

UNIVERSITE DE TECHNOLOGIE DE COMPIEGNE

PROJET DE FIN D'ETUDE

Génie Biologique – Spécialité Biomédical

Rapport de stage

**Corrélation de la densité minérale osseuse de l'os spongieux
du fémur et du T2* chez l'enfant**

Laboratoire d'accueil : *UMR CNRS 6600 Biomécanique et Génie Biomédical*

Présenté par

Cédric SCHWARTZ

Directeur de Recherche

Isabelle CLAUDE

Année 2004 – 2005

Résumé

La maladie de Legg-Calvé-Perthes est une maladie infantile qui a pour origine une ischémie du noyau épiphysaire fémoral supérieur. Cette pathologie évolue naturellement vers la guérison mais souvent avec des déformations irréversibles de la tête fémorale. Le travail du médecin est de limiter au maximum ces complications.

L'équipe d'imagerie vasculaire et biomécanique de l'UMR CNRS 6600 à l'Université de Technologie de Compiègne souhaite créer un modèle biomécanique de la hanche de l'enfant afin de proposer au médecin un outil de pronostic de l'évolution de la maladie et ainsi l'aider dans son choix de traitement.

La création d'un modèle biomécanique implique la connaissance de la géométrie de la tête fémorale et des propriétés mécaniques des tissus qui la composent, c'est- à - dire de l'os cortical, de l'os spongieux et du cartilage. L'objet de cette étude est d'obtenir la densité minérale osseuse (DMO) de l'os spongieux à partir de la mesure du temps de relaxation transverse apparent T2*.

L'interface de deux matériaux de susceptibilité magnétique différente (l'os et la moelle) crée des inhomogénéités dans le champ magnétique ayant pour conséquence un déphasage plus rapide des protons et donc un temps de relaxation plus petit. L'idée de ce travail est de proposer une méthode permettant de corrélérer la DMO au T2* au niveau de la hanche de l'enfant.

Nous avons développé un modèle permettant de simuler en 2D et en 3D l'influence de différentes structures sur le T2*. Ces simulations nous ont conduit à appréhender les différents paramètres influant sur la valeur du T2* (l'orientation des travées, la différences de susceptibilité magnétique, ...).

Ce travail nous a permis de mettre en avant l'importance qu'il y avait à prendre en compte la présence de deux types de moelle (jaune et rouge) dans la tête fémorale de l'enfant et l'orientation des travées. La corrélation en elle-même pourra être réalisée à l'aide d'un fantôme composé de cylindres de diamètre proche de l'épaisseur des travées osseuses.

Remerciements

Sommaire

1. INTRODUCTION	2
2. SITUATION DU SUJET DE STAGE	3
2.1. LA MALADIE	3
2.2. LE PROJET HANCHE A L'UMR 6600	3
2.3. OBJECTIFS DU STAGE.....	4
3. RELATION ENTRE LE TEMPS DE RELAXATION APPARENT T2* ET LA DENSITE MINERALE OSSEUSE	6
3.1. PRINCIPE DE L'IRM	6
3.2. THEORIE SUR LE T2* :	7
3.3. LA MESURE DU PARAMETRE T2* EN PRATIQUE [16].....	10
3.3.1. <i>Les séquences ES</i>	10
3.3.2. <i>Les séquences EG</i>	10
3.3.3. <i>Le calcul du paramètre T2* [18]</i>	11
4. ETUDE DE LA VALIDITE DE LA CORRELATION T2*/DMO DANS LE CAS DE LA MALADIE DE LEGG-CALVE-PERTHES.....	12
4.1. MODELISATION DU T2* DANS LA LITTERATURE.....	12
4.2. MODELISATION	13
4.2.1. <i>Modélisation d'un empilement de sphères 3D</i>	14
4.2.2. <i>Modélisation de cylindres parallèles</i>	14
4.2.2.1. Modélisation 2D	14
4.2.2.2. Modélisation 3D	16
4.2.2.2.1. Objectif	16
4.2.2.2.2. Description globale de l'algorithme	16
4.2.2.2.3. Description des étapes principales de l'algorithme	17
Détection des contours de la structure	17
Définition de la zone d'influence de l'interface et des points de calcul.....	18
Calcul des normales à la surface d'interface	19
Calcul de la variation de champ	20
4.3. SIMULATION	21
4.3.1.1. Simulation 2D	21
4.3.1.1.1. Définition de la simulation	21
4.3.1.1.2. Résultats.....	21
Influence de l'écartement	21
Influence de l'orientation du champ (diamètre = 0,2) :	22
4.3.1.2. Simulation 3D	23
4.3.1.2.1. Choix des paramètres	23
Influence du nombre de calculs dans un voxel.....	24
Influence du gain de résolution de la grille de calcul	25
Influence de la distance d'influence	25
Influence de la résolution de l'image	26
4.3.1.2.2. Validation de l'algorithme	26
4.3.1.2.3. Définition de la simulation	27
4.3.1.2.4. Résultats.....	27
4.4. LIMITATION DE LA METHODE DE CORRELATION T2*/DMO DANS LA HANCHE	30
4.4.1. <i>Inhomogénéités du champ et présence de plusieurs tissus</i>	30
4.4.2. <i>Influence de l'orientation des travées</i>	32
5. CONCEPTION DU FANTOME	34
5.1. FANTOMES UTILISES POUR L'ANALYSE DU T2* DANS LA LITTERATURE.....	34
5.2. CONCEPTION DU FANTOME.....	35
5.2.1. <i>Les matériaux</i>	35
5.2.2. <i>La surface d'interface</i>	36
5.2.3. <i>Proposition n°1 : utilisation de billes de verres</i>	37
5.2.3.1. Description :	37
5.2.3.2. Remarques	37
5.2.4. <i>Proposition n°2 : utilisation de cylindres</i>	38

5.2.4.1.	Description :	38
5.2.4.2.	Remarque	39
5.2.5.	<i>Proposition n°3 : utilisation de matériaux de substituts osseux</i>	40
5.2.5.1.	Description.....	40
5.2.5.2.	Remarque	40
5.2.6.	<i>Conclusion</i>	40
6.	CONCLUSION ET PERSPECTIVES	42
7.	ANNEXES	44
7.1.	ANNEXE 1 : L'OS	44
7.1.1.	<i>L'os cortical</i>	44
7.1.2.	<i>L'os spongieux</i>	45
7.2.	ANNEXE 3 : DEFINITION DES PRINCIPALES STRUCTURES CRISTALLINES	47
7.2.1.	<i>Cubique simple</i>	47
7.2.2.	<i>Cubique centré</i>	47
7.2.3.	<i>Cubique à faces centrées</i>	47
7.3.	ANNEXE 3 : PRINCIPAUX SUBSTITUTS OSSEUX	49
7.3.1.	<i>Présentation [21]</i>	49
7.3.2.	<i>Synthèse des principaux substituts osseux</i>	49
7.4.	ANNEXE 4 : PROTOTYPAGE RAPIDE	51
8.	BIBLIOGRAPHIE	53

1. Introduction

En 2002, s'est monté au sein de l'équipe d'imagerie vasculaire et biomécanique de l'UMR CNRS 6600 à l'Université de Technologie de Compiègne un projet sur la maladie de Legg-Calvé-Perthes, plus communément appelée infarctus de la hanche. Ce projet a débuté avec la thèse de doctorat de Renaud Winzenrieth [18] sous la direction d'Isabelle Claude et de Marie-Christine Hobatho et en partenariat avec le Dr Guy Sebag de l'hôpital R. Debré à Paris et le Dr Marie-Christine Plancq à Amiens. Ce travail a permis de mettre en place des méthodes de visualisation de la géométrie de la hanche et de caractérisation mécanique de l'os.

Pour faire suite à cette thèse, deux sujets de master ont été mis en place en 2004. Le premier sujet concerne la création d'un modèle de croissance de l'articulation coxo-fémorale et est réalisé par Vincent Liabeuf. Le second sujet a pour but d'aider à la corrélation de la densité minérale osseuse de la tête fémorale et d'un paramètre qui peut être obtenu par IRM : le temps de relaxation transverse apparent $T2^*$; ce thème est l'objet du présent rapport. Ce stage a donc fait l'objet de mon stage de master et de mon projet de fin d'étude.

Ce rapport présentera dans un premier temps le contexte du stage et ses objectifs. Dans une seconde partie, seront détaillées les notions théoriques nécessaires à la compréhension de la suite de ce rapport, particulièrement en ce qui concerne le $T2^*$. L'étude de la validité de la corrélation $T2^*/DMO$ fera l'objet de la troisième partie. La quatrième partie concernera la conception et la réalisation du fantôme.

2. Situation du sujet de stage

2.1. La maladie

L'ostéochondrite primitive de hanche ou maladie de Legg -Perthès-Calvé (LPC) est une ischémie du noyau épiphysaire fémoral supérieur. Cette nécrose du noyau évolue spontanément vers la guérison même sans intervention médicale. La déformation de la tête fémorale et la coxarthrose sont les conséquences possibles de cette maladie et l'action du praticien vise à prévenir ou à limiter ces complications. On peut dire que, dans presque aucun cas, la tête fémorale ne sera normale après une ostéochondrite primitive de la hanche. Cependant seulement 60% des atteintes pourront poser un réel problème à l'âge adulte.

C'est une maladie du garçon de race blanche (1/2000 en Europe). En effet, cette affection est exceptionnelle dans la race noire et elle atteint 4 garçons pour une fille. L'âge moyen de survenue est 7 ans avec des extrêmes de 2 à 12 ans. L'atteinte peut être bilatérale dans 10% des cas environ mais elle est souvent asymétrique, décalée dans le temps, parfois même de plusieurs années.

Les enfants atteints ont pour la plupart un retard d'âge osseux. Cela n'a aucune conséquence sur leur taille finale et il n'existe actuellement aucune explication à ce phénomène. Cependant ce décalage présente un intérêt lorsque l'on sait que plus l'atteinte survient sur une tête fémorale gardant un fort potentiel de croissance, plus les chances de récupération et de remodelage sont importantes.

2.2. Le projet hanche à l'UMR 6600

Un des principaux problèmes rencontrés par les médecins est de réaliser, à un temps t , un pronostic fiable de l'évolution de la maladie. Ce pronostic a une grande importance car c'est lui qui va orienter le choix du traitement. De plus pour un même cas, il n'y a pas forcément consensus dans la communauté médicale sur le choix du

traitement : l'expérience et la culture médicale du médecin va influer par exemple sur son choix entre la chirurgie et la rééducation.

L'objectif de ce projet est de pouvoir, à partir de connaissances sur l'état du patient à un instant t , pronostiquer l'évolution de la maladie et donc donner au médecin un critère supplémentaire, plus objectif, pour choisir le traitement adapté. Les avantages de l'IRM et les travaux concernant son utilisation dans la détection de cette maladie ont conduit au choix de cette modalité d'imagerie pour répondre à cet objectif. Les séquences utilisées seront celles pratiquées en routine clinique pour modifier au minimum les habitudes de travail du médecin. Le but du projet est de construire un modèle biomécanique de la hanche du patient afin d'étudier les contraintes subies par l'articulation et donc prédire le futur de cette articulation dans le temps.

2.3. Objectifs du stage

Nous avons vu que pour mener à bien le projet hanche, il est nécessaire de construire un modèle biomécanique de la hanche de l'enfant. La création d'un tel modèle implique la connaissance des propriétés mécaniques des tissus présents dans la hanche c'est-à-dire de l'os cortical, de l'os spongieux et du cartilage. La connaissance de ces propriétés mécaniques n'est pas évidente et doit être obtenue à partir des informations des images IRM. Nous nous intéresserons ici à la caractérisation de l'os spongieux. Les propriétés mécaniques de l'os sont liées à sa densité minérale osseuse (DMO) et à son architecture spatiale. Il a été montré qu'il existait une relation entre la DMO et le temps de relaxation transversal en IRM [6, 11]. L'objectif de ce stage est donc d'utiliser cette propriété pour corrélérer des informations IRM à la DMO.

Pour atteindre cet objectif, on souhaite réaliser un fantôme permettant cette corrélation. Le fantôme serait utilisé de la manière suivante. La première étape est l'étalonnage du fantôme. L'acquisition scanner d'une hanche permet l'obtention de la DMO pour chaque voxel [14]. L'acquisition IRM de la même hanche avec le fantôme doit permettre par recalage des voxels de faire correspondre une DMO à une intensité du fantôme. Cette étape a pour but l'obtention d'une table de correspondance entre le

T2* obtenu par IRM et la DMO. Ensuite il suffit de réaliser les acquisitions IRM des hanches des patients avec le fantôme et d'utiliser la table de correspondance pour en déduire la DMO. Il sera évidemment nécessaire de réaliser une étude inter et intra-patients pour vérifier la stabilité d'une telle table de correspondance.

Le fantôme étant la pièce centrale de cette méthodologie, il nous a semblé nécessaire de réaliser un modèle permettant de simuler la modification de T2* qu'entraîne une structure. Cela afin d'étudier les différents paramètres influant sur la valeurs du T2* et donc de définir dans quelles conditions la corrélation DMO/T2* sera valide.

3. Relation entre le temps de relaxation apparent $T2^*$ et la densité minérale osseuse

3.1. Principe de l'IRM

Chaque noyau d'hydrogène est constitué d'un proton qui a la propriété de tourner sur lui-même. En présence d'un champ magnétique principal statique B_0 (en général 1,5T pour une IRM clinique), les protons des atomes d'hydrogènes s'alignent dans la direction de B_0 en précessant à une vitesse angulaire ω_0 donnée par l'équation de Larmor :

$$\omega_0 = \gamma * B_0 \quad \text{avec } \gamma = 2,675 \times 10^8 \text{ Hz/T le rapport gyromagnétique}$$

Si le champ magnétique est orienté suivant l'axe z, alors on obtient une composante longitudinale $M_z=M$ et une composante transversale $M_{xy}=0$. L'application d'un champ magnétique tournant B_1 perpendiculaire à B_0 permet de faire entrer en résonance le système global (la vitesse de rotation du champ B_1 doit être égale à la fréquence de Larmor). La résonance permet de faire basculer M d'un angle d'autant plus élevé que l'excitation est longue et intense.

Une fois que le système a été perturbé, il revient progressivement dans son état d'équilibre : il sagit de la relaxation. Le retour à la position d'équilibre est atteint par deux phénomènes simultanés :

- croissance de la composante longitudinale M_z
- décroissance de la composante transversale M_{xy} selon un mouvement de spirale à la vitesse ω_0 . Ce phénomène de relaxation est gouverné par les équations de Bloch :

$$M_z = M_0(1 - e^{-t/T1}) \quad \text{et} \quad M_{xy} = M_0 e^{-t/T2}$$

Avec $T1$ (temps de relaxation spin-réseau) et $T2$ (temps de relaxation spin-spin) étant les temps caractéristiques de récupération pour respectivement M_z et M_{xy} .

3.2. Théorie sur le T2* :

L'IRM donne des informations structurelles et densitométriques de l'os. En IRM conventionnelle, l'os minéral ne donne pas de signal ; cependant des informations concernant sa structure peuvent être obtenues par visualisation de la moelle qui l'entoure. Deux approches ont été envisagées :

- la mesure du T2* (qui va être présentée par la suite).
- l'IRM haute résolution, solution que nous n'avons pas retenue car difficilement utilisable en routine clinique.

Différents tissus comme l'os spongieux (annexe 1) et la moelle osseuse sont caractérisés par des susceptibilités magnétiques différentes entraînant des modifications locales de champ à leur interface. Ces inhomogénéités dans le champ sont responsables d'une vitesse de relaxation plus rapide.

L'inverse du temps de relaxation transversal apparent T2* est en effet composé de deux termes. Le premier terme provient de la décroissance naturelle du T2 due aux inhomogénéités dans le tissu alors que le second terme T2' a pour origine les autres inhomogénéités du champ (par exemple le champ B_0 n'est jamais parfaitement homogène).

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'}$$

Ici la différence de susceptibilité est à l'origine d'une autre inhomogénéité. En effet les charges surfaciques induisent des gradients de champ entraînant la diffusion des protons et donc le déphasage de la magnétisation transverse.

Lorsqu'un matériau de susceptibilité χ (sans dimension) est placé dans un champ magnétique homogène, la magnétisation induite vérifie l'équation :

$\mathbf{M} = \chi \mathbf{H}$ avec \mathbf{M} la magnétisation macroscopique (A/m) et \mathbf{H} le champ magnétique (A/m).

Le flux de densité magnétique B (T) est défini par :

$\mathbf{B} = \mu \mathbf{H} = \mu_0 \mu_r \mathbf{H} = \mu_0 (1 + \chi) \mathbf{H}$ avec μ la perméabilité (H/m), μ_0 la perméabilité du vide ($4\pi \cdot 10^{-7}$ H/m) et μ_r la perméabilité relative (sans dimension).

Alors que dans un matériau isotropique, les dipôles magnétiques s'annulent, dans l'os spongieux, les dipôles qui n'ont pas été compensés créent une densité de charge surfacique σ à l'interface des deux milieux (os – moelle) tel que :

$\sigma = \Delta\chi \cdot \mathbf{H}_0 \cdot \mathbf{n}$ avec \mathbf{H}_0 le champ magnétique appliqué, $\Delta\chi$ la différence de susceptibilité entre l'os spongieux et la moelle osseuse ($\Delta\chi = \chi_{\text{bone}} - \chi_{\text{marrow}}$) et \mathbf{n} est le vecteur normal à la surface d'interface.

Le champ magnétique supplémentaire résultant de ces charges magnétiques à l'interface au point r est donné par :

$$B_i(r) = \mu H_i(r) = \iint dS' \left(\frac{\mu \sigma(r - r')}{|r - r'|^3} \right)$$

L'intégration est réalisée sur toute la surface d'interface, $r - r'$ est le vecteur allant du point de l'espace pour lequel on calcule la variation de champ et le point de l'interface des deux matériaux.

On adopte ensuite la définition suivante pour R_2' :

$$\frac{1}{T_2'} = R_2' = \frac{\gamma \Delta B_{i_2}}{2}$$

Il a été montré dans de nombreuses études que le temps de relaxation transverse apparent $T2^*$ diminuait au niveau de l'os trabéculaire [3, 6, 19]. On a vu que cette diminution est due aux différences de susceptibilité aux interfaces entre les

travées et la moelle. Il a été, par contre, montré que les valeurs de T1 et T2 n'étaient pas modifiées par ces différences de susceptibilité [11].

La valeur du T2* évolue avec la DMO. En effet plus la densité sera grande, moins le champ sera homogène et par conséquent plus la valeur du T2* va diminuer [3,10]. L'organisation spatiale des travées influe aussi sur la valeur du T2* [3, 10]. On peut donc observer des variations importantes de la valeur de T2* pour une même DMO [5]. Cependant si l'on se place dans le cas de sujets non pathologiques, on peut supposer que l'organisation spatiale des travées est identique. Il faudra tout de même faire attention que, chez l'enfant l'os est encore en croissance et donc que l'os subit encore des modifications importantes. L'influence de ces deux paramètres (DMO et organisation spatiale) n'est pas séparable par une mesure seule du T2* [4] ; l'utilisation d'une modalité d'imagerie supplémentaire est nécessaire. La valeur du T2* ne pourra donc pas être considérée comme un prédicteur de force absolu [3].

Voici, pour résumer, les paramètres influant sur le temps de relaxation [16] :

- dépendance avec la résolution de l'image : le temps de relaxation est indépendant de la résolution tant que la taille du pixel est supérieur à la distance inter-travée. Pour des pixels de taille inférieure, le temps de relaxation décroît avec la taille du pixel.
- dépendance avec la différence de susceptibilité magnétique : le temps de relaxation dépend de la composition des deux matériaux en interface.
- dépendance avec l'orientation par rapport au champ principal : le temps de relaxation dépend fortement de l'orientation de l'interface par rapport au champ. Cette relation suit une loi en $\sin^2\theta$, avec θ l'angle entre la travée et le champ.
- dépendance avec la DMO : le temps de relaxation diminue avec la DMO.
- dépendance avec l'organisation spatiale (à DMO constante) : le temps de relaxation dépend du rapport entre l'épaisseur des travées et de la distance inter-travée et pas de ces deux paramètres indépendamment.

3.3. La mesure du paramètre $T2^*$ en pratique [16]

La mesure du $T2^*$ n'est pas directe. En effet le $T2^*$ est le temps de relaxation transversal apparent, il faut donc plusieurs acquisitions pour pouvoir estimer la courbe de décroissance de l'intensité du signal et en déduire le $T2^*$. Il existe deux grandes familles de séquence d'acquisition pour la mesure du $T2^*$: les séquences de type écho de spin (ES) et celles de type écho de gradient (EG).

3.3.1. Les séquences ES

Ce sont des variantes de la séquence de base en écho de spin qui sont utilisées pour la mesure du $T2^*$. Ces séquences sont de type ASE (Asymétrique Spin Echo). Dans ce type de séquence, l'impulsion radio fréquence (RF) de 180° est décalée d'un temps τ (offset) par rapport au temps $Te/2$ ($Te/2$ étant l'emplacement classique de cette impulsion RF dans les séquences en écho de spin). Cet offset introduit une décroissance de l'intensité du signal par rapport au signal pour $\tau=0$. Cette diminution est bien sûr la conséquence du déphasage transverse des spins dû aux inhomogénéités magnétiques.

La vitesse de décroissance de la courbe d'intensité produite par la séquence ASE n'est pas directement liée au $T2^*$. En fait, elle dépend de la vitesse de relaxation ASE ($1/T2'$).

3.3.2. Les séquences EG

Les séquences les plus utilisées pour la mesure du $T2^*$ sont les séquences de type GRASS (séquence en écho de gradient avec état d'équilibre de l'aimantation transversale résiduelle par l'utilisation d'un gradient de rephasage).

3.3.3. Le calcul du paramètre T2* [18]

L'acquisition IRM du tissu osseux avec l'une des deux séquences présentées précédemment permet d'avoir accès à la courbe de décroissance du signal. Il est alors possible de déterminer la valeur du T2* pour une région d'intérêt ou même un pixel.

Cette courbe de décroissance peut être approximée comme une fonction décroissance de type monoexponentielle dont l'équation est :

$$I(Te) = I_0 e^{-\frac{Te}{T2^*}}$$

avec $I(Te)$ l'intensité de la région d'intérêt (ou du pixel) au temps Te et I_0 la valeur de l'intensité de la région d'intérêt (ou du pixel) au premier temps d'acquisition.

On a alors :

$$T2^* = \frac{Te}{\ln(I_0) - \ln(I(Te))}$$

Cette méthode de calcul du T2* n'est applicable que pour les séquences de type GRASS. Pour les séquences de type ASE (voir plus haut), la mesure du T2* n'est pas donnée directement mais il est nécessaire de calculer le temps de relaxation ASE (T2'). Ce temps T2* est, lui, déterminé en utilisant cette même méthode.

4. Etude de la validité de la corrélation T2*/DMO dans le cas de la maladie de Legg-Calvé-Perthes

Afin d'étudier la validité de la corrélation T2*/DMO, il nous a semblé utile de développer un outil de simulation de la variation de T2*. Cet outil a pour but d'évaluer l'influence de différents paramètres sur la valeur du T2*. Il sera ensuite possible de savoir quelles réalités anatomiques peuvent influer sur la corrélation, ou la fausser.

4.1. Modélisation du T2* dans la littérature

De nombreux modèles ont été proposés pour étudier l'évolution du T2* en fonction de différents paramètres.

Le premier modèle a été développé par S. Majumdar [11] en 1991. Il consiste en un pixel 2D constitué d'un matériau qui simule la moelle et de points circulaires de susceptibilité magnétique différente afin de simuler l'os. Il est possible dans cette simulation de faire varier les susceptibilités magnétiques des deux matériaux, le nombre de points circulaires (afin de simuler la densité minérale osseuse), et leur répartition dans le pixel. Les points de calculs sont répartis de manière aléatoire dans le milieu mou afin de ne pas introduire de biais d'origine géométrique. Dans cette modélisation, les spins sont supposés être fixes, c'est-à-dire la diffusion des spins n'a pas été modélisée. Ce travail a permis de montrer que la densité et la géométrie de l'os devait avoir une influence sur la valeur de T2*. Engelke [4] a utilisé le même modèle en 1994 pour comparer des valeurs de T2* obtenues par simulation et sur des fantômes. Le but était d'étudier l'impact de la structure de l'os trabéculaire sur le T2*. Pour cela des acquisitions sur des fantômes ayant des structures différentes ont été réalisées. Les fantômes sont constitués de fils de polyéthylène parallèles qui sont tendus entre deux supports. Différentes épaisseurs de fils ainsi que différentes configurations de fils ont été testées. Une simulation numérique en 2D de ces

fantômes a été réalisée en parallèle. Une bonne corrélation entre les résultats théoriques et expérimentaux a été obtenue.

Ce modèle, même s'il a apporté des réponses sur l'évolution du T2*, ne permet pas de modéliser de manière satisfaisante l'os spongieux. C'est pourquoi Ford [5] a proposé en 1993 un modèle 3D. L'os trabéculaire est modélisé par un réseau de segments perpendiculaires afin de reproduire les cavités de l'os spongieux. Ce modèle permet l'estimation de l'histogramme du champ magnétique à l'intérieur d'une cellule de réseau dont les caractéristiques géométriques sont paramétrables. Le champ a été calculé à partir des charges surfaciques induites sur les contours des segments du réseau. Le modèle permet de montrer qu'à densité constante, des modifications géométriques du réseau peuvent avoir pour conséquence des évolutions significatives du T2*.

En 1999, Hwang [7, 8] a mis en place un algorithme permettant de calculer le T2* créé par une structure quelconque. En pratique, il utilisait des images micro-IRM de l'os spongieux. Le champ magnétique induit par la différence de susceptibilité entre l'os et la moelle osseuse a été simulé à l'aide d'un modèle de charges magnétiques surfaciques obtenues grâce à des images d'échantillons d'os spongieux de résolutions 78 et 63 μ m. Le champ prédit a été comparé aux valeurs obtenues à partir de cartes de champ 2D et 3D (séquence de type spin echo). Les auteurs ont aussi pu obtenir la susceptibilité magnétique de l'os. Le modèle de surface de l'os a été généré par un algorithme de triangulation. Un filtre médian 3*3 a été utilisé avant la triangulation. Une bonne corrélation entre les résultats théoriques et expérimentaux a été obtenue.

4.2. Modélisation

Nous avons choisi d'étudier plusieurs types de modélisation. Les principales différences entre ces modélisations sont le degré de liberté dans le choix de la structure étudiée (forme libre ou pré-déterminée) et la dimension de modélisation (2D ou 3D). Le choix des formes modélisées est directement lié aux types de fantômes que nous avons étudiés. Cette étude fait l'objet de la partie suivante de ce rapport.

4.2.1. Modélisation d'un empilement de sphères 3D

Il était trop compliqué de modéliser une structure où les billes auraient été placées aléatoirement (puis de simuler le tassemement). Pour simplifier le modèle, les billes seront placées suivant une structure cubique centrée. En effet il s'agit de la structure ayant la compacité la plus voisine de celle recherchée (0,68 contre 0,64 pour la RCP). Pour la simulation nous avons pris un cube de 10mm de côté que l'on remplit de billes de rayon identique.

La modélisation a été réalisée sous Matlab. Les paramètres d'entrée étaient :

- la précision du maillage des sphères
- le rapport entre le diamètre des sphères et la longueur d'une arête du volume
- le nombre de points de calcul
- la différence de susceptibilité

Nous avons fait des essais de simulations et nous n'obtenons des résultats que pour un nombre de sphères petit car sinon les temps de calcul sont trop importants. Comme nous ne réalisions pas ce fantôme nous n'avons pas chercher à optimiser l'algorithme.

4.2.2. Modélisation de cylindres parallèles

4.2.2.1. *Modélisation 2D*

Pour simuler l'influence des cylindres, nous avons choisi de travailler, dans un premier temps, en 2D pour limiter les temps de calcul. Cette simulation a été réalisée entièrement sous Matlab. En 2D, les cylindres étaient modélisés par des cercles.

Comme le but de ces simulations est de trouver la ou les configurations répondant le mieux à notre problème (établir une corrélation entre la DMO et le T2*), il est possible de choisir le nombre de cercles et leurs positions. La répartition peut être aussi bien uniforme qu'aléatoire. La répartition des cercles se fait par le choix de la

position de leur centre dans la région d'intérêt. Cependant, dans cette modélisation tous les cercles ont le même diamètre (figure 1).

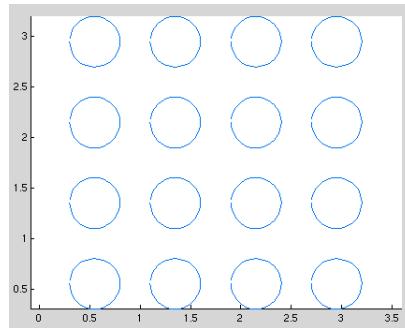


Figure 1 - Exemple de répartition uniforme de 16 cercles

Les cercles sont modélisés par un ensemble de points de leur contour. Ce nombre de points peut être choisi par l'utilisateur (en général égal à 20). Plus celui-ci sera élevé, plus le calcul sera précis mais le temps de calcul augmentera aussi. Ce sont ces points qui constitueront les points de calculs de la surface d'interface.

Le milieu mou est lui aussi discréteisé : l'utilisateur choisit le nombre de points du milieu où il veut évaluer la variation de T_2^* (en général 10 000). Ces points sont placés de manière aléatoire dans l'espace (mais en dehors des cercles car l'os ne participe pas au signal IRM) afin de pas favoriser une géométrie (figure 2).

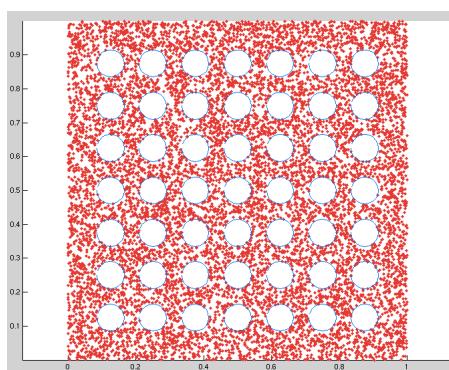


Figure 2 - Placement aléatoire des points de calcul (en rouge) dans le tissu mou

L'équation permettant d'obtenir la variation de champ :

$$B_i(r) = \mu H_i(r) = \iint dS' \left(\frac{\mu \sigma(r - r')}{|r - r'|^3} \right)$$

peut donc être réécrite de la manière suivante :

$$B_i(r) = \sum_{\text{cercles pt cercle}} \sum_{r'} S' \left(\frac{\mu \sigma(r - r')}{|r - r'|^3} \right) \quad \text{avec : } S' = \frac{\pi \cdot d}{n}$$

où d est le diamètre des cercles et n le nombre de points ayant servi à discréteriser le cercle.

Il est aussi possible de choisir la différence de susceptibilité magnétique entre les deux matériaux (entre l'os et la moelle jaune : 3ppm en SI).

En résumé ce code permet de simuler :

- la variation de l'épaisseur des travées osseuses en choisissant le diamètre des cercles.
- la DMO en jouant sur le nombre de cercles et leur diamètre.
- l'organisation spatiale en choisissant la position des cercles.
- les matériaux en présence (os/moelle jaune, os/moelle rouge) en faisant varier la différence de susceptibilité magnétique.

4.2.2.2. Modélisation 3D

4.2.2.2.1. Objectif

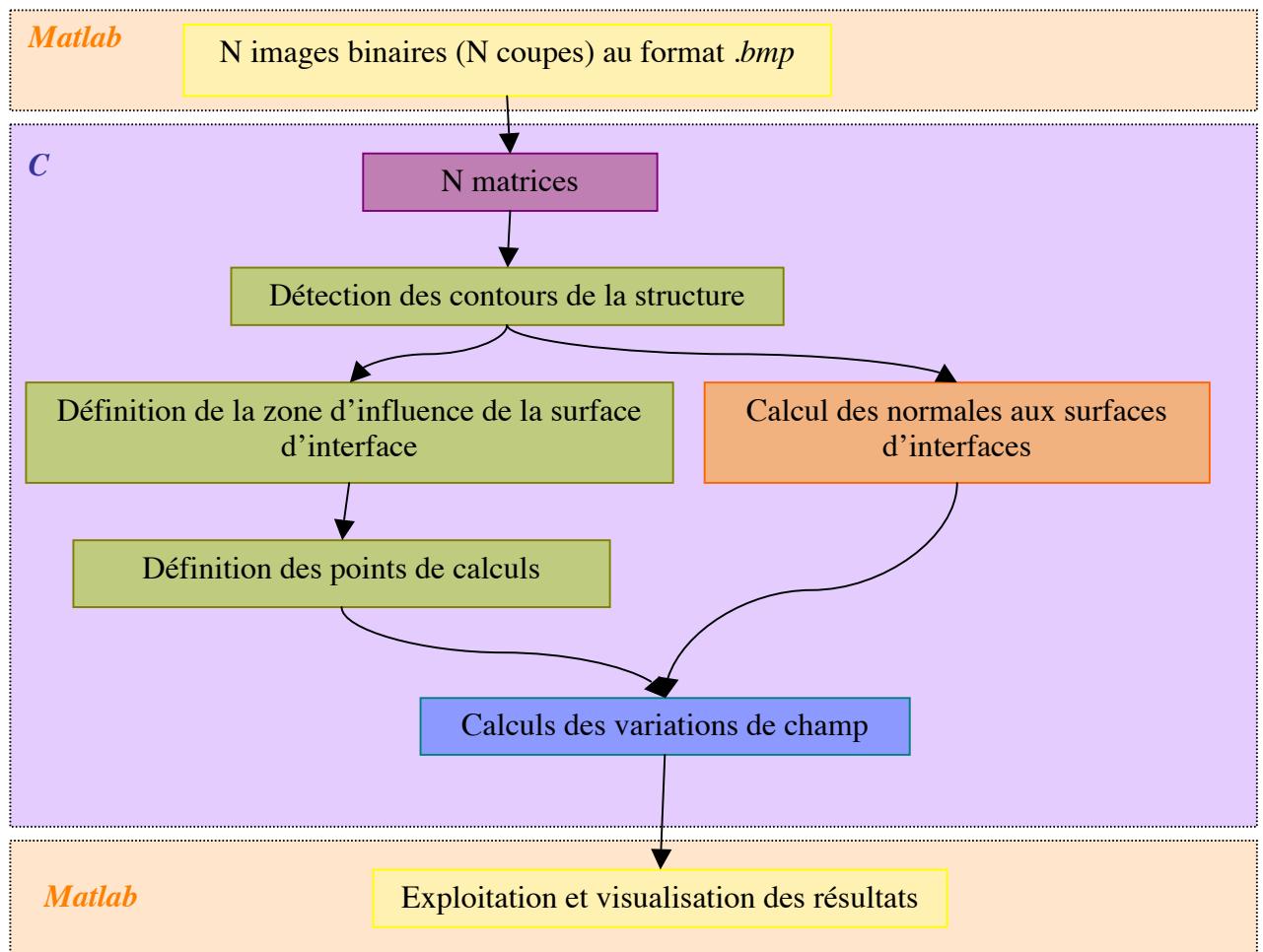
Dans un second temps, nous avons mis en place un code travaillant en 3D prenant n'importe quelle structure en paramètre (et plus que des cylindres). Nous allons donc pouvoir utiliser directement les plans des fantômes comme paramètre d'entrée.

Contrairement à Hwang [7] qui a choisi de triangulariser ces structures nous avons choisi de représenter l'espace par des voxels. Ce choix entraîne une perte de précision dans les calculs mais a l'avantage de simplifier les algorithmes.

4.2.2.2.2. Description globale de l'algorithme

En entrée nous avons des images binaires de format .bmp qui sont converties sous forme de matrices. Ensuite il est nécessaire de déterminer différentes zones dans les matrices : la surface d'interface, les points de calculs, les points qui ne subissent pas de variations de champ. Il faut aussi calculer les normales à la surface d'interface. Ces

processus sont réalisés à l'aide d'un programme en C. L'exploitation et la visualisation des résultats se font sous Matlab.



4.2.2.2.3. Description des étapes principales de l'algorithme

Détection des contours de la structure

En entrée l'algorithme prend une image binaire, le tissu mou étant représenté par des 0 et le tissu solide par des 1. Comme les variations de champ sont dues à la surface d'interface entre les deux tissus, il est nécessaire de détecter celle-ci.

L'algorithme de détection du contour est le suivant :

```

Pour tous les voxels de l'image
  Si le voxel vaut 1
    Si il existe au moins un voxel à 0 adjacent dans le sens de la 6-connexité alors le voxel est mis à 2.
  Fin si
Fin pour
  
```

Les contours de la structure sont donc représentés par des 2 dans la matrice de travail.

Définition de la zone d'influence de l'interface et des points de calcul

La variation dans le champ magnétique est proportionnelle à l'inverse du carré de la distance entre le point de calcul et l'interface. Toutes les interfaces ne participent donc pas de manière significative aux variations de champs en tous les points de la moelle. Les voxels qui se trouvent en dehors de toutes les zones d'influence sont mis à -2 dans la matrice de travail. La valeur de variation de champ associé à ces voxels dans la matrice résultat sera égale à 0 (schéma 1).

Pour tous les voxels du tissu mou

Si il existe une surface (voxel égal à 2) à une distance inférieure ou égale à la zone d'influence, le voxel reste à 0

Sinon le voxel est mis à -2

Fin si

Fin pour

-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1

Schéma 1 - La distance d'influence est égale à 2 dans cet exemple. Matrice de travail : en noir (1 : la structure, 2 : l'interface) la structure solide ; en orange (0) le tissu mou dans la zone d'influence ; en gris (-2) le tissu mou hors de la surface d'influence

Il est donc possible de calculer la variation de champ en un point en ne prenant en compte que les interfaces proches (schéma 2). L'utilisateur peut choisir cette distance.

Plus la distance sera grande, plus le calcul sera précis, dans le sens où il prendra en compte une surface plus importante, mais le temps de calcul sera rallongé.

-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	-1	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	0	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	-2	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	-2	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	-2	0	2	1	1	1
-2	-2	-2	-2	-2	0	2	1	1	1

Schéma 2 - La distance d'influence est supposée inférieure à $2\sqrt{2}$ dans cet exemple. Matrice de travail : en rouge les points de calcul ; en gris les points de l'interface qui vont servir pour le calcul du champ du point de calcul correspondant ; en noir les points de la structure ne servant pas dans le calcul des variations de champ

Il est aussi possible de choisir la proportion de voxels (proportion par rapport au nombre de voxels de tissu mou) pour lesquels on souhaite effectuer le calcul du champ. Le champ pour les autres voxels sera estimé grâce aux valeurs des n-voxels où l'on aura calculé les champs les plus proches. n est une valeur choisie par l'utilisateur. Si la proportion est différente de 1 alors les points de calculs sont placés aléatoirement dans l'espace (mais toujours dans le tissu mou).

Calcul des normales à la surface d'interface

Pour calculer les variations de champ, il est nécessaire de connaître les normales aux différents points de la surface d'interface. Comme nous avons choisi de travailler sur des voxels, il n'est pas possible de calculer directement une normale comme cela aurait été possible après une triangulation. Il est nécessaire de prendre en compte les positions relatives des autres voxels de surface voisins pour avoir une estimation de la normale.

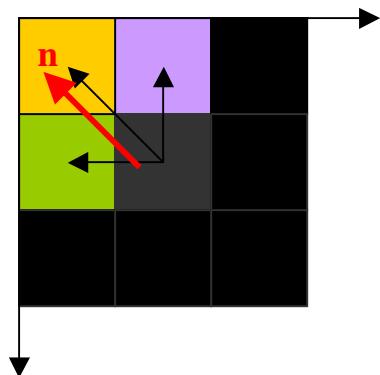
Voici l'algorithme utilisé :

```

Vecteur_normal = [0 0 0]
Pour tous les voxels de la 26-connexité
    Si le voxel est à 0, Vecteur_normal = Vecteur_normal + vecteur(voxel_central
    / voxel_exploré)
    Fin si
Fin pour
Normalisation de Vecteur_normal

```

Voici un exemple de l'algorithme en 2D :



On cherche à calculer la normal au niveau du pixel gris. Il existe 3 pixels de tissu mou dans son voisinage. Nous avons donc

$$\text{Vecteur_normal} = [-1 ; 0] + [-1 ; -1] + [0 ; -1] = [-2 ; -2]$$

D'où en normalisant :

$$\text{Vecteur_normal} = [-1/\sqrt{2} ; -1/\sqrt{2}]$$

Calcul de la variation de champ

Le calcul des variations de champ se fait en chacun des points dans la zone d'influence d'une surface d'interface. Sinon la variation de champ est égale à 0. Nous avons donc :

```

Pour tous les points du tissu mou
    Si point de calcul dans la zone d'influence d'une surface (point=-1)
        Variation_champ = somme des contributions des voxels d'interface de
        la zone d'influence
    Sinon Variation_champ = 0
    Fin si
    Si point dans la zone d'influence mais pas de calcul (point=0)
        Variation_champ = moyenne des variations de champ des n-points de
        calculs les plus proches
    Fin si
Fin pour

```

4.3. Simulation

4.3.1.1. Simulation 2D

4.3.1.1.1. Définition de la simulation

Dans la simulation, le modèle est composé de 16 cylindres de même diamètre (figure 6).

Il est possible de faire varier 3 paramètres :

- le diamètre des cylindres
- l'écartement des cylindres
- l'orientation du champ magnétique principal

Pour cette simulation nous avons choisi les valeurs de paramètres suivantes :

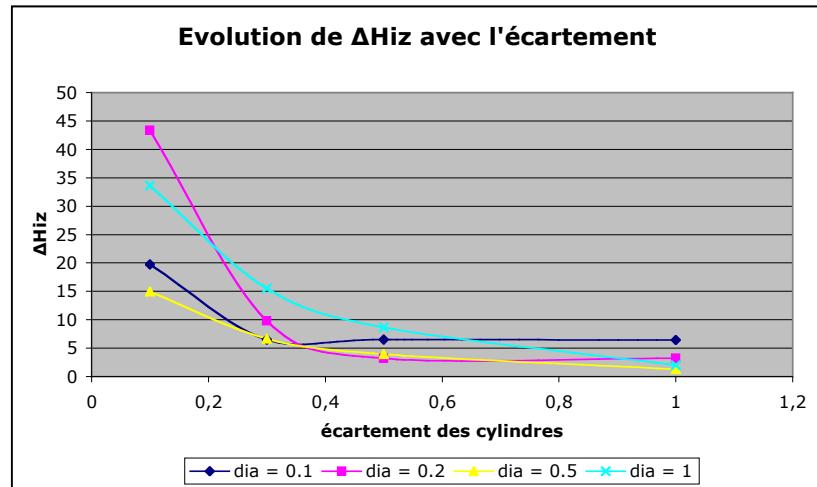
- diamètre des cylindres : 0.1 , 0.2 , 0.5 et 1
- écartement des cylindres : 0.1 , 0.3 , 0.5 et 1
- orientation du champ : perpendiculaire à l'axe principal des cylindres et suivant un angle de 45°.

4.3.1.1.2. Résultats

Les valeurs de ΔH_{iz} obtenues suite à la simulation sont proportionnelles à une constante près aux valeurs réelles des ΔH_{iz} . Dans l'exposé, on présentera les valeurs issues directement de la simulation.

Influence de l'écartement

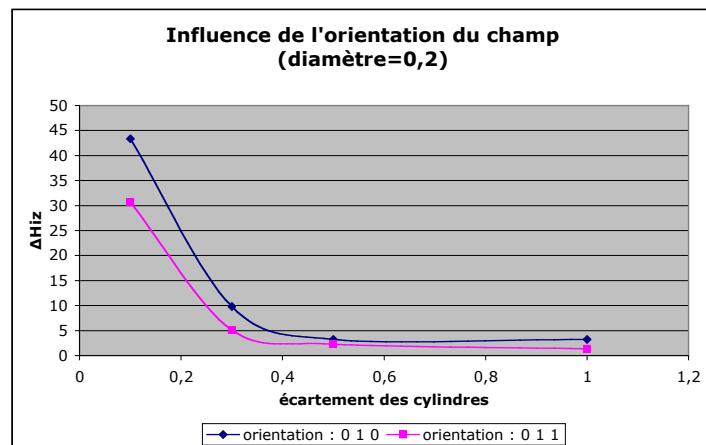
On remarque (graphe 1) que plus les cylindres sont écartés, plus le ΔH_{iz} est faible et tend vers 0. En effet quand l'espacement augmente, le rapport verre/huile diminue. Le milieu devient de plus en plus homogène. Il est donc logique que ΔH_{iz} tende vers 0. Nous remarquons par ailleurs que la courbe décroît rapidement. Lors de la réalisation du fantôme il faudra choisir précisément l'écartement des cylindres car sinon le signal sera identique dans les différentes parties du fantôme.



graphe 1

Influence de l'orientation du champ (diamètre = 0,2) :

L'orientation du champ n'influence pas sur l'allure des courbes (graphe 2). Cependant on remarque que si le champ n'est pas perpendiculaire aux cylindres le ΔH_{iZ} est plus faible. Nous avons donc tout intérêt lors de l'exploitation du fantôme à placer le fantôme perpendiculairement au champ.



graphe 2

4.3.1.2. Simulation 3D

4.3.1.2.1. Choix des paramètres

Le programme tel qu'il est conçu permet à l'utilisateur de choisir la valeur de différents paramètres qui vont influer sur le temps de calcul et/ou la précision du résultat c'est-à-dire de la valeur du T2* :

- proportion du tissu mou où les calculs du T2* vont être réalisés
- nombre de points de calcul dans chaque voxel pour lequel on a choisi de faire un calcul du T2* (voxel = -1)
- résolution de la grille des points de calcul dans un voxel (gain de résolution par rapport à la grille définie par les voxels de l'image)

Nous étudierons aussi l'influence de la résolution de l'image sur la valeur moyenne du T2*. En effet Selby [16] a montré que la résolution de l'image avait un impact sur la valeur du T2*.

Pour réaliser ces tests préliminaires nous nous appuierons sur la structure suivante (schéma 3) avec 3 résolutions :

- structure 1 : 10*10 pixels
- structure 2 : 20*20 pixels
- structure 3 : 40*40 pixels

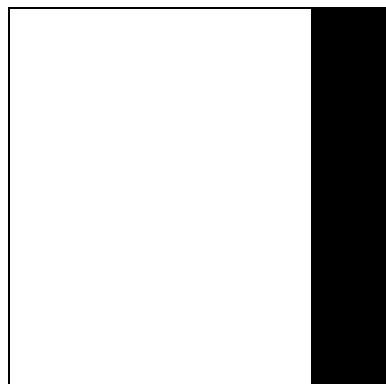
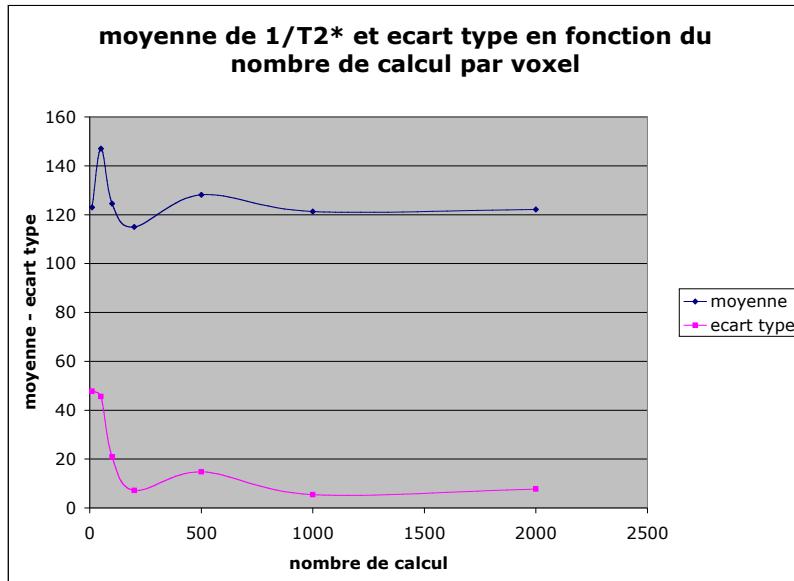


Schéma 3 : vue de dessus de la structure

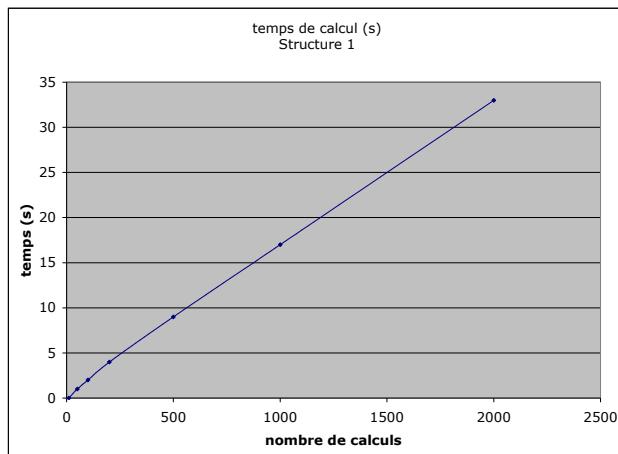
Influence du nombre de calculs dans un voxel

Nous remarquons (graphe 3) que pour un nombre faible de calculs par voxel l'écart type des résultats moyens est important. Nous observons un plateau à partir de 1000 itérations. Nous choisirons donc cette valeur.



graphe 3

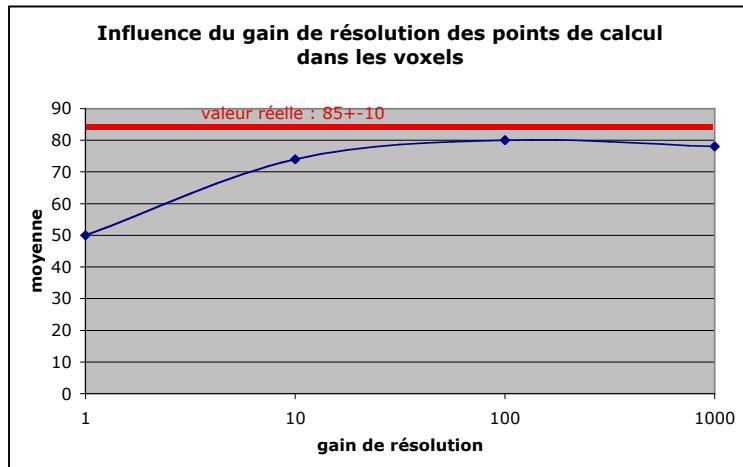
En effet pour un nombre d'itération plus important la précision n'augmente pas contrairement au temps de calcul (graphe 4).



graphe 4

Influence du gain de résolution de la grille de calcul

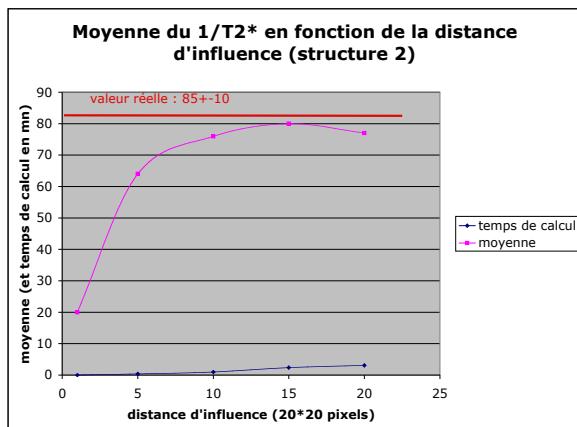
Le gain de résolution de la grille de calcul influe sur la précision du calcul et pas de manière significative sur le temps de calcul. Nous remarquons (graphe 5) qu'un gain de 100 est suffisant pour obtenir une précision optimale.



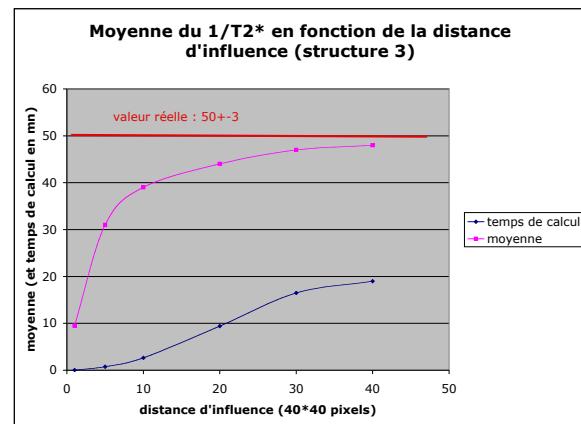
graphe 5

Influence de la distance d'influence

Nous observons (graphes 6 et 7) que si nous réduisons la distance d'influence des interfaces, le temps de calcul diminue. Cependant la précision diminue elle aussi de manière significative.



graphe 6



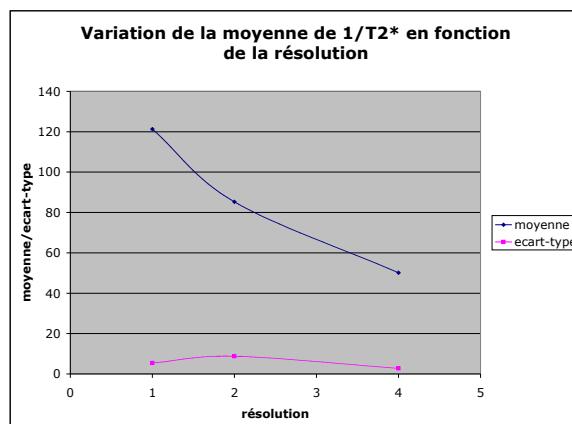
graphe 7

Pour la structure 1 il est nécessaire d'avoir une distance égale à 15 alors que pour la structure 2 cette distance doit valoir 30. Cela implique qu'il n'existe pas une distance valable pour toutes les résolutions mais que le choix de la distance d'influence doit prendre en compte la résolution de l'image. Evidemment le choix d'une distance d'influence supérieure à la résolution de l'image n'apporterait que du temps de calcul et pas d'amélioration de la précision du résultat.

Ce test pose aussi le problème d'artéfacts de bords. En effet la distance d'influence ne semble pas négligeable par rapport à la taille de l'image.

Influence de la résolution de l'image

Comme observé par Selby, nous observons (graphe 8) que la résolution de l'image influe sur la valeur de $T2^*$. Ceci a pour conséquence qu'il faudra réaliser nos simulations sur des structures ayant la même résolution que celle proposée par l'IRM.



graphe 8

4.3.1.2.2. Validation de l'algorithme

Pour valider l'algorithme, il serait nécessaire de simuler des structures réelles et de comparer le résultat avec le $T2^*$ obtenu par IRM. Nous aurions souhaité tester notre simulation grâce à deux types de structures :

- les fantômes
- des échantillons osseux de DMO différentes. La structure de ceux-ci peut-être obtenue à l'aide d'un micro-scanner.

Malheureusement, la séquence IRM n'a pas pu être installée à temps pour nous permettre de réaliser des acquisitions et nous n'avons pas encore reçu les images micro-scanner des échantillons osseux. Nous n'avons donc pu que réaliser les simulations théoriques de nos fantômes. Nous présentons ensuite le protocole qui était prévu pour valider l'algorithme.

L'algorithme prend en entrée une image binaire. Les plans des fantômes sont déjà des images binaires. Par contre les images micro-scanner sont en niveaux de gris. Il convient donc de binariser les images. Avant de réaliser cette étape nous allons pré-traiter l'image. On applique un filtre médian 3×3 à l'image pour limiter le bruit. La binarisation de l'image va se faire par seuillage. Enfin on supposera qu'il n'existe pas d'ilot de travées. Tous les points isolés à 1 (os) seront donc mis à 0 (moelle osseuse). L'image obtenue sert alors d'entrée à notre simulation.

Les échantillon osseux sont mis dans l'huile quelques jours avant les acquisitions afin d'être sûr que tous les pores soient remplis et ainsi éviter des déformations du champ par des bulles d'air. Les fantômes sont placés directement dans une cuve remplie d'huile.

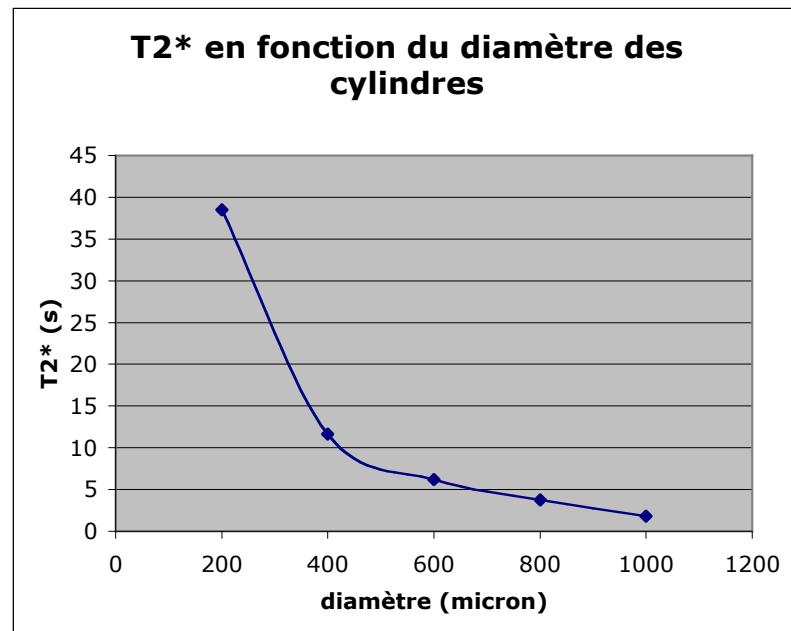
4.3.1.2.3. Définition de la simulation

Nous avons choisi de simuler 5 unités (diamètre des cylindres égal à : 200, 400, 600, 800 et 1000 microns). Comme nous souhaitions travailler avec une résolution proche de l'IRM, la coupe d'un cylindre aurait dû être représenté par un pixel. Mais comme notre algorithme ignore les pixels isolés, les coupes de cylindres seront modélisées par 4 pixels. Nous adaptons la dimension de l'image ($a \times a$) pour avoir :

$$2/a = \text{diamètre}/d \quad \text{avec } d \text{ la largeur du fantôme (ici 2,7 cm).}$$

4.3.1.2.4. Résultats

Nous avons simulé des fantômes ayant des cylindres de diamètres différents. Nous observons (graphique 9) que l'augmentation du diamètre entraîne une augmentation du T2*. Cela correspond au résultat que l'on attendait, car lorsque le diamètre des cylindres augmente, le milieu devient moins homogène. Cela correspond à une augmentation de la densité minérale osseuse.



graphe 9

Il est possible de visualiser cette évolution (figure 3) :

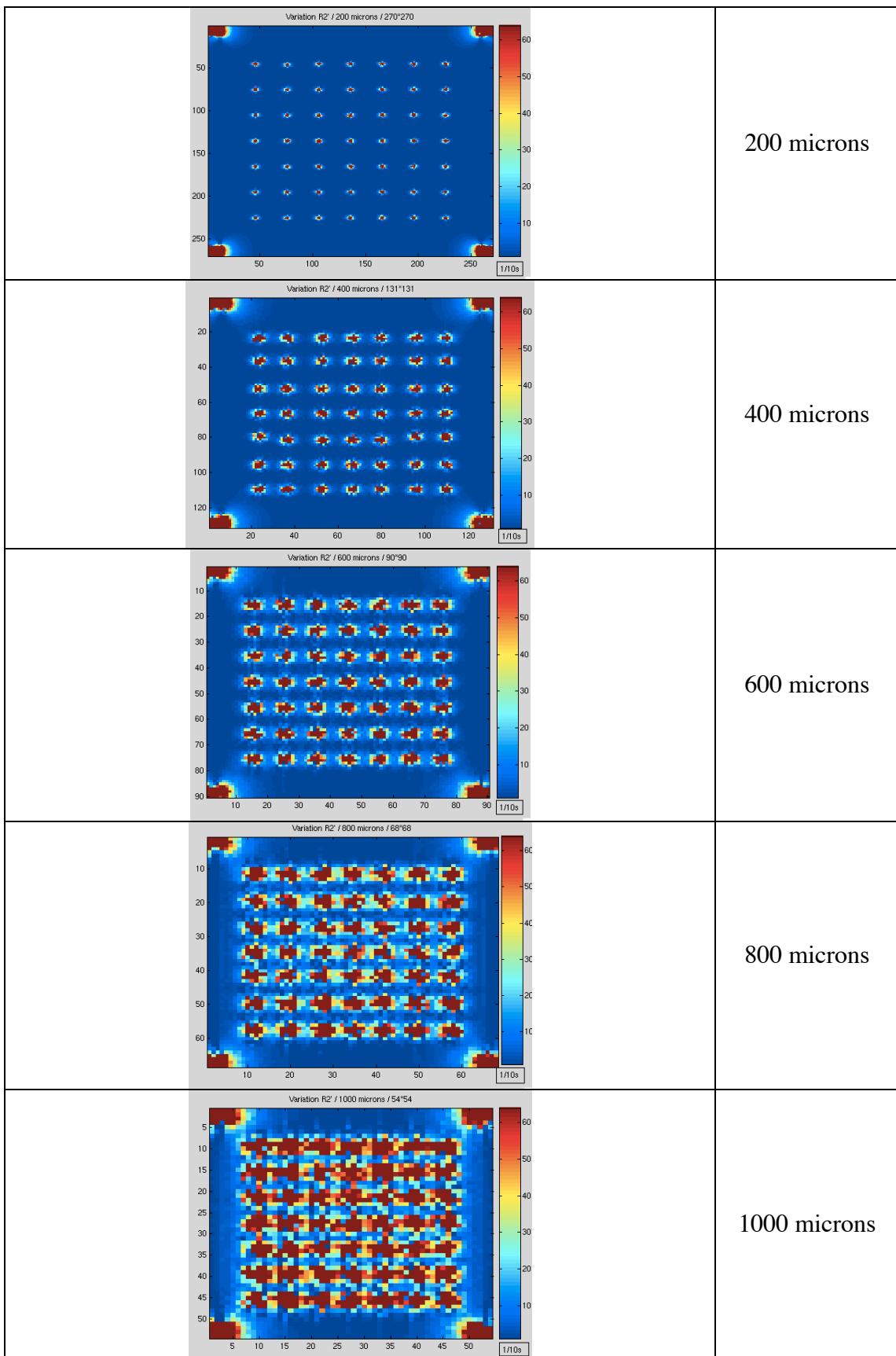


Figure 3 – Carte de $1/T2'$ pour différents diamètres de cylindres

4.4. Limitation de la méthode de corrélation T2*/DMO dans la hanche

Le choix d'utiliser la mesure du T2* pour obtenir une information sur la densité minérale osseuse (DMO) pose plusieurs problèmes. En effet plusieurs complications, voir limitations apparaissent.

4.4.1. Inhomogénéités du champ et présence de plusieurs tissus

La séquence d'écho de gradient permet d'accéder à la carte de T2* d'une coupe (ou de coupes) de la hanche. Or la définition du T2* est la suivante :

$$1/T2^* = 1/T2 + 1/T2'$$

1/T2 étant la contribution due à la nature du tissu, et 1/T2' aux inhomogénéités du champ (aussi bien dues aux interfaces os/moelle, qu'au matériel). On peut donc écrire que :

$$1/T2^* = 1/T2 + 1/T2'_{\text{mat}} + 1/T2'_{\text{interface}}$$

On peut supposer que les inhomogénéités dues au champ sont constantes dans toute la région d'intérêt. Cette composante rajoute donc, si cette hypothèse est vérifiée, un même offset à toutes les valeurs de T2* que l'on mesure et cela quel que soit le tissu.

La connaissance du bruit dans l'IRM permettrait d'éliminer ce paramètre. Il serait cependant intéressant de vérifier au préalable que ce paramètre a une réelle influence sur le T2*.

Le terme 1/T2 pose un problème plus important : chez l'enfant, la moelle présente dans la tête fémorale n'est pas uniquement jaune mais aussi rouge. En effet à la naissance la moelle rouge occupe l'ensemble des cavités médullaires. La conversion en moelle jaune est progressive et se fait de la périphérie vers le squelette axial et des diaphyses vers les métaphyses. La modification du signal en IRM se fait par îlots. Le

terme $1/T2$ n'est donc pas constant pour tout le tissu osseux, ce qui peut entraîner de fausses corrélations entre $T2^*$ et DMO. Il serait intéressant de pouvoir se passer de ce terme c'est-à-dire que plutôt d'obtenir une carte de $T2^*$, obtenir une carte de $T2'$. Une séquence de type GESFIDE (gradient echo sampling of FID echo) (figure 4) [17, 19] permet d'accéder séparément aux cartes de $T2^*$, $T2'$ et $T2$. Cette séquence présente donc un grand intérêt.

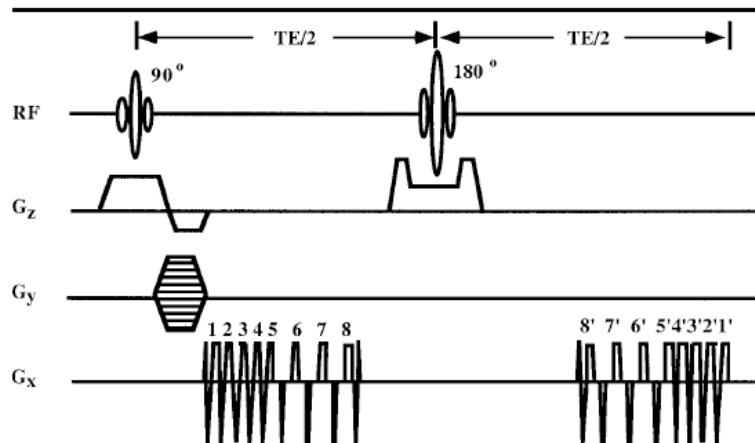


Figure 4 - Séquence GESFIDE

Cependant l'obtention de la carte de $T2'$ ne résoudrait pas complètement le problème dû aux variations de tissus. En effet, l'inhomogénéité du champ est fonction de la différence de susceptibilité entre les deux matériaux. Or la moelle rouge et jaune n'ont pas la même susceptibilité magnétique. Il apparaît alors deux nouveaux problèmes :

- la présence de moelle rouge et jaune entraîne la présence d'interfaces supplémentaires donc d'une évolution du $T2'$ qui n'a aucun lien avec la densité minérale osseuse. Il faudrait quantifier l'influence de ce paramètre.
- une même structure osseuse remplie de moelle rouge ou jaune n'aurait pas le même $T2'$ (en raison d'une différence de susceptibilité magnétique os/moelle différente). Le même fantôme ne peut donc servir pour corrélérer le $T2^*$ d'un voxel rempli de moelle rouge ou jaune à la DMO à moins que l'on utilise une carte de $T2^*$ normalisée ($T2^*_{n} = T2^*/\Delta\chi_{\text{voxel}}$). Mais cette hypothèse implique que l'on connaisse la susceptibilité magnétique du tissu dans chaque voxel ce qui revient à connaître la localisation de la moelle rouge et jaune.

Une séquence pondérée en T1 permet de différencier les deux types de moelle. Il serait donc peut-être possible d'établir au préalable une carte localisant la moelle jaune et rouge. Cette carte permettrait de corriger les valeurs de T2* obtenues.

Enfin il est nécessaire de noter que des paramètres comme la taille du champ de vue et l'épaisseur de la coupe influent sur la mesure du T2*. En effet ces paramètres modifient la zone d'exploration. Si la taille du voxel est trop petite (du même ordre de grandeur que l'épaisseur d'une travée) alors la valeur T2* évolue proportionnellement à la taille du voxel [16].

4.4.2. Influence de l'orientation des travées

Les travées osseuses (figure 5) s'orientent dans l'os en fonction des contraintes mécaniques s'exerçant sur celui ci. Il existe donc des directions privilégiées en fonction de la localisation dans l'os. La valeur de T2' dépend de l'orientation des travées dans le champ principal. On ignorera, dans cette discussion, les travées perpendiculaires à l'orientation principale qui, étant de beaucoup plus petite taille, ont une influence beaucoup plus faible sur le T2*.

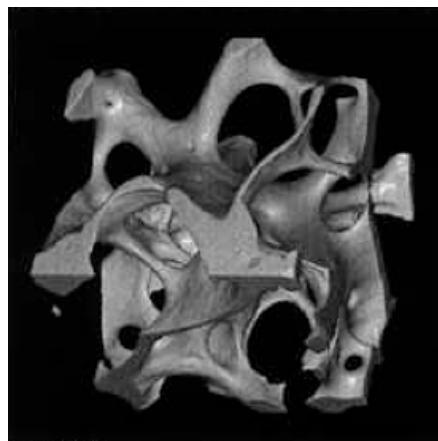


Figure 5 - Os spongieux

Représentons de manière très schématique un échantillon d'os spongieux comme un ensemble de cylindres parallèles. Imaginons deux configurations :

1 - Si l'axe des cylindres est parallèle au champ principal, alors le signal induit par les interfaces sera nul. En effet les surfaces normales au champ magnétique principal n'induisent pas de variations magnétiques. On a donc ici $1/T2^* = 1/T2$.

Nous n'avons donc, dans ce cas là, aucune information sur la DMO.

2 - Si l'axe des cylindres (du même échantillon) est normal au champ, alors les normales aux surfaces d'interfaces vont être colinéaires au champ principal et $1/T2^* \neq 0$. Ici il est donc possible d'obtenir une information sur la DMO.

Cet exemple montre bien que l'orientation des travées joue un rôle important dans la valeur du $T2^*$. Or dans le fémur les travées n'ont pas partout la même orientation.

On se rend bien compte que s'il était possible de faire varier l'orientation du champ principal ou la position du patient; il serait possible d'obtenir les informations souhaitées, malheureusement cela n'est pas possible.

5. Conception du fantôme

5.1. Fantômes utilisés pour l'analyse du T2* dans la littérature

La majorité des fantômes proposés dans la littérature pour l'étude du T2* reposent sur l'utilisation de fils de polyéthylène [4, 11]. Les fils ont pour but de simuler, de façon simplifiée, les travées osseuses. Le diamètre et le nombre de fils permettent de tester différentes densités et l'organisation des fils entre eux, différentes configurations spatiales. Dans les fantômes décrits par Engelke, les diamètres des fils varient de 177,8 μm à 1524 μm et ceux-ci sont immergés dans une solution de Gd-DTPA à 0,3 $\mu\text{mol}/\text{ml}$ pour simuler l'eau de la moelle.

Une approche très similaire est l'utilisation de cylindres de verres (figure 6) à la place des fils de polyéthylène [12, 16]. L'étude de Selby [16] est particulièrement intéressante car elle propose l'utilisation de cylindres de diamètres inférieurs au millimètre (taille proche des travées *in vivo*) , une densité similaire de celle trouvée *in vivo* (~20%) et une solution (dimeglumine gadopentetate à 2.5 mmol/L) entraînant un $\Delta\chi$ proche de la réalité. Ceci a pour conséquence l'obtention de temps de relaxation analogues à ceux mesurés *in vivo*.

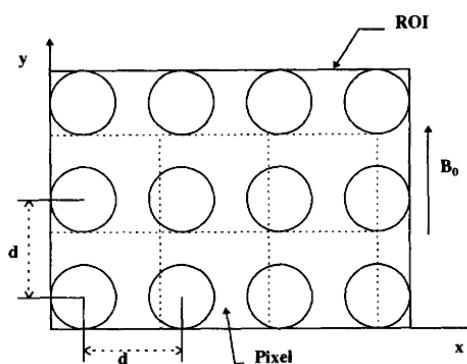


Figure 6 - Section d'une distribution de cylindres de verre dans une région d'intérêt [12]

Bobroff [1] a proposé l'utilisation de cylindre rempli d'eau de diamètres extérieurs et intérieurs respectivement égales à 3 et 1 mm.

La taille (surface de coupe) des fantômes est en général comprise entre 5 et 10 cm².

Pour simuler la morphologie de l'os spongieux, Hong [6] a choisi d'utiliser des mousses de polyuréthane de porosité variables (95%, 90%, 85%). La mousse est plongée dans de l'huile de maïs.

Le fantôme proposé par Capuani [2] est caractérisé par une répartition uniforme de la taille des pores. Il est constitué d'une sphère en plastique de 100 mm remplie avec des billes de verre de 1 mm de diamètre et d'eau.

5.2. Conception du fantôme

Comme la valeur de T2* est liée aux variations de susceptibilité magnétique aux interfaces entre les travées et la moelle de l'os, il faut choisir, dans la mesure du possible, des matériaux ayant des propriétés proches de l'os et de la moelle. Il faudra donc trouver un matériau de remplacement pour l'os et un autre pour la moelle osseuse.

5.2.1. Les matériaux

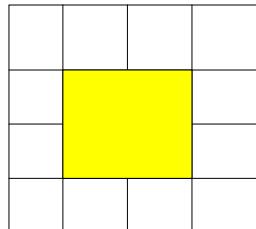
L'os est un composant ne fournissant pas de signal IRM. Il faudrait donc un matériau ne comportant pas ou peu d'hydrogène.

Le verre (principalement composé de silice - dioxyde de silicium SiO₂) ou le polyéthylène peuvent constituer des solutions car ce sont des matériaux très courants, et ne créant pas de signal IRM. Une autre solution serait d'utiliser des matériaux de substituts osseux. Les principaux substituts osseux sont présentés en annexe.

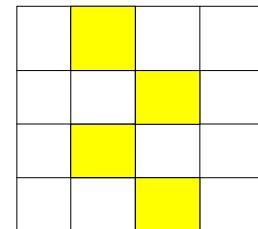
La moelle jaune graisseuse est composée à 15 % d'eau, à 80% de graisse et à 5 % de protéines en moyenne. La solution la plus simple serait donc d'utiliser de l'huile. L'huile étant un liquide relativement visqueux, il faudra être sûr lors de la réalisation de notre fantôme que l'huile remplisse complètement notre matrice interstitielle et ne laisse pas des pores vides. En effet les interfaces avec l'air créeraient des déformations dans le champ magnétique.

5.2.2. La surface d'interface

La valeur du T2* est liée à la surface d'interface entre l'os et la moelle. Il faut noter que la notion de porosité, souvent utilisée pour caractériser les substituts osseux, ne suffit pas. En effet la porosité est définie comme le rapport entre le volume d'os et le volume total de l'échantillon. Deux structures peuvent avoir la même porosité sans avoir la même surface d'interface (schéma 4).



Surface : 4 unités / Interface : 8 unités



Surface : 4 unités / Interface : 16 unités

Schéma 4 - porosité et surface d'interface

Il faut chercher à obtenir des pores d'une dimension comparable à ceux existant dans le tissu osseux. Les travées sont épaisses de 0,1 à 0,5mm, et délimitent de petites cavités formant une structure alvéolaire. L'espace entre les travées est de l'ordre de 0,5 à 1mm. [1]

De plus H.Chung et al. ont montré que la valeur du T2* était liée à l'espace intertrabéculaire et à l'épaisseur des travées [3].

5.2.3. Proposition n°1 : utilisation de billes de verres

5.2.3.1. *Description :*

Ce fantôme est l'adaptation d'un fantôme proposé par S. Capuani pour tester des séquences d'imagerie à spin echo multiple [2]. L'idée de base est donc de remplir une sphère creuse de billes de verre de même diamètre. Tous les pores auront ainsi un diamètre connu et identique.

A partir de cette idée de base se posent deux problèmes :

- supposons que l'on se place dans un volume infini (pour éviter les effets de bords), et que toutes les billes aient le même diamètre, alors la compacité de notre ensemble ne sera pas fonction de la taille de la bille. Des compacités variables pourraient être obtenues grâce à différentes organisation des billes (cubique simple, cubique centré,...annexe 2) ce qui permettrait d'obtenir des compacités de 0,52 à 0,74.
- le second problème est la stabilité de ces structures. La configuration des billes évoluerait au cours des manipulations. Cela n'est évidemment pas souhaitable pour la reproductibilité de nos expériences.

Si l'on verse en vrac les billes dans le volume et que l'on agite lors du remplissage, on arrive à des compacités proches du RCP (Random Close Packing $\sim 0,64$). Il faut faire attention car si l'on verse en vrac nous aurons une compacité proche 0,58 qui évoluera vers celle du RCP au fur et à mesure des utilisations (par tassemement). Cette configuration est assez stable. Même si on ne peut faire varier la compacité, il est possible de faire varier la surface d'interface par modification du diamètre des billes et donc de faire varier la valeur du T2*.

5.2.3.2. *Remarques*

- on ne peut pas définir une valeur exacte de la taille des pores car ils n'ont pas tous la même taille (voir en annexe différentes configurations possibles).

- il a été montré que la valeur de $T2^*$ était liée à l'orientation de la structure. Nous ne nous affranchissons pas totalement de ce problème car certaines structures pouvant apparaître dans le fantôme ont une orientation. Cependant nous limitons l'impact de ce paramètre en utilisant comme élément de base une sphère.

Avantages :

- Assez simple à mettre en œuvre
- Possibilité d'atteindre de grandes surfaces d'interface

Désavantages :

- on ne peut pas étudier l'influence de l'orientation du champ par rapport à l'orientation des travées

5.2.4. Proposition n°2 : utilisation de cylindres

5.2.4.1. *Description :*

Ce fantôme consiste en 49 cylindres de même diamètre répartis uniformément sur une surface d'environ $7,5 \text{ cm}^2$. Les cylindres ont une hauteur de 4 cm. Les cylindres baignent dans de l'huile de tournesol. C'est ce fantôme que nous avons choisi pour commencer nos essais expérimentaux car il est simple à réaliser et des structures proches ont déjà été testées dans la littérature. Pour commencer, nous avons fait réaliser deux fantômes (figure 7) de ce type : un avec des cylindres de diamètre égal à $400 \mu\text{m}$ et l'autre avec des cylindres de diamètre égal à $600 \mu\text{m}$. Les fantômes ont été fabriqués par prototypage rapide par la société LNA Prototypes en un photopolymère couramment appelé résine acrylate (annexe 4).

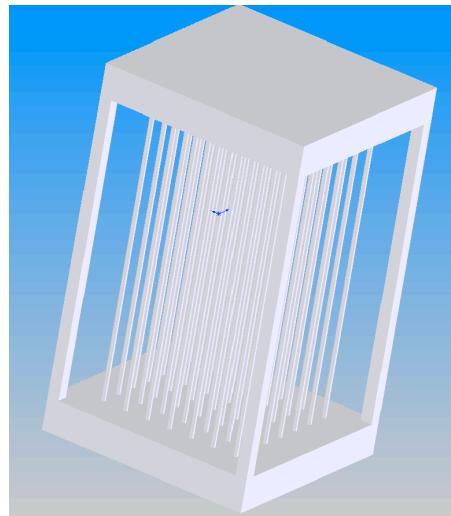


Figure 7 - Représentation du fantôme (cylindres de 400 microns)

A terme, lorsque que l'on aura défini de façon précise quels fantômes sont nécessaires pour remplir complètement notre plage de corrélation, il sera sûrement intéressant de réaliser un fantôme contenant plusieurs unités, chacune étant composée de 49 cylindres de diamètre identique (figure 8 et 9).

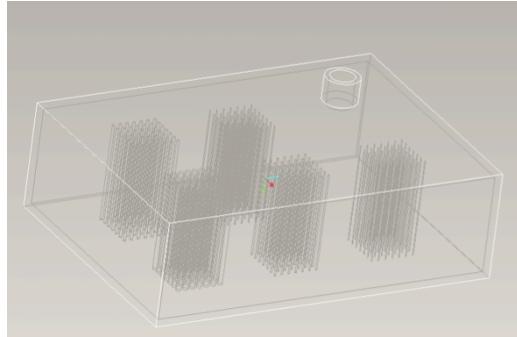


Figure 8 - Cinq unités dans un fantôme

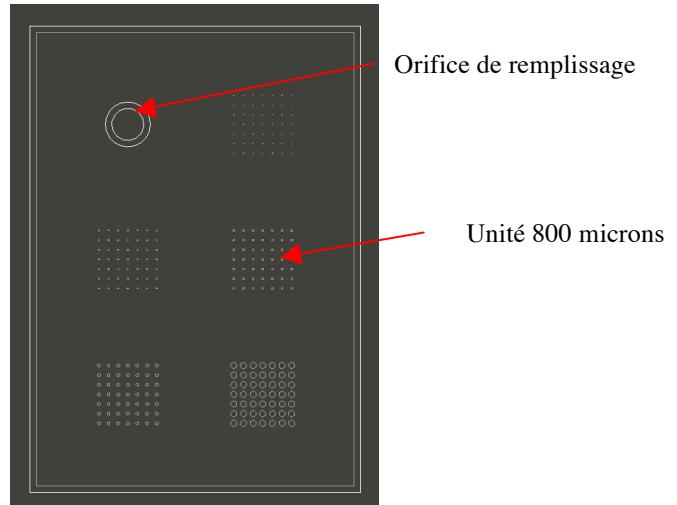


Figure 9 - Vue de dessus d'un fantôme composé de 5 unités

5.2.4.2. Remarque

Avantages :

- simplicité du modèle

- possibilité d'étudier l'influence de l'orientation du champ
- comme in vivo, une diminution de la taille des "travées" (les cylindres) entraîne une homogénéisation du milieu donc du champ magnétique.

Désavantages :

- structure assez éloignée de celle de l'os

5.2.5. Proposition n°3 : utilisation de matériaux de substituts osseux

5.2.5.1. Description

Le fantôme serait constitué de différents cubes d'un même substitut osseux (annexe 3), chacun des cubes ayant une porosité différente. L'espace intertrabéculaire serait rempli d'huile.

5.2.5.2. Remarque

Avantages :

- composition chimique proche de la réalité
- organisation structurelle proche de la réalité

Désavantages :

- précision de la porosité assurée par les fournisseurs
- nombre de porosités disponibles limitées (annexe 3)
- structure proche des cas non pathologiques uniquement
- difficulté de vérifier le remplissage de la microporosité (absence d'air)

5.2.6. Conclusion

Après l'étude de la littérature, les simulations réalisées, et notre propre étude nous pouvons dire que :

- pour le fantôme n°1, les premiers essais de simulations et les désavantages liés à sa structure n'ont pas conduit à sa réalisation pratique.
- le fantôme n°2 a été réalisé pratiquement, et les essais en simulation ont été approfondis en 2D puis en 3D.
- le fantôme n°3 n'a pas été réalisé principalement car il n'offrait pas une plage de porosité et une précision suffisante.

Notre travail pour réaliser un fantôme permettant l'obtention d'une gamme de valeur de $T2^*$ est basé sur la variation de la surface d'interface. Il aurait aussi été possible de travailler sur la différence de susceptibilité magnétique des deux milieux, c'est-à-dire avoir une structure unique et la remplir de liquides de susceptibilités magnétiques variées. Chaque approche a ses avantages.

L'utilisation d'un modèle unique permet de choisir une structure facilement réalisable et donc reproductible avec une bonne précision. Cependant l'utilisation de plusieurs solutions implique la séparation de chaque "unité" du fantôme et donc de possibles perturbations du champ magnétique dues à l'ajout d'interfaces, surtout que le fantôme doit avoir une taille assez réduite pour pouvoir être utilisé pendant l'acquisition IRM de la hanche de l'enfant.

6. Conclusion et perspectives

Les simulations que nous avons réalisées sur différentes structures, nous ont permis de bien appréhender les différents paramètres influant sur la valeur du T2* dont principalement la DMO, l'orientation des travées, les matériaux en interface. Ces simulations sont en accord avec les différents autres travaux de la littérature.

Avant mon travail de stage, le but était de corrélérer directement la valeur de T2* à la DMO. Nous nous rendons maintenant compte qu'une démarche aussi directe ne peut aboutir. En effet la présence de moelle rouge et jaune et surtout les orientations diverses des travées dans le fémur doivent être absolument prises en compte pour obtenir un résultat exploitable.

Le choix d'utiliser la valeur du T2* pour obtenir la DMO de l'os spongieux présente des avantages (en particulier l'inocuité de l'IRM) mais aussi un certain nombre de difficultés voir de limitations. Nous présentons donc maintenant une démarche devant permettre d'aboutir à la connaissance de la densité minérale osseuse de l'os spongieux de la tête fémorale :

- le premier point est de s'affranchir autant que possible du problème lié à la présence simultanée de moelle rouge et jaune. Pour cela, il faudrait travailler sur une corrélation T2'/DMO plutôt que T2*/DMO. La susceptibilité magnétique de la moelle jaune et rouge étant différente, la valeur de T2' est elle aussi biaisée par le type de moelle. La valeur de T2' devrait donc être normalisée ($T2'_{\text{normal}} = T2'/\Delta\chi$) ce qui implique la connaissance de la localisation de chaque type de moelle dans la tête fémorale. Cette information peut être obtenue grâce à la valeur du T2 qui est propre à chaque moelle. D'où la nécessité de connaître à la fois le T2' et le T2. Nous arrivons à la conclusion que l'utilisation d'une séquence de type GESFIDE serait plus adaptée à notre objectif que l'utilisation actuelle d'une séquence de type GRASS.
- Le second point est de prendre en compte l'orientation des travées. La connaissance a priori de l'orientation de celles-ci pourrait constituer une solution pour pondérer les valeurs de T2'. Cependant un travail

bibliographique plus approfondi serait nécessaire pour aborder ce problème. Reste que, comme nous l'avons déjà signalé, il existe des “zones noires” où aucune information sur la DMO ne peut être obtenue à l'aide du T2' en raison de l'orientation des travées par rapport au champ magnétique principal.

- Dans ces conditions l'utilisation d'un fantôme devient possible pour corréler T2' et DMO car nous nous sommes affranchis des autres paramètres. Le fantôme doit couvrir la plage de T2' rencontrée *in vivo*. Il nous semble ici intéressant de rappeler les travaux de Selby [16] qui propose un fantôme ayant des valeurs de T2* proches de la réalité. Ce fantôme est composé de cylindres de diamètre inférieur au millimètre pour mimer les travées et est rempli d'une solution entraînant un $\Delta\chi$ similaire à celui existant entre l'os et la moelle.

7. Annexes

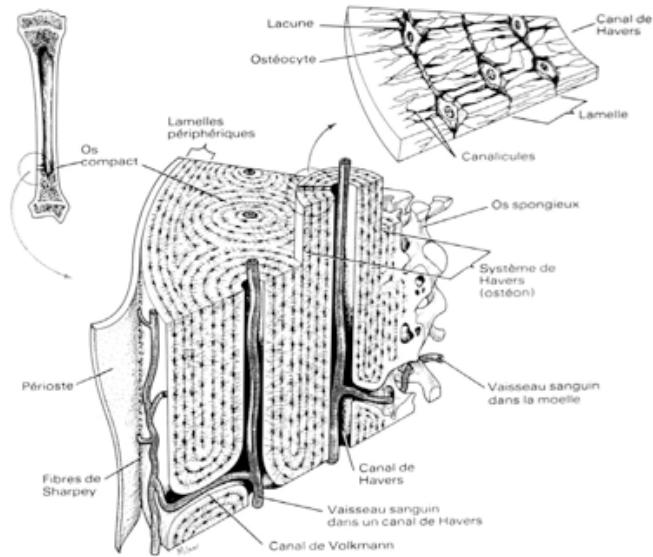
7.1. Annexe 1 : L'os

7.1.1. L'os cortical

L'os cortical est formé de lamelles osseuses superposées.

- Les lamelles circonférentielles internes et externes : Les externes entourent tout l'os alors que les internes tapissent la cavité médullaire.
- Les ostéones (ou systèmes de Havers). Ils sont formés de lamelles concentriques formant de longues colonnes parallèles.
- Les lamelles interstitielles Elles remplissent les espaces entre les ostéones. Dans les ostéones, les lamelles osseuses forment de longues colonnes creusées d'un canal central, le canal perforant (ou canal de Havers) dans lequel on retrouve des vaisseaux sanguins (une veine et une artère).

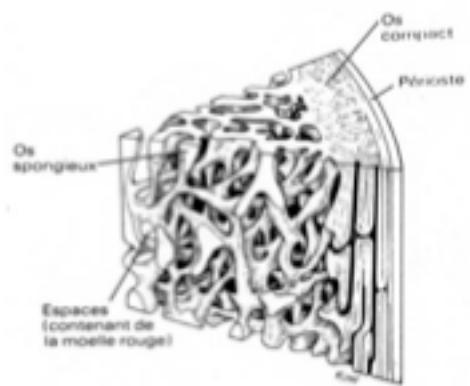
Entre les lamelles osseuses, on retrouve de nombreuses petites cavités, les lacunes, contenant les ostéocytes. Les lacunes sont reliées entre elles par de minuscules canaux, les canalicules, remplis de liquide extracellulaire. Tous les ostéocytes sont reliés entre eux par des excroissances de leur membrane passant par les canalicules. Les canalicules relient les cellules entre elles et avec le canal central de l'ostéone. Les ostéones sont orientés dans le sens de l'os qui subit les forces les plus importantes. Ils sont, par exemple, orientés dans le sens de la longueur dans le cas des os des jambes qui doivent surtout résister à des forces de compression. L'orientation de la matière osseuse peut se modifier si les forces appliquées à l'os se modifient aussi. C'est le cas, par exemple, pour les os d'un enfant apprenant à marcher.



7.1.2. L'os spongieux

L'os spongieux ne contient pas d'ostéones. Il est formé de lamelles superposées formant une trame irrégulière de minces colonnes osseuses appelées trabécules osseuses. Comme les ostéones, les trabécules s'orientent en fonction des forces qui sont appliquées sur l'os. La plus grande partie des os courts, plats ou irréguliers est formée d'os spongieux. L'os spongieux est plus léger que l'os compact.

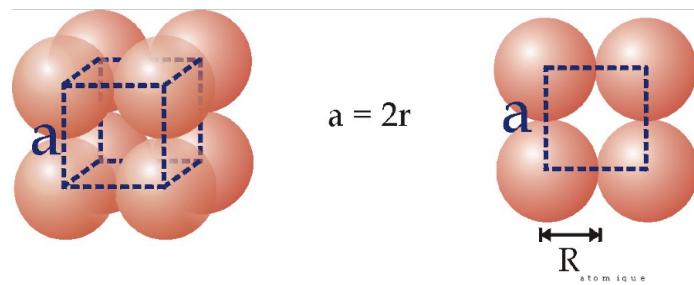
Les espaces vides entre les trabécules est emplis de moelle osseuse jaune ou rouge. Chez l'adulte, toutes les cellules sanguines proviennent de la moelle osseuse rouge contenue dans la partie spongieuse des os de la hanche, des côtes, du sternum, des vertèbres et des extrémités des os longs. Comme dans l'os compact, les ostéocytes sont logés dans des lacunes situées entre les lamelles osseuses.



7.2. Annexe 3 : Définition des principales structures cristallines

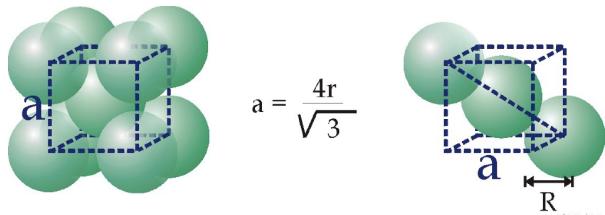
7.2.1. Cubique simple

Les sphères sont arrangées en cubes. Chaque sphère est alors située au centre d'un octaèdre de sphères.



7.2.2. Cubique centré

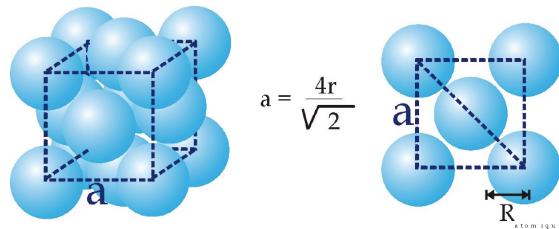
Les sphères ont un environnement cubique, c'est-à-dire qu'elles sont placées au centre d'un cube formé par des sphères voisines.



7.2.3. Cubique à faces centrées

Cette structure est obtenue en empilant des plans compact de sphères, c'est-à-dire des plans hexagonaux. Notons A le premier des ces plans. Pour initier un second plan, B, nous plaçons une sphère au contact de trois sphères voisines appartenant au plan A formant ainsi un tétraèdre régulier. Une fois cette sphère posée, le plan B est déterminé sans ambiguïté. Pour initier le troisième plan au dessus de B nous plaçons également une sphère au contact avec trois sphères voisines du plan B. Nous remarquons alors que nous avons deux choix possibles : à la verticale ou non d'une sphère appartenant au plan A. Pour obtenir la structure souhaitée, il faut placer les

sphères selon la seconde solution. La structure cubique faces centrées est ainsi caractérisée par la succession de trois plans hexagonaux ABC.



Texte : [14]

Illustrations : [20]

7.3. Annexe 3 : Principaux substituts osseux

7.3.1. Présentation [21]

Sachant que la matrice intracellulaire osseuse est composée à environ 65% de cristaux d'apatite et à un 35% de collagène, voici une description des principaux biomatériaux synthétique :

- Les phosphates tricalciques (β TCP) $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$: Ils sont produits en chauffant, à plus de mille degrés et sous pression, un mélange de poudre de phosphate de calcium et de naphtalène qui après sublimation laisse une structure poreuse à l'origine des propriétés ostéoconductrices du matériau. Le TCP, du fait de sa porosité, possède de faibles propriétés mécaniques et témoigne d'une certaine fragilité face aux contraintes.
- Les hydroxyapatites $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$: l'hydroxyapatite poreuse est obtenue par la transformation thermique du carbonate de calcium. Chimiquement ce phosphate de calcium est le plus proche des cristaux d'apatites biologiques. Plusieurs porosités sont disponibles. Plus on choisira une porosité élevée, meilleur sera l'ostéoconduction mais au détriment des qualités mécaniques du matériau.
- Céramiques biphasées (BCP) : c'est l'association d'hydroxyapatite et de phosphate tricalcique dans différentes proportions ce qui permet de cumuler les qualités des deux matériaux.

Il existe aussi des matériaux qui placent du Phosphate tricalcique β synthétique au sein d'une matrice de fibres de collagène d'origine bovine. Leur composition est donc celle qui est la plus proche de l'os mais l'utilisation de ces matériaux n'est pas souhaitable.

7.3.2. Synthèse des principaux substituts osseux

Nom	type	Composition principale	porosité	propriétés mécaniques	fournisseur
biosorb	Phosphates Tricalciques	Phosphate tricalcique β (TCP) (<95%)	5,30,45% ($\pm 5\%$)	150,100,15 Mpa	Aesculap S.A
calciresorb	Phosphates Tricalciques	Phosphate tricalcique β (TCP) (<95%)	30,45% ($\pm 5\%$)	15-20,40-45%	Céraver Ostéal

cerapatite	Hydroxyapatite s synthétiques	Hydroxyapatite (> 95 %)	30% ($\pm 5\%$)	40-45 Mpa	Céraver Ostéal
cinatite	Hydroxyapatite s synthétiques	Hydroxyapatite cristallisée (> 95 %)	30% ($\pm 5\%$)	100 Mpa	Aesculap S.A
ossatite	Hydroxyapatite s synthétiques	Hydroxyapatite (>99%)	60%	10 Mpa	MCP, TranSystème
ceros	Hydroxyapatite s synthétiques	Hydroxyapatite cristallisée (> 95 %)	60%		Mathys, A.G.
endobon	Hydroxyapatite biologique	Hydroxyapatite cristallisée (> 95 %)	50 à 60%	10 à 14 Mpa	Merck Biomaterial France
pro osteon	Hydroxyapatite biologique	Hydroxyapatite cristallisée (>90%), sulfate tricalcique (<10%)	20,65%	non communiqué et 2-4MPa	Biotech international
pyrost	Hydroxyapatite biologique	Hydroxyapatite (>90 %)	organisation de l'os	5 Mpa	Stryker France

triosite	Biphasée (HAP/PTC)	Hydroxyapatite (60 %), phosphate tricalcique (40%)	70%	>10 Mpa	Zimmer S.A.S
biocer-biocel2	Biphasée (HAP/PTC)	Hydroxyapatite (75 % $\pm 5\%$), phosphate tricalcique (25% $\pm 5\%$)	60-85 %	1-5 Mpa	DePuy France, ITAC, FII, Debacker SA
calciresorb 35 - cerapatite	Biphasée (HAP/PTC)	Hydroxyapatite (65 % $\pm 5\%$), phosphate tricalcique (35% $\pm 5\%$)	45% ($\pm 5\%$)	25-30 Mpa	Céraver Ostéal
eurocer 200	Biphasée (HAP/PTC)	Hydroxyapatite (65 % $\pm 0,5\%$), phosphate tricalcique (35% $\pm 0,5\%$)	35-55%	20 Mpa	Groupe Fournitures Hospitalières
eurocer 400	Biphasée (HAP/PTC)	Hydroxyapatite (55 % $\pm 0,5\%$), phosphate tricalcique (45% $\pm 0,5\%$)	85%	1-2 Mpa	Groupe Fournitures Hospitalières
Bcp	Biphasée (HAP/PTC)	Hydroxyapatite (60 % $\pm 4\%$), phosphate tricalcique	60-85%	1-2 Mpa	Sofamor Danek
ceraform	Biphasée (HAP/PTC)	Hydroxyapatite (65%), phosphate tricalcique (35%)	5%	70-120 Mpa	Teknimed SA
actibone	Biphasée (HAP/PTC)	Hydroxyapatite (60%), phosphate tricalcique (40%)	60 à 85%		Sanortho

7.4. Annexe 4 : Prototypage rapide

Les termes de “Prototypage Rapide” désignent un ensemble de technologies qui permettent d’obtenir une maquette physique à partir d’un fichier CAO numérique (maquette virtuelle). Toutes les technologies sont basées sur le même principe de reconstruction par empilement de couches. Les différences essentielles entre les technologies résident dans les matériaux à disposition et dans l’épaisseur des couches (compromis entre vitesse de fabrication et qualité d’état de surface).

La technique utilisée pour réaliser notre fantôme est la pulvérisation photopolymère. Cette toute nouvelle technologie fonctionne sur le principe de micro-pulvérisation de photopolymère. Cette pulvérisation se fait par l’intermédiaire de plusieurs centaines de jets qui sont garants de la précision et de la finesse des détails (600*300 dpi dans le plan XY). Les couches de quelques microns (précision dans l’axe vertical) procurent aux prototypes un état de surface parfaitement lisse, plat, régulier sans post-traitement donc sans perte d’informations sur la géométrie ou la texture de la pièce.

Cette technologie autorise la réalisation de pièces haute résolution mais aussi de corps creux ou des pièces d’aspects. Les parois fines même verticales ne présentent pas de difficultés : voile minimum de 0.4 mm.

Comme notre fantôme est composé de cylindres de 400 microns, nous nous trouvons à la limite de précision de la technique de fabrication utilisée. Nous avons remarqué que les cylindres du fantôme n’étaient pas parfaitement droits mais nous avons estimé que la courbure existante ne devait pas avoir une influence significative. Chaque unité coûte 75€ à réaliser.

Voilà les propriétés mécaniques du photopolymère :

Propriété	Test (ASTM)	Pièce Photopolymère
Contraintes de rupture en traction	D-638	42.3 MPa
Module d'élasticité par traction	D-638	2000 MPa
Contraintes de rupture en flexion	D-790	70.6 MPa
Module d'élasticité par flexion	D-790	1978 MPa
Résistance à l'impact sur éprouvette entaillée	D-256	25-38 J/m
Température de résistance à la déformation	D-648	43 °C à 1820 KPa 46 °C à 455 KPa
Contraintes de rupture en compression	D-695	69.4 MPa
Allongement avant rupture	D-638	15-25 %

et les coordonnées de la société qui a réalisé nos fantômes :

LNA Prototypes

2 Rue Robert Le Ricolais

BP 80 443

44 304 Nantes Cedex 3

Tél. : 08-70-27-26-62 (*Prix d'un appel local*)

Tél. / Fax : 02-40-50-76-87

www.lna-proto.com

8.Bibliographie

- [1] Bobroff S., Guillot G. - *Susceptibility contrast and transverse relaxation in porous media : simulations and experiments* – Magnetic Resonance Imaging, Vol 14, Nos 7/8, pp. 819-822, 1996.
- [2] Capuani S., Hagberg G., Fasano F., Indovina I., Castriota-Scanderbeg A., Maraviglia B. - *In vivo multiple spin echoes imaging of trabecular bone on a clinical 1.5 T MR scanner* – Magnetic Resonance Imaging, Vol. 20, pp. 623-629 – 2002.
- [3] Chung H., Wehrli F.W., Williams J.L., Kugelmass S.D. - *Relationship between NMR transverse relaxation, trabecular bone architecture, and strength* – *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, Vol. 90, pp. 10250-10254 – 1993.
- [4] Engelke K., Majumdar S., Genant H.K. - *Phantom studies simulating the impact of trabecular structure on marrow relaxation time, T2'* – Magnetic Resonance Imaging, Vol 31, No 4, pp. 380-387, 1994.
- [5] Ford J. C., Wehrli F.W., Chung H. - *Magnetic field distribution in models of trabecular bone* – Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 30, No. 3, pp. 373-379 – 1993.
- [6] Hong J., Hipp J.A., Mulkern R.V., Jaramillo D., Snyder B.D. - *Magnetic resonance imaging measurements of bone density and cross sectional geometry* – Calcif Tissue Int, Vol. 66, pp.74-78 – 2000.
- [7] Hwang S.N.,Wehrli F.W.- *The calculation of the susceptibility-induced magnetic field from 3D NMR images with applications to trabecular bone* – Journal of Magnetic Resonance, Series B 109, pp. 126-145 – 1995.
- [8] Hwang S.N.,Wehrli F.W.- *Experimental Evaluation of a surface charge Method for computing the induced magnetic field in trabecular bone* – Journal of Magnetic Resonance, Series 139, pp. 35-45 – 1999.
- [9] Majumdar S., Newitt D., Jergas M., Gies A., Chiu E., Osman D., Keltner J., Keyak J., Genant H. – *Evaluation of technical factors affecting the quantification of trabecular bone structure using magnetic resonance imaging* – Bone, Vol. 17, pp. 417-430 – 1995.
- [10] Majumdar S. - *Quantitative study of the susceptibility difference between*

trabecular bone and bone marrow : computer simulations – Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 22, pp. 101-110 – 1991.

[11] Majumdar S., Thomasson D., Shimakawa A., Genant H.K. – *Quantitation of the susceptibility difference between trabecular bone and bone marrow : experimental studies* – Magnetic Resonance in Medicine, Vol 22, pp. 11-127 – 1991.

[12] Mihalopoulou E. , Allein S. , Luypaert R. , Eisendrath H. , Bezerianos A. , Panayiotakis G. – *Comparison of computer simulated and phantom measured phase variance in the study of trabecular bone* – Magnetic Resonance Imaging, Vol 16, No. 1, pp. 29-36, 1998.

[13] Richard P., *Etude de la géométrie de milieux granulaires, modèles tridimensionnels par simulation numérique*, Thèse de doctorat (Université de Rennes 1) – 2000.

[14] Rho J., Hobatho M., Ashman R. - *Relations of mechanical properties to density and ct numbers in human bone* - Med. Eng. Phys., Vol. 17, pp. 347-355 - 1995.

[15] Rosenthal H., Thulborn K. R., Rosenthal D.I., Kim S.H., Rosen B.R. – *Magnetic Susceptibility effects of trabecular bone on magnetic resonance imaging of bone marrow* – Investigative Radiology, Vol. 25, pp. 173-178 – 1990.

[16] Selby K., Majumdar S., Newitt D. C., Genant H. K. – *Investigation of MR decay rates in microphantom models of trabecular bone* – Journal of Magnetic Resonance Imaging, Vol. 6, No. 3, pp. 549-559 – 1996.

[17] Wehrli F.W., Hopkins J.A., Hwang S.N., Song H.K., Snyder P.J., Haddad J.G. – *Cross-sectional study of osteopenia with quantitative MR imaging and bone densitometry* – Radiology, Vol. 217, Issue 2, pp. 527-538 – 2000.

[18] Winzenrieth R. - *Caractérisation et modélisation de la hanche chez l'enfant par IRM. Application à la maladie de Legg-Calvé-Perthes* – Thèse de doctorat (Université de Technologie de Compiègne) – 2005.

[19] Yablonskiy D.A., Reinus W.R., Stark H., Haacke E.M. – *Quantitation of T2' anisotropic effects on magnetic resonance bone density measurement* – Magnetic Resonance in Medicine, Vol.37, pp. 214-221 – 1997.

[20] http://www.seg.etsmtl.ca/hbelisle/notions_ch8.html

[21] <http://www.odonto.univ-rennes1.fr/qip116.htm>