En soustrayant (15) et (14) on obtient le bruit résultant ($B_{\text{Résultant}}$),

$$B_{\text{Résultant}} = I_1 - I_2 = (I_{\text{idéal}} + B_1) - (I_{\text{idéal}} + B_2)$$

Soit,

$$B_{\text{Résultant}} = B_1 - B_2 \dots\dots\dots (16)$$

De (9) on sait que les deux bruits ont une moyenne de signal nulle et un écart type sigma.

Ainsi l'écart type résultant est,

$$(\sigma_{\text{Résultant}})^2 = (\sigma_1)^2 + (\sigma_2)^2 \dots\dots\dots (17)$$

Sachant que,

$$\sigma = \sigma_1 = \sigma_2$$

On a,

$$(\sigma_{\text{Résultant}})^2 = (\sigma)^2 + (\sigma)^2 = 2(\sigma)^2$$

Et on obtient,

$$\sigma = \frac{\sigma_{\text{Résultant}}}{\sqrt{2}} \dots\dots\dots (18)$$

La valeur moyenne (μ) de l'intensité des pixels est,

$$\mu = \frac{I_1 + I_2}{2} \dots\dots\dots (19)$$

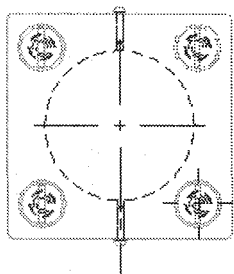
De (18) et (19), on définit le rapport signal sur bruit comme suit,

$$\frac{S}{B} = \frac{\mu}{\sigma} \quad , \text{ par définition}$$

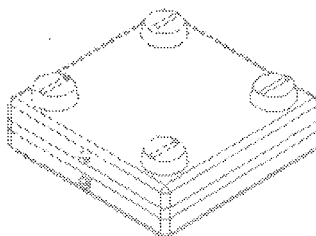
ANNEXE 3

Plan du fantôme

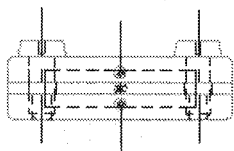
Plan



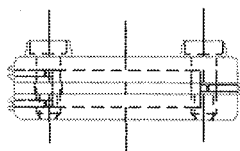
ISO



Élévation



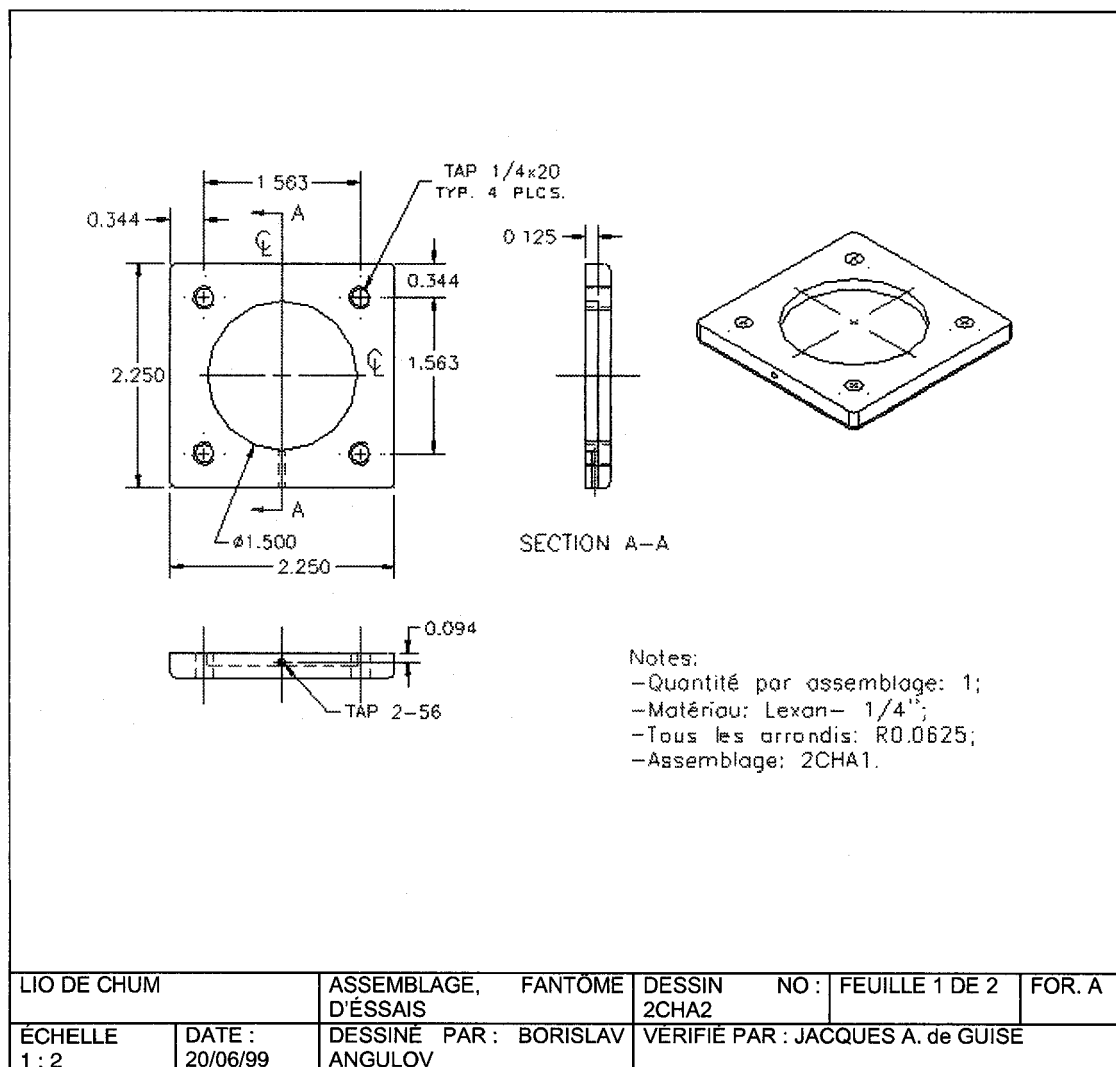
Profile

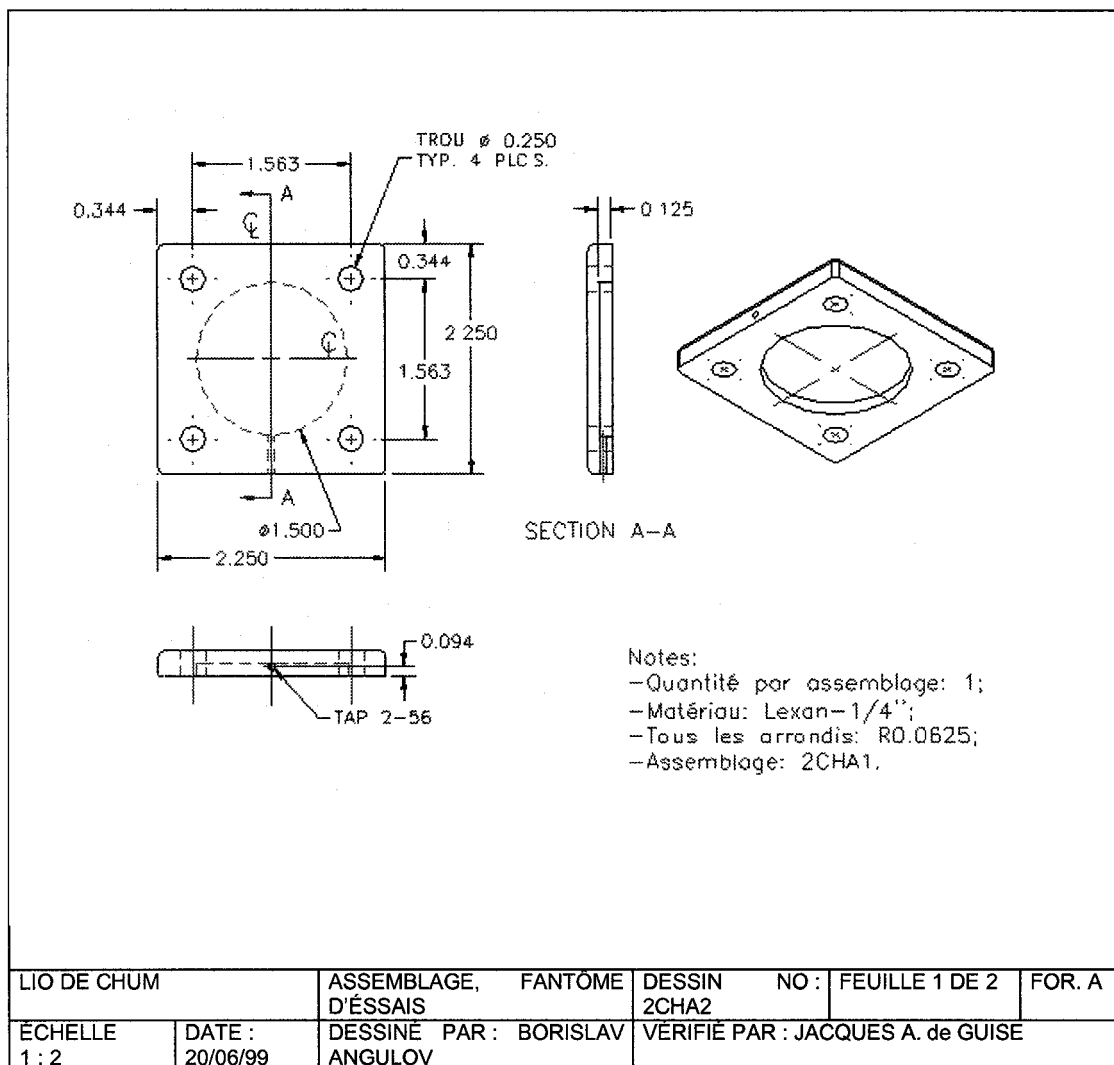


Notes :

- Pour coller, utiliser du silicone;
- Finition : aucune.

LIO DE CHUM		ASSEMBLAGE, FANTÔME D'ÉSSAIS	DESSIN NO : 2CHA2	FEUILLE 1 DE 2	FOR. A
ÉCHELLE 1 : 2	DATE : 20/06/99	DESSINÉ PAR : BORISLAV ANGULOV	VÉRIFIÉ PAR : JACQUES A. de GUISE		





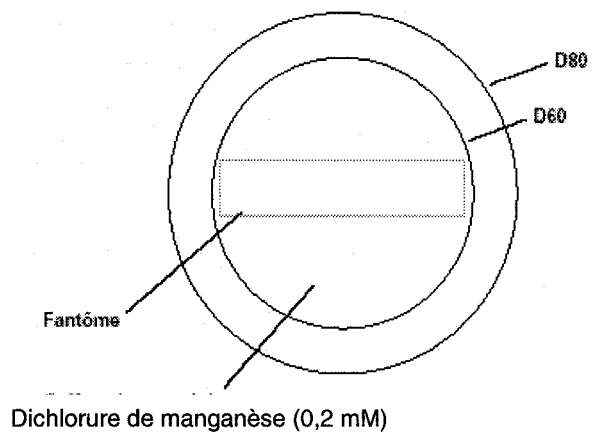
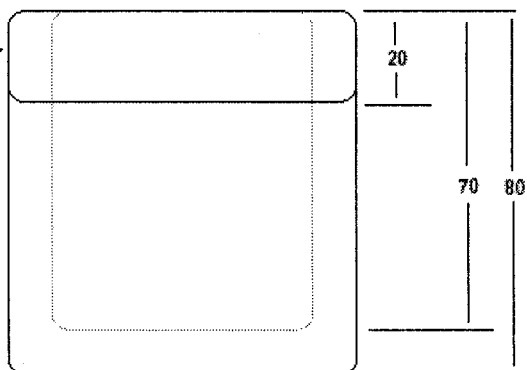
ANNEXE 4

Plan du support à un seul fantôme

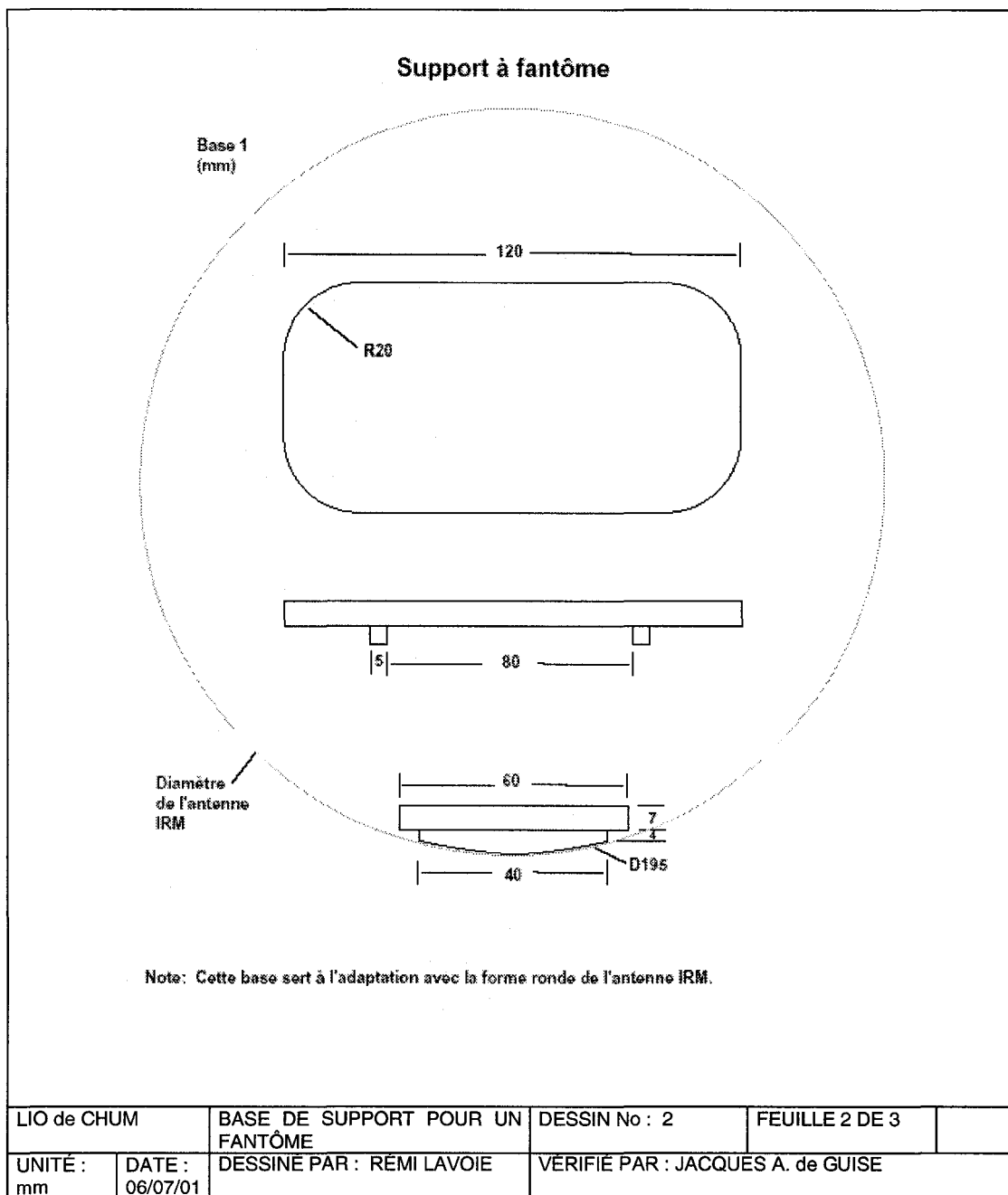
Support à fantôme

Contenant
(mm)

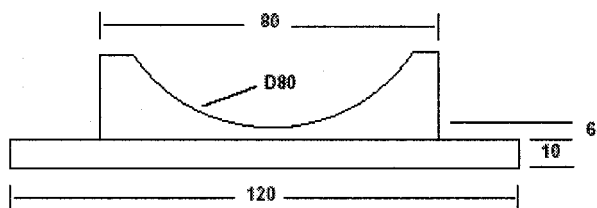
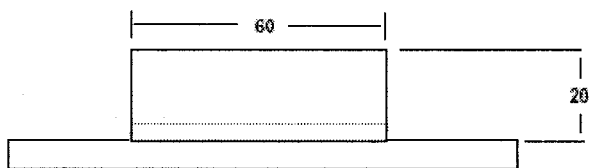
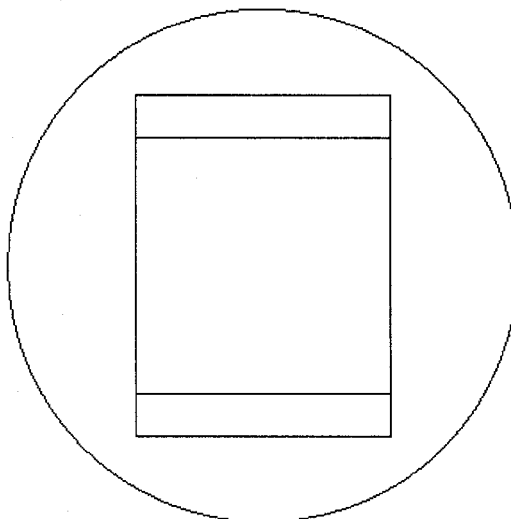
Couvercle
étanche



LIO de CHUM		CONTENANT DE SUPPORT POUR UN FANTÔME	DESSIN No : 1	FEUILLE 1 DE 3
UNITÉ : mm	DATE : 06/07/01	DESSINÉ PAR : RÉMI LAVOIE	VÉRIFIÉ PAR : JACQUES A. de GUISE	



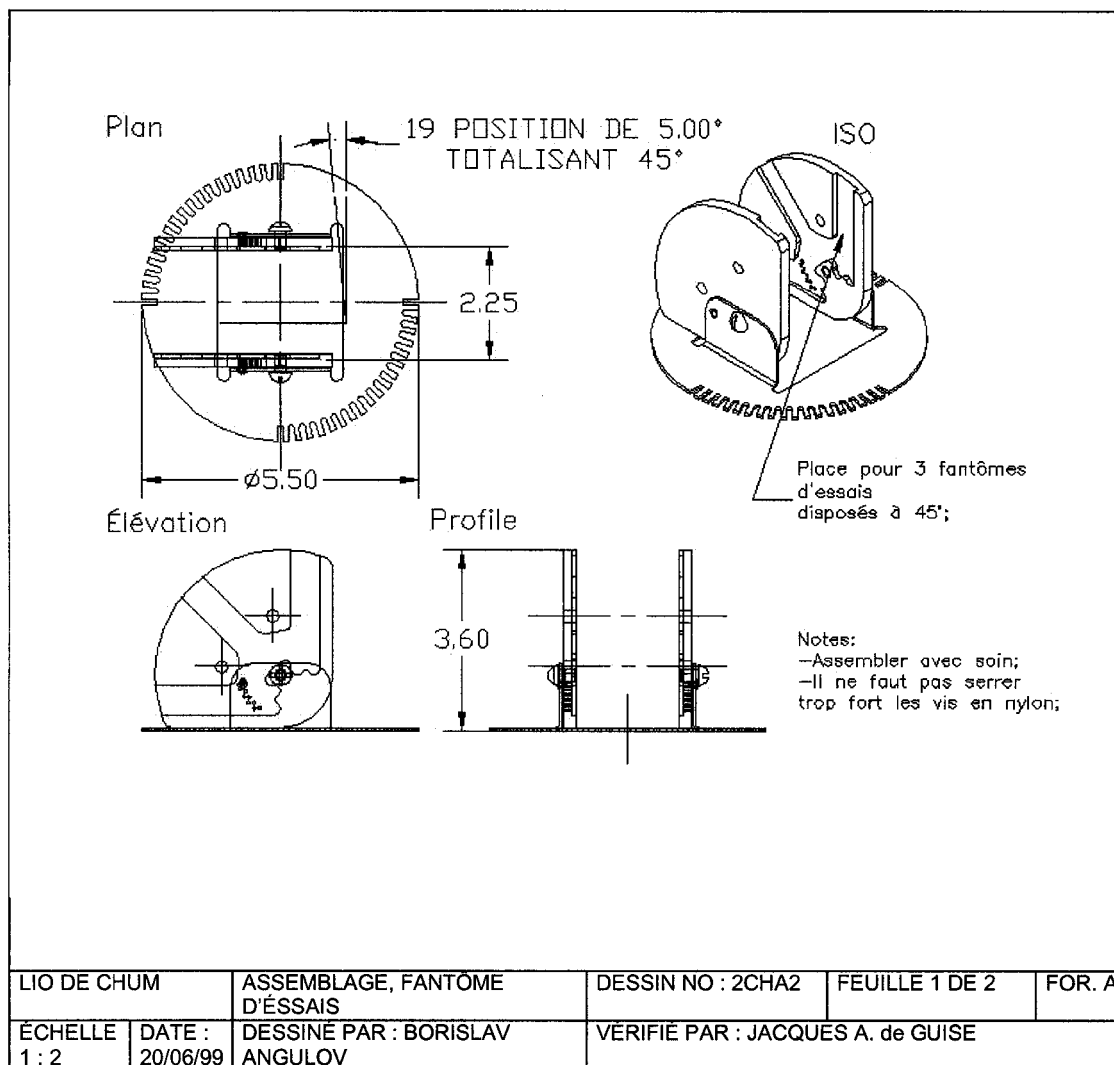
Support à fantôme

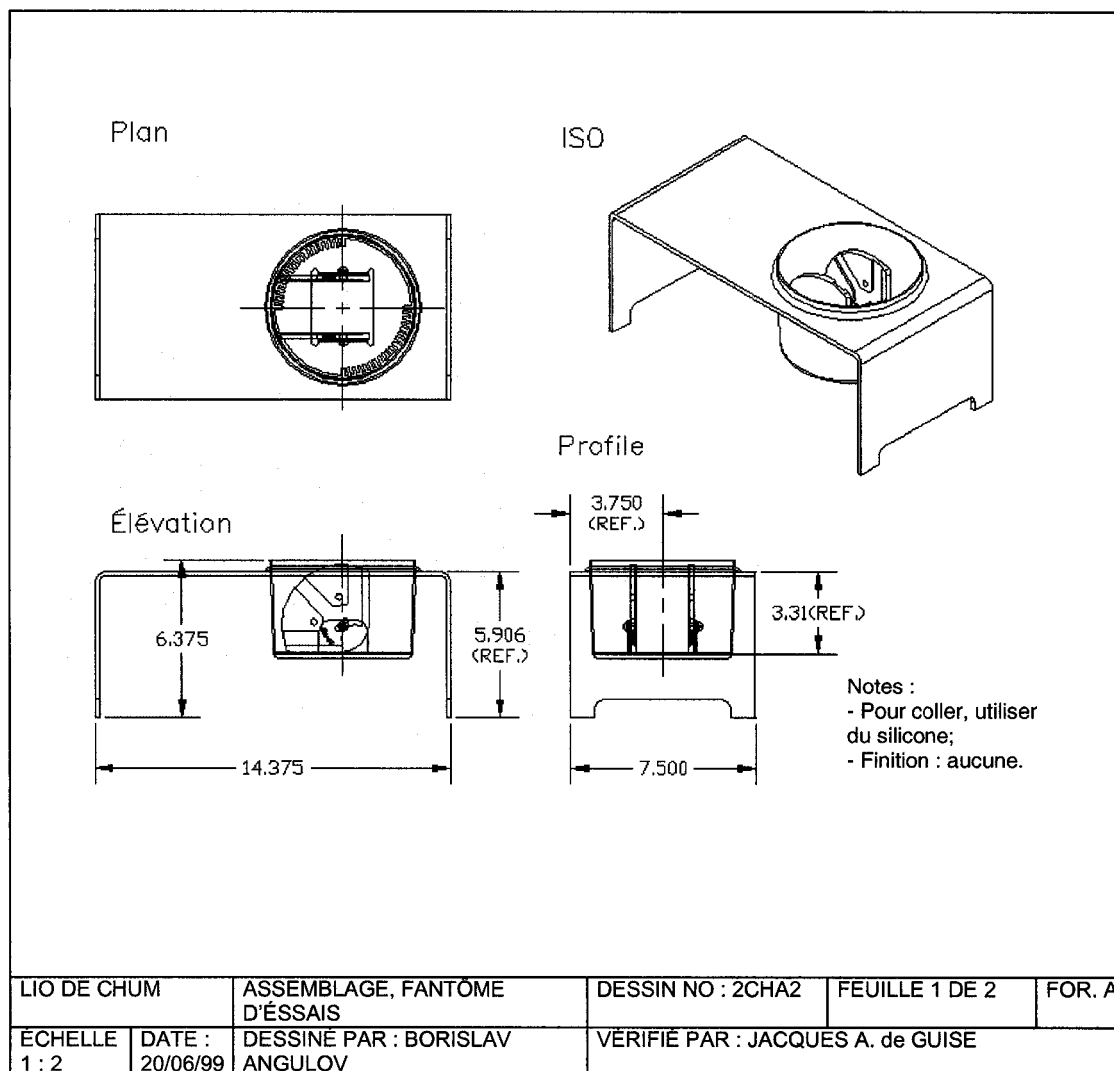
Base 2
(mm)

LIO de CHUM	BASE DE SUPPORT POUR UN FANTÔME	DESSIN No : 3	FEUILLE 3 DE 3	
UNITÉ : mm	DATE : 06/07/01	DESSINÉ PAR : RÉMI LAVOIE	VÉRIFIÉ PAR : JACQUES A. de GUISE	

ANNEXE 5

Plan du support à trois fantômes





UNITÉS DE BASE

g	gramme (unité de masse)
s	seconde (unité de temps)
l	litre (unité de volume)
V	Volt (unité de différence de potentielle électrique)
W	Watt (unité de puissance)
Hz	Hertz (unité d'angle solide, Fréquence)

UNITÉS GÉOMÉTRIQUES

Longueur

mm	millimètre (unité de longueur)
----	--------------------------------

Volume

ml	millilitre (=1cm ³)
----	---------------------------------

UNITÉS ÉLECTRIQUES

Différence de potentielle (DDP)

mV	millivolt
----	-----------

BIBLIOGRAPHIE

- [KAU03] Kauffmann C, Gravel P, Godbout B, Gravel A, Beaudoin G, Raynaud JP, Berthiaume MJ, de Guise JA., Martel-Pelletier J, Pelletier JP, Computer-aided method for quantification of cartilage thickness and volume changes using MRI : validation study using a synthetic model. IEEE Transactions on Biomedical Engineering (in press).
- [RAY03] Raynaud JP, Kauffmann C, Beaudoin G, Berthiaume MJ, de Guise JA., Bloch DA, Camachot F, Godbout B, Altman RD, Hochberg M, Meyer JM, Cline G, Pelletier JP, Martel-Pelletier J, Reliability of a quantification imaging system using magnetic resonance images to measure cartilage thickness and volume in human normal and osteoarthritic knees, OsteoArthritis and Cartilage (in press).
- [CIC02] Cicuttini FM, Wluka AE, Wang Y, Davis SR, Hankin J, Ebeling P, Compartment differences in knee cartilage volume in healthy adults, J Rheumatol 2002 ;29 :554-6.
- [PET02] Peterfy CG, Imaging of the disease process. Curr Opin Rheumatol 2002 ;14 :590-6.
- [RAY02] Raynaud JP, Pelletier JP, Beaudoin G, Berthiaume MJ, de Guise JA., Bloch DA, et al. A two-year study in osteoarthritis patients following the progression of the disease by magnetic resonance imaging using a novel quantification imaging system. Ann Rheum Disease 2002 ;61 :SAT0253 abstract.
- [BUC01] Buckland-Wright C, Bird C, Tonkin C, Hangartner T, Ritter-Hrncirik C, Cline G, Meyer J (2001): X-ray technologist's reproducibility in radiography of osteoarthritic (OA) knees for a multicentre, multinational clinical trial. Arthritis Rheum 44: S385.
- [BUR01] Burgkart R, Glaser C, Hyhlik-Durr A, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F, Magnetic resonance imaging-based assessment of cartilage loss in severe osteo-arthritis : accuracy, precision, and diagnostic value, Arthritis Rheum 2001 ;44 :2072-7.
- [CAL01] Calvo E, Palacios I, Delgado E, Ruiz-Cabello J, Hernandez P, Sanchez-Pernaute O, et al. High-resolution MRI detects cartilage swelling at the early stages of experimental osteoarthrosis. Osteoarthritis Cartilage 2001;9 :463-72.
- [CIC01] Cicuttini FM, Wluka AE, Stuckey SL, Tibial and femoral cartilage changes in knee osthoarthritis, Ann Rheum Dis 2001 ;60 :977-80.

- [CON01] Conaghan P, Edmonds J, Emery P, Genant H, Gibbon W, Klarlund M, Lassere M, McGonagle D, McQueen F, O'Connor P, Peterfy C, Shnier R, Stewart N, Ostergaard M. Magnetic resonance imaging in rheumatoid arthritis: summary of OMERACT activities, current status, and plans. *J Rheumatol.* 2001,28(5):1158-1162.
- [CHU00] Chu KC., Jordan KJ., Battista J., Van Dyk J., Rutt BK., Polyvinyl alcohol-Fricke hydrogel and cryogel : two new gel dosimetry systems with low Fe³⁺ diffusion, *Phys. Med. Biol.* 45, 2000 Jan; 955-963.
- [ECK00] Graichen H., Spinger V., Flaman T., Stammberger T., Glaser C., Englmeier K-H., Reiser M. and Eckstein F., Osteoarthritis and Cartilage, *Journal of the OsteoArthritis Research Society International*, 2000, 106-114.
- [ERI00] Eric W., Weisstein and Wolfman Research, Inc., Papoulis A. *The Fourier Integral and Its Applications*, New York : McGraw-Hill, 1962, 1996-2000.
- [GLA00] Glaser C., Eckstein F., Burgkart R., Faber S., Englmeier K-H. and Reiser M. Cartilage Loss In Patients With Severe Gonarthrosis-Quantification With a Rapid 3D Flash Water Excitation Sequence, *Institute of Diagnostic Radiology, LMU Munich, Germany*, 2000.
- [GRA00] Graichen H, Springer V, Flaman T, Stammbergert T, Glaser C, Englmeiert K-H, Reiseer M, Eckstein F, Validation of high-resolution water-excitation magnetic resonance imaging for quantitative assessment of thin cartilage layers, *Journal of OsteoArthritis Research Society International, Osteoarthritis and cartilage, Institute of anatomie, LMU Munich, Germany*, 2000.
- [BUC99] Buckland-Wright C, Wolf Frederick, Ward J Rupert, Flowers Nancy, Hayne Carol, Substantial superiority of semiflexed (MTP) views in knee osteoarthritis : A comparative radiographic study, without fluoroscopy, of sdtanding extended, semiflexed (MTP), and Schuss view, *London, May 11, 1999.*
- [REM99] Remi K.-S. Kwan, Alan C. Evans, G. Bruce Pike, *MRI Simulation-Based Evaluation of Image-Processing and Classification Methods*, *IEEE, Transaction of Medical Imaging*, Vol. 18, No 11, Nov; 1999: 1085-1097.
- [WHE99] Wealtes P O, Gerald C F, *Applied Numerical Analysis*, sixth edition, Addison Wesley, 1999, 264-282.
- [GOD98] Godbout Benoit, Kauffmann Claude, de Guise Jacques A., A Simple 2D Active Contour Model to Segment Non-Convex Objects in 3D Images, *Vision Interface `98, Comptes Rendu*, 17-20 Juin 1998, 447-450.

- [BUC95] Buckland-Wright C, Protocols for precis radio-anatomical positioning of the tibiofemoral and patellofemoral compartments of the knee, Osteoarthritis and cartilage, London, 1995
- [LEQ95] Michel Lequesne, Charles-Joel Menkès, Atlas de l'arthrose, Negma laboratories, 1995, 11-24, 55-60, 99-110.
- [ALL94] Allen D. Elster, Questions and Answers in Magnetic Resonance Imaging, Mosby, 1994, 82- 87, 106-111.
- [GIR93] J. Giron, F. Joffre, Bases physiques et évolution de l'imagerie radiologique, Masson, 1993, 1-32, 76-99, 105-110, 191-244.
- [PHI93] Phillips, Basic principles of MR imaging, 1993, 47-55.
- [GUI92] CL. Guinet, J. Grellet, Introduction à l'IRM, De la théorie à la pratique, Masson, 1992.
- [USP91] United States Patent, Method of making phantom for NMR diagnosis, Patent Number : 5,071,602, Déc. 1991.
- [AVI88] Kak, Avinash C., Principles of computerized tomographic imaging, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1998, 158-169.
- [BOU84] Bourke P., Rayleigh and Rice Noise Distributions, Site Web, Decembre 1984.
- [BUR83] Burt Peter J., Adelson Edward H., The Laplacian Pyramid as a Compact Image Code, IEEE, Transactions on communications, vol. com-31 No. 4, April 1983.
- [TOU80] Tournier M., Les familles chimiques, Centre éducatif et culturel inc., 1980, 184-185.
- [PIS80] Piskounov N., Calcul différentiel et intégral, tome II, 1980, 9^{ième} édition, Éditions Mir, Moscou, 532-534.
- [1] <http://www.vulgaris-medical.com/textg/genouana.htm>
- [2] http://www.patents.ibm.com/details?&pn=US04734097_&s_all
- [3] <http://genou.com/generalistes/generalistes.htm>
- [4] <http://mathworld.wolfram.com/NormalVector.html>
- [5] <http://mathworld.wolfram.com/Point-PlaneDistance.html>
- [6] <http://mathworld.wolfram.com/RiceDistribution.html>

[7] <http://mathworld.wolfram.com/StandardDeviation.html>