



Caractérisation ultrasonore de la qualité osseuse : application à la chirurgie orthopédique

Séraphin Guipieri

► **To cite this version:**

Séraphin Guipieri. Caractérisation ultrasonore de la qualité osseuse : application à la chirurgie orthopédique. Médecine humaine et pathologie. Université Paris-Est, 2015. Français. <NNT : 2015PESC0026>. <tel-01299795>

HAL Id: tel-01299795

<https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01299795>

Submitted on 8 Apr 2016

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

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

Université paris-est

Ecole doctorale SVS: Sciences de la vie et de la sante

Doctorat

Mention: Pathologie et Recherche Clinique

Spécialité : Physiopathologie

Séraphin GUIPIERI

CARACTERISATION ULTRASONORE DE LA QUALITE OSSEUSE : APPLICATION A LA CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE

Thèse dirigée par

Guillaume HAIAT

Préparé au Laboratoire modélisation et simulation multi échelle (MSME)

Equipe Biomécanique

(UMR CNRS 8208)

Soutenue le 08 juillet 2015

devant le Jury composé de :

Pierre BELANGER	Professeur - ETS Montréal - Canada	Rapporteur
Serge DOS SANTOS	Maitre de Conférences INSA de Blois	Rapporteur
M. Guillaume HAIAT	Chargé de Recherches – CNRS Université Paris-Est	Directeur de thèse
M. Vincent MATHIEU	Chargé de Recherches - INRA AgroParisTech	Examineur
M. Yoshiki NAGATANI	Professeur College of Technology Kobe - Japon	Examineur
M. Vu-Hieu NGUYEN	Maître de Conférences Université Paris-Est	Co-encadrant

*Sahoute, maman Cécile,
Je te dédie cette thèse, comme le fruit de tes sacrifices pour moi et toute la
famille.*

A mes enfants, comme modèle.

Je veux ici exprimer toute ma reconnaissance à celles et ceux qui se sont intéressés à mon travail et grâce auxquels j'ai pu le mener à bien.

J'assure de toute ma considération mon directeur de thèse Guillaume HAIAT. Sa disponibilité, son écoute, ses connaissances, sa pédagogie, ses encouragements et sa patience ont été une excellente mixture qui m'a irradié pour faire vivre mon âme de chercheur. Je lui sais gré de m'avoir donné la chance d'ajouter à ma formation doctorale d'autres expériences utiles pour continuer ma carrière dans l'enseignement supérieur.

Un grand merci aux membres du jury qui m'ont fait l'honneur d'évaluer ce travail de thèse. Pierre BELANGER et Serge DOS SANTOS en tant que rapporteurs; M. Vincent MATHIEU en tant qu'examineur et M. Yoshiki NAGATANI pour avoir accepté d'examiner mon travail et entrepris le long voyage entre Kobe (Japon) et Créteil pour ma soutenance.

Je remercie chaleureusement M. Vu-Hieu NGUYEN, pour les recadrages et sa disponibilité tout au long de ma thèse; Ainsi que M. Jérôme ALLAIN qui a facilité la fixation des idées pratiques relatives à la chirurgie orthopédique.

L'équipe pédagogique de l'école doctorale Science de la Vie et de la Santé pour avoir assurée l'encadrement général et les formations théoriques qui m'ont apportées les connaissances nécessaires à la réussite de cette thèse.

Je remercie également Gilles LEBLANC et Didier GEIGER pour leur contribution à la conception et la fabrication des dispositifs dédiés, ainsi que Vincent MATHIEU, Romain VAYRON et mon collègue Adrien MICHEL, pour leur grande aide aux manipulations, mais aussi pour leur bonne humeur quotidienne.

Je voudrais remercier tous les membres du laboratoire Modélisation et Simulation Multi-Echelle (MSME) et en particulier M. Salah NAILI, de m'avoir accueillie au sein de l'équipe biomécanique. Je n'oublie ni mes collègues, ni les spécialistes en biomécanique, en informatique grâce auxquels ont pris corps un certain nombre des idées qui m'ont amenée à mieux appréhender les objectifs et les éléments de solutions de mes travaux.

Merci à Christine CHAPPARD du laboratoire B20A, pour la réalisation des mesures au scanner microtomographie relatives aux paramètres microstructuraux.

Je me tourne maintenant vers mes amis, mes proches et ma famille auxquels je suis reconnaissant pour leur soutien sans faille tant dans les moments de doute que dans ceux de certitude, j'ai cité mon oncle, Koll MOUEDI-NGOUNDOU, inflexible coach. Merci de m'avoir épaulé jusqu'à ce jour inoubliable.

Un dernier remerciement qui ne sera jamais à la mesure de ce que m'a donné celle qui a vécu la thèse au jour le jour, loin des yeux mais près du cœur, en acceptant bien des sacrifices. Ah! Mi, je crois qu'elles vont être plus belles les prochaines années!

Enfin, merci à tous ceux que je n'ai pas cités et qui, d'une manière ou d'une autre, m'ont aidé dans cette formidable expérience qu'est la réalisation d'une thèse de recherche.

Table des Matières

Liste des abréviations	11
Introduction Générale	13
Partie 1 : Contexte de l'étude	19
1- Physiologie du tissu osseux	21
1.1 - Généralités	21
1.2 - L'os cortical	22
1.3 - L'os trabéculaire	23
1.4 - Micro endommagement et remodelage osseux	24
1.5 - L'ostéoporose	25
2- Propriétés biomécaniques du rachis	27
2.1 - Physiologie	27
2.1.1 - Généralités	27
2.1.2 - Le disque intervertébral	29
2.1.3 - Les facettes articulaires	29
2.1.4 - Le corps vertébral	30
2.2 - Physiopathologies	30
2.2.1 - Epidémiologie	31
2.2.2 - Définition de la lombalgie	31
2.2.3 - La hernie discale	32
2.2.4 - Les conséquences	33
2.2.5 - Diagnostic et prise en charge	34
2.3 - La prise en charge chirurgicale	34
2.3.1 - La chirurgie classique	34
2.3.2 - La chirurgie implantaire	34
3- Implants Osseux	35
3.1 - Généralités sur les implants orthopédiques	35
3.2 - La cage intersomatique	36
3.3 - La vis pédiculaire	37
3.4 - La prothèse discale lombaire	37
3.5 - Le pinch	38

Partie 3 : Simulation Numérique de la propagation d'une onde ultrasonore dans l'os trabéculaire	67
6- Etude paramétrique de la propagation d'onde ultrasonore:	
Modèle bidimensionnel	71
6.1 - Description du modèle	72
6.2 - Méthode de simulation	73
6.2.1 - Equation des ondes élastiques	73
6.2.2 - Simulation par la méthode des éléments spectraux	74
6.2.3 - Influence d'une erreur de positionnement de la sonde par rapport au pinch	75
6.3 - Résultats numériques et discussion	76
6.4 - Conclusion	79
7- Simulation 3D par différence finies dans le domaine temporel de la propagation ultrasonore dans l'os trabéculaire	81
7.1 - Matériels et méthodes	82
7.1.1 - Préparation des échantillons d'images	82
7.1.2 - Simulation numérique FDTD	82
7.1.3 - Détermination des paramètres ultrasonores	83
7.1.4 - Effet de la variation du BV/TV	86
7.1.5 - Effet de la variation de l'orientation du pinch	86
7.2 - Résultats	87
7.2.1 - Images d'instantanées	87
7.2.2 - Courbes temporelles	88
7.2.3 - Courbes des réponses des simulations	89
7.3 - Discussion	92
7.3.1 - Comparaison expérimentale	92
7.3.2 - Lien entre BUA et BV/TV	93
7.3.3 - Effet de l'angle d'inclinaison du pinch	94
7.4 - Conclusion	95
Conclusion générale et Perspectives	97
Bibliographie	101
Résumé	113
Abstract	114

Liste des abréviations

AF:	Annulus Fibrosus
ALIF:	Antérieur Lumbar Interbody Fusion
BUA:	Broadband Ultrasonic Attenuation
BV/TV:	Bone Volume / Tissu Volume
DIV :	Disque intervertébral
DEXA/DXA :	Dual-Energy X-ray Absortiomerty / Dual X-ray Absortiomerty
BMD/DMO :	Bone Mineral Density / Densité Minérale Osseuse
FA:	Facette Articulaire
FDTD:	Finite Difference in Time Domaine
FEM:	Finite Element Methode
HAS:	Haute Autorité de Santé
IRM :	Imagerie par Résonance Magnétique
NP:	Nucleus Pulposus
TDR/LTDR:	Total Disc Replacement / Lumbar Total Disc Replacement
PTD :	Prothèse Totale du Disque
PE :	Polyéthylène
PLIP:	Posterior Lumbar Interbody Fusion
PML:	Perfectly Matched Layer
PMMA:	Polymethyl methacrylate
PV:	Plateau Vertébral
PZT :	Titano-Zirconate de Plomb
OMS :	Organisation Mondiale de la Santé
QCT/μCT :	Quantitative Computed Tomography / micro Computed Tomography
QUS :	Quantitative Ultrasound
RF:	Radio Fréquence
ROI:	Region Of Interest
SEM:	Spectral Finite Element
SOS :	Speed Of Sound
SPECFEM2D:	SPECFEM2D: Spectral Finite Element Method in 2 Dimensions
TDM :	Tomodensitométrie
TOF :	Time Of Fly
UCT:	Ultrasonic Computed Tomography

Introduction Générale

Ce travail de thèse s'inscrit, dans le contexte général de l'évaluation biomécanique du tissu osseux par des méthodes ultrasonores. Ce travail s'intéresse en particulier à l'évaluation de la qualité osseuse d'un site anatomique devant recevoir un implant. Il s'agit d'estimer la qualité osseuse des vertèbres lors d'arthrodèses ou d'arthroplasties.

La lombosciatique et la cruralgie, identifiées comme lombalgie, sont des maladies dégénératives, pouvant entraîner des interventions chirurgicales sur le rachis [1]. En effet, la lombalgie est un fléau qui touche une partie importante de la population et constitue un motif fréquent de consultation médicale. Sa prévalence ne cesse de croître, et il est estimé que plus de 80% des personnes seront concernés dans leur vie par une lombalgie [2] et environ 90% des personnes de plus de 63 ans [3]. Dans la majeure partie des cas, la lombalgie est bénigne, ces symptômes disparaissent généralement au bout de quelques jours ou de quelques semaines. Mais il arrive que la douleur persiste dans environ 5 à 8% des lombalgies pour devenir chronique [4].

L'étiologie courante de la lombalgie est la dégénérescence discale qui conduit dans certains cas à des thérapies chirurgicales [5]. En effet, après l'échec d'un traitement médical suivi, et si le patient répond à certains critères de sélection en tenant compte de l'anamnèse, l'invalidité et la qualité osseuse au site anatomique indiqué, il peut recevoir un implant orthopédique (vis pédiculaire, cage intersomatique et prothèses totale de disque), soit par arthrodèse, soit par arthroplastie.

L'arthrodèse consiste à relier deux vertèbres adjacentes à l'aide de différents implants tels que des cages, des plaques, des vis et une variété d'autres matériaux de fusion [6-9]. L'arthroplastie correspond au remplacement du disque intervertébral par une prothèse totale de disque [5, 10]. La réussite de ces deux techniques exige fondamentalement une bonne qualité osseuse, afin de limiter des risques d'échecs aux conséquences dramatiques comme la persistance de la douleur et la dégénérescence accélérée des segments adjacents.

La communauté scientifique s'intéresse depuis une trentaine d'années à la caractérisation ultrasonore de l'os [11]. D'un point de vue biomécanique, l'os est un matériau hétérogène, anisotrope et viscoélastique. C'est un tissu vivant qui s'adapte, via les phénomènes de remodelage, aux contraintes qu'il subit [12]. La détermination de la qualité osseuse directement au niveau du site anatomique est une préoccupation majeure pour le chirurgien car cette propriété détermine fortement la stratégie chirurgicale. L'évaluation de la qualité osseuse se fait par la technique de référence du diagnostic de l'ostéoporose: l'absorptiométrie bi-photonique par rayons X (DXA). Mais

cette technique ne permet pas d'accéder aux propriétés des os constituant le rachis lombaire, en particulier la lombaire L5.

Les ultrasons quantitatifs (QUS, Quantitative UltraSound) sont des ondes élastiques qui permettent de remonter à des paramètres donnant des indications sur les propriétés mécaniques et micro-architecturales de l'os [13] et in fine sur sa qualité. Elles sont utilisées en clinique pour l'exploration du tissu osseux [13] et en particulier pour estimer la qualité du tissu osseux dans le cadre du diagnostic de l'ostéoporose au niveau de différents sites anatomiques tels que le calcaneum [14], de la phalange [15], le tibia [16], du fémur [17] ou le radius [18] en utilisant des dispositifs basés sur la technique de transmission transverse [19] et axiale [20]. C'est donc une alternative intéressante à la DXA, car elle est non-invasive, non-ionisante et relativement peu coûteuse [13] et facilement transportable. De plus, les ultrasons étant des ondes mécaniques, ils peuvent être utilisés pour récupérer des informations utiles sur les propriétés biomécaniques de l'os et par conséquent fournir des informations supplémentaires par rapport à la densité minérale osseuse (DMO) [21]. Les paramètres ultrasonores QUS de vitesse SOS (Speed Of Sound) [22] et d'atténuation BUA (Broadband Ultrasonic Attenuation) se sont révélés être liés à la solidité osseuse [23]. Ils ont été corrélés au paramètre microstructural de BV/TV (Bone Volume / Tissu Volume) [14, 15, 21, 24]. Cependant, les techniques QUS n'ont pas été appliquées jusqu'à présent en per-opératoire pour évaluer la qualité osseuse du rachis. En fait, il existe une difficulté qui réside dans le positionnement de plusieurs transducteurs dans le corps vertébral en per-opératoire. Lors de la chirurgie par abord antérieur, les chirurgiens utilisent couramment des broches cylindriques métalliques, appelées pinch, insérées dans le corps vertébral afin de maintenir les tissus mous pendant l'intervention chirurgicale. Ces pinch sont retirés du tissu osseux après la chirurgie. Ces travaux se basent sur l'hypothèse, qu'une méthode échographique originale utilisant un pinch comme réflecteur dans l'os, permettrait la mesure des paramètres ultrasonores pour une estimation de la qualité osseuse. Ce manuscrit s'articule en trois parties contenant sept chapitres.

La première partie donne le contexte général de la thèse, qui définit dans le chapitre 1, d'un point de vue biomécanique, les éléments constituant la structure osseuse. Le chapitre 2 insiste sur la physiopathologie du rachis lombaire, l'épidémiologie de la lombalgie, les discopathies, le diagnostic ainsi que les thérapies. Le chapitre suivant présente les implants ainsi que les motivations de la mesure de la qualité osseuse en chirurgie rachidienne et dans le chapitre 4, les techniques actuelles utilisées pour l'évaluation de la qualité osseuse sont décrites et discutées avec un accent particulier sur l'évaluation ultrasonore, car nous utilisons une méthode échographique pour estimer la qualité du tissu osseux.

La deuxième partie expose dans le chapitre 5, les développements expérimentaux. Il aborde les expérimentations *in vitro* menées sur des échantillons d'os trabéculaires prélevés de fémurs bovins. La mise en place

du protocole a nécessité le développement d'un dispositif dédié à la fixation sonde/échantillon et guidage du réflecteur. Ensuite, un autre dispositif dédié aux mesures des lombaires à été conçu et en fin des mesures *in vitro* ont été réalisées sur des os trabéculaires bovins et sur des vertèbres de porc ainsi que sur du PMMA.

La troisième partie de ce manuscrit traite des simulations numériques. La modélisation acoustique et la simulation numérique associée sont mise en œuvre afin de mieux comprendre les phénomènes impliqués. Ces études sont réalisées en utilisant deux codes de simulation différents. Le chapitre 6 décrit l'utilisation d'un code de simulation par éléments finis qui permet d'étudier la robustesse de notre méthode échographique en fonction du positionnement de la sonde. Le chapitre 7 s'intéresse au couplage d'un outil de simulation numérique avec des techniques d'imagerie à haute résolution afin de mieux comprendre la propagation ultrasonore dans l'os trabéculaire dans la cadre de la configuration expérimentale décrite dans le chapitre 5.

Première partie

Contexte de l'étude

Chapitre 1

Physiologie du tissu Osseux

Ce chapitre expose quelques éléments sur la description de la structure osseuse et de son fonctionnement avec une grande attention portée à l'os trabéculaire. Ensuite, on abordera le remodelage osseux, la notion de qualité osseuse sans oublier l'ostéoporose, qui induit un risque de fracture élevé.

1.1 - Généralités

Les os sont des organes rigides constituant le squelette. Le squelette sert de point d'attache aux muscles et protège les organes vitaux enfermés dans la cage thoracique et la cavité abdominale [25]. Ils sont classifiés suivant leur forme et leur taille en 5 types: les os longs (fémur, tibia, clavicule, ...), les os courts (carpes, tarses, ...), les os plats (sternum, omoplate, ...), les os particuliers (vertèbres, mandibule, paladin, ...) et les os sésamoïdes (rotule, ...) [26].

Le squelette remplit différentes fonctions [27]: sur le plan statique, il donne au corps son apparence extérieure, soutien et protège les tissus mous. Sur le plan dynamique, il permet la transmission des forces musculaires lors de mouvements. D'un point de vue biomécanique, le tissu osseux est un matériau hétérogène, anisotrope et multi échelle [28]. Les os renferment la moelle qui produit les cellules sanguines, et contiennent les réservoirs de sels minéraux que l'organisme peut mobiliser selon ses besoins [27]. Aussi, les os permettent l'élimination des toxines présentes dans la circulation générale. De plus, ses propriétés sont en perpétuelle évolution par l'intermédiaire des phénomènes de remodelage osseux et permettent à l'os d'adapter sa structure aux contraintes mécaniques subies.

Le caractère multi échelle de l'os se traduit par une structure qui dépend de l'échelle d'observation [29]: (i) le squelette, à l'échelle de la taille de l'individu; (ii) l'os cortical et l'os trabéculaire (voir Figure 1.1), à l'échelle macroscopique (~10 cm); (iii) les cellules, à l'échelle de la centaine de micromètre; (iv) les parois cellulaires, à l'échelle microscopique; (v) les constituants cellulaires dont le collagène, à l'échelle du nanomètre.

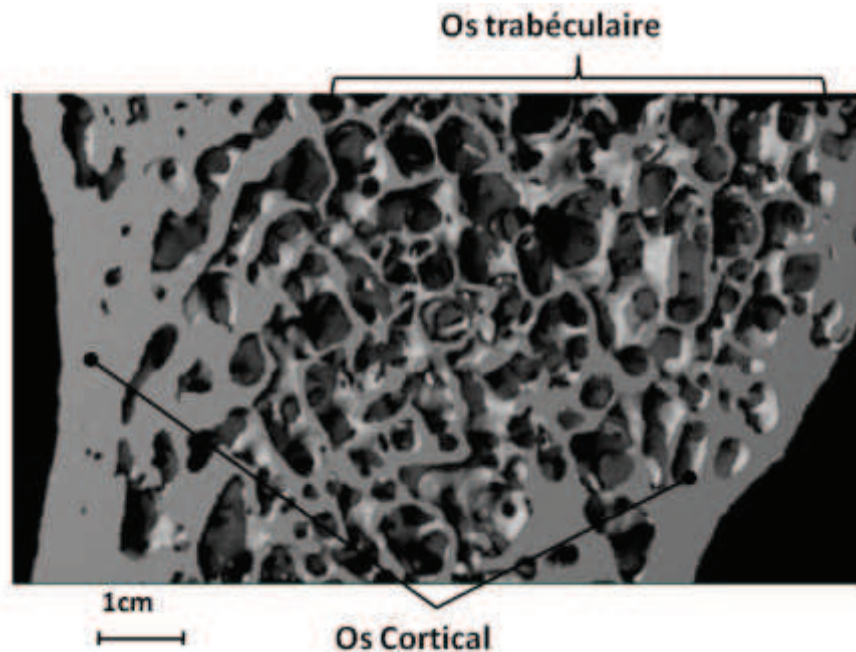


Figure 1.1 - Coupe 2D d'une image de tissu osseux obtenu par μ CT par Rayons X. L'os trabéculaire se trouve au centre de l'image et l'os cortical sur les côtés (Image adaptée de [30]).

1.2 - L'os cortical

L'os cortical humain adulte est majoritairement composé de lamelles osseuses concentriques parallèles, formant un ensemble d'unités de base appelées ostéons ou système de Havers [31]. Les ostéons sont centrés sur le canal de Havers qui contient des vaisseaux sanguins. Les canaux de Havers communiquent entre eux, avec la cavité médullaire et le périoste par des canaux transversaux appelés canaux de Volkmann. Le périoste est l'enveloppe externe de l'os cortical des os longs et des os plats. C'est le périoste qui assure les échanges entre le tissu osseux et le milieu extérieur. L'endoste est l'enveloppe interne du cortical. L'os cortical a une faible porosité, comprise typiquement entre 3 et 15% [12], et représente environ 80% de la masse osseuse humaine [32, 33].

1.3 - L'os trabéculaire

Il est aussi nommé os spongieux car sa porosité varie typiquement entre 75 et 85%. Il représente environ 20% de la masse osseuse et est essentiellement présent aux extrémités des os longs comme le fémur, le tibia et dans les os plats comme les lombaires, le bassin [34, 35]. Il est constitué d'un enchevêtrement tridimensionnel de travées osseuses (figure 1.2), appelées trabécules, immergées dans un milieu fluide composé de moelle, lieu de formation des cellules souches hématopoïétique comme les érythrocytes (globules rouges), les leucocytes (globules blancs), les thrombocytes ou plaquettes, les ostéoclastes responsables de la résorption osseuse.

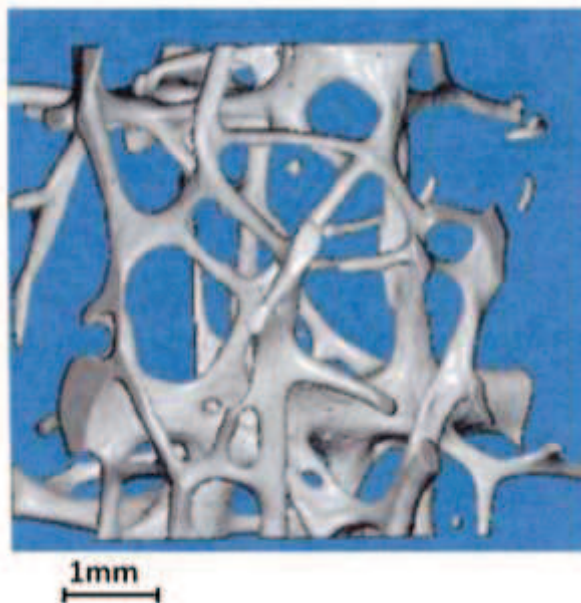


Figure 1.2 - Image 3D des travées dans l'os trabéculaire (adaptée de [36]).

Les pores peuvent aussi contenir de la moelle jaune, où se forme des cellules souches mésenchymateuses: les adipocytes ou cellules graisseuses, les chondrocytes ou cellules du cartilage, les ostéoblastes qui reconstruisent l'os [12]. Les pores sont saturés de moelle rouge.

L'os trabéculaire présente une structure multi-échelle. A l'échelle macroscopique, il se compose de la moelle et d'une architecture tissulaire; à l'échelle microscopique, le tissu trabéculaire est formé d'unités structurales élémentaires déposées en couche successives, de différentes maturations et séparées par des lignes cémentantes; à l'échelle du nanomètre, la matrice osseuse est constituée essentiellement de collagène et de cristaux de taille

variable [37]. Cette structure multi-échelle donne à l'os trabéculaire une anisotropie dont dépend son comportement mécanique [13, 28].

La microarchitecture de l'os trabéculaire est déterminée par différents paramètres dont les plus utilisés sont [38]: la fraction de volume osseux BV/TV (%), le nombre de travées TbN (mm^{-1}), l'épaisseur de travée TbTh (μm), l'espacement entre travées TbSp (μm). Il existe également des indices de connectivité du réseau de travées osseuses tels que le nombre de nœuds, le nombre de terminaisons, le nombre de segments libres, le nombre d'extrémités libres, le nombre d'extrémités connectées. Dans notre travail, nous n'avons utilisé que le BV/TV.

La microarchitecture trabéculaire a un rôle mécanique puisqu'elle assure la répartition des charges extérieures dans le volume de l'os. Le devenir d'un implant orthopédique inséré dans l'os trabéculaire, une fois la mise en charge réalisée, est en grande partie conditionné par la qualité de l'os trabéculaire.

La qualité osseuse, que nous définirons en section 1.5, est communément estimée par des mesures de densité minérale osseuse qui reflètent à la fois la masse osseuse et le degré de minéralisation. Le but de ce travail est d'estimer la qualité osseuse à partir des mesures de vitesse et d'atténuation d'une onde ultrasonore se propageant dans l'os trabéculaire.

1.4 - Micro endommagement et remodelage osseux

Le micro endommagement de l'os est induit par les efforts mécaniques quotidiens soumis au squelette et générant des microfissures. Celles-ci stimulent le processus de remodelage osseux afin de réparer l'endommagement. Le tissu osseux s'auto-répare tout au long de la vie. Il résulte des activités de résorption et d'apposition osseuse régulées par deux types de cellules antagonistes: les ostéoclastes, phagocytes mononucléaires qui résorbent la matrice osseuse et les ostéoblastes qui synthétisent une nouvelle matrice. Le remodelage nécessite des interactions étroites entre les cellules, la moelle et la matrice osseuse.

La masse osseuse augmente pendant l'enfance et l'adolescence pour devenir maximale entre 20 ans et 30 ans. Pendant cette période, l'activité ostéoblastique domine. Les activités ostéoclastiques et ostéoblastiques s'équilibrent ensuite, en l'absence de pathologies du métabolisme osseux et la masse squelettique demeure relativement stable. Elle se réduit à partir de 45-50 ans, par rupture de l'homéostasie osseuse au profit de la résorption, à raison de 0,5 % à 2 % par an environ [39]. Chez la femme, cette perte est

accélérée au moment de la ménopause pendant cinq à dix ans environ, en raison de la chute brutale du taux des œstrogènes.

Il y a donc un équilibre du remodelage osseux à maintenir entre les activités ostéoblastiques et ostéoclastiques [40], elles-mêmes dépendantes de multiples éléments, comme l'âge, les facteurs hormonaux et génétiques, l'apport calcique, les sollicitations mécaniques qui peuvent entraîner des maladies telle que l'ostéoporose.

1.5 - L'Ostéoporose

L'ostéoporose est une ostéopathie systémique définie par l'OMS, en 1993 et reprise en 2006 dans la synthèse de la HAS, comme étant une pathologie diffuse du squelette, caractérisée par une diminution de la densité osseuse et par des altérations de la microarchitecture du tissu osseux. Elle induit une augmentation de la fragilité osseuse et un risque accru de fracture [41]. Elle se manifeste cliniquement surtout dans les os où la proportion de tissu trabéculaire est dominante (vertèbres, col fémoral, etc.) comme le montre la Figure 1.5.

L'ostéoporose se traduit par une diminution de l'épaisseur des travées de l'os trabéculaire et par une transformation progressive des structures de type plaque vers des structures de type poutre.

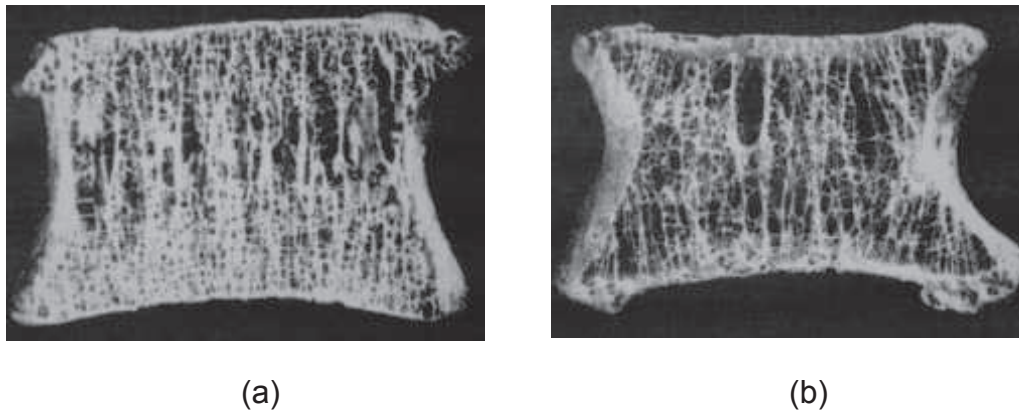


Figure 1.5 - Os vertébral (a) d'un sujet jeune normal, (b) d'un sujet âgé atteint d'ostéoporose (d'après [42]).

La balance osseuse devient négative, ce qui se traduit par une diminution de la masse osseuse et une augmentation du risque de fractures.

Il s'agit d'une pathologie sans symptôme apparent et qui n'est souvent pas diagnostiquée jusqu'à la survenue d'une fracture [43]. Cependant, c'est

une maladie grave et fréquente, car sa prévalence à l'âge de plus 50 ans est de 40% chez la femme et de 13% chez l'homme [44]. L'augmentation de l'espérance de vie est à l'origine de cas plus nombreux d'ostéoporose. En France, on déplore chaque année environ 35 000 fractures du poignet, 70 000 fractures vertébrales et 60 000 fractures du col du fémur liées à l'ostéoporose [39]. En particulier, les fractures vertébrales occasionnent des douleurs et une perte de taille avec cyphose dorsale.

Le diagnostic d'ostéoporose repose actuellement sur la mesure de la densité minérale osseuse (DMO ou BMD) par la méthode de référence d'ostéodensitométrie DXA. D'autres méthodes sont utilisées comme les ultrasons quantitatifs. Une revue des différentes méthodes de mesure est donnée au Chapitre 4.

La qualité osseuse dépend de nombreux facteurs comme la microarchitecture de l'os, le remodelage, l'accumulation des micro-endommagements et la minéralisation [45]. La détermination de la qualité osseuse implique la connaissance: *i)* de la minéralisation, *ii)* du remodelage osseux et *iii)* de la microarchitecture osseuse.

L'imagerie médicale permet de déterminer différents paramètres: à l'échelle macroscopique, la géométrie et la répartition entre l'os cortical et trabéculaire; à l'échelle microscopique, l'épaisseur corticale ou les paramètres de microarchitectures de l'os trabéculaire.

Chapitre 2

Propriétés biomécaniques du rachis

2.1 - Physiologie

2.1.1 - Généralités

La colonne vertébrale ou rachis (Figure 2.1) est une structure ostéoarticulaire représentant le support axial du corps humain. Il porte le crâne, le thorax et transmet le poids du corps aux articulations. Il se repose sur la ceinture pelvienne. Le rachis sert de mât de fixation aux muscles et est indispensable à une bonne posture, mais aussi à la locomotion, assurant ainsi au tronc une flexibilité, une protection de la moelle épinière et des méninges.

Le rachis se compose de 24 vertèbres qui s'articulent en 7 cervicales, 12 dorsales, 5 lombaires, le sacrum et le coccyx. Le sacrum se forme de 5 sacrées soudées entre elles, alors que le coccyx est constitué de 4 coccygiennes fusionnées entre elles. Entre chaque vertèbre se trouve un élément en forme de disque appelé disque intervertébral (DIV), élément essentiel de la mobilité du rachis. Cette mobilité respecte son anatomie en forme de courbures: lordose au niveau des cervicales et des lombaires; de cyphose au niveau des dorsales et des sacrées (sacrum et coccyx), procurant ainsi au rachis souplesse et stabilité.

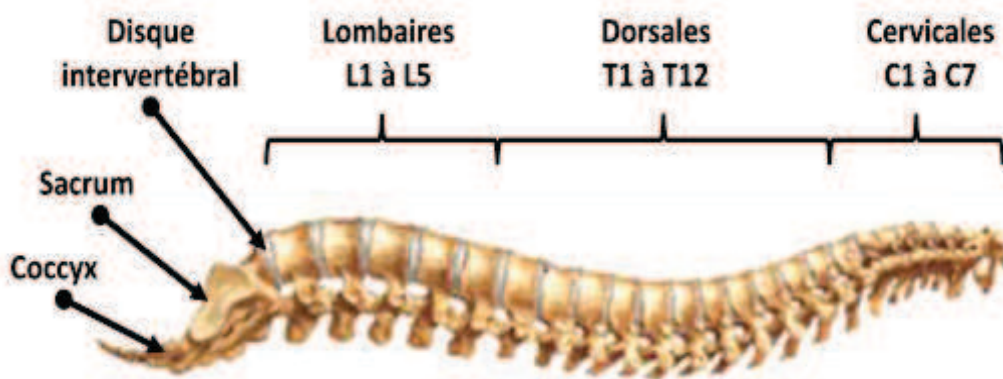


Figure 2.1 - Le rachis humain (description adaptée de [25]).

Chaque vertèbre ou spondyle est composée d'une partie postérieure (l'arc vertébral), d'une partie antérieure (le corps vertébral) et d'une partie moyenne (les pédicules et les apophyses transverses).

Entre elles se trouve le trou vertébral ou canal rachidien par lequel passe la moelle épinière. Cette dernière se termine au niveau de la lombaire L2 par le sac dural et donne naissance aux nerfs rachidiens qui contiennent les racines nerveuses motrices et sensibles des membres inférieurs et des sphincters vésicaux et rectaux (Figure 2.2). Les racines sortent du canal rachidien par des foramen, à hauteur des DIV. Elles débutent au disque L2-L3 et sont entourées par le fourreau dural et baignent dans le liquide céphalo-rachidien (LCR).

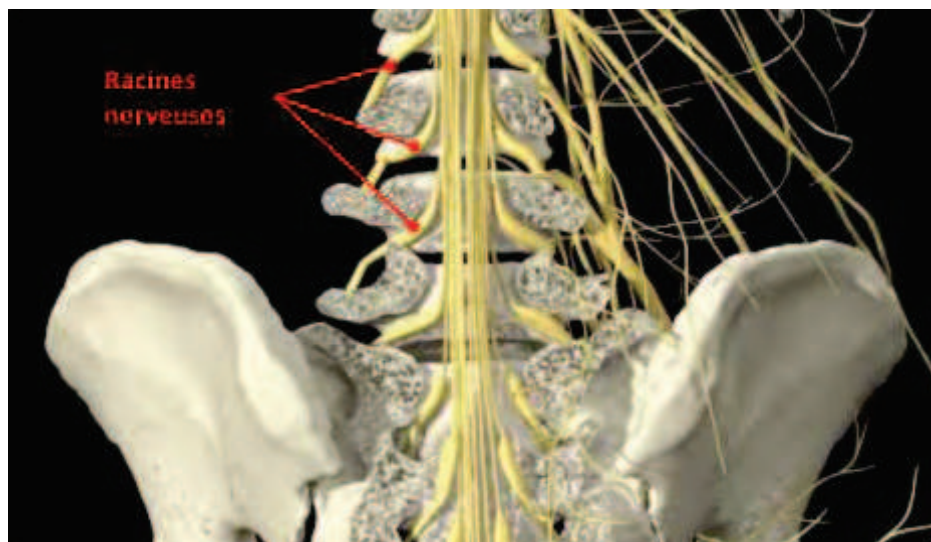


Figure 2.2 - Aspect du sac dural (la queue de cheval): les racines nerveuses passent au voisinage des disques intervertébraux (image adaptée de [46]).

Chaque vertèbre s'articule avec les deux vertèbres voisines, supérieure et inférieure à l'aide de quatre petites articulations appelées facettes articulaires (FA).

2.1.2 - Le disque intervertébral (DIV)

Le DIV est situé entre deux vertèbres. Il permet une mobilité intervertébrale lors des mouvements en flexion, en extension, en torsion et en inclinaison latérale. Il joue également le rôle d'amortisseur, par sa résistance à la compression, son absorption des chocs et la répartition des contraintes qu'il permet sur l'ensemble des deux corps vertébraux. Il protège les vertèbres et les structures nerveuses. L'ensemble des disques intervertébraux représente un quart du rachis. Leur épaisseur varie selon le type de vertèbre de 1 à 1.5 cm.

Le DIV est composé d'un noyau central, le nucleus pulposus (NP), et autour un anneau, l'annulus fibrosus (anneau fibreux, AF) (Figure 2.4). Ces deux éléments sont recouverts par les plateaux cartilagineux.

2.1.3 - Les facettes articulaires

Quatre facettes articulaires (FA) sont situées dans la partie postérieure de la vertèbre et sur le côté du canal vertébral et sont recouvertes de cartilage. Les vertèbres s'appuient sur trois points et forment ainsi un trépied lié au corps vertébral: le DIV correspond à l'appui antérieur et les deux FA aux appuis postérieurs. La dégénérescence discale, un traumatisme ou une surcharge anormale sont susceptibles de modifier la physiologie facèttaire en provoquant l'usure des FA qui risque d'entraîner une limitation des mouvements et l'apparition d'un syndrome facèttaire.

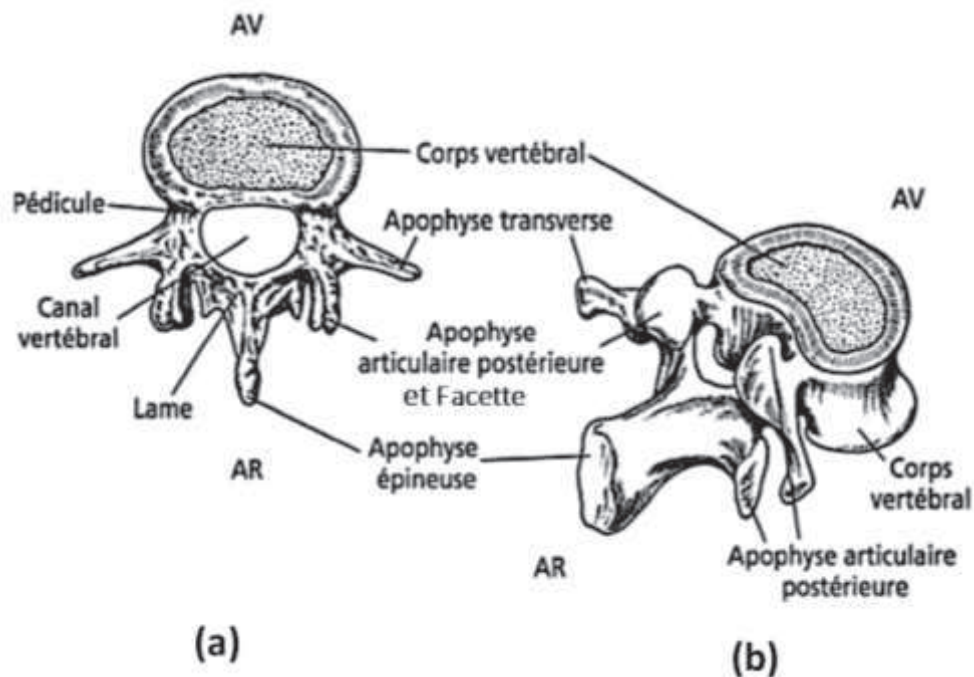


Figure 2.3 - Schéma d'une vertèbre lombaire, en (a) vue de dessus (b) trois quarts arrière (adaptée de [47]).

2.1.4 - Le corps vertébral

Le corps vertébral est la partie antérieure de la vertèbre, de forme cylindrique et essentiellement constitué d'os trabéculaire. Il se termine à sa base et à son sommet par une couche d'os cortical d'épaisseur d'environ 2 mm et recouverte de cartilage, appelée plateaux vertébraux ou plateaux cartilagineux. Lieu de fixation des FA et siège des DIV, c'est le site anatomique visé par notre étude. Car il va recevoir l'implant. La qualité du tissu osseux le constituant est une information importante à prendre en compte par le chirurgien (voir chapitre 2 section 2.5).

2.2 - Physiopathologie

Les grandes pathologies du rachis peuvent être regroupées en 4 catégories [48]: *i)* les déformations, provoquées par la modification de la courbure physiologique du rachis; la plus connue est la scoliose; *ii)* les fractures, sont des traumatismes du rachis touchant majoritairement les sujets de sexe masculin, entre 20 et 35 ans mais également les personnes de plus de 60 ans à cause de leur fragilité liée à l'ostéoporose; *iii)* les maladies

dégénératives qui concernent le vieillissement rachidien pouvant entraîner une altération de la physiologie vertébrale et la dégénérescence des disques intervertébraux; Les plus concernées par des indications de chirurgie rachidienne sont l'arthrose vertébrale et la hernie discale; *iv*) les tumeurs rachidiennes.

Nous ne traiterons que du cas des maladies dégénératives, car elles impliquent la qualité osseuse, en l'occurrence la hernie discale cause principale de la lombalgie.

2.2.1 - Epidémiologie

La fréquence des maladies dégénératives lombaires est en augmentation et son taux est particulièrement élevé dans les pays industrialisés. Elle est une des principales causes d'arrêt d'activité professionnelle et de dépenses de santé.

Aussi, en Afrique noire, les premiers travaux consacrés au rachis avaient fait état de la rareté de la hernie discale lombaire [49, 50]. Des études récentes réalisées en Côte-d'Ivoire [51, 52], au Togo [53], au Congo Brazzaville [54] et en République Démocratique du Congo (ex-Zaïre) [55] montrent que l'atteinte dégénérative du rachis lombaire est aussi une préoccupation de santé publique en Afrique subsaharienne.

L'organisation mondiale de la santé, indique que la lombalgie est à l'origine de 15% d'absentéisme chez les travailleurs de force en raison de l'incapacité professionnelle qu'elle induit [56]. En France, la prévalence de la lombalgie chronique croît avec l'âge [57] et a été estimée à 7,9 % chez les hommes, et à 7,5 % chez les femmes en 2004 [58]. Environ 2,5 % à 5 % des patients lombalgiques chroniques développent des résistances aux traitements non chirurgicaux.

2.2.2 - Définition de la lombalgie

La lombalgie est une des formes de mal de dos la plus fréquente. Son principal symptôme est la douleur située entre la charnière dorso-lombaire (T12-L1) et la charnière lombo-sacrée (L5-S1). Cette douleur peut être bénigne et localisée ou aiguë voir subaiguë et dans ce cas, elle est ressentie par l'irradiation dans les membres inférieures, le long du trajet du nerf sciatique et/ou crural [59]. La lombalgie peut aussi se manifester par l'altération de la régulation des mouvements de la posture [60]. La lombalgie est dite chronique si la douleur va au-delà de trois mois [59].

La lombalgie est multi-causale [2, 4] et ses formes les plus fréquentes sont résumées dans le Tableau 2.1. Ce tableau montre que les causes de la lombalgie spécifique, sont comme pour l'ensemble du rachis pathologique essentiellement d'origine mécanique. Les vertèbres lombaires sont

constamment sollicitées et soutiennent une part importante du poids corporel, ce qui en fait une région fragile.

Nous nous intéressons ici aux lombalgies de type radiculaires et d'origines discales (sciatique et cruralgie causées par les hernies discales) en opposition aux lombalgies de types symptomatiques indiquant des affections rachidiennes et autres causées par un anévrisme de l'aorte abdominale, une tumeur, une fracture liée à l'ostéoporose ou une infection.

Tableau 2.1 - Les causes les plus fréquentes de la lombalgie et leurs origines (adapté de [61]).

Causes	Origines
Atteinte traumatique: lésion à un muscle, un tendon ou un ligament, fissure discale.	Effort, torsion inhabituelle ou accumulation de microlésions causées par des mouvements répétitifs. Personnes en mauvaise forme physique ou exerçant des métiers physiques (construction, port de lourdes charges...) sont les plus à risque.
La dégénérescence discale	Perte de l'élasticité des disques intervertébraux avec l'âge. Usure des facettes articulaires. Certains sportifs autour de la quarantaine, surtout ceux pratiquant une activité avec pression sur la colonne vertébrale.
Une hernie discale	Une partie du gel contenu dans le disque intervertébral fait saillie vers l'extérieur et comprime les racines nerveuses. Mauvaises postures, surplus de poids, grossesse et dégénérescence discale.

2.2.3 - La hernie discale

La hernie discale correspond à une déformation d'une partie du disque intervertébral qui vient comprimer la moelle épinière ou un nerf rachidien (Figure 2.4). Les deux principales causes sont [47]: *i*) la dégénérescence discale [62] et *ii*) une atteinte traumatique dans l'exercice des sports vigoureux ou en cas de port répété de charges lourdes [63]. La hernie discale peut être accélérée par d'autres causes dont: la génétique, l'environnement, la morphologie et la qualité de vie (le tabagisme, les efforts physiques répétés, la surcharge pondérale, les anomalies congénitales de développement, déséquilibre des courbes rachidiennes physiologiques).

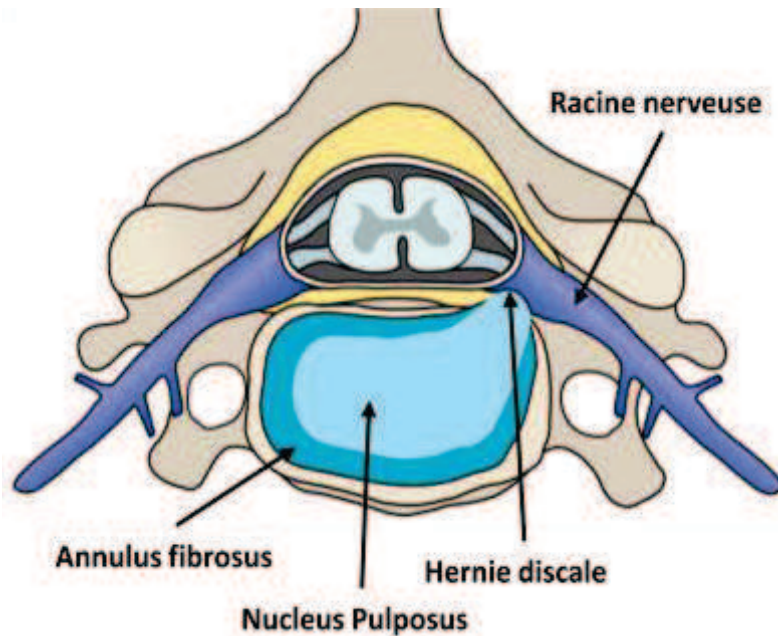


Figure 2.4 - Image d'une déformation du disque (migration du nucleus pulposus) qui comprime la racine nerveuse pour faire hernie (image adaptée de [64]).

2.2.4 - Les conséquences

Le dysfonctionnement du rachis lombaire implique essentiellement les DIV et les vertèbres incluant les FA. Les disques dégèrent et s'amincissent, entraînant ainsi l'usure des FA par arthrose, le rapprochement des vertèbres les unes des autres, et le pincement des nerfs se trouvant entre elles. Ce dysfonctionnement a des conséquences d'ordre biomécanique et neurologique.

Une fois la dégradation du DIV enclenchée, les surpressions mécaniques se reportent vers le corps vertébral et sur les disques voisins. Dans ce contexte pathologique, les plateaux vertébraux sont atteints notamment au bord, où des excroissances osseuses anormales surviennent [47]. Ceci est consécutif à un épaissement des travées de l'os trabéculaire. En même temps, l'arthrose des FA commence. Ainsi, il survient une modification de l'alignement des vertèbres, une sensation de faiblesse et des contractions musculaires surtout due aux problèmes causés par les FA.

Au niveau neurologique, les effets des arthroses et les compressions des circuits nerveux, des maux et le symptôme douleur surviennent [47, 65]. Les influx douloureux résultent aussi d'une inflammation liée à une agression

chimique issue de la libération de cytokines déclenchée par le contact entre le NF et la racine nerveuse [66].

Quel que soit l'origine de la douleur, on constate l'apparition d'un cercle vicieux physiopathologique qui s'enclenche: la douleur entraîne une contraction, qui lui entraîne une inflammation, et ce dernier entraîne de nouveau la douleur.

2.2.5 - Diagnostic et prise en charge

Le diagnostic d'une lombalgie repose tout d'abord sur une analyse clinique des symptômes, des antécédents jusqu'au ressenti de la douleur en passant par l'ensemble des causes décrites dans le tableau 2.1. Des examens biologiques et d'imagerie médicale du rachis sont effectués [66, 67]. Il existe des thérapies qui sont classiquement de deux ordres: le traitement médical et la chirurgie (classique et de remplacement).

2.3 - La Prise en charge Chirurgicale

En cas de résistance au traitement médical et sous certaines conditions, la chirurgie est préconisée. Différents critères permettent de choisir entre la chirurgie classique et l'implantologie. Ces critères sont liés entre autre: *i)* au type de maladie et au niveau d'invalidité induit [68], *ii)* à l'âge du patient, et à son niveau d'ostéoporose *iii)* à l'état des muscles postérieurs, à la qualité du cartilage entre facettes articulaires et sans arthrose.

2.4.1 - La chirurgie classique

La chirurgie classique regroupe les techniques d'incision ou d'ablation des hernies, foramen et nucleus, que sont les thérapies intra-discales (y compris électrothermie) et herniectomy, sténose foraminale ; mais aussi la discectomie lombaire endoscopique.

2.4.2 - Chirurgie implantaire

La chirurgie implantaire regroupe deux techniques distinctes: *i)* l'arthrodèse intersomatique lombaire qui correspond à la mise en place d'une cage pour effectuer la fusion de plusieurs vertèbres et *ii)* l'arthroplastie discale qui correspond à la mise en place d'une prothèse totale du disque (PTD).

Ces deux techniques consistent à remplacer le disque intervertébral pathologique par un implant orthopédique.

Chapitre 3

Implants Osseux

Ce chapitre porte sur les implants osseux utilisés en chirurgie rachidienne à des fins de traitements de discopathies. Les caractéristiques des implants sont données ainsi que des notions portant sur leur stabilité et sur les facteurs majeurs qui influencent leur intégration dans le tissu osseux pour un succès clinique à long terme.

3.1 - Généralités sur les implants orthopédiques

Le développement combiné des biomatériaux et des nouvelles techniques chirurgicales a permis d'élargir le champ d'utilisation des implants à plusieurs spécialités. Au niveau du rachis, il existe essentiellement trois dispositifs médicaux implantables: la cage intersomatique, la vis pédiculaire, la prothèse totale de disque.

Pour éviter les phénomènes de rejet et l'instabilité de l'implant, le choix d'un matériau biocompatible est fondamental. L'objectif est d'obtenir une cicatrisation osseuse de bonne qualité autour de l'implant [69], pour permettre l'ostéointégration de l'implant à long terme [70, 71]. Les biomatériaux les plus usités sont le titane et ses alliages.

Les critères de choix d'un implant sont multiples, d'autant plus que l'éventail d'implants est large et en constante évolution. Nous pouvons citer: *i)* l'état de santé du patient en terme de qualité osseuse (qualité du rachis, solidité osseuse, importance de l'ostéoporose); *ii)* la pathologie à traiter et l'étage vertébral concerné et *iii)* la voie d'abord (ALIF ou PLIF) et des habitudes du chirurgien. Les implants peuvent être implantés seuls ou combinés sous forme de montage, étendus sur plusieurs niveaux (montages

longs) ou limités à un ou deux étages (montages courts). Les montages quant à eux sont caractérisés par leurs tailles (longueur, largeur, hauteur), leurs formes (présence ou non d'une lordose par exemple).

3.2 - La Cage intersomatique

La cage intersomatique est un implant creux et parfois pré remplie d'un greffon osseux. Il est utilisé en arthrodèse pour réaliser la fusion des deux vertèbres. Deux éléments permettent de remplir les objectifs: la géométrie et la surface.

La géométrie ouverte des cages a pour but de favoriser la qualité de la cicatrisation osseuse et de la circulation des nutriments. Ce dispositif permet la décompression radiculaire par ouverture foraminale, la stabilisation du rachis et sa fusion en vue d'une statique rachidienne correcte. Il est implanté soit par voie antérieure (ALIF) ou par voie postérieure (PLIP).

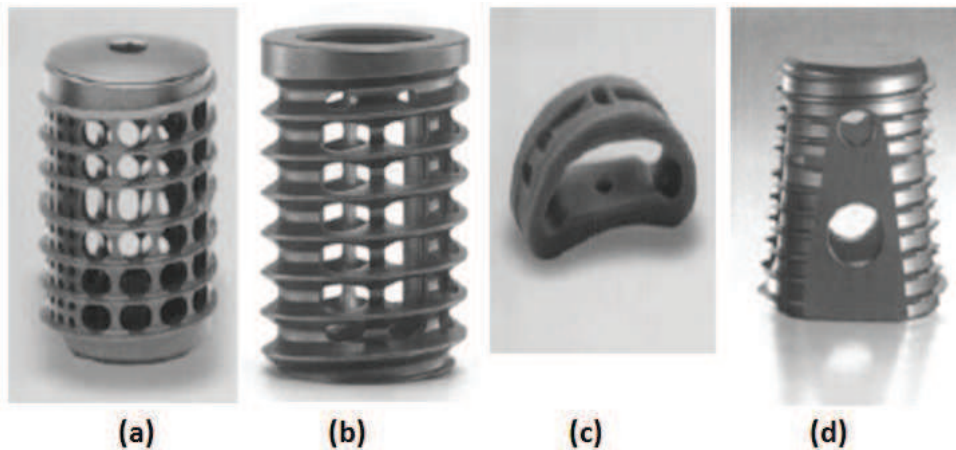


Figure 3.1: Images de quatre types de cages intersomatiques pour fusion (d'après [72]).

Il existe une variété de formes selon la géométrie et la surface comme le montre les images de quatre cages de la Figure 3.1: *i*) en cylindrique (a) et (b) ou en bloc avec lordose; *ii*) en ogival (d); *iii*) en haricot (c). Les dimensions aussi sont variables, les cages lombaires sont plus grosses que ceux des cervicales et de l'ordre de 8 à 36 mm pour la longueur et la largeur par incréments de 2 mm, et de 8 à 15 mm de hauteur. La fixation se fait par impaction et/ou par fixation.

3.3 - Les Vis pédiculaires

La vis pédiculaire est un dispositif médical d'ostéosynthèse pour un encrage osseux optimal. C'est donc un implant d'ancrage, introduit dans le pédicule (voir dans la Figure 2.3), unissant l'arc postérieur de la vertèbre à l'arc antérieur de celle-ci [73], avec un double objectif: *i)* limiter une déformation; *ii)* fixer solidement et durablement le rachis. La tête de la vis peut être articulée. Un code couleur permet de choisir les diamètres de vis. Les dimensions sont variables, de l'ordre de 3 à 9 mm de diamètre pour des longueurs de 25 à 60 mm par incréments de 5 mm. Les vis pédiculaires sont implantées par voie postérieure (PLIP) ou par voie postéro-latérale.



Figure 3.2: Vis pédiculaires polyaxiales (adapté de [74]).

La figure 3.2 montre un modèle de vis pédiculaire ayant une tête polyaxiale et articulée, permettant de tolérer les écarts d'alignement à l'aide d'une tige. La longueur d'une tige varie de 4 à 60 cm pour un diamètre de 3,5 à 6,5 mm. Elles peuvent être plus ou moins rigides, droites ou précintrées, prédécoupées.

3.4 - La Prothèse discale lombaire

La prothèse discale est un dispositif plus récent (utilisée depuis les années 80) et est destinée au remplacement des disques intervertébraux [10]. L'avantage principal est de permettre une fonction vertébrale normale en conservant la mobilité de la colonne. Elle constitue une alternative à l'arthrodèse. Il existe différents types de prothèses discales et un exemple est montré dans la figure 3.3. Il est implanté soit par voie antérieure (ALIF) ou par voie postéro-latérale.

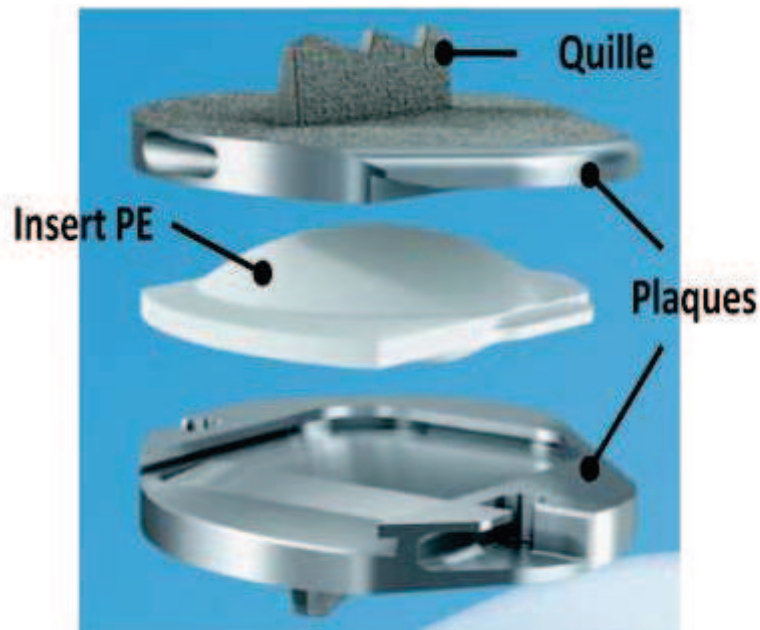


Figure 3.3 - Représentation de la prothèse discale Prodisc-L (adaptée de [10]).

Les dimensions des prothèses dépendent: *i)* des angles de flexion, d'extension et d'inclinaison latérale et *ii)* de l'épaisseur de l'insert en Polyéthylène (PE). A titre d'illustration, la prothèse Prodisc-L indiquée dans la Figure 3.3 à pour dimension de l'insert de 10 à 14 mm par incréments de 2 mm et la Quille supérieure de 3 à 11°.

3.5 - Le Pinch

Le pinch est une pointe en acier inoxydable, autoclavable, de diamètre 3.95 mm et de longueur 210 mm. Ce n'est pas un implant mais un outil utilisé, lors d'une intervention chirurgicale par abord antérieur, pour écarter les tissus mous environnant, afin d'accéder au corps vertébral.

Après incision cutanée de la paroi abdominale, l'espace rétro péritonéal, physiologiquement virtuel, doit d'abord être créé par dissection puis le rachis est abordé au raz du muscle psoas. Quatre pinch sont placés dans les corps vertébraux de part et d'autre de l'espace d'implantation. L'avivement des plateaux est ensuite réalisé tout en respectant la plaque sous-chondrale. Cet avivement permet une cicatrisation de l'implant avec une sollicitation minimale et facilite l'ostéo-intégration. On positionne par contrôle à l'amplificateur de brillance, un implant d'essai dans l'espace intersomatique. L'implant définitif (dans lequel est positionnée une greffe

osseuse en cas d'arthrodèse) est ensuite impacté dans l'espace intersomatique. Une fois le bon positionnement de l'implant vérifié les quatre pinch sont retirés et les incisions sont fermées plan par plan.

Le pinch sert également de repère lors de prise de radiographie de contrôle per-opératoire pour s'assurer du positionnement de l'implant [10, 75]. Sa mise en place dans l'os par clouage permet de préserver les vaisseaux. En effet, la taille des matériels introduits dans l'os comme les vis, mèches et fraises utilisées classiquement, représentent souvent un danger à proximité des structures nerveuses [76, 77].

Quatre pinch sont placés dans les corps vertébraux de part et d'autre de l'espace d'implantation, comme le montre la Figure 3.4.

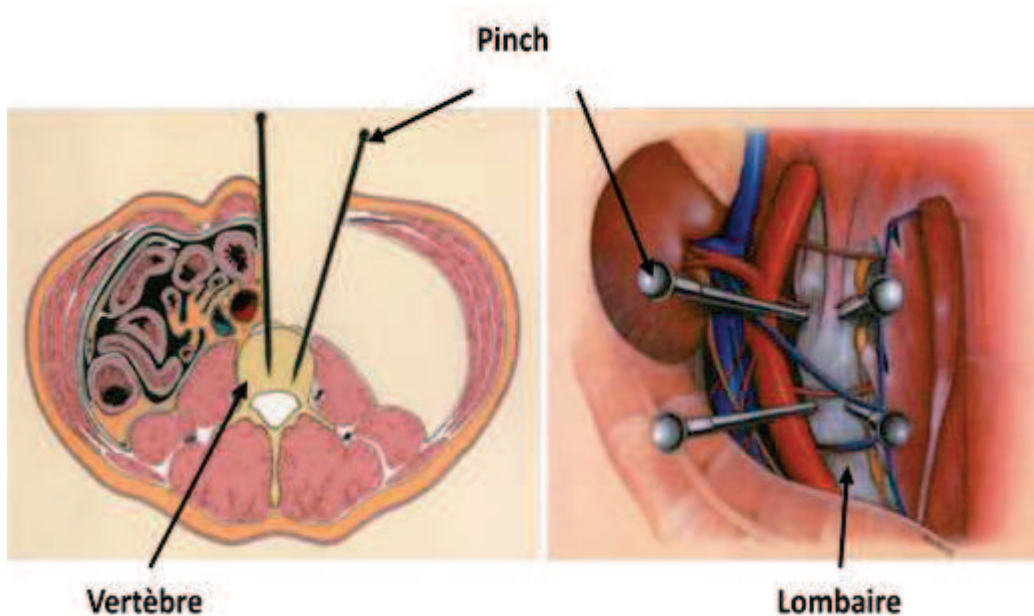


Figure 3.4 - Représentation schématique de l'utilisation de pinch en chirurgie du rachis par abord antérieur (adaptée de [78]).

3.6 - La Stabilité implantaire

Il subsiste des risques d'échec à la chirurgie rachidienne, car les phénomènes à l'origine du succès de l'acte chirurgical à long terme demeurent mal compris [10]. Ces échecs peuvent avoir des conséquences graves pour le patient et induire des coûts supplémentaires. Il reste difficile d'estimer la stabilité d'un implant, à cause de la complexité du tissu osseux et des phénomènes de remodelage. Un implant est stable lorsque les

contraintes physiologiques ne modifient pas les propriétés du système os-implant.

3.6.1 - Stabilité Primaire

La stabilité primaire correspond à celle obtenue juste après la mise en place de l'implant. Cette stabilité est intimement liée à la qualité de l'os ainsi qu'à des propriétés biomécaniques de l'implant, notamment sa géométrie. Le protocole chirurgical d'implantation est également un paramètre qui influence la stabilité primaire [79]. Cette dernière conditionne la pérennité d'un implant.

3.6.2 - Stabilité Secondaire

Après la pose de l'implant, la cicatrisation du tissu osseux autour de l'implant s'effectue progressivement et on parle de stabilité secondaire. Il s'agit du renforcement de la stabilité primaire en optimisant le contact os-implant par un mécanisme physiologique de formation et de maturation osseuse. Le succès à long terme de la pose d'implant osseux est lié à la qualité de l'ostéointégration [70, 71]. La stabilité secondaire dépend de la stabilité primaire et de la qualité osseuse au niveau du site d'implantation.

3.7 - Intérêt de l'estimation de la qualité osseuse en chirurgie rachidienne

La discopathie dégénérative est l'une des étiologies fréquente des pathologies rachidiennes. Elle peut exiger une intervention chirurgicale [5]. La section 2.4.2 du chapitre 2 décrit les deux techniques chirurgicales utilisées: l'arthrodèse et l'arthroplastie.

La technique la plus ancienne est l'arthrodèse, qui consiste à réaliser un pont osseux entre deux vertèbres adjacentes. Différents dispositifs médicaux sont utilisés pour relier ces deux vertèbres: les cages, les vis et une variété d'autres matériaux de fusion [6-9]. Cette technique possède l'inconvénient de supprimer la mobilité de ce segment du rachis et d'augmenter les contraintes sur les segments voisins [80, 81]. Les conséquences néfastes de la fusion intervertébrale sont: une douleur persistante, un contour vertébral non physiologique et la dégénérescence accélérée des segments adjacents [80]. Dans cette technique, l'implant intersomatique n'a aucune fonction mécanique et la fusion osseuse peut

également être complétée par des fixations externes, tels que des vis pédiculaires. Ce renforcement permet la stabilité biomécanique de la structure vertébrale. Cependant, le choix de la méthode utilisée pour l'insertion de vis pédiculaires (utilisation de ciment, choix de la longueur et du diamètre de la vis) reste empirique et dépend de la qualité osseuse [81].

La technique d'arthroplastie consiste au remplacement total du DIV par une PTD. Elle a été développée comme une alternative à la fusion vertébrale pour préserver la mobilité [10]. L'arthroplastie présente l'avantage de conserver une mobilité entre les deux vertèbres adjacentes, et permet de diminuer les contraintes mécaniques sur les vertèbres voisines; aussi, elle peut limiter la dégénérescence des DIV des segments adjacents ainsi que le problème de la morbidité du site de prélèvement de la greffe osseuse [5]. Les patients qui subissent une arthroplastie montrent en outre un soulagement rapide de la douleur et un meilleur temps de récupération que ceux qui subissent une arthrodèse. Cependant, il existe des problèmes parmi lesquels [82]: i) l'encrage des implants lors de la fixation sur l'os hôte, réalisé par le phénomène d'ostéointégration. ii) le risque de fractures par impaction des vertèbres. Ces deux phénomènes dépendent de la qualité osseuse.

En conséquence, l'enjeu de l'estimation de la qualité osseuse en implantologie rachidienne est crucial, car une meilleure connaissance des propriétés mécaniques de l'os, permet le choix de la stratégie opératoire: choix entre l'arthrodèse et l'arthroplastie, renforcement de l'implant (par des vis, du ciment,...). Ce problème est particulièrement important pour les patients ostéoporotiques, car l'incidence des problèmes d'encrage, d'impaction et de fractures vertébrales augmentent avec l'âge [83].

Chapitre 4

Méthodes d'évaluation de la qualité osseuse: Etat de l'art

La définition de la qualité osseuse est basée sur une description biomécanique. Comme indiqué dans la section 1.5, la densité minérale osseuse, la géométrie et la microarchitecture du tissu osseux sont des paramètres influant de la qualité osseuse. La DMO est l'indicateur le plus documenté. Différentes techniques décrites dans ce paragraphe ont été mises en œuvre *in vitro* et *in vivo* dans la littérature: la DXA, le scanner, l'IRM, la scintigraphie, l'histomorphométrie et les techniques d'imagerie quantitative ultrasonore.

4.1 - Absorptiométrie bi-photonique à rayon X

L'ostéodensitométrie par absorptiométrie bi-photonique à rayon X, DXA pour Dual X-ray Absorptiometry, représente la technique de référence pour le diagnostic de l'ostéoporose [84, 85]. Cette technique d'imagerie médicale donne accès à la quantité d'os et utilise la comparaison de l'atténuation de deux faisceaux différents de rayons X à deux énergies différentes pour remonter à la quantité d'os traversée par les rayons X. La DXA permet de prédire le risque de fracture [86, 87].

La DXA est relativement peu irradiante par rapport aux examens radiologiques conventionnels [88] et permet l'évaluation de l'ensemble du squelette [85]. Cependant, la DXA ne permet pas de différencier l'os cortical et trabéculaire [89] et ne donne accès qu'à une information portant sur la quantité de minéral, ce qui n'est pas suffisant pour estimer un risque de fracture de manière fine. De plus, la mesure au niveau de la lombaire L5 est

imprécise à cause des variations des graisses intra-osseuse et de tissus mous autour de l'os [90].

4.2 - Tomodensitométrie

La Tomodensitométrie (TDM) Quantitative ou scanner QCT (Quantitative Computed Tomography) est une technique d'imagerie, basée sur l'absorptiométrie photonique utilisant une combinaison de rayons X et de reconstruction numérique pour produire des images en coupe. C'est la seule technique capable de fournir un résultat exprimé par unité de volume [90, 91] mais est plus irradiante que la DXA, plus coûteuse et les résultats sont moins reproductibles [84].

Des variantes de cette techniques existent et se développent notamment: *i)* le scanner périphérique (p-QCT) en particulier pour la partie distale du radius [92] et *ii)* le scanner μ -CT (micro-Computed Tomography), utilisé dans les laboratoires de recherche.

Le scanner μ -CT, permet d'analyser et de reconstruire la structure de l'os trabéculaire et de déterminer les paramètres microstructuraux [93]. Le paramètre structural le plus communément utilisé est le volume trabéculaire osseux BV/TV, qui représente la proportion du volume d'os trabéculaire réellement occupé par l'os, exprimé en pourcentage [94].

4.3 - Imagerie quantitative ultrasonore

4.3.1 - Généralités

La technique d'imagerie quantitative ultrasonore (QUS), est utilisée en clinique pour l'exploration du tissu osseux [13, 95]. Elle est non invasive, non irradiante, peu coûteuse et peu encombrante [13]. De plus les ultrasons sont des ondes élastiques sensibles par nature aux propriétés mécaniques du tissu osseux [13, 96-98]. La gamme de fréquence utilisée pour caractériser le tissu osseux est étendue puisqu'elle s'étend de 50 kHz à 1 GHz [84]. Le choix de la fréquence f est un compromis entre une longueur d'onde λ suffisamment petite pour obtenir une bonne résolution spatiale et une fréquence suffisamment faible pour limiter les problèmes liés à l'atténuation. Les fréquences utilisées pour caractériser l'os trabéculaire se situent typiquement autour de 500 kHz, ce qui correspond à une longueur d'onde d'environ 3 mm. Notons que différentes études montrent une corrélation des paramètres ultrasonores avec la DMO mesurée par DXA [22, 99, 100] ainsi qu'avec le BV/TV [101-103].

Les QUS sont une technique intéressante et alternative à la DXA. Les ultrasons étant des ondes mécaniques, ils peuvent être utilisés pour

recupérer des informations utiles sur les propriétés biomécaniques de l'os. Nous obtenons ainsi les paramètres ultrasonores [22]: SOS et BUA. Nous pouvons par conséquent faire l'estimation de la densité minérale osseuse seule [21]. Aussi, les ultrasons sont maintenant utilisés en clinique dans le contexte de l'ostéoporose pour estimer la qualité de l'os au niveau de différents sites anatomiques, tels que le calcaneum [14], la phalange [15], le tibia [16], le fémur [17] ou le radius [18] à l'aide de la mesure par transmission transverse [19] et par transmission axiale [20].

Le paramètre ultrasonore de vitesse SOS, est liée à la solidité des os [23], et est corrélé avec la DMO [22, 99, 100]. L'atténuation BUA est utile dans l'estimation de la qualité du tissu osseux notamment dans les études sur l'os trabéculaire [104, 105]. Cependant, les techniques QUS n'ont à ce jour pas été appliquées en per-opératoire pour évaluer la qualité de l'os vertébral, ce qui serait utile pour aider à la décision du chirurgien dans le cadre de l'arthrodèse et de l'arthroplastie (voir section 3.7 du chapitre 3).

4.3.2 - Méthodes de mesure

Les techniques ultrasonores de mesures quantitatives (QUS) actuellement utilisées par les dispositifs cliniques évaluent la vitesse de propagation (SOS, Speed of Sound) et la pente de l'atténuation en fonction de la fréquence (BUA, Broadband Ultrasonic Attenuation). Deux techniques de mesure sont utilisées. Les transducteurs ultrasonores sont placés du même côté de l'os pour le dispositif de transmission axiale [106] et de part et d'autre de celui-ci pour la transmission transverse [95, 107, 108]. Dans cette configuration les paramètres ultrasonores peuvent être mesurés pour des sites périphériques constitués principalement d'os cortical (radius, tibia, phalange) ou d'os trabéculaire (calcaneum) [109]. Cependant, l'utilisation de cette technique per opératoire n'est actuellement pas possible.

Dans la suite de l'étude, nous nous intéresserons au cas de l'échographie, où l'émetteur et le récepteur sont placés au même endroit du site osseux. On utilisera le pinch comme réflecteur.

4.4 - Autres techniques

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une technique qui permet d'obtenir des images de la moelle osseuse [12]. Cette technique permet au chirurgien d'avoir des indications préopératoire, sur la localisation des vaisseaux proches des lombaires [10].

La plupart des équipes travaillent aujourd'hui avec des champs magnétiques de 1,5 Tesla. Cependant, cette puissance de champ est l'inconvénient principale de l'IRM car cette énergie ne permet pas un rapport signal-sur-bruit et une résolution satisfaisante pour l'évaluation de la

microstructure osseuse. Elle oblige des temps d'acquisition importants, restreignant ainsi les possibilités de réaliser l'ensemble des examens IRM potentiellement utiles [110].

La Scintigraphie osseuse est une technique complémentaire d'imagerie fonctionnelle, utilisant les rayons γ pour obtenir des informations locales, ainsi qu'une exploration corps entier, sur le remodelage caractéristiques d'une lésion osseuse [111]. Elle est surtout utilisée pour le diagnostic et le suivi des tumeurs osseuses [112]. Son utilisation pour caractériser la qualité osseuse reste difficile à mettre en œuvre.

L'histomorphométrie osseuse est une technique d'analyse invasive de la micro-architecture [12, 113]. Elle peut être utilisée pour déterminer la nature des tissus présents à l'interface os-implant. C'est une technique qui consiste à prélever un fragment biopsique non décalcifié pour étudier les caractéristiques physiopathologiques osseuses. Elle permet de déterminer le niveau d'ostéointégration en renseignant sur la quantité d'os au contact de l'implant (BIC ratio pour bone-implant contact ratio) [114].

4.5 - Comparaison des différentes techniques

Différentes techniques de caractérisation mécanique sont mises en œuvre à différentes échelles (essais mécanique, micro/nanoindentation, etc.). L'histomorphométrie reste à la technique de référence pour l'évaluation de la microarchitecture de l'os trabéculaire. Cependant, ces différentes techniques ne sont pas applicables *in vivo*.

Différentes techniques d'imagerie ont donc été développées pour l'évaluation de la microarchitecture osseuse. La microtomographie μ -CT est la technique la plus adaptée pour le calcul des paramètres microarchitecturaux. Cependant, la dose d'irradiation est trop importante pour une utilisation en clinique avec une résolution suffisante. Le scanner périphérique (p-QCT) permet de palier à ce problème pour les os périphériques uniquement (résolution inférieure à 100 μm *in vivo*). Aussi, la micro-imagerie par résonance magnétique (μ -IRM), technique non irradiante, ne s'applique chez le patient qu'aux sites osseux périphériques du fait de problèmes liés à la résolution.

Ainsi, les techniques existantes restent limitées pour estimer la microarchitecture trabéculaire lombaire *in vivo* et in fine la qualité osseuse.

Deuxième Partie

Caractérisation ultrasonore de la qualité osseuse

Nous avons montré dans la première partie que la connaissance de la qualité du tissu osseux au niveau du corps vertébral est un enjeu important. Notre approche consiste à développer une technique d'imagerie quantitative ultrasonore permettant l'évaluation per-opératoire de la qualité du tissu osseux et utilisant un pinch jouant le rôle de réflecteur.

Nous décrivons tout d'abord le dispositif utilisé pour d'une part fixer l'échantillon d'os trabéculaire avec la sonde ultrasonore de fréquence centrale 0.5 MHz, et d'autre part, guider le pinch dans l'échantillon lors de son clouage. Les signaux sont recueillis et les paramètres ultrasonores sont déduits. Ces paramètres sont reliés à la fraction volumique d'os pour validation de la méthode.

En fin de chapitre des essais sont effectués avec un deuxième dispositif dédié, qui permet des mesures proche de l'approche clinique.

Chapitre 5

Mesure des paramètres ultrasonores dans l'os trabéculaire en utilisant la réponse échographique d'un pinch

5.1 - Matériels et Méthodes

5.1.1 - Préparation des échantillons

L'étude expérimentale *in vitro* a porté sur 21 échantillons d'os trabéculaire issus de fémurs bovins [17, 115, 116] obtenus en boucherie. Sur chaque fémur, les tissus mous ont été retirés au bistouri. Ensuite, une découpe des parties corticales, ainsi que des cartilages, a été réalisé à l'aide d'une scie électrique (Minitom, Struers, Copenhagen, Denmark), pour ne garder que la partie de l'os trabéculaire en forme cubique de 25*25*25 mm³ (voir Figure 5.1), mesuré par un pied à coulisse digital (AEI-CAL-2, AEI-ITC, Lillois, Belgium), en faisant en sorte d'avoir une erreur d'orthogonalité maximale inférieure à 1° dans toutes les directions.

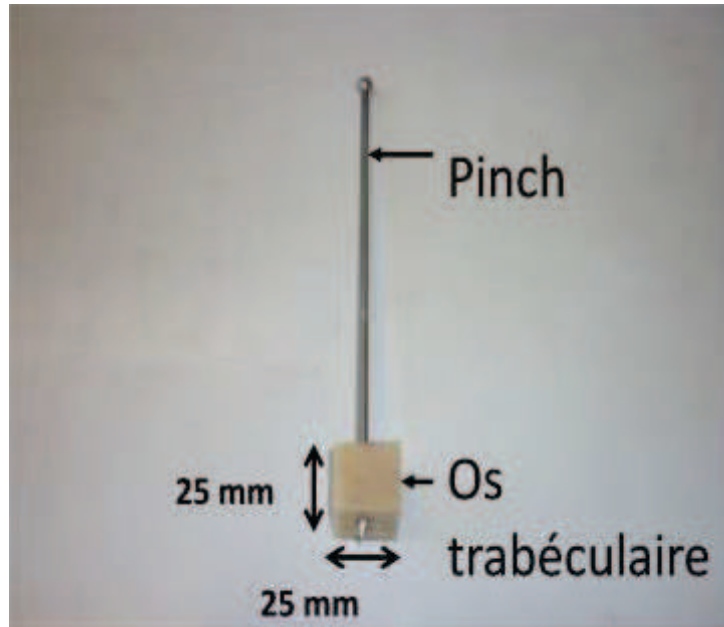


Figure 5.1 - Image d'un échantillon d'os trabéculaire dans lequel est inséré un pinch utilisé comme réflecteur par une méthode échographique.

Les échantillons d'os sont conservés dans un congélateur à -20°C afin de limiter la dégradation de ses propriétés biomécaniques [117]. Tous les échantillons ont été dégazés avant chaque mesure pour éliminer les bulles d'air qui peuvent perturber les mesures ultrasonores.

Un pinch de marque Surgiway (Paris, France) est inséré dans l'os par clouage comme en salle d'opération.

5.1.2 - Dispositif de mesure

L'échantillon d'os trabéculaire de forme cubique est en contact avec la sonde et fixé perpendiculairement à la base du dispositif, comme le montre la Figure 5.2. Le serrage par un mors mobile permet de maintenir l'échantillon fixé à la structure du dispositif de sorte qu'aucun mouvement relatif de l'échantillon par rapport à la sonde ne soit possible au cours de l'expérience. Un trou de 3,97 mm de diamètre a été usiné dans la partie supérieure du dispositif afin de permettre un guidage précis et reproductible du pinch dans l'échantillon, dans une direction perpendiculaire à l'axe du transducteur. L'axe du trou de guidage est positionné à 11 mm de la surface de contact sonde/échantillon. Le dispositif de positionnement permet de fixer la sonde et l'échantillon mais aussi de guider le pinch lors de son insertion dans l'échantillon d'os.

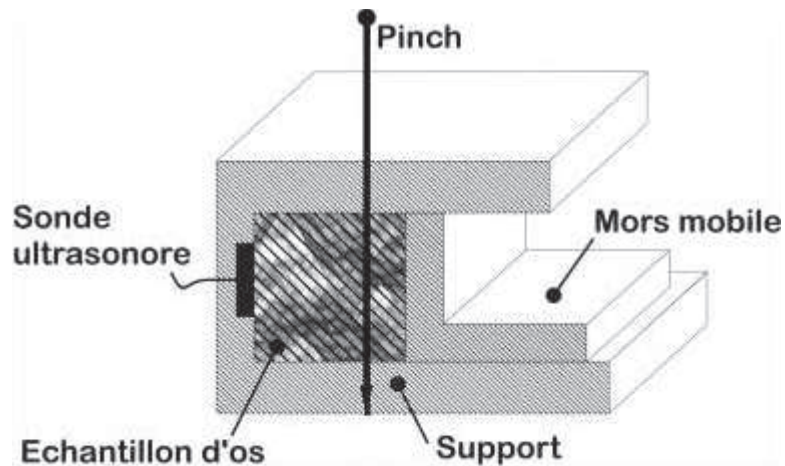


Figure 5.2 - Schéma descriptif (vue de coupe) du dispositif de positionnement: Représentation en coupe de la fixation échantillon sonde et guidage du pinch dans l'échantillon.

La Sonde utilisée est un transducteur échographique de diamètre 16 mm, fabriqué par la société *SONAXIS (Besançon, France)* sous la référence *SNX120212_CMP89*. Elle émet une impulsion large bande (54% de bande passante relative comprise entre 0.35 et 0.65 MHz) à la fréquence centrale de $f_c = 0.5$ MHz. L'ouverture active contenant l'élément piézoélectrique est de diamètre 10 mm (la partie noire sur la Figure 5.3).

Le choix de cette fréquence centrale est un compromis entre une fréquence suffisamment grande afin d'avoir une longueur d'onde suffisamment petite pour être sensible aux hétérogénéités de l'os trabéculaire et les exigences d'un rapport signal sur bruit acceptable pour tous nos échantillons [118].

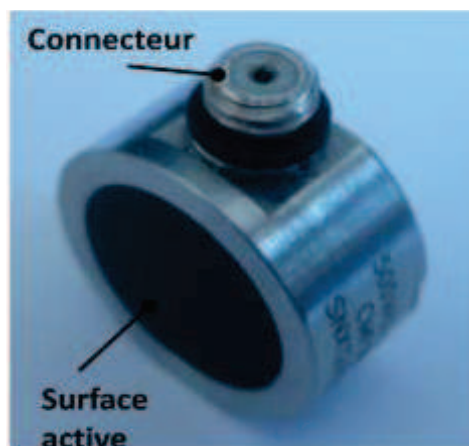


Figure 5.3: Image de la sonde ultrasonore.

La Figure 5.4, montre le schéma descriptif du dispositif expérimental ultrasonore. Ce descriptif comporte les différents éléments impliqués dans la chaîne de mesure, ainsi que les liaisons entre eux.

La sonde est connectée à un analyseur (5052A, Panametrics, Waltham, MA, USA) par un câble coaxial. L'analyseur est relié, via un câble coaxial, à une carte d'acquisition (Spectrum, Grosshansdorf, Germany) qui enregistre le signal à une fréquence d'échantillonnage de 100 MHz.

La chaîne électronique est gérée via une interface programmée sur NI Labview (National Instrument, Austin, TX, USA). Le programme enregistre la moyenne des 500 derniers signaux acquis. Cette opération permet de s'affranchir d'une partie du bruit lié à l'électronique du dispositif.

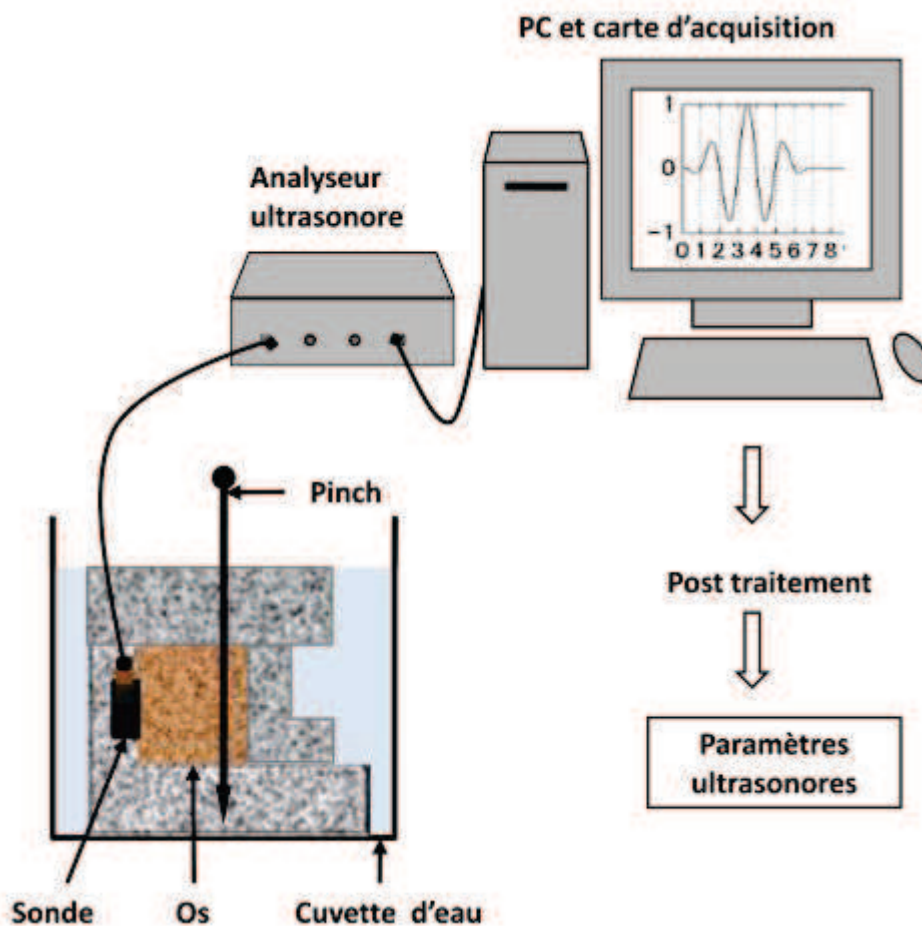


Figure 5.4 - Schéma descriptif du dispositif expérimental ultrasonore constitué du dispositif de positionnement (ayant la sonde, l'échantillon et le pince) plongé dans une cuve d'eau et l'électronique dédié.

5.1.3 - Détermination des paramètres ultrasonores

Les mesures ultrasonores ont été effectuées par une méthode échographique. Nous utilisons une technique de substitution en immersion dans l'eau pour déterminer les paramètres ultrasonores de vitesse SOS et d'atténuation BUA. Une impulsion large bande à été émise puis réfléchi sur le pinch avec et sans l'échantillon d'os trabéculaire. Les mesures sont réalisées à température connue et le signal RF recueilli est analysé.

La vitesse ultrasonore (SOS)

Le paramètre de vitesse SOS pour Speed Of Sound, est déterminé par une méthode de substitution qui utilise: i) le signal de l'écho du pinch immergé dans l'eau (noté $S_{ref}(t)$); ii) la réponse échographique de l'échantillon osseux sans le pinch (notée $S_b(t)$) et iii) le signal de l'écho du pinch insérée dans l'échantillon osseux (noté $S_p(t)$).

Le protocole de mesure consiste, tout d'abord à mesurer l'écho du pinch immergée dans l'eau et le signal RF obtenu correspond au signal de référence ($S_{ref}(t)$); ensuite la réponse échographique du tissu osseux sans le pinch est déterminée ($S_b(t)$). Enfin, le pinch est insérée dans le tissu osseux à l'aide d'un marteau, comme cela se fait lors de la chirurgie, pour déterminer le signal réfléchi par le pinch dans l'os ($S_p(t)$). Cette procédure a été effectuée pour tous les 21 échantillons d'os trabéculaires.

Pour chaque échantillon d'os, la valeur de SOS a été déterminée suivant la méthode déjà décrite dans [13, 22], et utilisé en clinique, par comparaison du signal RF obtenu à partir de l'écho du pinch immergé dans de l'eau $S_{ref}(t)$ et dans le tissu osseux $S_p(t)$. Cependant, il reste difficile de distinguer avec précision l'écho du pinch inséré dans le tissu osseux en raison de la réponse échographique complexe de la structure trabéculaire [119]. Par conséquent, le signal correspondant à la réponse ultrasonore du tissu osseux situé entre le pinch et la sonde est éliminée en prenant en compte l'écho du pinch seulement donné par:

$$D(t) = S_p(t) - S_b(t) \quad (5.1)$$

La détermination de $D(t)$ correspond à une manière simple de distinguer la réponse échographique du pinch. Dans ce qui suit, SOS est déterminée en comparant $D(t)$ (l'écho du pinch immergé dans le tissu osseux) et $S_{ref}(t)$ (l'écho du pinch immergé dans l'eau, notre signal de référence).

Pour chaque échantillon, la valeur de SOS a été déterminée en comparant les valeurs des temps de vol TV_{os} et TV_{ref} correspondant respectivement à l'écho du pinch insérée dans l'échantillon d'os et dans l'eau. Ces valeurs ont été déterminées en utilisant le temps du premier maximum

en tant que marqueur temporel du signal [22, 100, 120] appliqué sur $D(t)$ et $S_{ref}(t)$, respectivement.

La vitesse SOS a été déterminée suivant l'équation suivante [121]:

$$SOS = \frac{L}{\frac{L}{V_{ref}} + (TV_{os} - TV_{ref})} \quad (5.2)$$

Où $V_{ref} = 1482$ m/s est la célérité dans l'eau et $L = 2d$, avec $d = 9$ mm est la distance entre le pinch et la sonde au contact de l'échantillon d'os.

Pente de l'atténuation en fonction de la fréquence: BUA

Le paramètre communément appelé atténuation ultrasonore BUA est la pente du coefficient d'atténuation en fonction de la fréquence. Il est déterminé à partir du spectre de l'onde transmise dans l'eau ou dans un liquide physiologique (signal de référence) et du spectre de l'onde transmise dans l'os. Cette atténuation issue de l'onde ultrasonore qui s'est propagée à travers de l'échantillon osseux peut s'exprimer par l'équation [13, 122]:

$$|A_{os}(f)| = |A_{ref}(f)| e^{-\alpha(f)L} \quad (5.3)$$

Où $\alpha(f)$ est le coefficient d'atténuation en fonction de la fréquence; $|A_{os}(f)|$ et $|A_{ref}(f)|$ indiquent les spectres d'amplitudes de l'onde transmise au travers, respectivement de l'échantillon et dans l'eau; L correspond à deux fois la distance entre la sonde et le pinch.

Le coefficient d'atténuation $\alpha(f)$, exprimé en Neper par centimètre ($Np.cm^{-1}$), s'obtient à partir de l'équation (5.3) par:

$$\alpha(f) = \frac{1}{L} * 20 \log \left(\ln \frac{|A_{os}(f)|}{|A_{ref}(f)|} \right) \quad (5.4)$$

Le BUA est la pente de régression linéaire du coefficient d'atténuation en fonction de la fréquence évaluée sur un intervalle borné en fréquence [123]. Il est communément exprimé en dB/MHz.cm. Dans notre étude, la gamme de fréquence est comprise entre 0.35 et 0.65 MHz.

5.1.4 - Mesure de la microstructure trabéculaire

La microarchitecture 3-D de chaque échantillon est mesurée et le volume trabéculaire osseux BV/TV qui représente la proportion du volume d'os trabéculaire occupé par l'os [38] est déterminée. Nous avons mesuré les

21 échantillons, à l'aide d'un microtomographe par rayon X (μ CT), de marque Skyscan1176® (Skyscan, Kontich, Belgique).

La microstructure de l'os a été analysée uniquement dans la région d'intérêt pour l'analyse par ultrasons (en pointillée dans la Figure 5.5), qui est situé entre la sonde et le pinch. Ainsi, l'échantillon a été découpé dans un plan perpendiculaire à l'axe de la sonde (axe des y) et contenant l'axe du pinch. La taille de l'échantillon analysé est égal à $10 * 10 * d$ mm.

Les acquisitions ont été réalisées avec une taille de voxel de $17,7 \mu\text{m}$. Le logiciel de post-traitement CTAN (Skyscan) a été utilisé pour estimer la fraction de volume osseux (BV/TV, %) de chaque échantillon dans le volume d'intérêt correspondant au tissu osseux trabéculaire avec la même méthode utilisée dans la littérature [124] pour réaliser la segmentation du tissu osseux.

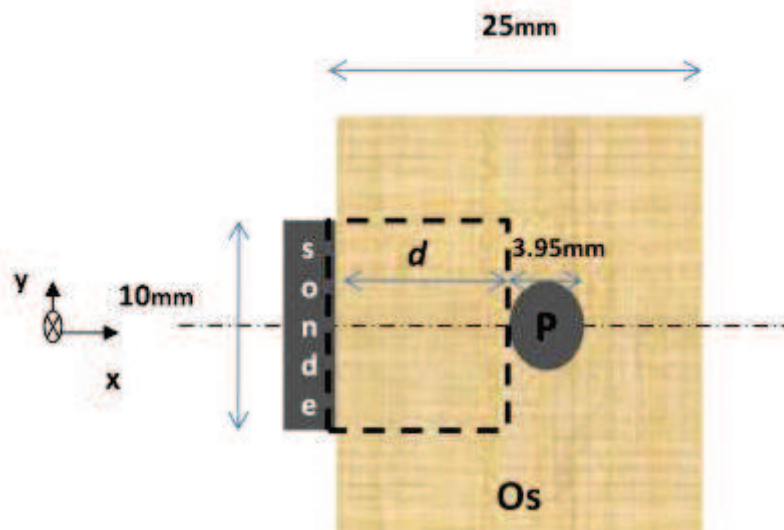


Figure 5.5 - Région d'intérêt pour la détermination du BV/TV. $d = 9\text{mm}$.

5.1.5 - Analyse statistique

Des tests basés sur l'analyse du coefficient de corrélation de Pearson entre les paramètres ultrasonores (SOS et BUA) et BV/TV a été étudié en utilisant MATLAB (The Mathworks, Natick, MA, USA). Nous avons ensuite évalué le niveau de signification (p-value) entre le BV/TV et les paramètres ultrasonores.

5.2 - Résultats

Les résultats des mesures expérimentales ultrasonores des 21 échantillons d'os trabéculaires sont donnés dans cette section. D'abord les signaux RF d'un échantillon, puis le tableau des valeurs minimales, maximales, la moyenne et l'écart-type de tous les échantillons. Ensuite les courbes de corrélation des paramètres ultrasonores avec le BV/TV.

5.2.1 - Signaux RF

La Figure 5.6 montre les signaux RF obtenu dans l'eau sans et avec l'échantillon d'os (de gauche à droite). La valeur correspondante à cet échantillon est égale à 1760 m/s pour le SOS et 30.1 dB.cm⁻¹.MHz⁻¹ pour celle du BUA. Les lignes en pointillés de la Figure 5.6 indiquent les valeurs correspondantes du temps de vol TV_{os} et TV_{ref} .

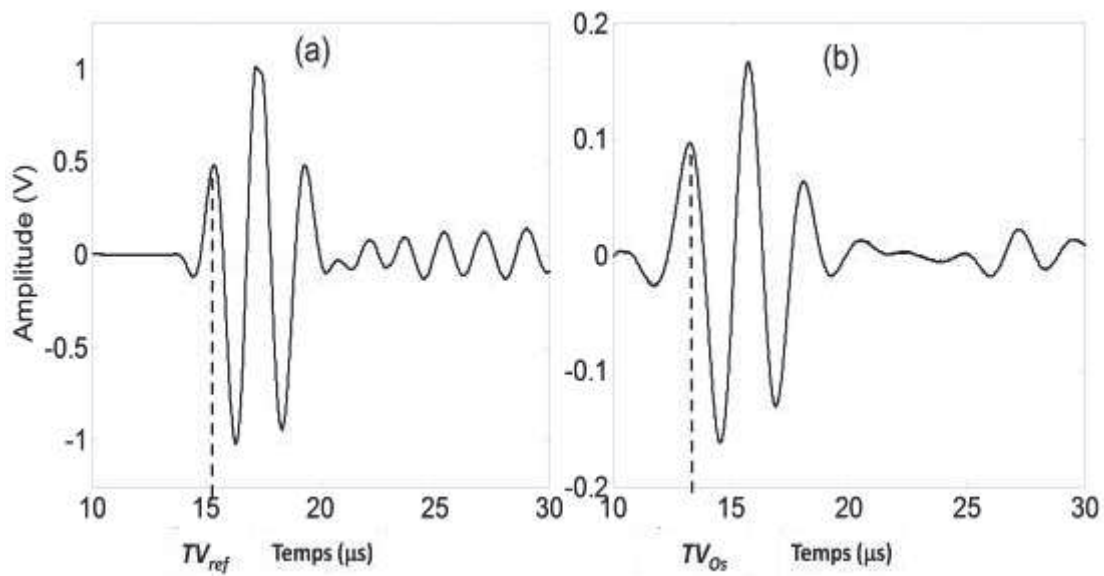


Figure 5.6 - Courbes des signaux RF (a) sans l'échantillon et (b) avec l'échantillon.

La Figure 5.7 montre la courbe de variation du coefficient d'atténuation en fonction de la fréquence $\alpha(f)$ correspondant aux signaux RF de la Figure 5.6. La courbe est non linéaire sur l'intervalle 0 à 0.8 MHz, mais elle est quasi-linéaire (partie en noire continue dans la Figure 5.7) sur l'étendue spectrale de la bande passante de notre sonde. En effet le coefficient d'atténuation est quasiment linéaire sur une bande de 0.3 MHz centré autour de 0.5 MHz. Le BUA est la pente de cette droite.

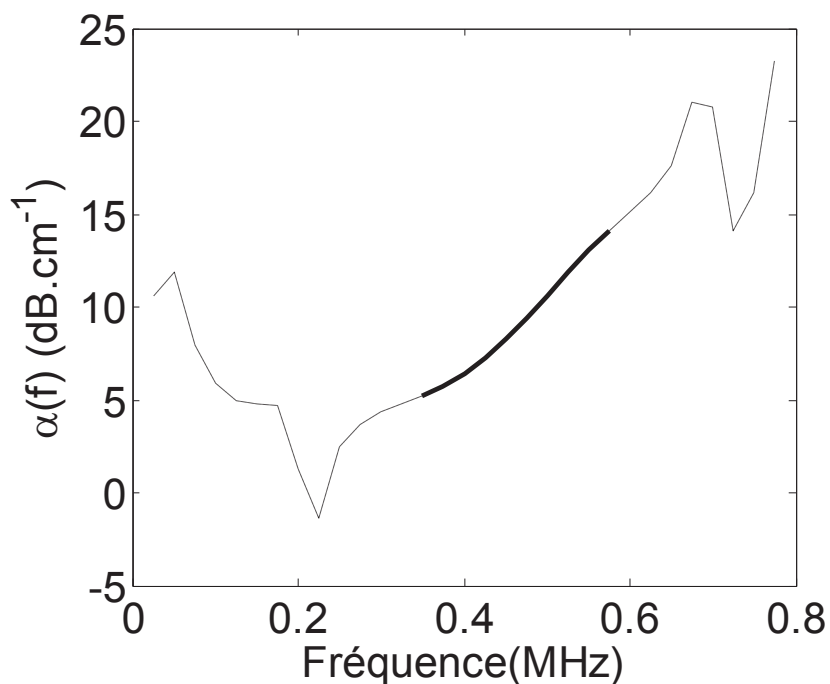


Figure 5.7 - Courbe de variation du coefficient d'atténuation en fonction de la fréquence.

5.2.2 - Tableau statistique

Le Tableau 5.1 montre, pour les 21 échantillons d'os trabéculaires, leurs valeurs maximum, minimum, moyenne et écart-type relatives aux paramètres SOS, BUA et le BV/TV.

Tableau 5.1 - Maximum, minimum, Moyenne et Ecart-Type des valeurs des 21 échantillons pour le SOS, BUA et le BV/TV.

Paramètres	Max	Min	Moyenne	Ecart-Type
SOS (m/s)	2201	1517	1758	195
BUA (dB.cm ⁻¹ .MHz ⁻¹)	43.3	18.1	29.7	7
BV/TV (%)	44.5	11.8	24.6	9.1

5.2.3 - Vitesse ultrasonore

La Figure 5.8 montre la relation entre SOS et BV/TV. Cette relation indique une corrélation linéaire significative entre ces deux paramètres ($R^2 = 0.6$; $p < 0,001$), ce qui constitue une validation de la faisabilité des mesures ultrasonores à l'aide de notre méthode échographique utilisant comme réflecteur un pinch.

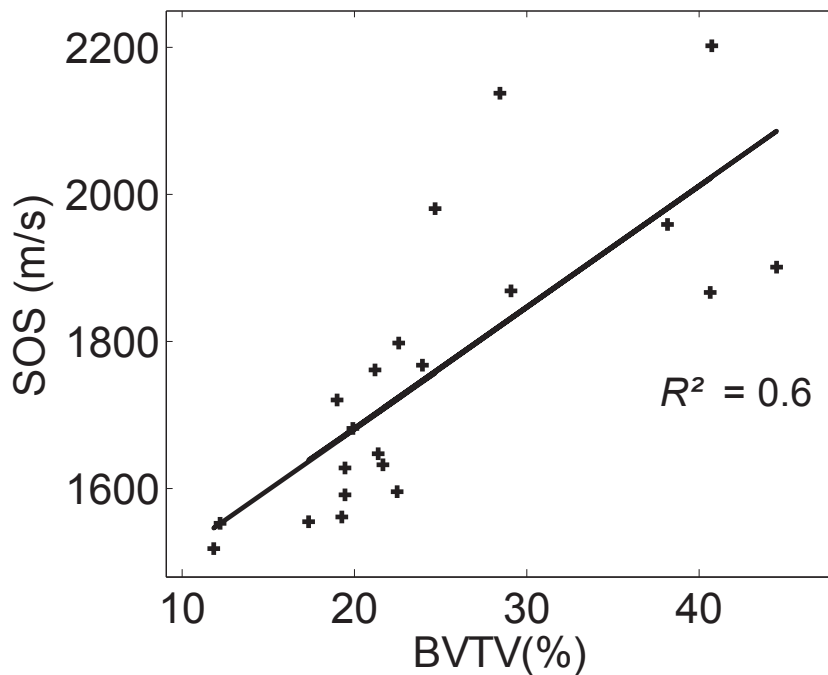


Figure 5.8 - Courbe de tendance de SOS en fonction du BV/TV pour les 21 échantillons d'os trabéculaires. La ligne noire correspond à une courbe de régression linéaire.

5.2.4 - Atténuation ultrasonore

La Figure 5.9 montre la courbe de régression polynomiale d'ordre 2 entre BUA et BV/TV. Cette relation est non linéaire et indique un faible coefficient de détermination ($R^2 = 0.22$; $p < 0,001$).

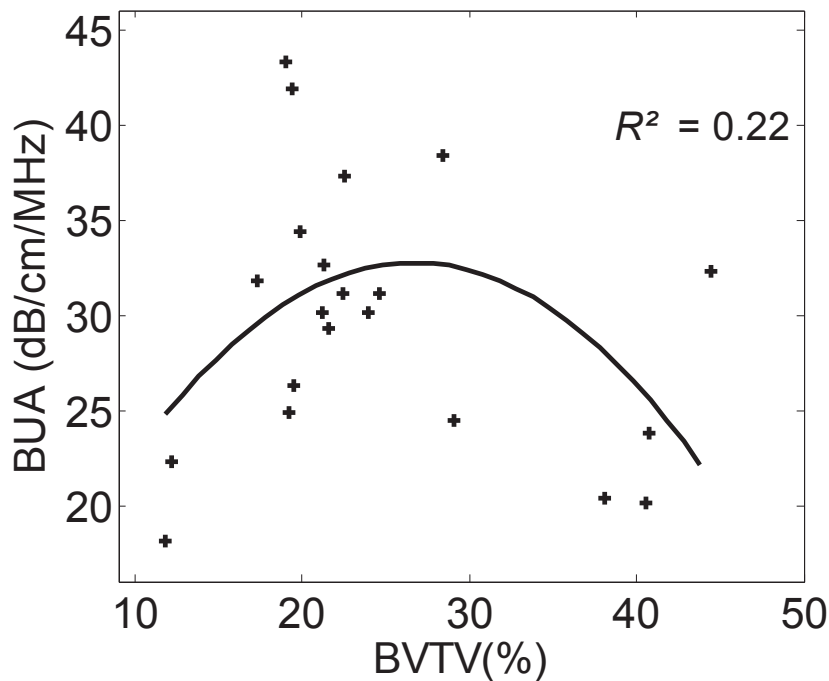


Figure 5.9 - Courbe de tendance du BUA en fonction du BV/TV pour les 21 échantillons d'os trabéculaires. C'est une courbe de régression polynomiale d'ordre 2.

5.3 - Discussion

5.3.1 - Interprétation des résultats

La plupart des méthodes ultrasonores de mesure de la qualité du tissu osseux utilisent soit la transmission transverse [19], soit la transmission axiale [20]. L'utilisation d'un seul transducteur dans la configuration échographique reste difficile à cause de problèmes de précision et de reproductibilité. La principale originalité de notre étude est de proposer une nouvelle méthode ultrasonore qui pourrait être appliquée dans le futur pour déterminer les propriétés osseuses en utilisant un seul transducteur, lors d'opérations chirurgicales. Un tel développement pourrait présenter un intérêt particulier dans le contexte de la chirurgie de la colonne vertébrale en raison i) des pinch, qui sont utilisés de toute façon et ii) de l'intérêt d'avoir la qualité osseuse pour affiner le protocole chirurgical (en particulier pour l'insertion de vis pédiculaires) mais aussi de prédire la stabilité biomécanique des prothèses de disque. Notons que certaines méthodes

échographiques ont été développées afin de remonter à la microstructure de l'os trabéculaire [125-127]. Cependant, il reste difficile de les mettre en pratique *in vivo*. La présente approche est différente parce qu'elle utilise une méthode de substitution prenant en compte l'écho du pinch. Cette méthode découle des précédentes études de notre équipe qui ont montré la faisabilité de mesurer les échos de l'interface os-implant [128-132].

Les ordres de grandeur obtenus pour les valeurs de SOS et d'atténuation BUA sont en accord avec les valeurs de la littérature pour des échantillons d'os trabéculaires bovins [13, 100, 133, 134]. La corrélation obtenue entre SOS et BV/TV est également du même ordre de grandeur par rapport à ce qui a été obtenu par d'autres études utilisant la technique de transmission transverse [13, 22, 100, 135-139], ce qui constitue une validation de nos résultats.

Tous les paramètres géométriques de notre configuration expérimentale ont été choisis afin de parvenir à différents compromis, suivant une approche typique des sciences de l'ingénieur. Ainsi, dans la présente étude, nous avons choisi de positionner le pinch à une distance $d = 9$ mm de la sonde pour trouver un compromis entre *i)* la réalisation des mesures dans une région d'intérêt suffisante afin d'obtenir une valeur reflétant les propriétés de l'os et *ii)* une valeur suffisamment faible pour permettre des applications dans le rachis. Le trajet de propagation de l'onde ultrasonore est $L = 2d = 18$ mm. Sur cette base la fréquence centrale de la sonde a été choisie égale à 0.5 MHz, afin de parvenir à un compromis entre *i)* une valeur suffisamment basse de fréquence pour recueillir un signal RF d'amplitude acceptable et *ii)* une valeur suffisamment élevée en fréquence pour obtenir une estimation précise des mesures. En outre, le diamètre de la sonde a été choisi suffisamment important pour que le pinch soit situé en champ proche (ce qui permet une réflexion avec une amplitude suffisamment importante) et suffisamment faible pour permettre une utilisation chirurgicale par la suite.

La variation quasi-linéaire du coefficient d'atténuation sur la bande passante d'intérêt montré dans la Fig. 5.7 permet d'évaluer le BUA. Des résultats comparables ont été obtenus pour tous les échantillons. L'os trabéculaire est un milieu hétérogène composé d'une phase solide viscoélastique (les travées osseuses) saturée par un fluide visqueux (la moelle osseuse) [13]. L'atténuation dans l'os trabéculaire est donc susceptible de provenir de deux phénomènes: la diffusion de l'onde ultrasonore et la viscoélasticité des milieux [140, 141].

Le BUA varie de façon non linéaire en fonction du BV/TV, ce comportement ayant déjà été observé dans la littérature [13, 142-145]. Ces résultats peuvent s'expliquer par l'importance des phénomènes de diffusion. Pour des faibles valeurs de BV/TV, une augmentation de la fraction volumique d'os conduit à une augmentation de la taille des travées et donc à

une augmentation de la section efficace de diffusion qui conduit à une augmentation du BUA. Cependant, à partir d'une certaine valeur de BV/TV, une augmentation de la fraction volumique d'os conduit à une diminution des phénomènes d'atténuation car les pores agissent alors comme des diffuseurs, comme montré dans [146]. Une interprétation plus quantitative de ces explications sera donnée dans le chapitre 7.

5.3.2 - Limitations

Cette étude comporte plusieurs limitations. Tout d'abord, il n'a pas été possible de mener à bien une étude de reproductibilité des mesures, car le pinch ne peut être inséré qu'une seule fois. Aussi, les erreurs de positionnement du pinch par rapport à l'axe de la sonde affectent l'erreur expérimentale obtenue ici, qui est une source supplémentaire d'erreur par rapport à la configuration de transmission transverse classique. L'effet des erreurs de l'orientation de l'axe dans les plans perpendiculaires et parallèles à l'axe de la sonde sur les mesures des SOS reste difficile d'évaluer et des simulations numériques sont nécessaires pour s'attaquer à ce problème (voir chapitre 6 et 7).

Deuxièmement, le BV/TV a été mesuré dans une région d'intérêt de forme parallélépipédique de 10*10*9 mm située entre la sonde et le pinch. Le choix de la valeur de 10 mm a été fait car elle correspond à la taille du faisceau (diamètre de l'élément piézoélectrique). Cependant, cette région d'intérêt ne correspond pas exactement et entièrement, car le champ acoustique approximatif généré par la sonde est cylindrique. Malgré cette limitation, une corrélation significative est obtenue entre SOS et BV/TV.

Troisièmement, les valeurs de BV/TV obtenues pour les fémurs bovins sont supérieures à celles obtenues pour l'os trabéculaire vertébral humain, qui sont comprises dans l'intervalle 7-17% [147, 148]. Toutefois, cette différence en termes d'ordre de grandeur de BV/TV n'a pas d'incidence sur la validité des résultats obtenus dans la présente étude. Cette étude devrait être réalisée à l'avenir avec des échantillons humains. Cependant, pour des raisons éthiques, la preuve de concept a été réalisée avec le tissu osseux bovin. En outre, les prochaines étapes consisteront à *i)* la mise en œuvre de la modélisation et de la simulation numérique pour comprendre les phénomènes impliquant l'interaction entre une onde ultrasonore et le système osseux/pinch et *ii)* la validation de la méthode de mesure à un cadavre, puis *in vivo*.

5.4 - Perspective: Prototype de dispositif intervertébral de positionnement

Les résultats décrits précédemment ont permis de concevoir un dispositif dédié au positionnement de la sonde et du pinch. Il est présenté dans ce paragraphe un prototype de dispositif intervertébral de positionnement (DIP), qui intègre un prototype de sonde. L'avantage de ce prototype est de permettre des mesures dans les conditions plus proches de la clinique.

5.4.1 - Présentation

Le dispositif intervertébral de positionnement (DIP) permet de fixer la sonde entre deux vertèbres au niveau du DIV, et de guider le pinch lors du clouage (voir Figure 5.10). Il est conçu en acier inoxydable, et est autoclavable. Il est constitué de deux parties qui s'emboîtent pour faciliter le retrait du pinch de l'os. Les deux parties ont une moitié du trou de passage du pinch. Le diamètre du trou est de $3.95^{+0.02}$ mm et l'axe du pinch est distant de la sonde de 9.98 mm. La partie 1 se pose sur la lombaire et contient les deux fixateurs. La partie 2, est celle qui sera mis en lieu et place du DIV; il contient le logement du prototype de sonde, une cale et cinq protubérances qui permettent de faire le contact de la sonde avec le corps vertébrale.

5.4.2 - Prototype de sonde ultrasonore

Comme pour les tests précédents, le prototype de sonde a été réalisé pour être placé dans le dispositif de positionnement dédié. C'est un transducteur ultrasonore plan de diamètre 16mm, fabriqué par la société *SONAXIS (Besançon, France)* sous la référence *SNX140619_CMP89*. Elle émet une impulsion large bande se propageant perpendiculairement à sa surface active. La sonde ultrasonore est utilisée en mode échographique et sa fréquence centrale est $f_c = 0.5$ MHz, avec une largeur de bande approximativement égale à 0.38 - 0.62 MHz.

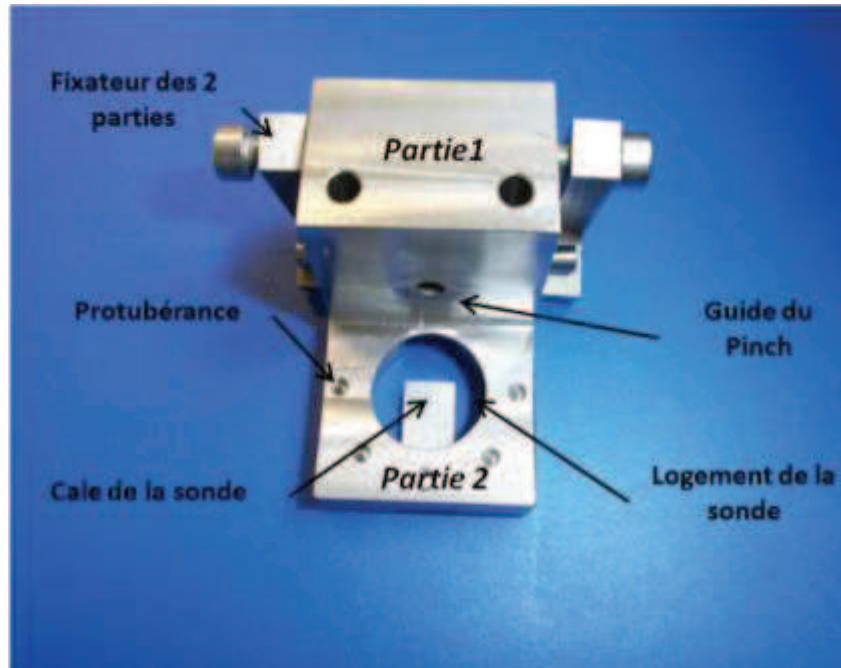


Figure 5.10 - Photographie du prototype de dispositif intervertébral de positionnement de la sonde et de guidage du pinch.

5.4.3 - Mesures de la vitesse ultrasonore

Quelques essais avec ce prototype ont été réalisés dans le PMMA, et dans des vertèbres de porcs et de bovins.

Echantillons de PMMA et d'os bovin

L'échantillon de PMMA est un cube de 25*25*25 mm³ et ayant un trou de 4^{+0.05} mm de diamètre et distant de 8mm de l'arrête, représentant la distance sonde pinch. La mesure de la vitesse ultrasonore dans le PMMA est de 2723 m/s. Cette valeur est très proche de la valeur communément donnée par les fabricants (2700 m/s) et publiées (2757 m/s) [149].

8 échantillons de fémur issus de 3 bovins différents (1+3+4) pris chez le boucher ont été utilisés. Les résultats donnent des vitesses entre 1664 et 2024 m/s avec une moyenne à 1823 m/s. Ces valeurs sont conformes à l'ordre de grandeur des valeurs obtenues en section 5.2.2, ainsi que dans la littérature [13, 100, 133].

Echantillon de vertèbres de porcs

Les mesures ont été réalisées sur des vertèbres issues de trois porcs, d'âge compris entre 2 et 4 mois, obtenues à l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort (ENVA): Porc 1 (45 kg), 3 vertèbres Thoraciques; Porc 2 (38 kg), 3 vertèbres thoraciques et Porc 3 (28 kg), 5 vertèbres thoraciques.

La préparation du site anatomique a consisté à extraire le DIV pour ne laisser que le plateau vertébral. Cette surface est aplanie de sorte qu'elle puisse bien être en contact avec la sonde. Le dispositif intervertébral de positionnement est mis en lieu et place du DIV comme le montre la Figure 5.11.

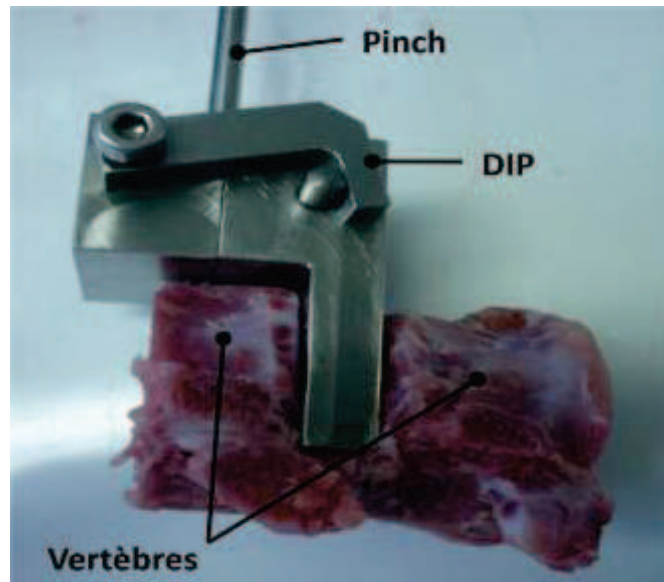


Figure 5.11 - Photographie de deux vertèbres adjacents avec le dispositif intervertébral de positionnement, en lieu et place du DIV.

Les mesures de la vitesse ultrasonores des échantillons de vertèbres de porcs sont comprises entre 1998 et 2109 m/s avec une moyenne à 2049 m/s avec une dispersion relativement faible de 38 m/s. Ces valeurs sont élevées et ont relativement les mêmes vitesses ultrasonores car les trois porcs sont jeunes et ont presque le même âge (2 à 4 mois). Elle se rapproche bien des valeurs dans la lombaire humaine de 23 à 67 ans [133].

5.5 - Conclusion

Une méthode de mesure des paramètres ultrasonores dans l'os trabéculaire, utilisant la réponse échographique d'un pinch métallique a été expérimenté. Les ultrasons quantitatifs permettent d'évaluer la qualité osseuse à partir de la mesure de ces paramètres de vitesse et d'atténuation. Cette étude démontre de la faisabilité de cette méthode échographique qui utilise pour réflecteur un pinch. Ce procédé est susceptible d'être utilisé en per-opératoire sur le rachis, mais aussi pour d'autres applications en chirurgie orthopédique où les implants sont utilisés. Il s'agirait d'adapté le diamètre de la sonde et/ou la fréquence centrale de la sonde ultrasonore.

Troisième Partie

Simulation Numérique de la propagation d'une onde ultrasonore dans l'os trabéculaire

L'étude présentée dans cette partie propose des simulations numériques pour mieux comprendre le comportement dans l'os trabéculaire de la réponse ultrasonore d'un pinch. En particulier: *i)* le comportement du dérèglement de la position de la sonde, de l'échantillon et du pinch; *ii)* la robustesse et la faisabilité à permettre de mesurer les paramètres ultrasonores de vitesse et d'atténuation; *iii)* de chercher à optimiser notre méthode d'évaluation.

Ainsi, le chapitre 6 donne une approche numérique à partir d'un modèle basé sur les résultats du chapitre 5, et ceci en l'implémentant sous le logiciel SPECFEM2D [150]. Dans le chapitre 7, nous simulons en code Simsonic3D, le calcul des paramètres ultrasonores, à partir d'images tomographiques.

Chapitre 6

Etude paramétrique du comportement des ondes : Modèle bidimensionnel

L'objectif de ce chapitre est de confirmer la faisabilité de l'utilisation de notre méthode ultrasonore et d'étudier la robustesse de la méthode.

La simulation 2D avec l'outil SPECFEM à trois avantages fondamentaux: *i)* le temps de calcul; *ii)* la simplicité de la caractérisation des matériaux pour un milieu homogène qui peut être décrit que par leur densité et les célérités des ondes de compression et de cisaillement; *iii)* le maillage des modèles est également plus rapide du fait de la planéité de la structure à mailler.

SPECFEM2D a été développé dès 1996 par Dimitri Komatitsch [151]. Le code source du logiciel est libre et mis à la disposition de la communauté scientifique. Initialement développé pour la modélisation d'ondes sismiques [152], il permet de développer de nombreuses simulations de problèmes acoustiques, élastiques, viscoélastiques ou couplés pour la propagation des ondes [153].

6.1 - Description du modèle

On construit un modèle simple pour étudier le comportement des ondes ultrasonores dans l'échantillon d'os trabéculaire en présence d'un pinch.

La Figure 6.1 présente la configuration de référence du modèle bidimensionnel décrivant le test *in vitro* présenté dans le chapitre 5. L'échantillon d'os trabéculaire est représenté par un domaine carré de dimension 25 mm x 25 mm qui est immergé dans un fluide. Le pinch, qui est inséré dans le bloc d'os suivant la direction perpendiculaire au plan XZ, est décrit par un domaine circulaire positionné à l'intérieur du domaine correspondant à l'os. Le diamètre du pinch est 3.95 mm et la distance entre le pinch et la surface latérale sur laquelle l'excitation acoustique sera imposée à 9.6 mm.

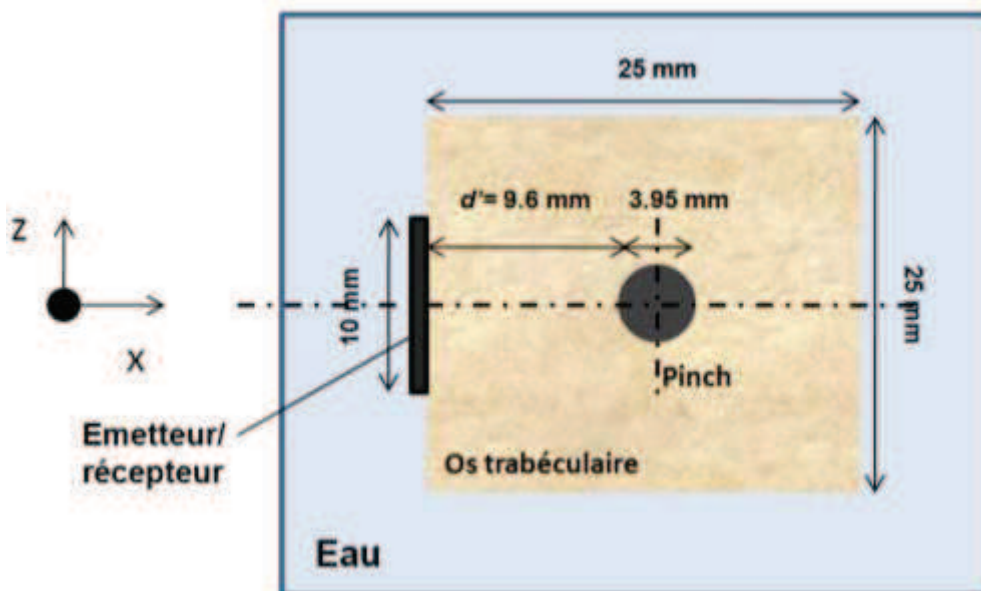


Figure 6.1 – Géométrie du modèle 2D

Dans cette étude, on suppose que tous les matériaux dans le système considéré (l'os trabéculaire, le pinch et l'eau) sont homogènes, élastiques et isotropes. Les effets d'absorption dus à la viscosité des matériaux seront négligés et l'étude se concentre sur la vitesse ultrasonore. Par conséquent, chaque matériau peut être caractérisé par trois paramètres : la masse volumique (ρ relevé dans la littérature [13, 154]) et deux constantes élastiques (le module Young (E) et le coefficient de Poisson (ν)). Le Tableau 6.1 présente les valeurs des propriétés mécaniques (avec les coefficients de Lamé λ et μ) ainsi que les vitesses des ondes (de compression et de cisaillement) associées.

Tableau 6.1 - Propriétés des matériaux.

	Unité	Eau	Os trabéculaire	Pinch
ρ	kg/m ³	1000	1170	7900
λ	GPa	2.25	1.28	117.12
μ	GPa	0.0001	0.85	78.08
v_L	m/s	1482	1596	5881.41
v_T	m/s	-	853	3143.74

6.2 - Méthode de simulation

6.2.1 - Equation des ondes élastiques

On cherche à déterminer la solution des ondes transitoires dans le système couplé décrit dans la section précédente. Pour la modélisation, le domaine étudié est noté par Ω :

$$\Omega = \Omega^b \cup \Omega^f \cup \Omega^p \quad (6.1)$$

où Ω^b , Ω^f , Ω^p sont les sous-domaines occupés respectivement par l'os, le fluide et le pinch. Le vecteur de position d'un point dans Ω est noté par \mathbf{x} . A chaque instant t , le problème dynamique linéaire avec les conditions initiales pour des matériaux élastiques isotropes s'écrit :

$$\rho(\mathbf{x})\ddot{\mathbf{u}}(\mathbf{x}, t) - \text{div } \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}, t) = \mathbf{f}(\mathbf{x}), \quad (6.2)$$

$$\mathbf{u}(\mathbf{x}, 0) = \mathbf{0}, \quad \dot{\mathbf{u}}(\mathbf{x}, 0) = \mathbf{0} \quad (6.3)$$

Où $\mathbf{u}(\mathbf{x}, t)$ est le vecteur de déplacement au point $\mathbf{x} \in \Omega$; \mathbf{f} est le vecteur de force volumique ; $\boldsymbol{\sigma}$ est le tenseur (en deuxième ordre) des contraintes. En utilisant la loi de Hooke, les composantes σ_{ij} du tenseur des contraintes sont données par :

$$\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}, t) = \lambda(\mathbf{x})\text{Tr}(\boldsymbol{\epsilon}(\mathbf{x}, t))\mathbf{I}_d + 2\mu(\mathbf{x})\boldsymbol{\epsilon}(\mathbf{x}, t), \quad (6.4)$$

$$\boldsymbol{\epsilon} = \frac{1}{2}(\text{grad } \mathbf{u} + \text{grad } \mathbf{u}^T), \quad (6.5)$$

Conditions aux limites à l'extérieur: On suppose que le domaine de fluide est suffisamment grand pour que la réflexion du bord soit négligeable. Le domaine Ω^f est donc considéré comme un milieu infini.

6.2.2 - Simulation par la méthode des éléments spectraux

Afin de résoudre les équations des ondes dans le système hétérogène considéré, différentes approches comme la méthode aux différences finies dans le domaine temporel (FDTD – Finite Difference in Time Domain en anglais) où la méthode d'éléments finis (FEM – Finite Element Method en anglais) pourraient être envisagées. Pour cette étude, on utilise le code de calcul SPECSEM2D qui se base sur la méthode des éléments spectraux (SEM – Spectral Finite Element en anglais) [151]. La méthode SEM est une méthode de simulation par éléments finis d'ordre élevé qui combine la souplesse des méthodes d'éléments finis pour modéliser des géométries arbitraires et l'avantage en terme de précision des méthodes pseudo-spectrales sur chaque élément. Par rapport à la FEM qui utilise généralement des éléments d'ordre faible, la SEM est mieux adaptée au calcul de la propagation d'ondes dans des milieux complexes (avec la présence des surfaces libres non-planes ou des discontinuités à l'intérieur du modèle) car elle permet de réduire significativement la dispersion numérique.

La démarche de SEM est similaire à celle de la méthode d'éléments finis de Galerkin. On développe d'abord la formulation faible du problème (6.2)-(6.5) et puis on applique une discrétisation spatiale pour décomposer les intégrales posées sur le domaine Ω en somme d'intégrales posées sur des éléments. Dans chaque élément, le déplacement et sa fonction test sont exprimés en interpolant leurs solutions aux nœuds (points d'interpolation). Cette procédure permet d'établir un système linéaire d'équations dynamiques :

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{U}}(t) + \mathbf{K}\mathbf{U}(t) = \mathbf{F}(t) \quad (6.6)$$

Où \mathbf{U} et $\ddot{\mathbf{U}}$ sont respectivement les vecteurs de déplacements et d'accélération nodaux ; \mathbf{M} est la matrice globale de masse ; \mathbf{K} est la matrice globale de rigidité ; \mathbf{F} est le vecteur force. La solution de \mathbf{U} peut être calculée en utilisant des schémas d'intégration direct.

La discrétisation se base sur des maillages quadrangulaires. Dans chaque élément, le champ de déplacement est interpolé en utilisant des polynômes de Lagrange à ordre élevé. Les intégrations numériques sont effectuées par la technique de quadrature de Gauss-Lobatto-Legendre (GLL). Le point clé des méthodes des éléments spectraux réside dans la façon de choisir la fonction d'interpolation dans chaque élément tel que les points d'interpolation coïncident avec les points de GLL sur cet élément. En utilisant cette construction, la matrice de masse \mathbf{M} est condensée et devient une matrice diagonale. Par conséquent, les schémas explicites peuvent être directement appliqués pour intégrer numériquement le système (6.6).

Pour la simulation dans SPECSEM2D, le maillage est construit avec des éléments quadrilatéraux Lagrangien d'ordre 5. Les tailles des éléments sont

choisies en fonction de la longueur d'ondes minimale dans les sub-domaines. Le pas de temps est choisi en respectant la condition CFL (Courant Friedrichs Lewy): $\Delta t \leq \alpha h_{min} / c_{max}$ où α est une constante, h_{min} est la taille minimale des éléments et c_{max} est la vitesse d'ondes la plus élevée dans le domaine considéré. Dans cette étude où l'excitation a une fréquence centrale de 500 kHz, la taille des éléments et le pas de temps utilisés sont respectivement $h = 0.5 \text{ mm}$ et $\Delta t = 10^{-3} \mu\text{s}$. Il s'agit alors d'un système d'environ 200.000 degrés de liberté. Afin de minimiser la taille du domaine de calcul et sans être affecté des ondes de réflexion non-physiques des bords, on ajoute des couches absorbantes en utilisant la technique PML (Perfectly Matched Layer) [155]. Pour la simulation dans SPECFEM 2D, la source planaire (représentée par la ligne verticale en couleur cyan) est décrite par 41 sources ponctuelles distribuées uniformément sur une longueur de 10 mm.

6.2.3 Influence d'une erreur de positionnement de la sonde par rapport au pinch

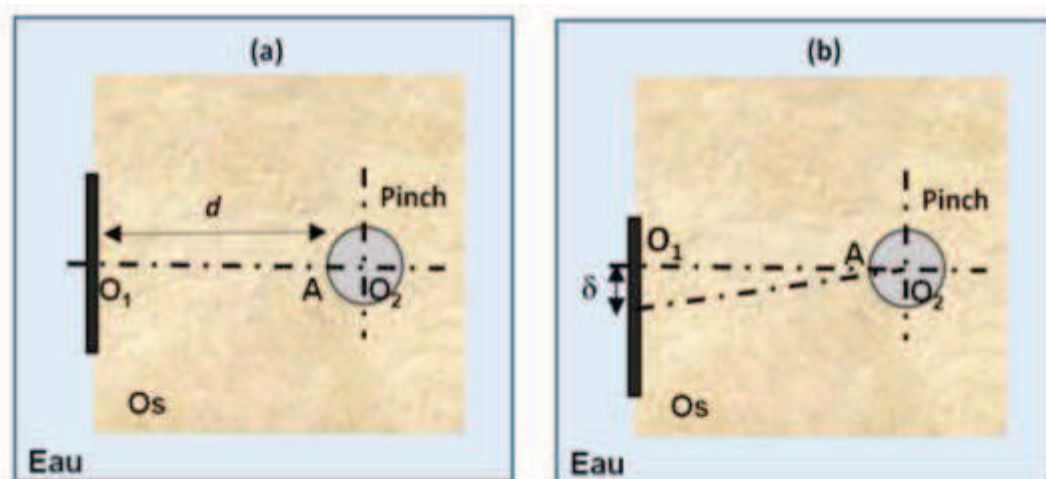


Figure 6.2 - (a) Configurations géométriques correspondant à l'étude de l'influence d'une variation de (a) d et (b) δ sur l'estimation de la vitesse.

Comme discuté dans la section 5.1.3 du chapitre 5, la vitesse de propagation d'onde dans un échantillon d'os est calculée directement en fonction de la distance source-pinch et du temps de vol correspondant à l'écho du pinch. La distance source-pinch est définie comme la distance d entre le centre de la sonde O_1 et le point A à la surface du pinch (voir la Figure 6.2) en supposant que O_1 , A , O_2 sont parfaitement alignés (Figure 6.2). Cependant, en utilisant la procédure de mesure proposée, la sonde utilisée (500 kHz) ne peut pas être considérée comme ponctuelle (elle génère quasiment une onde plane). Si on regarde la source planaire comme un

ensemble des sources ponctuelles, la réponse acoustique mesurée est déterminée par la moyenne des réponses acoustiques obtenues par des sources ponctuelles. Comme la taille de la sonde utilisée (10 mm pour une sonde de 500 kHz) n'est pas négligeable par rapport à la distance sonde-pinch (de l'ordre de 10 mm), la valeur du temps de vol estimée pourrait être différente à celle obtenue en considérant une source ponctuelle. Un positionnement comprenant un décalage δ du centre de la sonde comme montré dans la Figure 6.2 (droite) pourrait aussi donner une mauvaise prédiction de la vitesse d'ondes dans le milieu.

On présente dans cette section des simulations numériques afin d'étudier, les éventuelles influences de ces deux facteurs sur les résultats de mesure de vitesse d'ondes. Dans un premier temps, on suppose que la sonde est parfaitement bien positionnée ($\delta = 0$) et le pinch se positionne à différentes distances d par rapport de la sonde. Dans un deuxième temps, on fixe la distance $d = 9.6$ mm et impose verticalement un décalage δ du centre de la sonde. Les configurations pour ces deux études sont montrées dans la Figure 6.2. Les vitesses de l'onde de compression dans l'os seront estimées à partir des simulations numériques et seront comparées avec la valeur théorique. Comme montré dans le chapitre 5 section 5.1.3, la vitesse des ondes dans l'os est évaluée en comparant le signal des ondes se propageant dans l'échantillon de l'os reçu au récepteur avec celui qui a été mesuré dans le milieu de référence.

6.3 - Résultats numériques et discussions

La figure 6.3 présente les cartographies instantanées du champ des vitesses obtenues par simulations dans deux systèmes. Le premier système (voir Figure 6.3 (a1 à a3)) considère un pinch (dont la section est représentée dans la figure par un cercle) immergé dans l'eau. Dans le deuxième système (voir Figure 6.3 (b1 à b3)), le pinch est implanté dans un bloc d'os (dont le bord est représenté dans la figure par des carrés) et ces deux derniers sont immergés dans l'eau. Dans la Figure 6.3, les couches absorbantes se trouvent dans les zones à l'extérieur des lignes pointillées.

Les résultats à l'instant $t = 4 \mu\text{s}$ dans la Figure 6.3 montrent les fronts d'ondes générées dans l'eau et dans l'os. Comme la vitesse d'ondes de compression de l'os ($V_p = 1586$ m/s) est plus grande que celle dans l'eau ($V = 1482$ m/s), on peut constater dans les images à $t = 8 \mu\text{s}$ que le front d'ondes dans l'eau arrive à la surface du pinch après celui dans l'os. Les ondes diffractées dues à la présence du pinch peuvent être clairement observées dans les deux images à $t = 16 \mu\text{s}$. Pour la première simulation dans laquelle le pinch est immergé dans l'eau, on n'observe que des ondes de compression diffractée du pinch. En revanche, dans le cas où le pinch est immergé dans l'os, on peut observer des phénomènes de conversion de mode à cause de la

forme circulaire du pinch qui engendre des ondes de compression et de cisaillement diffractées qu'on peut observer clairement dans la dernière image (Figure 6.3 (a3) et (b3)).

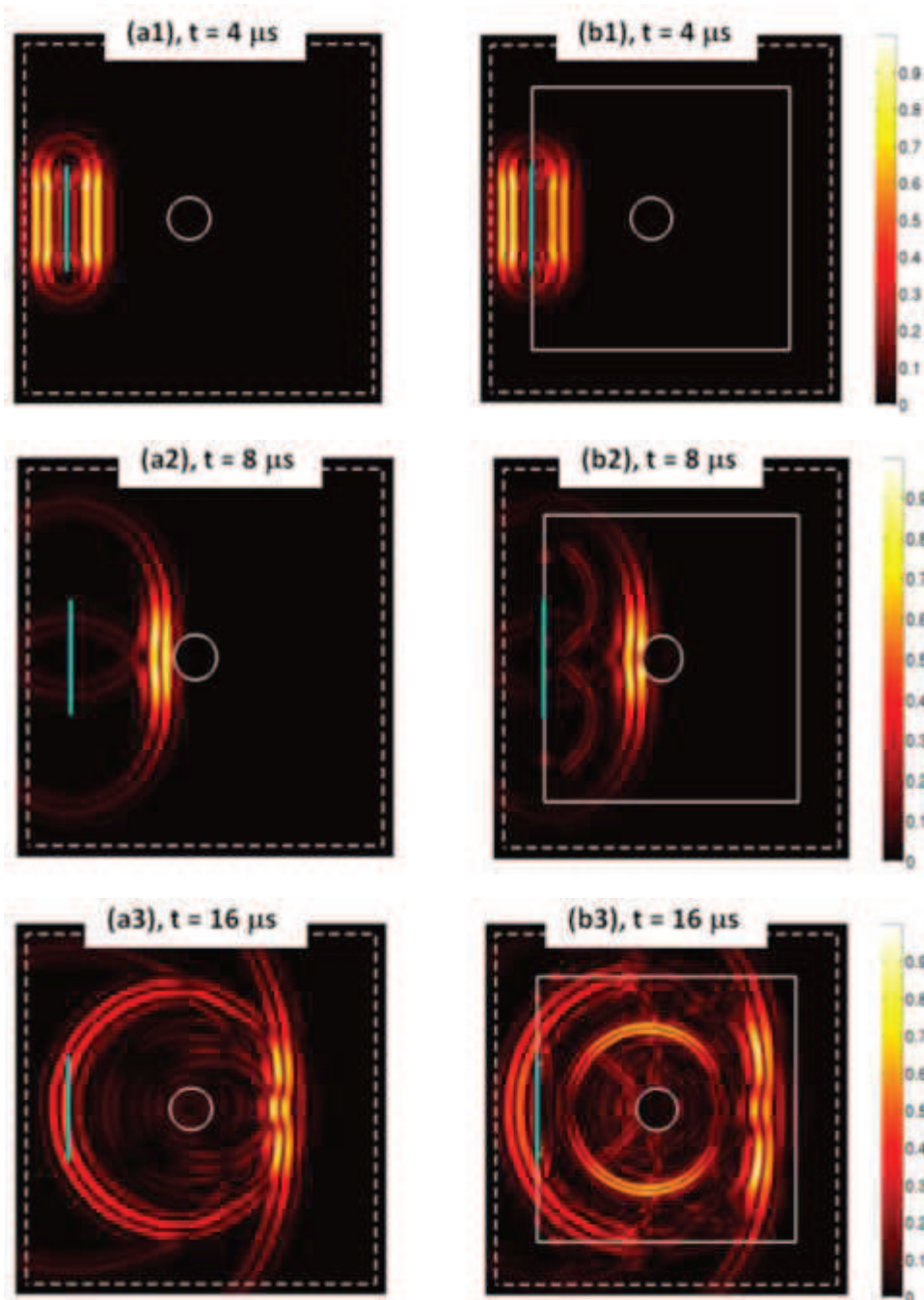


Figure 6.3 - Champs de vitesses aux différents instants obtenus par la simulation en utilisant la méthode des éléments spectraux : (a1, a2, a3) le pinch est inséré dans l'eau et (b1, b2, b3) le pinch est implanté dans l'os.

La figure 6.4 (a) présente les vitesses calculées pour les cas $d = 8$ mm, 8.5 mm, 9 mm, 9.6 mm et 10 mm. Les valeurs de vitesses calculées sont comparées avec la valeur théorique $v_{th} = 1596$ m/s (représentée par la ligne pointillée). On peut constater qu'une bonne reproductivité de la dernière quantité pour toutes les distances étudiées. Autrement dit, la distance d entre la sonde et le pinch n'a pas d'influences significatives sur l'évaluation de la vitesse d'onde de compression dans l'os.

Dans la Figure 6.4 (b), la vitesse est calculée en fixant $d = 9.6$ mm et en variant $\delta = 1$ mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm. On ne peut constater qu'une légère variation de la vitesse mesurée en augmentant le décalage δ . Cette variation reste très petite et est négligeable même pour un décalage assez important ($\delta = 5$ mm qui vaut le rayon de la sonde).

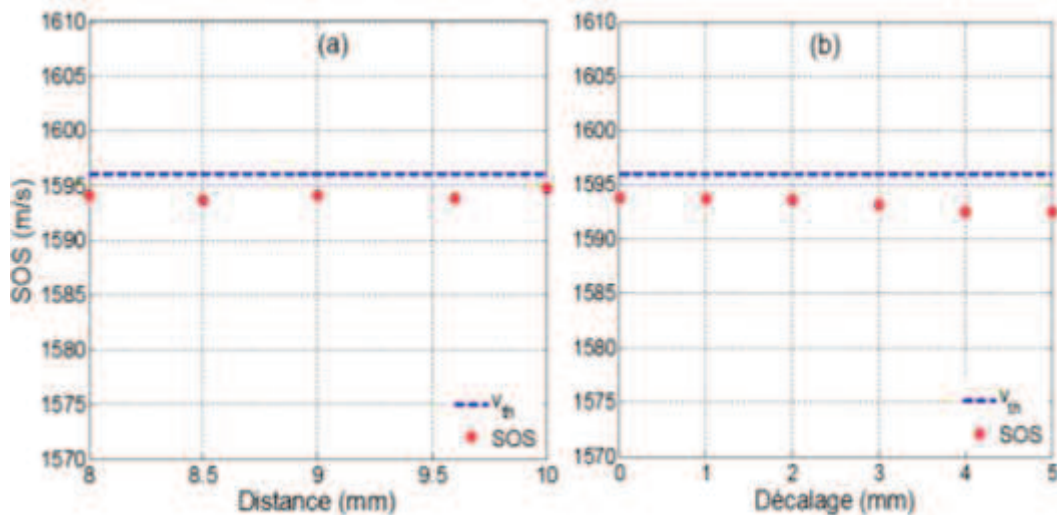


Figure 6.4 - La vitesse des ondes calculée en fonction de (a) la distance sonde-pinch et (b) du décalage de la position de la sonde.

En pratique, il n'est pas toujours facile de déterminer la position exacte du pinch dans le volume d'os, alors que la distance sonde-pinch est un paramètre important qui intervient dans le calcul de la vitesse de l'onde de compression. Dans ce paragraphe, on va étudier l'influence de l'erreur de positionnement de la sonde par rapport au pinch sur la vitesse d'onde estimée. Pour ce faire, les réponses obtenues par les simulations avec différentes distances ($d = 8$ mm, 8.5 mm, 9 mm, 9.6 mm, 10 mm) sont utilisées. Cependant, dans le calcul pour estimer la vitesse SOS (Equation (5.2)), la distance utilisée est toujours $d = 9.6$ mm. Dans la figure 6.5 (a), on présente les valeurs de SOS obtenues. On constate une relation quasi-linéaire entre erreur de positionnement et la vitesse d'onde estimée. Chaque 1 mm d'erreur de distance due à un mauvais positionnement engendre environ

12 m/s d'erreur sur l'estimation de la vitesse, laquelle équivaut seulement à 0.8 % de la valeur théorique.

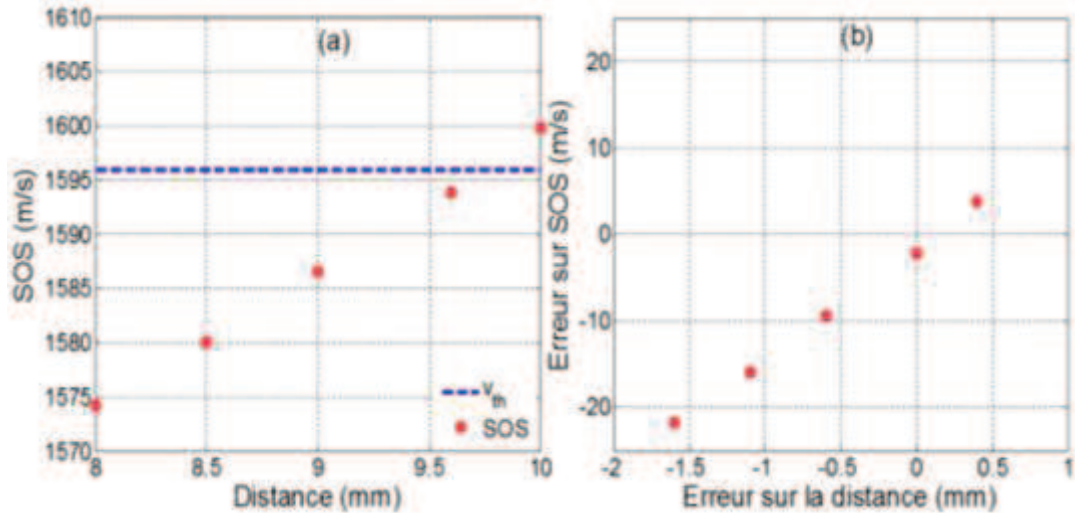


Figure 6.5 - Erreur sur l'estimation de vitesse à cause d'une erreur de positionnement de la sonde par rapport au pinch

6.4 - Conclusion

Une approche basée sur des simulations numériques, avec la méthode des éléments spectraux en code SPEC-FEM2D, a été effectuée afin de confirmer la capacité de notre méthode échographique à caractériser le tissu osseux et d'étudier la robustesse du dispositif intervertébral de positionnement. Ces résultats montrent que l'utilisation du dispositif proposé avec une telle sonde de diamètre 10 mm permet d'obtenir des valeurs stables en mesurant la vitesse de l'onde de compression. Cela montre une bonne robustesse de notre méthode de mesure échographique. Celle-ci peut être donc efficace pour évaluer la qualité de l'os grâce à la présence du pinch.

Chapitre 7

Simulation 3D par différence finies dans le domaine temporel de la propagation ultrasonore dans l'os trabéculaire

La partie expérimentale suggère l'utilisation d'une méthode échographique, avec comme réflecteur un pinch, pour mesurer les paramètres ultrasonores dans l'os trabéculaire. L'avantage de cette approche est de surmonter les inconvénients relatifs à l'utilisation d'un seul transducteur, car cela reste difficile d'obtenir des mesures précises et reproductibles dans la configuration échographique. Cependant, les phénomènes physiques se produisant lors de la propagation d'une onde ultrasonore dans l'os trabéculaire restent difficile à comprendre. Ainsi, le couplage de la simulation numérique et des techniques d'imagerie à haute résolution, constitue une approche puissante capable d'expliquer le phénomène de propagation d'une onde ultrasonore dans le tissu osseux. En particulier, le couplage de la simulation FDTD en 3D avec des images 3D de microtomographie μ -CT, à été employé dans le passé aux modèles de propagation ultrasonore dans l'os trabéculaire [156-158].

Le but de ce chapitre est de déterminer le potentiel de notre méthode échographique, utilisant le pinch comme réflecteur, pour la mesure des paramètres ultrasonores dans l'os trabéculaire. Pour cela, les résultats obtenus par l'approche par couplage sont comparés à ceux de la partie expérimentale. Une attention particulière est portée à déterminer la dépendance de SOS et BUA [22, 23] dans les propriétés osseuses. En outre, l'effet de modifications de la position relative du pinch et de la sonde sur les paramètres ultrasonores est étudié. Cette approche étant complémentaire de celle menée dans le chapitre 6.

7.1 - Matériels et méthodes

7.1.1 - Préparation des échantillons d'images

Les images des échantillons ont été obtenues par la microtomographie réalisée au chapitre 5. Sur les 21 échantillons d'os trabéculaire, 2 ont été exclus de cette étude en raison d'un problème de découpe des échantillons après les mesures expérimentales. Ainsi, il n'était pas possible d'obtenir avec précision leur image 3-D. En conséquence, seulement 19 images ont été utilisées dans cette étude.

7.1.2 - Simulation numérique FDTD.

Des simulations numériques FDTD de modèles 3D de la microstructure de l'os trabéculaire reconstruits à partir des images μ -CT ont été effectuées, pour déterminer les paramètres ultrasonores de vitesse et d'atténuation. Le code Simsonic3D a été utilisé [158]. Les équations suivantes couplées du premier ordre, sont résolues en utilisant un système numérique [159]:

$$\frac{\partial v_i}{\partial t}(x, t) = \frac{1}{\rho(x)} \sum_{j=1}^3 \frac{\partial T_{ij}}{\partial x_j}(x, t), \quad (i = 1, 2, 3) \quad (7.1)$$

$$\frac{\partial T_{ij}}{\partial t}(x, t) = \sum_{j=1}^3 \sum_{i=1}^3 c_{ijkl}(x) \frac{\partial v_k}{\partial x_l}(x, t), \quad (7.2)$$

Où i et j représentent la direction de l'espace 3-D. x et t sont les variables d'espace et de temps. ρ est la masse volumique et c est le tenseur de rigidité d'ordre 4. v_i représente les composantes vectorielles du champ de vitesse de la particule et T_{ij} les composantes du tenseur de contrainte. Des couches absorbantes de type "Perfectly Matched Layers" (PML) [160] ont été utilisées dans tous les plans entourant le domaine de calcul afin d'éviter les réflexions provenant des frontières du maillage.

Les valeurs utilisées dans cette études sont indiquées dans le Tableau 7.1, comme données dans la littérature pour des matériaux élastiques et isotrope [18, 22, 23, 161-163]. Une impulsion de Gaussienne de fréquence centrale égale à 500 kHz et similaire à celle utilisée expérimentalement a été utilisé pour ces simulations.

Tableau 7.1- Propriétés des matériaux utilisés *in-silico*.

	ρ (kg/m ³)	V_L (m/s)	V_T (m/s)
Eau	1000	1483	–
Os	2000	4000	2000
Pinch	7900	5882	3144

La Figure 7.1 montre un exemple de la configuration géométrique utilisé dans nos simulations. L'échantillon est immergé dans l'eau. La résolution spatiale initiale de 17.7 μ m (voir au chapitre 5 section 5.1.5), a été réduite à 33 μ m dans le modèle de simulation en vue d'obtenir un compromis entre un temps de calcul raisonnable et une précision acceptable, similaire à celle qui a été fait dans des études précédentes [24, 164]. Le transducteur en mode échographique de forme circulaire, identique à celle des mesures expérimentales, à un diamètre de 10 mm. Il est mis en contact avec un côté de l'échantillon.

L'orientation de l'échantillon et de la direction de propagation sont identiques à l'étude expérimentale. Afin d'éviter la réflexion de l'onde entre l'échantillon et l'eau à l'extrémité opposée du transducteur, le modèle a été reproduit en utilisant une symétrie plane par rapport au plan contenant l'axe du pinch et la perpendiculaire à l'axe du transducteur, comme représenté dans la Figure 7.1. Le pinch, avec un diamètre de 4 mm a été inséré dans l'échantillon d'os à la même distance que dans le chapitre 5.

7.1.3 - Détermination des paramètres ultrasonores.

Les paramètres ultrasonores de vitesse SOS et d'atténuation BUA ont été déterminés suivant une méthode de substitution décrit en détail au chapitre 5 section 5.1.4 en appliquant les équations (5.2) et (5.4).

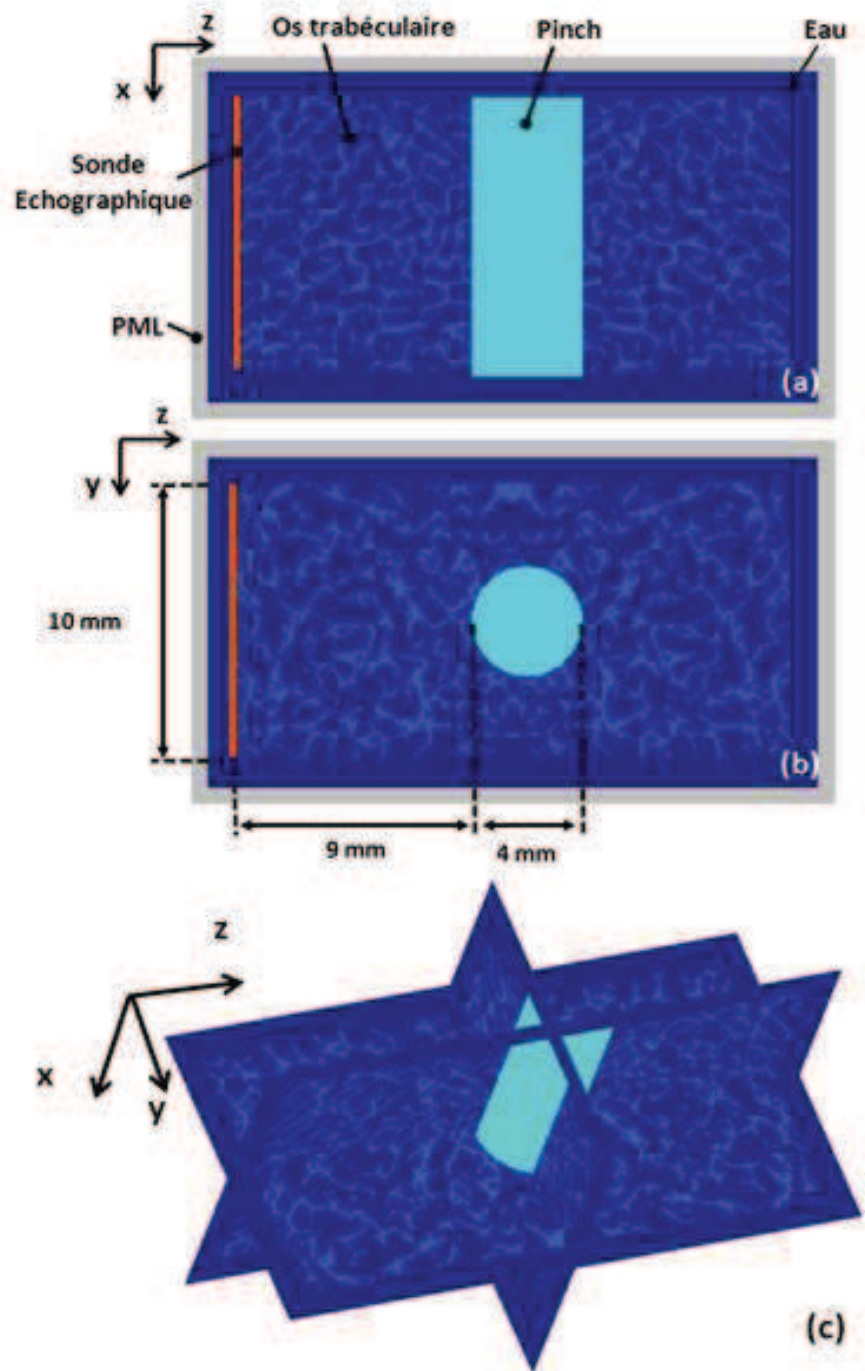


Figure 7.1 - Images descriptives du modèle de simulation, vue (a) de profil (b) de face et (c) en perspective.

7.1.4 - Effet de la variation du BV/TV.

Les résultats expérimentaux confrontés à ceux des simulations indiquent une dépendance des paramètres ultrasonores à la fraction de volume osseux BV/TV. Cela s'explique par le phénomène de diffusion détaillé dans la discussion. Cette section décrit les deux scénarios d'altération de la microarchitecture utilisés pour faire varier le BV/TV pour un échantillon donné. Pour cela, un algorithme itératif d'érosion et de dilatation [24, 165] est appliqué pour modifier les propriétés initiales de l'os trabéculaire. Cet algorithme permet d'ajouter et de supprimer des "voxel osseux" à la surface de l'os trabéculaire.

Le premier scénario correspond à l'érosion du réseau de travées et à une diminution du BV/TV. Il modélise l'amincissement des travées qui est connue dans l'ostéoporose. Le deuxième scénario est l'inverse du premier, dans lequel une procédure de dilatation est appliquée dans le réseau de travées. Cela donne une augmentation du BV/TV. La Figure 7.2 illustre l'articulation des deux scénarios.

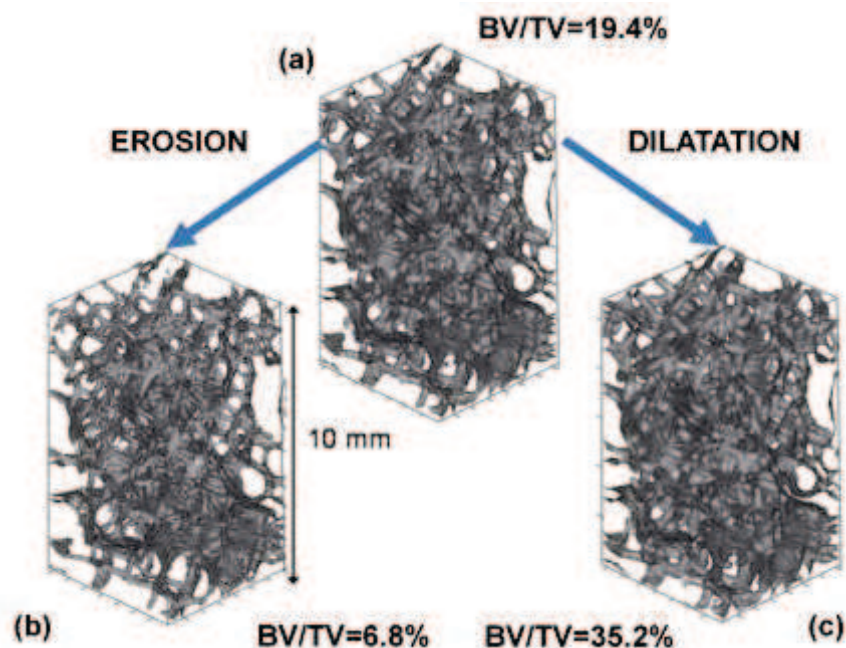


Figure 7.2 - Illustration du scénario d'altération de la microarchitecture. Images en 3D: (a) l'échantillon d'origine; (b) la structure érodée et (c) la cartographie dilatée (adaptée de [24]).

À partir des échantillons 3D reconstruits, trois spécimens de BV/TV égaux à 10.0%, 19.4%, 35.7% ont été choisis pour subir l'érosion et la dilatation.

La première étape du processus d'érosion consiste à déterminer les voxel du réseau de travées d'origines qui sont adjacents à la matrice osseuse. La seconde étape consiste en une procédure d'érosion aléatoire (transformation de voxel d'os en voxel d'eau) appliquée à ces voxels. Pour chaque voxel, un nombre entier n aléatoire est choisit entre 0 et 100. Le voxel considéré est supprimé seulement si n est inférieur à x (la probabilité de suppression). Dans la pratique, cette procédure est appliquée avec une probabilité de suppression de 50%, puis de 100% (Figure 7.2 (b)). Elle est de nouveau appliquée à cette nouvelle structure et répétée aussi longtemps que le BV/TV de la structure résultante reste supérieur à 5% (limite inférieure des valeurs typiques de BV/TV). Une procédure de dilatation est appliquée de manière similaire au modèle d'origine, conduisant à une augmentation de BV/TV (Figure 7.2 (c)).

7.1.5 - Effet de la variation de l'orientation du pinch.

Une potentielle source d'erreur de mesure lors de la détermination des paramètres ultrasonores peut être un mauvais alignement de l'axe de la sonde et de la normale à l'axe du pinch. Cela peut être dû à un défaut de forme de l'échantillon ou à des erreurs d'inclinaison lors de l'insertion du pinch. Cet effet reste difficile à estimer, car expérimentalement un échantillon d'os donné ne peut être réutilisé lorsque le pinch a été inséré. Par conséquent, l'effet d'une variation de l'orientation du pinch par rapport à l'orientation de la sonde sur la détermination des paramètres ultrasonores a été estimé en utilisant la simulation numérique. L'axe du pinch est orienté autour d'un axe perpendiculaire à la propagation de l'onde ultrasonore, comme le montre la Figure 7.3, pour trois positions. Ici, l'axe est tourné autour de la direction y passant par le centre du pinch (indiqué par des points sur la figure). L'effet de variation de l'angle d'inclinaison sur les paramètres ultrasonores a été étudié en utilisant des modèles virtuels pour des angles compris entre ± 30 degrés.

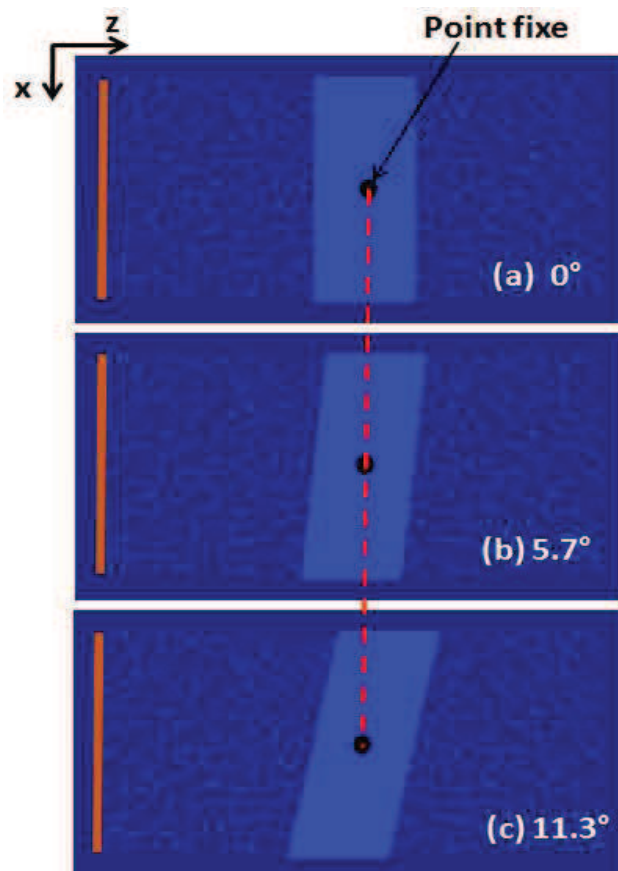


Figure 7.3 - Images de trois positions d'inclinaison du pinch pour (a) à 0° , (b) à 5.7° et (c) à 11.3° .

7-2 - Résultats

7.2.1 - Images d'instantanées

La Figure 7.4 montre des images d'instantanées de propagation de l'onde dans un échantillon d'os sans le pinch et ensuite avec le pinch: (a1 et b1) au début de la propagation où l'onde commence à se propager ($2\mu\text{s}$), et ensuite à $12\mu\text{s}$, (a2) où l'onde, est dans l'os sans le pinch, continue à se propager, sans se réfléchir, alors qu'en (b2) il y a réflexion de l'onde sur le pinch. Sur cet échantillon le SOS est de 1680.09 m/s et le BUA de 22.8 dB/MHz/cm .

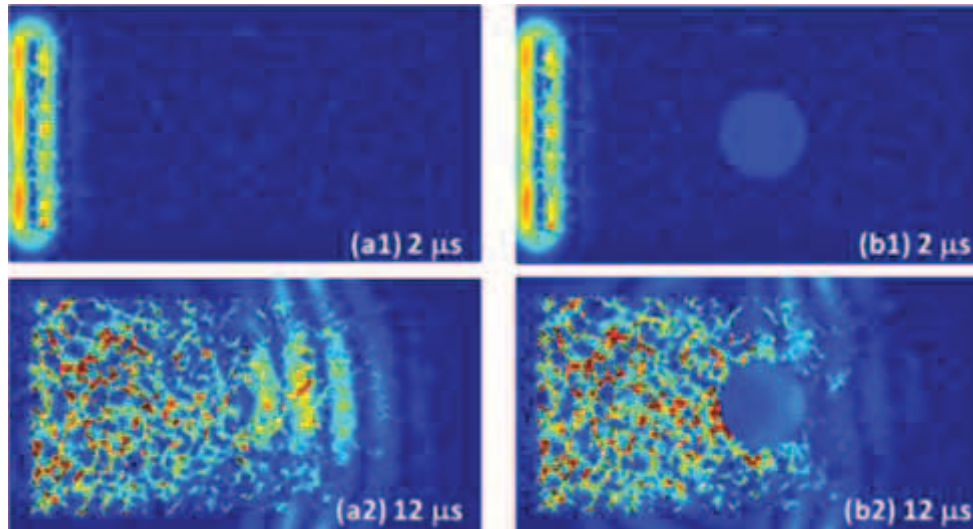


Figure 7.4 - Images d'instantanées de propagation dans l'os (a1, a2) sans le pinch et (b1, b2) avec le pinch.

7.2.2 - Courbes temporelles

La Figure 7.5 montre les signaux obtenus dans l'eau (a) et dans l'os (b). Les temps de vol sont déterminés par les premiers maximums du signal. L'allure des courbes est identique à celle de la Figure 5.6 de la section 5.2.1 et le temps de vol dans l'os est inférieur à celui dans l'eau.

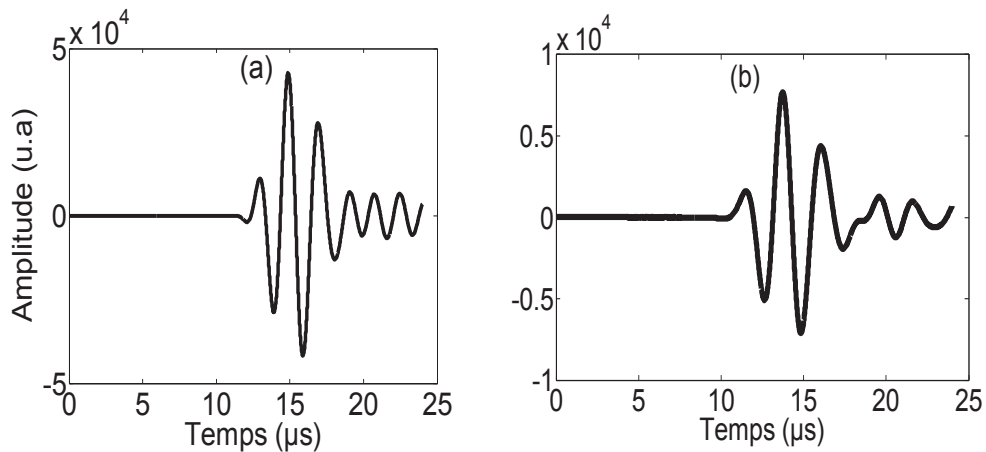


Figure 7.5 - Signaux rf obtenus dans l'eau (a) et dans l'os (b).

7.2.3 - Courbes des réponses des simulations

La Figure 7.6 montre la comparaison entre les résultats expérimentaux et simulés obtenus pour les valeurs de SOS et de BUA. Le coefficient de détermination obtenu entre les valeurs simulées et expérimentales de SOS est $R^2 = 0.81$. Le coefficient de détermination obtenu entre les valeurs simulées et expérimentales de BUA est faible et $R^2 = 0.3$.

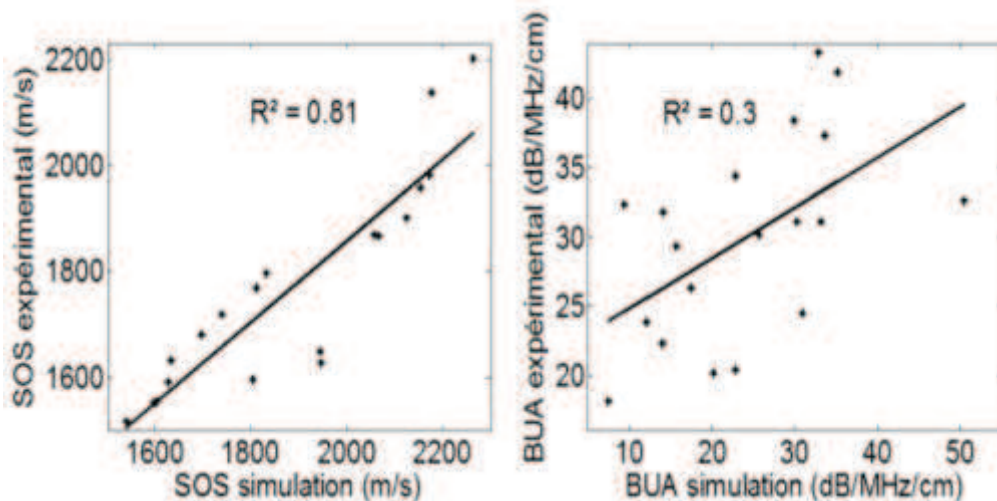


Figure 7.6 - Courbes de variation des paramètres ultrasonores expérimentaux en fonction des simulés. Les coefficients de détermination R^2 sont indiqués.

La Figure 7.7 montre la variation des paramètres ultrasonores simulés en fonction du BV/TV. Un coefficient de détermination significatif est obtenu entre SOS et BV/TV ($R^2 = 0.67$). Cependant, il n'est pas significatif entre BUA et BV/TV, comme pour les résultats expérimentaux (voir chapitre 5, section 5.2.4).

La Figure 7.8 et la Figure 7.9 représentent les résultats obtenus en considérant deux scénarios d'altération de la microarchitecture appliqués à trois spécimens d'échantillons d'os trabéculaire: i) une érosion et une diminution du BV/TV, afin de modéliser un amincissement des travées (cas d'une ostéoporose); ii) une dilatation du réseau induisant une augmentation du BV/TV. Cette approche est similaire à ce qui a été fait dans [24].

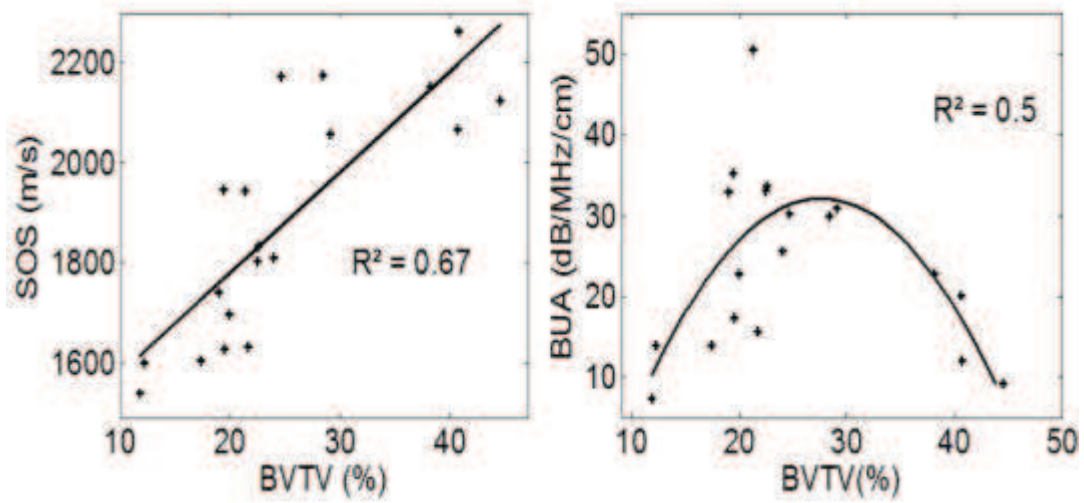


Figure 7.7 - Courbes de variation des paramètres ultrasonores en fonction du BV/TV. Les coefficients de détermination R^2 sont indiqués.

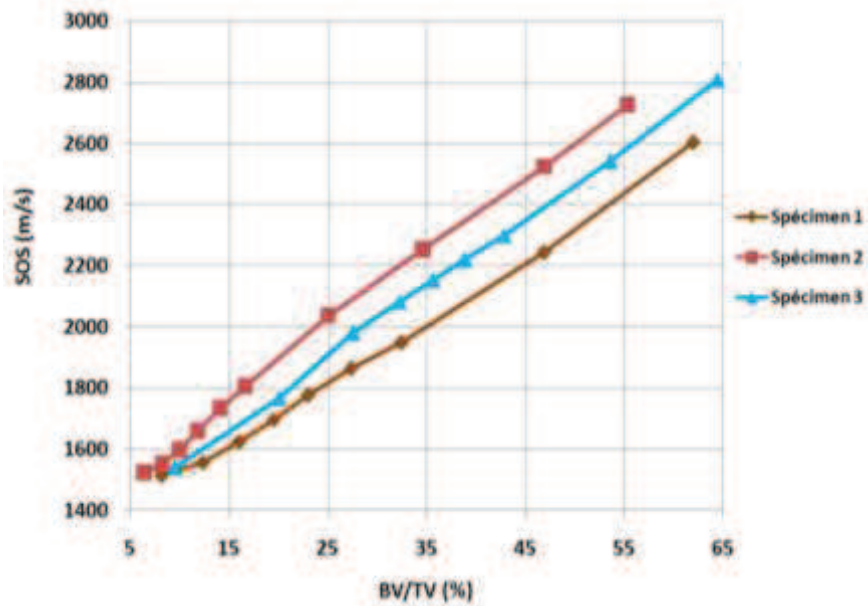


Figure 7.8 - Variation du SOS en fonction du BV/TV pour 3 échantillons dont la microarchitecture est altérée par des algorithmes d'érosion et de dilatation.

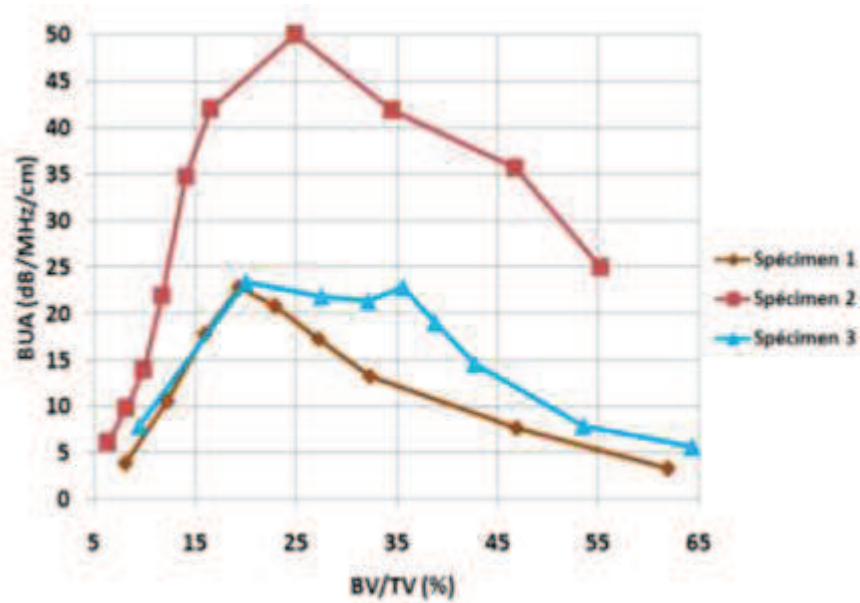


Figure 7.9 - Variation du BUA en fonction du BV/TV pour 3 échantillons dont la microarchitecture est altérée par des algorithmes d'érosion et de dilatation.

La Figure 7.10 et la Figure 7.11 montrent la variation des paramètres ultrasonores, pour les trois spécimens, en fonction de l'angle d'inclinaison du pinch par rapport à son axe.

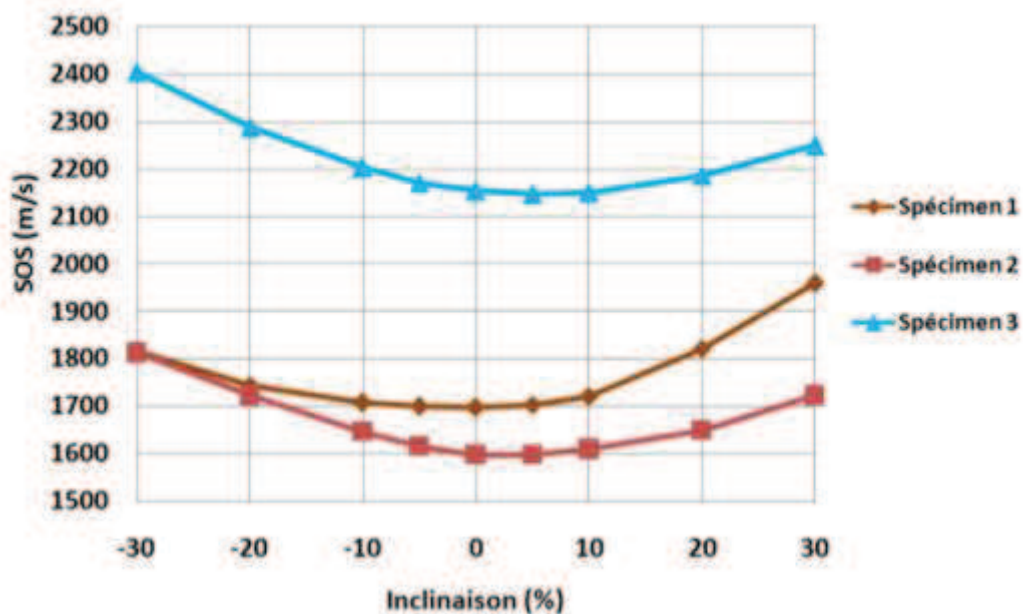


Figure 7. 10 - Variation du SOS en fonction du pourcentage d'inclinaison du pinch pour trois spécimens.

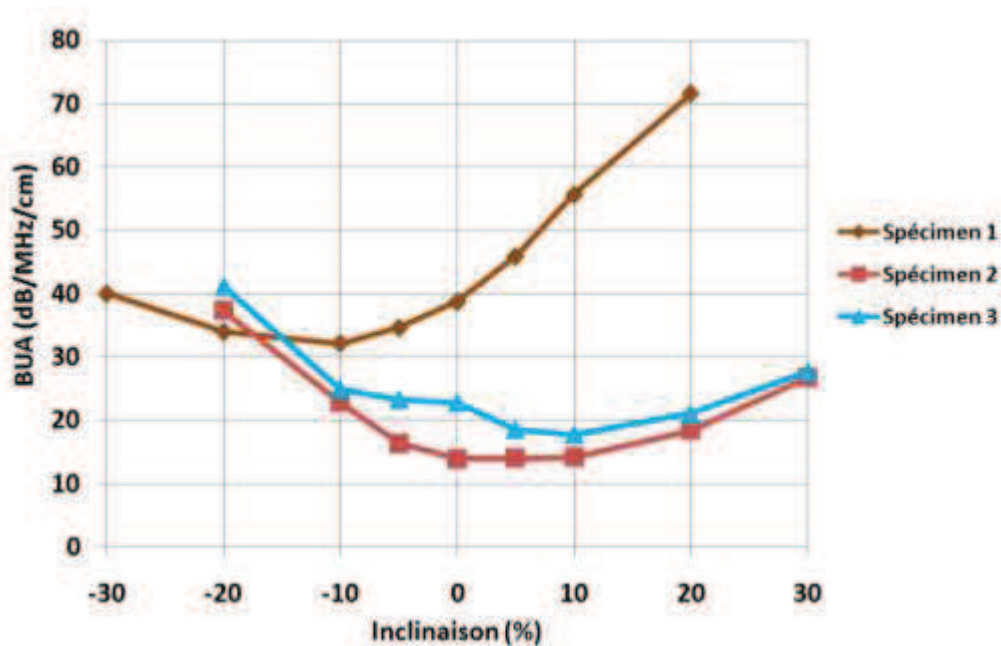


Figure 7. 11 - Variation du BUA en fonction du pourcentage d'inclinaison du pinch pour trois spécimens.

7.3 - Discussion

L'originalité de la présente étude réside dans le couplage de la simulation numérique 3D avec l'imagerie haute résolution, le tout appliquée à une nouvelle configuration de mesure qui a un potentiel usage clinique. Ainsi, cette étude a pour principale conclusion la validation de la simulation et de la compréhension de la propagation des ondes ultrasonores dans l'os trabéculaire bovin sous une configuration échographique utilisant l'écho d'un pinch.

7.3.1 - Comparaison expérimentale

La concordance de l'étude expérimentale et de la simulation constitue une validation de l'approche numérique. Cependant, le faible coefficient de détermination pour le BUA, obtenue entre l'expérimentation et la simulation peut s'expliquer par les différentes limitations de notre étude décrites ci-dessous: Premièrement, les valeurs des propriétés des matériaux os ne sont pas connues et des valeurs génériques sont utilisées à la place. Deuxièmement, le modèle ne tient pas compte de l'absorption, mécanisme de perte qui peut être présent dans le tissu osseux rempli de moelle osseuse [166], un

phénomène particulièrement important pour l'estimation du BUA. Troisièmement, l'os est supposé être homogène et isotrope. En quatrième, nous avons considéré une configuration géométrique légèrement différente dans la simulation par rapport aux expériences parce que le diamètre du transducteur est plus faible dans la simulation (10 mm) que dans les expériences (16 mm). Ce choix a été fait i) afin de prendre en compte le fait que le mode de piston n'est pas obtenu et ii) en raison d'une limitation en termes de taille de l'appareil μ -CT. Cinquièmement, les erreurs sur l'orientation relative et le positionnement du capteur et de l'axe peuvent également être responsables des différences entre les résultats expérimentaux et simulés (voir ci-dessous). Malgré ces limites, des coefficients de détermination significatifs sont obtenus entre les résultats expérimentaux et numériques.

7.3.2 - Lien entre BUA et BTV

Les résultats donnés dans la Figure 7.7 indiquent un R^2 significatif entre les valeurs simulées de SOS et le BV/TV, en accord avec les résultats expérimentaux obtenus en Figure 5.8 du chapitre 5. Cependant, la variation du BUA en fonction de BV/TV obtenu expérimentalement dans la Figure 5.9 et numériquement dans la Figure 7.7 et la Figure 7.9, est une courbe non linéaire (régression polynomiale d'ordre 2), avec un maximum de points autour de 20 à 30% de BV/TV. Ces résultats sont comparables avec ceux obtenus dans [142-145]: Pour des échantillons présentant des valeurs relativement faibles de BV/TV (entre 10 et 25%), une augmentation du BV/TV induit une augmentation de la taille des travées. Les travées sont connues pour agir comme des diffuseurs [167-169]. Ainsi, une augmentation de la taille des travées induit une augmentation de leur section transversale de diffusion, et donc une augmentation de l'atténuation en fonction de la fréquence. Cependant, un effet contraire se produit lorsque les valeurs de BV/TV sont plus élevées (généralement autour de 30 à 40%), les pores peuvent se comporter comme des diffuseurs à la place des travées pour les échantillons avec une faible porosité [146].

Afin de vérifier l'explication phénoménologique précitée, des scénarios d'altération de la microarchitecture sur trois spécimens ont été réalisés en modifiant *in silico* les valeurs de BV/TV. Pour ce faire, trois spécimens représentatifs avec différentes valeurs BV/TV ont été sélectionnés (10,0%, 17,4% et 35,7%). Un algorithme dilatation/érosion a été utilisé afin de modifier la fraction de volume osseux en ajoutant/supprimant des "voxel osseux" à la surface de l'os trabéculaire [170-172]. Pour ce faire, le seuil de binarisation [168], appliqué aux images originales a été modifié. Pour l'échantillon ayant la valeur de BV/TV la plus élevée, un algorithme dédié au traitement d'image 3-D (scénario de dilatation [165]) a été appliqué afin d'obtenir des échantillons avec BV/TV comprise entre 50% et 65%. L'utilisation de ces algorithmes de traitement d'image constitue un moyen

simple de connaître l'effet de la variation du BV/TV indépendamment des changements de microstructure. Les valeurs de SOS et de BUA sont ainsi déterminées. Les résultats sont donnés respectivement dans la Figure 7.8 et la Figure 7.9. Les valeurs de SOS varient linéairement en fonction du BV/TV ce qui n'est pas le cas des valeurs de BUA. Cette non-linéarité (avec une valeur maximum de BV/TV autour de 20 à 35 %) obtenue pour les trois spécimens, constitue une validation de l'explication du phénomène ci-dessus. Cependant, la valeur physiologique de BV/TV obtenu pour l'os trabéculaire des vertèbres humaine est faible, autour de 17% [147, 148, 173]. Lorsqu'on considère les données présentées dans les Figure 7.6, Figure 7.8 et Figure 5.8 pour des valeurs de BV/TV inférieures à 17% un coefficient de détermination significatif est obtenu entre le BUA et le BV/TV pour la simulation ($R^2 = 0.44$) et pour l'expérimentation ($R^2 = 0.52$). Ces résultats sont cohérents avec les résultats numériques déjà obtenus avec des échantillons humains [165].

7.3.3 - Effet de l'angle d'inclinaison du pinch

Les résultats montrés dans les Figures 7.10 et 7.11 montrent l'effet de l'angle d'inclinaison sur les paramètres ultrasonores. Fait intéressant, les valeurs minimales de SOS et de BUA sont obtenues pour la même valeur de l'angle d'inclinaison pour chaque spécimen donné, lequel n'est pas égale à 0%. Ces résultats peuvent s'expliquer par l'anisotropie structurelle des échantillons, qui est connue pour affecter de manière significative la propagation ultrasonore [24]. Cependant, il n'était pas possible de quantifier l'anisotropie structurelle de l'échantillon, car plus de travail est nécessaire pour comprendre l'effet de l'anisotropie structurelle de nos résultats.

Les résultats obtenus dans les Figures 7.10 et 7.11 peuvent également être utilisés pour déterminer les exigences relatives à la précision de l'angle nécessaire pour obtenir des mesures reproductibles. Pour ce faire, les résultats simulés obtenus ici peuvent être comparés avec les erreurs expérimentales typiques obtenus dans la littérature. Par exemple, la reproductibilité des mesures *in vitro* de SOS est approximativement égale à 6 m/s [19], alors que la reproductibilité sur BUA est typiquement de l'ordre de 0,4 dB/cm/MHz [143, 174]. D'après l'analyse des Figure 7.10 et Figure 7.11, les valeurs mentionnées ci-dessus correspondent à une erreur de l'ordre de 2% pour SOS et 3% pour BUA. Ces résultats correspondent à une limite inférieure de l'erreur tolérée pour l'orientation du pinch.

7.4 - Conclusion

Les échantillons d'os trabéculaires bovin et leurs images μ -CT, ont été utilisés pour étudier le comportement de l'onde ultrasonore réfléchi par un pinch inséré dans l'os. Les valeurs de SOS obtenues par simulation 3-D ont montré leur forte relation avec les mesures expérimentales tandis que les résultats de BUA montrent une faible relation. Fait intéressant, le comportement du BUA présente des caractéristiques non linéaires, en accord avec des études précédentes, avec une valeur maximale pour les valeurs de BV/TV autour de 20 à 35%, ce qui correspond à des valeurs supérieures à ce qui est obtenu pour l'os trabéculaire vertébrale de l'humain. En outre, l'effet d'une erreur d'inclinaison du pinch lors de son insertion a été étudié. Le résultat a montré que l'angle d'inclinaison du pinch affecte fortement les valeurs de BUA, alors qu'elle a un effet relativement faible sur les valeurs de SOS.

Ces résultats indiquent que la méthode proposée en utilisant l'onde ultrasonore réfléchi par un pinch présente un potentiel pour estimer la qualité osseuse même si les données sont sensibles aux propriétés géométriques de la configuration obtenue au cours du protocole d'insertion.

Conclusion générale et Perspectives

L'objectif de cette thèse est de développer une méthode ultrasonore d'estimation de la qualité du tissu osseux. Les enjeux de la caractérisation ultrasonore de la qualité osseuse sont: i) une meilleure connaissance de l'état physiopathologique de l'os; ii) le choix de la stratégie opératoire (choix entre l'arthrodèse et l'arthroplastie, technique d'insertion de l'implant...). Il subsiste des risques d'échecs lors de la pose d'implants, dus notamment à une mauvaise qualité osseuse. L'évaluation de la qualité osseuse par la technique de référence DXA, montre des insuffisances comme le manque de sensibilité à la microstructure trabéculaire et des mesures imprécises sur la lombaire L5, qui est souvent atteinte et est à une position anatomique difficile d'accès. Cependant, les techniques ultrasonores ont fait leur preuve dans le diagnostic médical. De plus les dispositifs ultrasonores sont non invasifs, non destructifs, peu coûteux et peu encombrant. Aussi, des études montrent une corrélation du paramètre microstructural trabéculaire BV/TV avec les paramètres ultrasonores de vitesse et d'atténuation. Nos travaux consistent à mettre en œuvre une méthode échographique à viser per opératoire et de valider sa faisabilité.

La première partie de ce travail, basée sur une étude bibliographique, porte sur le contexte de recherche, afin de formaliser les différents éléments qui rentrent en ligne de compte dans la résolution de notre problématique; à savoir l'os avec sa trabéculaire, la colonne vertébrale avec le disque intervertébrale et la vertèbre, les implants. Ensuite, l'état de l'art dans le diagnostic de la qualité du tissu osseux a été réalisé. Enfin un accent particulier à été mis sur la mesure ultrasonore qui est le cœur de ces travaux.

Dans la deuxième partie, nous nous sommes intéressés au développement d'une méthode expérimentale de mesure des paramètres ultrasonores dans l'os trabéculaire en utilisant la réponse ultrasonore d'un pinch métallique. La configuration expérimentale utilise une sonde de fréquence centrale 0.5 MHz en mode échographique au contact de l'os. Un protocole a été élaboré et nous a imposé la conception d'un dispositif de positionnement de la sonde, de l'échantillon d'os et de guider le pinch lors de son insertion dans l'os. Les essais réalisés, leurs traitements et les analyses des résultats expérimentaux ont été comparés et confrontés aux valeurs avérées montrées dans la littérature. Ces résultats ont démontré le potentiel de notre méthode pour la mesure des paramètres ultrasonores et l'estimation de la qualité osseuse. D'autres essais ont été effectués sur le rachis de porc avec un prototype dédié, confirmant ainsi, la faisabilité de notre méthode dans l'évaluation du corps vertébrale per-opératoire. En termes de perspectives, il reste à terminer les essais *in vitro* commencés avec

le prototype de dispositif expérimental, ensuite de mettre en œuvre un indicateur de qualité osseuse et affiner le protocole pour des essais précliniques *ex vivo* et *in vivo* sur le porc pour confirmation.

En troisième partie de cette thèse, nous avons effectué des simulations numériques. D'abord, le code SPECFEM2D basé sur la méthode des éléments spectraux a été mise en œuvre pour étudier la robustesse du dispositif intervertébral de positionnement. Ensuite, la méthode des différences finies a permis de confirmer *in silico* le potentiel de notre méthode échographique en comparant les résultats à ceux trouvés expérimentalement. Enfin, ces simulations ont permis d'étudier la sensibilité de notre dispositif.

Ce travail de thèse a permis de montrer la faisabilité d'une méthode de mesure des paramètres ultrasonores de l'os trabéculaire. Il s'agit d'une méthode échographique innovante car elle utilise comme réflecteur un pinch utilisé en chirurgie orthopédique pour écarter les tissus mous. Cette méthode a été validée par des expérimentations *in vitro* et des simulations numériques. C'est une méthode qui à son intérêt en chirurgie orthopédique car elle permet d'estimer la qualité osseuse au niveau du site devant recevoir un implant. Les résultats obtenus permettront ainsi au chirurgien d'affiner sa stratégie opératoire.

Bibliographie

- [1] M. A. Adams and P. J. Roughley, "What is intervertebral disc degeneration, and what causes it?," *Spine Phila Pa*, vol. 31, pp. 2151-61, 1976.
- [2] E. Baumgartner and T. Vischer, "Approche actuelle des lombalgies," *Schweiz Med Wochenschr*, vol. 127, pp. 1901-1910, 1997.
- [3] M. Szpalski and R. Gunzburg, "Lumbar spinal stenosis in the elderly: an overview," *Eur Spine J*, vol. 12 Suppl 2, pp. S170-5, Oct 2003.
- [4] C. Nguyen, S. Poiraudreau, M. Revel, and A. Papeard, "Lombalgie chronique : facteurs de passage à la chronicité.," *Revue du rhumatisme*, vol. 76, pp. 537-542, June 2009.
- [5] S. P. Hughes, A. J. Freemont, D. W. Hukins, A. H. McGregor, and S. Roberts, "The pathogenesis of degeneration of the intervertebral disc and emerging therapies in the management of back pain," *J Bone Joint Surg Br*, vol. 94, pp. 1298-304, Oct 2012.
- [6] R. W. Haid, Jr., C. L. Branch, Jr., J. T. Alexander, and J. K. Burkus, "Posterior lumbar interbody fusion using recombinant human bone morphogenetic protein type 2 with cylindrical interbody cages," *Spine J*, vol. 4, pp. 527-38; discussion 538-9, Sep-Oct 2004.
- [7] A. Starkweather, "Posterior lumbar interbody fusion: an old concept with new techniques," *J Neurosci Nurs*, vol. 38, pp. 13-20, 30, Feb 2006.
- [8] Y. Kirzner, M. Marcolongo, and S. K. Bhatia, "Advances in biomaterials for the treatment of intervertebral disc degeneration," *J Long Term Eff Med Implants*, vol. 22, pp. 73-84, 2011.
- [9] B. Brislin and A. R. Vaccaro, "Advances in posterior lumbar interbody fusion," *Orthop Clin North Am*, vol. 33, pp. 367-74, Apr 2002.
- [10] J. M. Vital and L. Boissiere, "Total disc replacement," *Orthop Traumatol Surg Res*, vol. 100, pp. S1-14, Feb 2014.
- [11] P. Laugier, "Quantitative ultrasound of bone: looking ahead," *Joint Bone Spine*, vol. 73, pp. 125-8, Mar 2006.
- [12] S. Covin, *Bone Mechanics Handbook* CRC Press, 2001.
- [13] P. Laugier and G. Hait, *Bone Quantitative ultrasound*. London, 2011.
- [14] K. Y. Chin and S. Ima-Nirwana, "Calcaneal quantitative ultrasound as a determinant of bone health status: what properties of bone does it reflect?," *Int J Med Sci*, vol. 10, pp. 1778-83, 2013.
- [15] W. P. Olszynski, J. P. Brown, J. D. Adachi, D. A. Hanley, G. Ioannidis, and K. S. Davison, "Multisite quantitative ultrasound for the prediction of fractures over 5 years of follow-up: the Canadian Multicentre Osteoporosis Study," *J Bone Miner Res*, vol. 28, pp. 2027-34, 2013.
- [16] M. Maatta, P. Moilanen, J. Timonen, P. Pulkkinen, R. Korpelainen, and T. Jamsa, "Association between low-frequency ultrasound and hip fractures -- comparison with DXA-based BMD," *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 15, pp. 1471-2474, 2014.

- [17] R. Barkmann, P. Laugier, U. Moser, S. Dencks, M. Klausner, F. Padilla, *et al.*, "A device for in vivo measurements of quantitative ultrasound variables at the human proximal femur," *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.*, vol. 55, pp. 1197-204. doi: 10.1109/TUFFC.2008.783., 2008.
- [18] M. Sasso, M. Talmant, G. Haiat, S. Naili, and P. Laugier, "Analysis of the most energetic late arrival in axially transmitted signals in cortical bone," *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.*, vol. 56, pp. 2463-70. doi: 10.1109/TUFFC.2009.1333., 2009.
- [19] V. Mathieu, C. Chappard, R. Vayron, A. Michel, and G. Haiat, "Radial anatomic variation of ultrasonic velocity in human cortical bone," *Ultrasound Med Biol*, vol. 39, pp. 2185-93, Nov 2013.
- [20] A. Tatarinov, V. Egorov, N. Sarvazyan, and A. Sarvazyan, "Multi-frequency axial transmission bone ultrasonometer," *Ultrasonics*, vol. 54, pp. 1162-9, 2014.
- [21] G. Haiat, F. Padilla, and P. Laugier, "Sensitivity of QUS Parameters to Controlled Variations of Bone Strength Assessed with a Cellular Model," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 55, pp. 1488-1496, 2008.
- [22] G. Haiat, F. Padilla, R. Barkmann, S. Kolta, C. Latremouille, C. C. Glüer, *et al.*, "In vitro Speed Of Sound Measurement at Intact Human Femur Specimens," *Ultrasound in Med. & Biol*, vol. 31, No. 7, pp. 987-996, 2005.
- [23] G. Haiat, F. Padilla, M. Svrcekova, Y. Chevalier, D. Pahr, F. Peyrin, *et al.*, "Relationship between ultrasonic parameters and apparent trabecular bone elastic modulus: a numerical approach," *J Biomech.*, vol. 42, pp. 2033-9., 2009.
- [24] G. Haiat, F. Padilla, F. Peyrin, and P. Laugier, "Fast wave ultrasonic propagation in trabecular bone: numerical study of the influence of porosity and structural anisotropy," *J Acoust Soc Am.*, vol. 123, pp. 1694-705., 2008.
- [25] "L'Encyclopédie Visuelle Bilingue, Le Corps humain," Gallimard, Ed., ed, 1994.
- [26] A. G. Cornuelle and D. H. Gronefeld, *Radiographic Anatomy and Positioning: An Integrated Approach*. New York,: McGraw-Hill Medical Publishing, 1997.
- [27] S. C. Cowin, *Bone Mechanics*: CRC Press, 1989.
- [28] V. Sansalone, S. Naili, V. Bousson, C. Bergot, F. Peyrin, J. Zarka, *et al.*, "Determination of the heterogeneous anisotropic elastic properties of human femoral bone: From nanoscopic to organ scale," *J Biomech*, vol. 2010, p. 12, 2010.
- [29] J.-Y. Rho, L. Kuhn-Spearing, and P. Zioupos, "Mechanical properties and the hierarchical structure of bone," *Med Eng Phys*, vol. 20, pp. 92-102, 1998.
- [30] <http://depts.washington.edu/bonebio/bonabout/structure.html> - consulté le 12 février 2015
- [31] M. L. Knothe Tate, "Whither flows the fluid in bon? an osteocyte's perspective," *J Biomech*, vol. 36, pp. 1409-1424, 2003.
- [32] H. M. Frost, "Measurement of osteocytes per unit volume and volume components of osteocytes and canaliculae in man," *Henry Ford Hosp Med Bull*, vol. 8, pp. 208-211, 1960.
- [33] Y. Kameo, T. Adachi, N. Sato, and M. Hojo, "Estimation of bone permeability considering the morphology of lacuna-canalicular porosity," *J Mech Behav Biomed Mat*, vol. 3, pp. 240-248, 2010.

- [34] A. J. Freemont, "The tissues we deal with (I) Bone," *Curr Orthopaed*, vol. 12, pp. 181-192, 1998.
- [35] D. J. Hadjidakis and I. I. Androulakis, "Bone remodeling," *Ann NY Acad Sci*, vol. 1092, pp. 385-396, 2006.
- [36] F. Peyrin, M. Salomé-Pateyron, A. M. Laval-Jeantet, G. Gimenez, and J. Baruchel, "Microtomographie 3D par rayonnement synchrotron : l'étude architecturale osseuse," *Bull. Soc. Fr. Phys.*, vol. 109, pp. 4-6, 1997.
- [37] G. J. Tortora and S. R. Grabowski, *Principes d'anatomie et de physiologie*. vol. 3ème ed. Québec: De Boeck Université, 2001.
- [38] A. M. Parfitt, M. K. Drezner, F. H. Glorieux, J. A. Kanis, H. Malluche, P. J. Meunier, *et al.*, "Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee," *J Bone Miner Res*, vol. 2, pp. 595-610, Dec 1987.
- [39] D. Richard and C. Dejean, "Prophylaxie de L'Ostéoporose," *Le moniteur Hospitalier* vol. 234, mars 2011.
- [40] C. H. Turner, "Biomechanics of bone: determinants of skeletal fragility and bone quality," *Osteoporos Int*, vol. 13, pp. 97-104, 2002.
- [41] W.H.O., *World Health Organisation, Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis*: Tech. Rep., 1994.
- [42] E. Ogam, "Caractérisation ultrasonore et vibroacoustique de la santé mécanique des os humains," Thèse doctorat, Université de Provence Aix-Marseille I, 2007.
- [43] S. C. Kaste, "Bone-mineral density deficits from childhood cancer and its therapy," *Pediatr Radiol*, vol. 34, pp. 373-378, 2004.
- [44] L. J. Melton, E. A. Chrischilles, C. Cooper, A. W. Lane, and B. L. Riggs, "How many women have osteoporosis?," vol. 7, pp. 1005-1010, 2005.
- [45] NIH, "Consensus Development Panel on Osteoporosis, Prevention, Diagnosis and Therapy," *JAMA*, vol. 285, pp. 785-795, Fev 14 2001.
- [46] I. P. d. Dos, "Le ou les hernies discales lombaires," http://www.institut-parisien-du-dos.fr/images/PDF/Hernie_discale_lombaire.pdf consulté le 15/05/2015, 2015.
- [47] B. Duplan and M. Marty, *Bien soigner le mal de dos*: Edition Odile Jacob, 2002.
- [48] E. Carré and N. Njomatchoua, "Les implants d'ostéosynthèse du rachis," *Le moniteur HOSPITALIER n°226*, pp. 29-40, Mai 2010.
- [49] A. Carayon, R. Souvestre, H. Collomb, and C. Giordano, "Rétrécissement du canal rachidien lombaire et sciatique chez l'Africain (à propos de 10 nouveaux cas).," *Bull Soc Med Afr Noire Lang Fr* vol. 10, pp. 342-347, 1965.
- [50] B. Courson, A. Cayret, P. Ravix, and Y. Philippe, "Les aspects particuliers des lombalgies et lombosciatiques en milieu africain.," *Bull Soc Med Afr Noire Lang Fr*, vol. 8, pp. 41-56, 1963.
- [51] M. Diomandé, B. Ouattara, E. Eti, M. Gbane-Kone, F. Ahoty, K. Djaha, *et al.*, "La Hernie Discale Lombaire au CHU de Cocody (Abidjan): Aspets Epidémiologiques, Cliniques, Radiologiques et Therapeutiques," *Rev. CAMES Santé*, vol. 1, pp. 2-4, 2013.
- [52] D.-D. Ouedraogo, E. Eti, J.-C. Daboiko, F. Simon, V. T. Chuong, and M. Kouakou NZué, "Les lombosciatiques discales non compliquées : aspects épidémiologiques et sémiologiques chez le sujet noir africain. À propos de 143 malades (Côte d'Ivoire)," *Cahiers Santé*, vol. 17, 2007.

- [53] M. Mijiyawa, K. Koumouvi, A. Bellow, K. N'Dakena, and P. Doury, "Pathologie dégénérative du rachis en consultation hospitalière à Lomé (Togo)." *Rev Rhum Mal Osteoartic* vol. 59, pp. 797-800, 1992.
- [54] R. Bileckot, H. Ntsiba, J. Mbongo, C. Masson, and C. Bregeon, "Les affections rhumatismales observées en milieu hospitalier au Congo.," *Sem Hop*, vol. 68, pp. 282-285, 1992.
- [55] K. Bwanakali, K. Dikilu, M. Kilesi, and B. Kapita, "Quelques aspects étiologiques des lombalgies chez les rhumatisants consultants à Kinshasa (Zaire) : A propos de 169 cas.," *Rev Rhum Mal Osteoartic*, vol. 59, pp. 253-257, 1992.
- [56] OMS, "Identification et prévention des maladies liées à la profession: série de rapports scientifiques.," vol. Genève: OMS, 1995.
- [57] A. M. Elliott, B. H. Smith, K. I. Penny, W. C. Smith, and W. A. Chambers, "The epidemiology of chronic pain in the community," *Lancet*, vol. 354, pp. 1248-52, Oct 9 1999.
- [58] HAS, "Haute Autorité de Santé - Remplacement du disque intervertébral lombaire par prothèse," HAS, Avril 2007.
- [59] ANAES, "Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé : Diagnostic, prise en charge et suivi des malades atteints de lombalgie chronique.," Paris - ANAES, décembre 2000.
- [60] A. Swinkels and P. Dolan, "Regional assessment of joint position sense in the spine," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 23, pp. 590-7, Mar 1 1998.
- [61] Lombalgie.
http://www.passeportsante.net/fr/Maux/Problemes/Fiche.aspx?doc=lombalgie_pm.
- [62] B. Vernon-Roberts, R. J. Moore, and R. D. Fraser, "The natural history of age-related disc degeneration: the influence of age and pathology on cell populations in the L4-L5 disc," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 33, pp. 2767-73, Dec 1 2008.
- [63] F. Bonnel and G. Captier, "Biomécanique du disque intervertébral - Complément Web," *La Lettre de L'Observatoire du Mouvement*, vol. N° 4, Février 2002.
- [64] Wikipedia, "Hernie discale,"
http://fr.wikipedia.org/wiki/Hernie_discale#mediaviewer/File:ACDF_coronal_english.png consulté le 17janvier, 2015.
- [65] F. Laroche and G. Mick, *Les douleurs rhumatologiques en pratique quotidienne*: John Libbey Eurotext, 2008.
- [66] M. Revel, "Sciatiques et autres lomboradiculalgies discales," *EMC-Rhumatologie Orthopédie*, vol. 1, pp. 101-116, 2004.
- [67] A. Nys, "Lombo-radiculalgies par hernie discale : le diagnostic et la prise en charge médicale," *Kinésithér Scient*, vol. 529, pp. 5-12, 2012.
- [68] HAS, "Commission Nationale d'Evaluation des Dispositifs médicaux et des Technologies de Santé, Avis de la CNEDiMTS 06 Novembre 2012 complétant l'avis du 24 Juin 2008, PRODISC L, prothèse totale de disque lombaire.," 2012.
- [69] N. Sykaras, A. M. Iacopino, V. A. Marker, R. G. Triplett, and R. D. Woody, "Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review," *Int J Oral Max Impl*, vol. 15, pp. 675-690, 2000.

- [70] V. Mathieu, R. Vayron, G. Richard, G. Lambert, S. Naili, J. P. Meningaud, *et al.*, "Biomechanical determinants of the stability of dental implants: influence of the bone-implant interface properties," *J Biomech*, vol. 47, pp. 3-13, Jan 3 2014.
- [71] G. Haiat, H. L. Wang, and J. Brunski, "Effects of biomechanical properties of the bone-implant interface on dental implant stability: from in silico approaches to the patient's mouth," *Annu Rev Biomed Eng*, vol. 16, pp. 187-213, Jul 11 2014.
- [72] A. L. Williams, M. F. Gornet, and J. K. Burkus, "CT evaluation of lumbar interbody fusion: current concepts," *AJNR Am J Neuroradiol*, vol. 26, pp. 2057-66, Sep 2005.
- [73] AFSSaPS, "Vis Pédiculaires du Rachis," 12 mars 2003.
- [74] Astral, "Vis polyaxiales-Barres de diamètre 5mm," www.item-implant.com, 2013.
- [75] J. J. Regan, "Clinical results of charite lumbar total disc replacement," *Orthop Clin North Am.*, vol. 36, pp. 323-40., 2005.
- [76] S. Aunoble, P. J. Leijssen, and J.-C. le Huec, "Les fraises à haute vitesse - solution sécurisée pour la chirurgie rachidienne," *Maîtrise Orthopédique*, vol. 184, mai 2009 2009.
- [77] P. M. Young, T. H. Berquist, L. W. Bancroft, and J. J. Paterson, "Complications of spinal instrumentation," *Radiographics* vol. 27, pp. 775-789, 2007.
- [78] J. Y. Lazennec and G. Saillant, "Mini abord et chirurgie percutanée: l'abord antérieur rétropéritonéal minimisé du rachis de T12 à S1," *Service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique - Hôpital Pitié-Salpêtrière - Paris*.
- [79] A. Rabel, S. G. Kohler, and A. M. Schmidt-Westhausen, "Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis," *Clin Oral Invest*, vol. 11, pp. 257-265, 2007.
- [80] C. K. Lee, "Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 13, pp. 375-7, Mar 1988.
- [81] T. M. Shea, J. Laun, S. A. Gonzalez-Blohm, J. J. Doulgeris, W. E. Lee, 3rd, K. Aghayev, *et al.*, "Designs and techniques that improve the pullout strength of pedicle screws in osteoporotic vertebrae: current status," *Biomed Res Int*, vol. 2014, p. 3, 2014.
- [82] S. K. Schmiedberg, D. H. Chang, C. G. Frondoza, A. D. Valdevit, and J. P. Kostuik, "Isolation and characterization of metallic wear debris from a dynamic intervertebral disc prosthesis," *J Biomed Mater Res.*, vol. 28, pp. 1277-88., 1994.
- [83] G. European Prospective Osteoporosis Study, D. Felsenberg, A. J. Silman, M. Lunt, G. Armbrecht, A. A. Ismail, *et al.*, "Incidence of vertebral fracture in europe: results from the European Prospective Osteoporosis Study (EPOS)," *J Bone Miner Res*, vol. 17, pp. 716-24, Apr 2002.
- [84] P. Laugier, F. Padilla, F. Peyrin, K. Raum, A. Saied, M. Talmant, *et al.*, "Apport des ultrasons dans l'exploration du tissu osseux ITBM-RBM," vol. 26, pp. 299-311, October-December 2005.
- [85] E. Legrand, B. Bouvard, R. Levasseur, D. Chappard, and M. Audran, "La densitométrie osseuse," *Rev Rhum*, vol. 73, pp. 795-803, 2006.
- [86] J. A. Kanis and C. C. Glüer, "For the Committee of Scientific Advisors, International Osteoporosis Foundation. An update on the diagnosis and assessment of osteoporosis with densitometry," *Osteoporosis Int*, vol. 11, pp. 192-202, 2000.

- [87] T. Lehmann, D. Aeberli, and H. Häuselmann, "Prédiction du risque fracturaire - Pas uniquement une question de densité osseuse," *Forum Med Suisse*, vol. 13, pp. 913-916, 2013.
- [88] M. K. Lewis, G. M. Blake, and I. Fogelman, "Patient dose in dual x-ray absorptiometry," *Osteoporos Int*, vol. 4, pp. 11-5, Jan 1994.
- [89] F. Caulin, "Médecine," *Stratégies*, vol. 3, pp. 68-69, 2007.
- [90] C. Roux, "Méthodes non invasives de mesure de la densité minérale osseuse," *Med Sci*, vol. 19, pp. 231-238, 2003.
- [91] G. J. Kazakia and S. Majumdar, "New imaging technologies in the diagnosis of osteoporosis," *Rev Endocr Metab Disord*, vol. 7, pp. 67-74, Jun 2006.
- [92] S. Grampp, P. Lang, M. Jergas, C. C. Gluer, A. Mathur, K. Engelke, *et al.*, "Assessment of the skeletal status by peripheral quantitative computed tomography of the forearm: short-term precision in vivo and comparison to dual X-ray absorptiometry," *J Bone Miner Res*, vol. 10, pp. 1566-76, Oct 1995.
- [93] A. M. Parfitt, C. H. E. Mathews, V. A. R., M. Kleerekoper, B. Frame, and D. S. Rao, "Relationships between surface, volume, and thickness of iliac trabecular bone in aging and in osteoporosis," *J. Clin. Invest.*, vol. 72, pp. 1396-1409, 1983.
- [94] C. R ath, T. Baum, R. Monetti, I. Sidorenko, P. Wolf, F. Eckstein, *et al.*, "Scaling relations between trabecular bone volume fraction and microstructure at different skeletal sites," *Bone*, vol. 57, pp. 377-383, Dec 2003.
- [95] R. Barkmann, P. Laugier, U. Moser, S. Dencks, F. Padilla, G. Haiat, *et al.*, "A method for the estimation of femoral bone mineral density from variables of ultrasound transmission through the human femur," *Bone*, vol. 40, pp. 37-44, Jan 2007.
- [96] K. Hasegawa, C. H. Turner, R. R. Recker, E. Wu, and D. B. Burr, "Elastic properties of osteoporotic bone measured by scanning acoustic microscopy," *Bone*, vol. 16, pp. 85-90, Jan 1995.
- [97] C. H. Turner, Y. Takano, and T. Hirano, "Reductions in bone strength after fluoride treatment are not reflected in tissue-level acoustic measurements," *Bone*, vol. 19, pp. 603-7, Dec 1996.
- [98] R. B. Ashman, J. D. Corin, and C. H. Turner, "Elastic properties of cancellous bone: measurement by an ultrasonic technique," *J Biomech*, vol. 20, pp. 979-86, 1987.
- [99] M. Veltri, R. Valenti, E. Ceccarelli, P. Balleri, R. Nuti, and M. Ferrari, "The speed of sound correlates with implant insertion torque in rabbit bone: an in vitro experiment," *Clin Oral Implants Res*, vol. 21, pp. 751-5, Jul 2010.
- [100] G. Haiat, F. Padilla, R. Barkmann, S. Dencks, U. Moser, C. C. Gluer, *et al.*, "Optimal prediction of bone mineral density with ultrasonic measurements in excised human femur," *Calcif. Tissue Int.*, vol. 77, pp. 186-92. , 2005.
- [101] E. Bossy, M. Talmant, and P. Laugier, "Effect of bone cortical thickness on velocity measurements using ultrasonic axial transmission: a 2D simulation study," *J Acoust Soc Am*, vol. 112, pp. 297-307, Jul 2002.
- [102] X. Cheng, J. Li, Y. Lu, J. Keyak, and T. Lang, "Proximal femoral density and geometry measurements by quantitative computed tomography: association with hip fracture," *Bone*, vol. 40, pp. 169-74, Jan 2007.
- [103] C. Chappard, P. Laugier, B. Fournier, C. Roux, and G. Berger, "Assessment of the relationship between broadband ultrasound attenuation and bone mineral

- density at the calcaneus using BUA imaging and DXA," *Osteoporos Int*, vol. 7, pp. 316-22, 1997.
- [104] C. F. Njeh, C. M. Boivin, and C. M. Langton, "The role of ultrasound in the assessment of osteoporosis: a review," *Osteoporos Int*, vol. 7, pp. 7-22, 1997.
- [105] S. H. Prins, H. L. Jorgensen, L. V. Jorgensen, and C. Hassager, "The role of quantitative ultrasound in the assessment of bone: a review," *Clin Physiol*, vol. 18, pp. 3-17, Jan 1998.
- [106] M. Talmant, S. Kolta, C. Roux, D. Haguenaer, I. Vedel, B. Cassou, *et al.*, "In vivo performance evaluation of bi-directional ultrasonic axial transmission for cortical bone assessment," *Ultrasound Med Biol*, vol. 35, pp. 912-9, Jun 2009.
- [107] P. Laugier, P. Droin, A. M. Laval-Jeantet, and G. Berger, "In vitro assessment of the relationship between acoustic properties and bone mass density of the calcaneus by comparison of ultrasound parametric imaging and quantitative computed tomography," *Bone*, vol. 20, pp. 157-65, Feb 1997.
- [108] V. Le Floch, G. Luo, J. J. Kaufman, and R. S. Siffert, "Ultrasonic assessment of the radius in vitro," *Ultrasound Med Biol*, vol. 34, pp. 1972-1979, 2008.
- [109] P. Laugier, "Instrumentation for in vivo ultrasonic characterization of bone strength," *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, vol. 55, pp. 1179-96, 2008.
- [110] J. T. Heverhagen, "L'IRM à 7 Tesla a-t-elle un avenir en pratique clinique?," *Nova, Furum Med Suisse* vol. 13, pp. 827-829, 2013.
- [111] F. Bonnin, C. Hossein-Foucher, E. Le Stanc, and B. Bok, "Scintigraphie osseuse et syndrome des enfants battus," *J Radiol*, vol. 80, pp. 559-561, 1999.
- [112] F. Giammarile, "La scintigraphie osseuse," *Médecine Nucléaire - Imagerie fonctionnelle et métabolique*, vol. 30, pp. 145-148, 2006.
- [113] L. Dalle Carbonare, M. T. Valenti, F. Bertolo, M. Zanatta, S. Zenari, G. Realdi, *et al.*, "Bone microarchitecture evaluated by histomorphometry," *Micro*, vol. 36, pp. 609-, 2005.
- [114] M. Ciria-Recasens, L. Perez-Edo, J. Blanch-Rubio, M. L. Marinoso, P. Benito-Ruiz, S. Serrano, *et al.*, "Bone histomorphometry in 22 male patients with normocalciuric idiopathic osteoporosis," *Bone*, vol. 36, pp. 926-30, May 2005.
- [115] R. Barkmann, P. Laugier, U. Moser, S. Dencks, M. Klausner, F. Padilla, *et al.*, "In vivo measurements of ultrasound transmission through the human proximal femur," *Ultrasound Med Biol*, vol. 34, pp. 1186-90, Jul 2008.
- [116] S. Dencks, R. Barkmann, F. Padilla, G. Haiat, P. Laugier, and C. C. Gluer, "Wavelet-based signal processing of in vitro ultrasonic measurements at the proximal femur," *Ultrasound Med Biol*, vol. 33, pp. 970-80, Jun 2007.
- [117] C. H. Turner and D. B. Burr, "Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial," *Bone*, vol. 14, pp. 595-608, Jul-Aug 1993.
- [118] M. C. Sasso, "Traitement et Analyse du Signal Ultrasonore pour la Caractérisation de l'Os Cortical," Thèse de doctorat, Université Paris 12, 2008.
- [119] J. Litniewski, L. Cieslik, M. Lewandowski, R. Tymkiewicz, B. Zienkiewicz, and A. Nowicki, "Ultrasonic scanner for in vivo measurement of cancellous bone properties from backscattered data," *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, vol. 59, pp. 1470-7, Jul 2012.
- [120] G. Haiat, F. Padilla, R. O. Cleveland, and P. Laugier, "Effects of frequency-dependent attenuation and velocity dispersion on in vitro ultrasound velocity

- measurements in intact human femur specimens," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, vol. 53, pp. 39-51., 2006.
- [121] C. Njeh, P. Nicholson, and C. Langton, "The physics of ultrasound applied to bone," in *Quantitative ultrasound: Assessment of osteoporosis and bone status*, H. D. Njeh CF, Fuerst CC, Genant MD, Ed., ed London: Martin Dunitz, 1999.
- [122] P. Droin, G. Berger, and P. Laugier, "Velocity dispersion of acoustic waves in cancellous bone," *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, vol. 45, pp. 581-92, 1998.
- [123] C. M. Langton, S. B. Palmer, and R. W. Porter, "The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone," *Eng Med.*, vol. 13, pp. 89-91., 1984.
- [124] A. Basillais, S. Bensamoun, C. Chappard, B. Brunet-Imbault, G. Lemineur, B. Ilharreborde, *et al.*, "Three-dimensional characterization of cortical bone microstructure by microcomputed tomography: validation with ultrasonic and microscopic measurements," *J Orthop Sci*, vol. 12, pp. 141-8, Mar 2007.
- [125] Y. Q. Jiang, C. C. Liu, R. Y. Li, W. P. Wang, H. Ding, Q. Qi, *et al.*, "Analysis of apparent integrated backscatter coefficient and backscattered spectral centroid shift in Calcaneus in vivo for the ultrasonic evaluation of osteoporosis," *Ultrasound Med Biol*, vol. 40, pp. 1307-17, Jun 2014.
- [126] B. K. Hoffmeister, A. R. Wilson, M. J. Gilbert, and M. E. Sellers, "A backscatter difference technique for ultrasonic bone assessment," *J Acoust Soc Am*, vol. 132, pp. 4069-76, Dec 2012.
- [127] M. K. Malo, J. Toyras, J. P. Karjalainen, H. Isaksson, O. Riekkinen, and J. S. Jurvelin, "Ultrasound backscatter measurements of intact human proximal femurs--relationships of ultrasound parameters with tissue structure and mineral density," *Bone*, vol. 64, pp. 240-5, Jul 2014.
- [128] V. Mathieu, F. Anagnostou, J. Soffer, and G. Haiat, "Numerical simulation of ultrasonic wave propagation for the evaluation of dental implant biomechanical stability," *J Acoust Soc Am*, vol. 129, pp. 4062-4072, 2011.
- [129] V. Mathieu, F. Anagnostou, J. Soffer, and G. Haiat, "Ultrasonic evaluation of dental implant biomechanical stability: an in vitro study," *Ultrasound Med Biol*, vol. 37, pp. 262-270, 2011.
- [130] V. Mathieu, R. Vayron, E. Soffer, F. Anagnostou, and G. Haiat, "Influence of healing time on the ultrasonic response of the bone-implant interface," *Ultrasound Med Biol*, vol. 38, pp. 611-8, Apr 2012.
- [131] R. Vayron, V. Mathieu, A. Michel, and G. Haiat, "Assessment of in vitro dental implant primary stability using an ultrasonic method," *Ultrasound Med Biol*, vol. 40, pp. 2885-94, Dec 2014.
- [132] R. Vayron, E. Soffer, F. Anagnostou, and G. Haiat, "Ultrasonic evaluation of dental implant osseointegration," *J Biomech*, vol. 47, pp. 3562-8, Nov 7 2014.
- [133] D. Hans, C. Y. Wu, C. F. Njeh, S. Zhao, P. Augat, D. Newitt, *et al.*, "Ultrasound Velocity of Trabecular Cubes Reflects Mainly Bone Density and Elasticity," *Calcif Tissue Int*, vol. 64, pp. 18-23, 1999.
- [134] G. Haiat, M. Sasso, S. Naili, and M. Matsukawa, "Ultrasonic velocity dispersion in bovine cortical bone: an experimental study," *J Acoust Soc Am*, vol. 124, pp. 1811-21, Sep 2008.

- [135] K. A. Wear and D. W. Armstrong, 3rd, "Relationships among calcaneal backscatter, attenuation, sound speed, hip bone mineral density, and age in normal adult women," *J Acoust Soc Am*, vol. 110, pp. 573-8, Jul 2001.
- [136] K. A. Wear, A. P. Stuber, and J. C. Reynolds, "Relationships of ultrasonic backscatter with ultrasonic attenuation, sound speed and bone mineral density in human calcaneus," *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 26 N°. 8, pp. 1311-1316, 2000.
- [137] B. Cortet, N. Boutry, P. Dubois, I. Legroux-Gérot, A. Cotten, and X. Marchandise, "Does Quantitative Ultrasound of Bone Reflect More Bone Mineral Density Than Bone Microarchitecture?," *Calcif Tissue Int* vol. 74, pp. 60-67, 2003.
- [138] W. C. Graafmans, A. Van Lingen, M. E. Ooms, P. D. Bezemer, and P. Lips, "Ultrasound measurements in the calcaneus: precision and its relation with bone mineral density of the heel, hip, and lumbar spine," *Bone*, vol. 19, pp. 97-100, Aug 1996.
- [139] D. C. Ng and F. X. Sundram, "Bone mineral density--correlation between quantitative ultrasound characteristics and dual energy X-ray absorptiometry," *Ann Acad Med Singapore*, vol. 27, pp. 524-6, Jul 1998.
- [140] E. Garner, R. Lakes, T. Lee, C. Swan, and R. Brand, "Viscoelastic dissipation in compact bone: implications for stress-induced fluid flow in bone," *J Biomech Eng*, vol. 122, pp. 166-72, Apr 2000.
- [141] P. M. Buechner, R. S. Lakes, C. Swan, and R. A. Brand, "A broadband viscoelastic spectroscopic study of bovine bone: implications for fluid flow," *Ann Biomed Eng*, vol. 29, pp. 719-28, Aug 2001.
- [142] R. Lakes, H. S. Yoon, and J. L. Katz, "Ultrasonic wave propagation and attenuation in wet bone," *J Biomed Eng*, vol. 8, pp. 143-8, Apr 1986.
- [143] M. Sasso, G. Haiat, Y. Yamato, S. Naili, and M. Matsukawa, "Frequency dependence of ultrasonic attenuation in bovine cortical bone: an in vitro study," *Ultrasound Med Biol.*, vol. 33, pp. 1933-42., 2007.
- [144] A. S. Aula, J. Töyras, M. Hakulinen, and J. S. Jurvelin, "Effect of bone marrow on acoustic properties of trabecular bone - 3D finite difference modeling study," *Ultrasound Med Biol* vol. 35, pp. 308-318, 2009.
- [145] L. Serpe and J.-Y. Rho, "The nonlinear transition period of broadband ultrasound attenuation as bone density varies," *J. Biomechanics*, vol. 29, pp. 963-966, 1996.
- [146] F. Luppe, J. M. Conoir, and H. Franklin, "Multiple scattering in a trabecular bone: influence of the marrow viscosity on the effective properties," *J Acoust Soc Am*, vol. 113, pp. 2889-92, May 2003.
- [147] K. Mizuno, M. Matsukawa, T. Otani, P. Laugier, and F. Padilla, "Propagation of two longitudinal waves in human cancellous bone: an in vitro study," *J Acoust Soc Am*, vol. 125, pp. 3460-6, May 2009.
- [148] P. A. Hulme, S. K. Boyd, and S. J. Ferguson, "Regional variation in vertebral bone morphology and its contribution to vertebral fracture strength," *Bone*, vol. 41, pp. 946-957, 2007.
- [149] W. Xia, D. Piras, J. C. van Hespén, W. Steenbergen, and S. Manohar, "A new acoustic lens material for large area detectors in photoacoustic breast tomography," *Photoacoustics*, vol. 1, pp. 9-18, May 2013.
- [150] SPEC2D2D, "User Manual Version 7.0," September 25, 2013.

- [151] D. Komatitsch and J. Tromp, "Introduction to the spectral element method for three-dimensional seismic wave propagation," *Geophys. J. Int.*, vol. 139, pp. 806-822, 1999.
- [152] J. Tromp, D. Komatitsch, and Q. Liu, "Spectral-Element and Adjoint Methods in Seismology," *Communication in Comp. Phy.*, vol. 3, pp. 1-32, 2008.
- [153] P. Cristini and D. Komatitsch, "Some Illustrative Examples of the Use of a Spectral-Element Method in Ocean Acoustics," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 131, pp. EL229-EL235, 2012.
- [154] Matthey, "Acier 1.4301 (acier inox AISI 304)," *Lamineries Matthey SA*, p. 2, 2013.
- [155] D. Komatitsch and R. Martin, "An unsplit convolutional Perfectly Matched Layer improved at grazing incidence for the seismic wave equation.," *Geophysics*, vol. 72, pp. SM155-SM167, 2007.
- [156] E. Bossy, P. Laugier, F. Peyrin, and F. Padilla, "Attenuation in trabecular bone: A comparison between numerical simulation and experimental results in human femur," *J Acoust Soc Am*, vol. 122, pp. 2469-75, Oct 2007.
- [157] A. Hosokawa and T. J. Otani, "Ultrasonic wave propagation in bovine cancellous bone," *Acoust. Soc. Am.*, vol. 101(5), pp. 558-562, 1997.
- [158] E. Bossy, F. Padilla, F. Peyrin, and P. Laugier, "Three-dimensional simulation of ultrasound propagation through trabecular bone structures measured by synchrotron microtomography," *Phys Med Biol*, vol. 50, pp. 5545-56, Dec 7 2005.
- [159] J. Virieux, "P-SV wave propagation in heterogeneous media: Velocity-stress finite-difference method," *Geophysics*, vol. 51, pp. 889-901, 1986.
- [160] J. Berenger, "A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves," *Journal of Computational Physics*, vol. 114, pp. 185-200, 1994.
- [161] T. Yamamoto, T. Otani, H. Hagino, H. Katagiri, T. Okano, I. Mano, *et al.*, "Measurement of human trabecular bone by novel ultrasonic bone densitometry based on fast and slow waves," *Osteoporos Int*, vol. 20, pp. 1215-24, Jul 2009.
- [162] Y. Yamato, M. Matsukawa, T. Otani, K. Yamazaki, and A. Nagano, "Distribution of longitudinal wave properties in bovine cortical bone in vitro," *Ultrasonics*, vol. 44 Suppl 1, pp. e233-7, Dec 22 2006.
- [163] Y. Yamato, M. Matsukawa, T. Yanagitani, K. Yamazaki, H. Mizukawa, and A. Nagano, "Correlation between hydroxyapatite crystallite orientation and ultrasonic wave velocities in bovine cortical bone," *Calcif Tissue Int*, vol. 82, pp. 162-9, Feb 2008.
- [164] Y. Nagatani, K. Mizuno, and M. Matsukawa, "Two-wave behavior under various conditions of transition area from cancellous bone to cortical bone," *Ultrasonics*, vol. 54, pp. 1245-50, Jul 2014.
- [165] G. Haiat, F. Padilla, F. Peyrin, and P. Laugier, "Variation of Ultrasonic Parameters With Microstructure and Material Properties of Trabecular Bone: A 3D Model Simulation," *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 22, Number 5, pp. 665-674, 2007.
- [166] G. Haiat, A. Lhémy, F. Renaud, F. Padilla, P. Laugier, and S. Naili, "Velocity dispersion in trabecular bone: influence of multiple scattering and of absorption," *J Acoust Soc Am*, vol. 124, pp. 4043-4052, 2008.

- [167] G. Haiat and S. Naili, "Independent scattering model and velocity dispersion in trabecular bone: comparison with a multiple scattering model," *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 10, pp. 95-108, Feb 2011.
- [168] Y. Nagatani and R. O. Tachibana, "Multichannel instantaneous frequency analysis of ultrasound propagating in cancellous bone," *J Acoust Soc Am*, vol. 135, pp. 1197-206, Mar 2014.
- [169] L. Cardoso, F. Teboul, L. Sedel, C. Oddou, and A. Meunier, "In vitro acoustic waves propagation in human and bovine cancellous bone," *J Bone Miner Res*, vol. 18, pp. 1803-12, Oct 2003.
- [170] M. Sasso, G. Haiat, M. Talmant, P. Laugier, and S. Naili, "Singular value decomposition-based wave extraction in axial transmission: application to cortical bone ultrasonic characterization," *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, vol. 55, pp. 1328-32., 2008.
- [171] G. Haiat, F. Padilla, R. Barkmann, C. C. Gluer, and P. Laugier, "Numerical simulation of the dependence of quantitative ultrasonic parameters on trabecular bone microarchitecture and elastic constants," *Ultrasonics*, vol. 44 Suppl 1, pp. e289-94, Dec 22 2006.
- [172] F. Padilla, E. Bossy, G. Haiat, F. Jenson, and P. Laugier, "Numerical simulation of wave propagation in cancellous bone," *Ultrasonics*, vol. 44 Suppl 1, pp. e239-43, Dec 22 2006.
- [173] F. Peyrin, C. Muller, Y. Carillon, N. S., A. Bonnassie, and A. Briguet, "Characterization of bone samples from synchrotron radiation μ CT : evaluation of the segmentation of μ MRI images, in "Noninvasive assessment of trabecular bone architecture and the competence of bone", " *Ed. Kluwer. Academic Press*, pp. 129-142, 2001.
- [174] M. Sasso, G. Haiat, Y. Yamato, S. Naili, and M. Matsukawa, "Dependence of ultrasonic attenuation on bone mass and microstructure in bovine cortical bone," *J Biomech.*, vol. 41, pp. 347-55. , 2008.

Résumé

La qualité osseuse est un paramètre important à prendre en compte lors des différents types de chirurgie mis en œuvre pour les interventions sur le rachis. Cependant, ce paramètre reste difficile à estimer *in vivo* du fait notamment de la difficulté à accéder à ce site anatomique.

Ce travail porte sur le développement d'une technique ultrasonore permettant d'estimer la qualité osseuse en utilisant la réponse échographique d'une tige métallique insérée dans l'os et utilisée dans le cadre de la chirurgie du rachis.

Des travaux expérimentaux montrent la faisabilité de notre approche *in vitro*. Une tige métallique similaire à celle utilisée en clinique est insérée dans des échantillons d'os trabéculaire perpendiculairement à l'axe du traducteur. Les réponses échographiques de la tige immergée dans l'eau et insérée dans l'os sont comparées, ce qui permet de déterminer la vitesse de propagation dans l'os (SOS, Speed of Sound), ainsi que la pente du coefficient d'atténuation en fonction de la fréquence (BUA, Broadband Ultrasonic Attenuation). Les résultats obtenus pour les 21 échantillons montrent *i)* une corrélation significative entre SOS et la fraction volumique d'os (BV/TV, $R^2 = 0.6$ et $p < 0.001$); et *ii)* une non-linéarité de la variation du BUA et BV/TV ($R^2 = 0.22$ et $p < 0.001$).

Des simulations numériques utilisant des éléments finis spectraux en 2D permettent de mieux comprendre la propagation ultrasonore et d'estimer la sensibilité des mesures à des erreurs de positionnement de la tige et du capteur. De plus, des simulations numériques par différences finies dans le domaine temporel en 3D permettent de mieux comprendre l'interaction entre une onde ultrasonore et le tissu osseux en comparant les résultats expérimentaux et numériques.

Ce travail prouve la faisabilité de cette approche de caractérisation ultrasonore pour estimer la qualité osseuse, ce qui ouvre la voie à de possibles études cliniques dans le futur.

Mots clés: Ultrasons Quantitatifs, Qualité Osseuse, SOS, BUA, BV/TV, Echographie, Simulation numérique.

Abstract

Bone quality is an important parameter which should be taken into account during the different types of surgical procedures used in spine surgery. However, this parameter remains difficult to be determined *in vivo*, mostly due to difficulties of positioning different sensors around this anatomical site.

The aim of this work is to develop an ultrasonic technique allowing to assess bone quality using the echographic response of a metallic rod inserted in bone tissue and used in spine surgery.

Experimental works show the feasibility of the technique *in vitro*. A metallic rod similar to the one used in the operating room is inserted in trabecular bone samples perpendicularly to the transducer axis. The echographic responses of the rod immersed in water and in bone tissue are compared, which allows to determine the wave velocity in bone tissue, as well as the slope of the attenuation coefficient as a function of frequency (BUA, broadband ultrasonic attenuation). The results obtained for the 21 samples show *i)* a significant correlation between SOS and bone volume fraction (BV/TV, $R^2 = 0.6$, $p < 0.001$); and *ii)* a non linear variation of BUA as a function of BV/TV ($R^2 = 0.22$, $p < 0.001$).

Numerical simulation using 2D spectral finite element simulation allows to better understand wave propagation and to estimate the sensitivity of the measurements to positioning errors of the rod and of the sensor. Moreover, 3-D finite difference time domain simulation allows to better understand the interaction between an ultrasonic wave and bone tissue by comparing the experimental and numerical results.

This work proves the feasibility of this ultrasonic characterization approach to estimate bone quality, which opens the way to future clinical studies.

Keywords: Quantitative Ultrasound, Bone quality, SOS, BUA, BV/TV, Numerical simulation.