

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou
Faculté De Génie Électrique et d'Informatique
Département Génie biomédicale



Mémoire de fin d'études
En vue de l'obtention du diplôme de MASTER en
Génie Biomédical
Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par :

- Yeddou Nihad

Thème :

Caractérisation des propriétés mécaniques de l'os spongieux

Soutenu publiquement, le 07/ 07 / 2025, devant le jury composé de :

Dr. Hocini Farid.....	MCB	UMMTO	Président
Dr. kedim Mourad.....	MCB	UMMTO	Examineur
Dr. Daoui Hassiba.....	MCB	UMMTO	Encadrante
Dr. Gachi Saliha.....	MCA	USTHB	Co-encadrante

Année Universitaire : 2024-2025.

Remerciement

Louange à **Dieu**, le tout-puissant, qui nous a donné la force, la patience et la volonté pour avoir réalisé ce modeste travail.

Je tiens à exprimer ma sincères gratitude à **Dr.Daoui Hassiba**, mon encadrante, pour sa disponibilité, sa gentillesse, ses conseils et son accompagnement tout au long de ce mémoire

Je tiens également à remercier ma Co-encadrante **Dr. Gachi Saliha** pour sa présence et son accompagnement.

Mes remerciements s'adressent aussi aux membres du jury : le président **Dr. Hocini Farid** et l'examineur **Dr. kedim Mourad** qui m'ont fait le grand honneur d'évaluer ce travail.

Je remercie aussi le personnel du laboratoire de faculté physique de l'université des sciences et de la technologie **Houari Boumediene** pour leur gentillesse et leur aide.

Enfin , je tiens à remercier mes très chers parents pour leurs présences à mes cotes durant tout mon parcours .

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail

Au meilleur des pères et à ma très chère maman qu'ils trouvent en moi la source de leur fierté qui ne cessent de me donner avec amour le nécessaire pour que je puisse arriver à ce que je suis aujourd'hui.

Que dieu vous protège et que la réussite soit toujours à ma portée pour que je puisse vous combler de bonheur.

À mon chère frère Mouloud ma sœur adorée Ouiza.

À toute ma famille.

À la mémoire de mes grands-parents que Dieu les accueille dans son vaste paradis.

À tous ceux qui me sont chers, aux personnes qui m'ont aidée et encouragée de près ou de loin, qui ont toujours été à mes côtés et qui m'ont accompagnée durant mon chemin d'études.

Nihad

Résumé

Ce mémoire s'intéresse à la caractérisation biomécanique de l'os spongieux de la tête fémorale bovine à l'aide des ultrasons, une méthode non destructive permettant d'évaluer précisément les propriétés élastiques de ce tissu complexe. Après une présentation détaillée de l'os spongieux, de sa structure poreuse et anisotrope et de son rôle biomécanique dans le squelette, l'étude expose les principes physiques de la propagation ultrasonore et les avantages de cette technique par rapport aux méthodes destructives traditionnelles. La démarche expérimentale repose sur la mesure des vitesses des ondes longitudinales et transversales dans plusieurs échantillons, ce qui permet de calculer des paramètres clés comme le module de Young et le coefficient de Poisson. Les résultats obtenus, en accord avec la littérature, confirment la fiabilité de la méthode ultrasonore pour caractériser la rigidité osseuse et mettent en évidence l'influence de la microstructure trabéculaire sur la propagation des ondes. Ce travail valide ainsi l'intérêt des ultrasons pour le diagnostic non destructif de la qualité osseuse et ouvre des perspectives en ingénierie tissulaire, en chirurgie orthopédique et dans le développement de biomatériaux innovants

Les mots clés :

Os spongieux, Caractérisation biomécanique, Ultrasons, Module de Young.

Abstract

This thesis focuses on the biomechanical characterization of cancellous bone in the bovine femoral head using ultrasound, a non-destructive method that enables the elastic properties of this complex tissue to be accurately assessed. After a detailed presentation of cancellous bone, its porous and anisotropic structure and its biomechanical role in the skeleton, the study explains the physical principles of ultrasound propagation and the advantages of this technique over traditional destructive methods. The experimental approach is based on the measurement of longitudinal and transverse wave velocities in several samples, enabling key parameters such as Young's modulus and Poisson's ratio to be calculated. The results obtained, in line with the literature, confirm the reliability of the ultrasound method for characterizing bone stiffness and highlight the influence of the trabecular microstructure on wave propagation. This work validates the value of ultrasound for the non-destructive diagnosis of bone quality and opens up

prospects in tissue engineering, orthopaedical surgery and the development of innovative biomatter

Keyboards:

Cancellous bone, biomechanical characterization, ultrasound, young's modulus

ملخص

تركز هذه الأطروحة على التوصيف الميكانيكي الحيوي للعظم الإسفنجي في رأس الفخذ البقري باستخدام الموجات فوق الصوتية، وهي طريقة غير مدمرة تتيح تقييم الخصائص المرنة لهذا النسيج المعقد بدقة. بعد عرض تفصيلي للعظم الإسفنجي وبنيته المسامية والمتباينة الخواص ودوره الميكانيكي الحيوي في الهيكل العظمي، تشرح الدراسة المبادئ الفيزيائية للانتشار بالموجات فوق الصوتية ومزايا هذه التقنية مقارنة بالطرق التدميرية التقليدية. ويستند النهج التجريبي على قياس سرعات الموجات الطولية والعرضية في عدة عينات، مما يتيح حساب المعاملات الرئيسية مثل معامل يونغ ونسبة بواسون. تؤكد النتائج التي تم الحصول عليها، بما يتماشى مع الأدبيات على موثوقية طريقة الموجات فوق الصوتية لتوصيف صلابة العظام، وتسلسل الضوء على تأثير البنية المجهرية التريبية على انتشار الموجات. يؤكد هذا العمل على قيمة الموجات فوق الصوتية للتشخيص غير المدمر لجودة العظام ويفتح آفاقاً في هندسة الأنسجة وجراحة العظام وتطوير مواد حيوية مبتكر .

كلمات المفتاحية:

العظم الإسفنجي، التوصيف البيوميكانيكي، الموجات فوق الصوتية، معامل يونغ .

Table des matières

Résumé

Liste des figures VI.

Liste des tableaux IX

Liste des abréviations X

Introduction générale..... 01

Chapitre I : Les tissus osseux

I.1. Introduction..... 03

I.2. Tissus osseux..... 04

I.2.1. Descriptions multi échelle de l'os..... 05

I.3. Caractéristiques des os..... 08

I.3.1. Le remodelage osseux..... 08

I.3.2. Ostéoporose..... 08

I.4. Mesure de la densité minérale osseuse..... 10

1.4.1. La densitométrie osseuse par absorption biphotonique à rayons X (DXA)..... 11

1.4.2. Les techniques ultrasonores..... 12

I.5. Les propriétés biomécaniques de l'os..... 12

I.5.1. Analyse de la rigidité et des charges de rupture macroscopique..... 13

I.5.2. Propriétés élastiques, résistance et rupture de l'os au niveau mésoscopique..... 14

I.5.3. L'élasticité au niveau microscopique..... 22

I.6. L'importance de connaître les propriétés mécaniques de l'os..... 24

I.7. Conclusion..... 26

Chapitre II : Les ultrasons

II.1. Introduction.....	27
II.2. Généralités sur les ultrasons.....	28
II.2.1. Définition d'une onde ultrasonore.....	28
II.2.2. Caractéristiques d'une onde ultrasonore.....	28
II.2.3. Types d'ondes.....	30
II.2.4. Modes de propagations des données ultrasonores.....	32
II.2.4.1. Mode A-scan.....	32
II.2.4.2. Mode B-scan.....	32
II.2.4.3. Mode C-scan.....	33
II.2.5. Production et détection des ultrasons.....	33
II.2.5.1. L'effet piézoélectrique.....	33
II.2.5.2. Méthode de couplage.....	34
II.3. Interaction des ultrasons avec la matière.....	35
II.3.1. La réflexion et réfraction.....	35
II.3.2. Diffusion	36
II.3.3. Pente de l'atténuation en fonction de la fréquence.....	36
II.3.4. Facteurs influençant la propagation.....	37
II.4. Applications des ultrasons en médecine	38
II.5. Conclusion.....	39

Chapitre III : Méthodologie et résultats

III.1. Introduction.....	40
--------------------------	----

Parties I : méthodologies et Matériels

III. 2. Préparations d'échantillons osseux.....	41
---	----

III.2.1. La découpe des échantillons.....	41
III.2 .2. Conservations.....	44
III.2.3. Les conditions d’essai.....	44
III.2.3.1. La température ambiante.....	44
III.2.3.2. L’hydratation.....	45
III.3. Mesures ultrasonores	45
III.3.1. Matériels nécessaires.....	45
III.3. 2. Dispositif expérimental.....	47
III.3. 3. Protocole de mesure	49
III.3. 4.Les mesures ultrasonores obtenues	49
Parties II : Résultats et interprétations	
III.5.les résultats.....	56
III .5.1. Les vitesses.....	56
III .5.2. Coefficient du poisson et module de Young.....	61
III.6. Interprétations.....	63
III .7. Les avantages et les limites des ultrasons	68
III.8.Les améliorations pour cette technique.....	71
III.9.Conclusion.....	72
Conclusion générale.....	73

Liste des figures

Figure I.1 : structure d'un os long (os spongieux et os cortical)	04
Figure I.2 : la microarchitecture de l'os compact	04
Figure I.3 : structure de l'os spongieux	05
Figure I.4 : description multi -échelle de l'os	06
Figure I.5 : le tissu osseux à l'échelle nanoscopique	07
Figure I.6 : les étapes de remodelage osseux	08
Figure I.7 : la courbe représente l'évaluation de la masse osseuse au cours de la vie	09
Figure I.8 : structure trabéculaire des vertèbres	10
Figure I.9 : technique d'identification de la DMO et le résultat obtenu	12
Figure I.10 : courbe charge -déplacement.....	13
Figure I.11 : Réponse d'un matériau à une charge ; de la déformation à la rupture	14
Figure I.12 : courbe contrainte -déformation	15
Figure I.13 : un schéma représentant une éprouvette soumise à une force de traction (F) dans l'espace (A)	16
Figure I.14 : Schéma représentant le déplacement Δl d'un spécimen soumis à une force de traction F de longueur initial l_0	16
Figure I.15 : courbe contrainte -déformation dans l'axe longitudinal d'un os	16
Figure I.16 : représentation schématique du déplacement suivant deux directions orthogonales d'un spécimen soumis à un test de traction	18
Figure I.17 : Longue expertise en compression isostatique	19

Figure I.18 : concept du module de cisaillement	19
Figure I. 19 : Une représentation schématique pour deux matériaux (isotrope - anisotrope).....	20
Figure I.20 : courbe contrainte -déformation et dissipation d'énergie par Hystérésis	21
Figure I.21 : une représentation d'une fracture osseuse	21
Figure I.22 : prototype du test du dureté	22
Figure I.23 : Représentation graphique des contraintes résiduelles lors du chargement - déchargement au-delà de limite élastique	23
Figure I.24 : un schéma représentatif du principe de la nano indentation	24
Figure II.1 : Représentation graphique d'une onde ultrasonore	28
Figure II.2 : Onde longitudinale	31
Figure II.3 : Onde transversale	31
Figure II.4 : représentation de l'effet piézoélectrique	34
Figure II.5 : représentation de la réflexion.....	36
Figure II.6 : représentation d'une diffusion	36
Figure II.7 : courbe d'atténuation exponentielle	37
Figure III.1 :la tête fémorale.....	41
Figure III.2 : La position de la tête fémorales	41
Figure III.3 : les échantillons d'os spongieux bovin provenant de différentes tranches d'âge (1) :12 mois, (2) :24 mois et (3) :42 mois.....	42
Figure III.4 : La scie électrique.....	43

Figure III .5 : Numérotations des échantillons.....	43
Figure III. 6 : oscilloscope Numérique.....	46
Figure III.7 : générateur d'impulsion.....	46
Figure III.8 : Ordinateur portable.....	46
Figure III.9 : capteurs transversaux.....	46
Figure III.10: capteurs longitudinaux.....	46
Figure III.11: pied à coulisse.....	46
Figure III.12: gel couplant.....	46
Figure III.13 : systèmes de fixations.....	46
Figure III.14: une représentation du dispositif expérimentale.....	48
Figure III.15 : représentation de l'affichage de temps de vol.....	50
Figure III.16: Déplacement des transducteurs le long de l'échantillon lors des mesures.....	51
Figure III.17: balance.....	54
Figure III .18 : la densité en fonction de l'âge.....	65
Figure III .19 : représentation des valeurs moyennes de E en fonction de l'âge.....	66

Liste des tableaux

Tableau II .1 : Les valeurs de la célérité des ondes ultrasonores dans les tissus biologiques.	29
Tableau III.1: un tableau des dimensions des échantillons.....	42
Tableau III.2: résultats des calculs effectués.....	54
Tableau III.3 : valeur des vitesses transversales pour l'échantillon de 24 mois.....	56
Tableau III.4: valeurs des vitesses longitudinales pour l'échantillon de 24 mois.....	57
Tableau III.5 : valeurs des vitesses longitudinales pour l'échantillon de 12 mois.....	58
Tableau III. 6 : valeurs des vitesses transversales pour l'échantillon de 12 mois.....	59
Tableau III.7: valeurs des vitesses longitudinales pour l'échantillon de 42 mois.....	60
Tableau III.8: valeurs des vitesses transversales pour l'échantillon de 42 mois.....	61
Tableau III.9: représentations des calculs effectuer pour l'échantillon de 12 mois.....	62
Tableau III.10: représentations des calculs effectuer pour l'échantillon de 24 mois.....	63
Tableau III.11 : représentations des calculs effectuer pour l'échantillon de 42 mois.....	64

Liste des abréviations:

OMS: Organisation Mondiale pour la Santé

SOS : Speed Of Sound

DMO : Densité Minérale Osseuse

DXA : Dual Xray Absorptiometry

BUA: Broadband Ultrasound Attenuation

Introduction générale

Introduction générale

L'os spongieux, également appelé os trabéculaire, joue un rôle crucial dans la biomécanique du squelette en assurant une répartition optimale des contraintes mécaniques, notamment au niveau des articulations comme la tête fémorale. Sa structure poreuse et anisotrope influence directement ses propriétés mécaniques, qui peuvent varier avec l'âge, la densité minérale osseuse et les conditions physiologiques.

La caractérisation précise de ces propriétés est essentielle pour comprendre les mécanismes de fragilisation osseuse, comme dans l'ostéoporose, ou pour évaluer la qualité des greffes osseuses. Les méthodes traditionnelles d'évaluation biomécanique, telles que les tests destructifs de compression ou de traction, bien que fiables, présentent des limites en termes de reproductibilité et de préservation des échantillons. Dans ce contexte, les techniques ultrasonores offrent une alternative non destructive, rapide et précise pour évaluer les propriétés élastiques des matériaux biologiques.

En mesurant les vitesses des ondes longitudinales V_L et transversales V_T dans un matériau, il est possible de déterminer des paramètres clés tels que le module de Young E et le coefficient de Poisson ν qui définissent le comportement mécanique de l'os.

Ce mémoire de fin d'études porte sur l'application des ultrasons pour la caractérisation biomécanique de l'os spongieux de la tête fémorale bovine, en étudiant trois échantillons prélevés sur des bovins d'âges différents (12, 24 et 42 mois). L'objectif est d'analyser l'évolution des propriétés élastiques en fonction de l'âge, en exploitant les mesures ultrasonores pour calculer E et ν en discutant l'impact de la maturation osseuse sur ces paramètres. Une attention particulière sera portée sur l'influence de la microstructure poreuse de l'os spongieux sur la propagation des ondes ultrasonores, ainsi que sur les éventuelles anisotropies mécaniques.

Les résultats obtenus pourraient contribuer à une meilleure compréhension des variations de rigidité osseuse avec l'âge, avec des implications potentielles en ingénierie tissulaire, en chirurgie orthopédique et dans le développement de biomatériaux. Cette étude s'inscrit également dans une démarche méthodologique visant à valider l'utilisation des ultrasons comme outil de diagnostic non destructif pour l'évaluation de la qualité osseuse. Ils ont permis de déterminer les propriétés biomécaniques de l'os spongieux de la tête fémorale bovine pour trois groupes d'âge distincts (12, 24 et 42 mois). Les vitesses ultrasonores longitudinales V_L

Introduction générale

et transversales V_T mesurées ont été utilisées pour calculer le module de Young E et le coefficient de Poisson ν . Ces valeurs se sont révélées conformes aux données de référence disponibles dans la littérature pour l'os trabéculaire, confirmant ainsi la fiabilité de la méthode ultrasonore appliquée.

Ce mémoire s'articule autour de trois chapitres principaux, suivant une progression logique depuis les fondamentaux théoriques jusqu'à l'analyse des résultats expérimentaux :

Premier Chapitre : Approche fondamentale de l'os spongieux, Nous débuterons par une étude approfondie du matériau biologique au cœur de cette recherche : l'os spongieux de la tête fémorale bovine. Cette section présentera ses caractéristiques histologiques, ses propriétés biomécaniques essentielles, et les facteurs influençant son évolution avec l'âge (18, 24 et 42 mois). Une attention particulière sera accordée à son comportement mécanique anisotrope et à sa microstructure trabéculaire.

Deuxième Chapitre : Principes et applications des ultrasons en biomécanique il exposera les bases physiques de la propagation ultrasonore dans les matériaux biologiques. Nous détaillerons spécifiquement : Les relations théoriques liant ces paramètres aux constantes élastiques (E , ν) et les avantages et limites de cette technique non destructive comparée aux méthodes conventionnelles.

Troisième Chapitre : Méthodologie expérimentale et résultats. Cette partie centrale décrira notre protocole d'analyse sur les trois échantillons bovins, incluant :

- La préparation des spécimens et le dispositif de mesure ultrasonore
- Le traitement des données acoustiques pour l'extraction des paramètres mécaniques -
L'analyse comparative des résultats en fonction de l'âge des sujets.
- La confrontation de nos observations avec les données de la littérature.

En clôture de ce travail, nous synthétiserons les apports majeurs de cette étude, discuterons des implications potentielles en ingénierie biomédicale, et proposerons des perspectives pour des recherches ultérieures, notamment sur l'application clinique de ces méthodes diagnostiques

Chapitre I

Les tissus osseux

I.1. Introduction

L'os est un tissu vivant et dynamique qui constitue la charpente du corps humain. Chez l'adulte, le squelette est composé de 206 os, tandis que chez le nourrisson, ce nombre est de 270. Ces os remplissent plusieurs fonctions essentielles : ils donnent au corps sa forme extérieure, soutiennent et protègent les organes vitaux, et servent de leviers pour la transmission des forces musculaires lors des mouvements. De plus, les os abritent la moelle osseuse, où sont produites les cellules sanguines, et agissent comme réservoirs de minéraux, notamment de calcium, que l'organisme peut mobiliser selon ses besoins [1].

Le tissu osseux est en perpétuel remodelage, s'adaptant aux sollicitations mécaniques, hormonales et aux changements de mode de vie. Cette capacité d'adaptation permet à l'os de maintenir sa solidité et sa fonctionnalité. Cependant, cette complexité le rend également vulnérable à des pathologies, telles que l'ostéoporose, qui affecte la microarchitecture osseuse et constitue un problème de santé publique majeur. Les os peuvent être classés selon leur emplacement anatomique (axiaux ou appendiculaires) ou leur forme (longs, courts, plats, irréguliers). Chaque type d'os possède une structure et une fonction spécifique [2].

L'os spongieux, qui fait l'objet de cette présentation, est un matériau poreux et bi-phasique composé d'une phase solide et d'une phase fluide (la moelle osseuse), la structure poreuse lui confère des propriétés mécaniques spécifiques notamment une légèreté et une capacité d'amortissement des contraintes. Les travées osseuses s'organisent selon les directions principales des forces mécaniques. Ces caractéristiques en font un élément clé de la microarchitecture osseuse influençant directement la santé et le fonctionnement du squelette humain [2].

Ce premier chapitre vise à présenter de manière concise la structure du squelette humain et à fournir une vue d'ensemble des connaissances fondamentales nécessaires pour étudier les os et leurs propriétés biomécaniques. Il se focalise sur la description de la hiérarchie structurelle, allant de l'échelle macroscopique à celle du matériau composite et de la nanostructure.

I.2. Tissus osseux

Le tissu osseux se divise en deux types anatomiques comme le montre la **figure I.1** suivante ;

- L'os spongieux ou trabéculaire.
- L'os cortical ou compact.

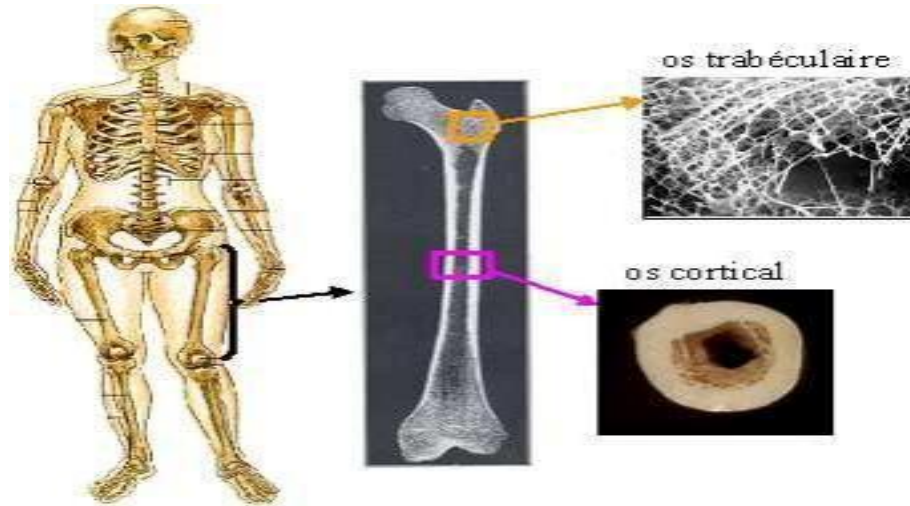


Figure I.1 : structure d'un os long (os spongieux et os cortical) [3].

Os Compact

L'os compact, également appelé os cortical, constitue environ 80 % de la masse osseuse. Il forme la paroi externe de tous les os et la diaphyse (partie centrale) des os longs. Sa structure est dense, avec une faible porosité (5 à 10 %) et une densité d'environ 1,8 g/cm³. Il joue un rôle essentiel dans le soutien mécanique, la résistance aux pressions (comme le poids corporel) et sert de réservoir majeur de calcium [4] (**figure I.2**).

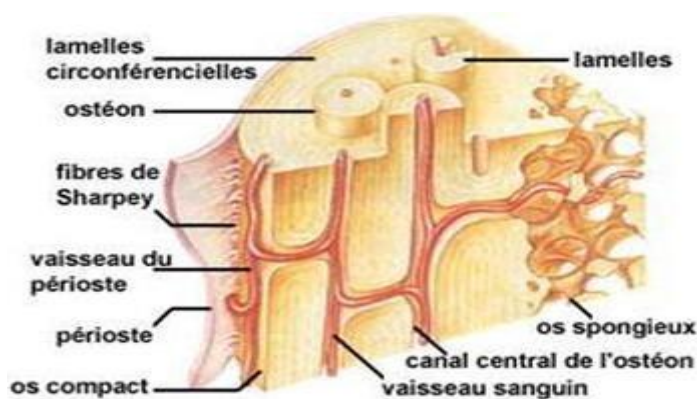


Figure I.2: la microarchitecture de l'os compact [5].

Os spongieux

L'os spongieux, ou os trabéculaire, représente environ 20 % de la masse osseuse. Il se situe principalement aux extrémités des os longs (ex. : fémur), dans les os plats (ex. : vertèbres lombaires, bassin) et le calcaneum. Sa porosité est élevée (75 à 85 %), et il est constitué d'un réseau tridimensionnel de travées osseuses (structures en forme de poutres) baignant dans la moelle osseuse. Cette moelle est le siège de l'hématopoïèse (production des cellules sanguines : globules rouges, globules blancs, plaquettes) [2-6].

L'os spongieux absorbe les chocs et allège le squelette tout en maintenant une résistance mécanique adaptée comme le montre la **figure I.3** ci-dessous.

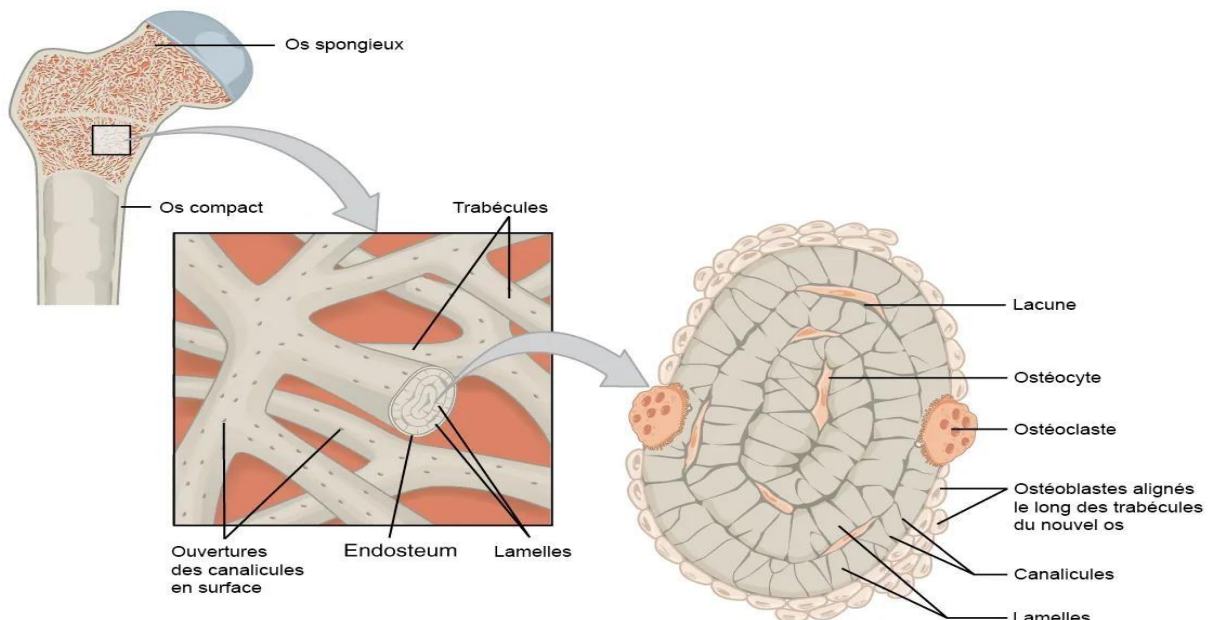


Figure I.3 : structure de l'os spongieux [7].

I.2.1. Descriptions multi échelle de l'os

L'os est un tissu complexe caractérisé par une organisation hiérarchique qui se manifeste à différentes échelles, de la macrostructure à la nanostructure. Cette structuration particulière est à l'origine des études des propriétés mécaniques

L'os spongieux présente une structure hiérarchique multi-échelle (figure I.4), où les ostéoblastes responsables de la formation osseuse, les ostéoclastes, s'impliquent dans sa résorption. Les pores peuvent aussi contenir de la moelle jaune, ou se former des cellules souches

mésenchymateuses : les adipocytes ou cellules graisseuses, les chondrocytes ou cellules du cartilage, les ostéoblastes qui reconstruisent l'os [2].

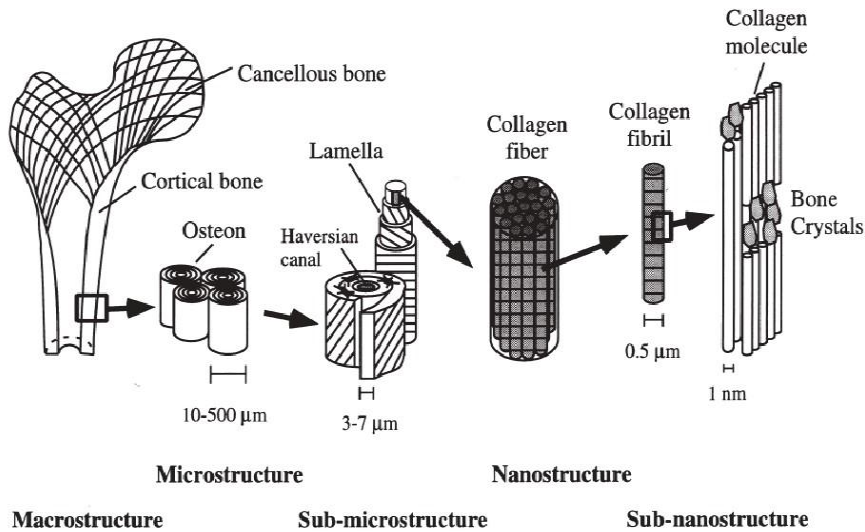


Figure I.4 : description multi -échelle de l'os [2].

• À l'échelle macroscopique

Correspond à l'échelle la plus grande de l'os, allant de quelques millimètres à plusieurs centimètres, selon les espèces. Il se compose d'une architecture tissulaire associée à la moelle osseuse (moelle jaune, la moelle rouge). [8].

• À l'échelle mésoscopique

Qui s'étend de plusieurs centaines de microns à plusieurs millimètres, on trouve l'os cortical. Celui-ci est constitué d'ostéons agencés de façon aléatoire, intégrés dans la lamelle interstitielle, avec quelques cavités de résorption. En ce qui concerne l'os trabéculaire, ce niveau correspond à un réseau poreux formé par les travées. [8].

• À l'échelle microscopique

Il se compose d'un enchevêtrement de travées minéralisées d'environ 50µm d'épaisseur. Ces travées sont formées de lamelles dont la sous-microstructure varie entre 1 et

10 μm (**figure I.3**). Contrairement à l'os cortical, où les lamelles s'enroulent sur elles-mêmes, celles de l'os spongieux sont disposées en touches superposées, conférant à la structure une organisation stratifiée. [8].

• À l'échelle nanostructure

Allant de quelques nanomètres à plusieurs centaines de nanomètres (inférieur à 1 μm), il se compose de deux phase :une phase organique constituée de fibrilles de collagène ,et l'autre phase minérale, représentée par des cristaux d'hydroxyapatite (HA)de formule chimique $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ ces cristaux ,de forme plate ,mesurent en moyenne $50 \times 25 \times 3 \text{ nm}$ et viennent combler les espaces entre les fibrilles et grossissent avec le temps en raison des substitution ionique (**figure I.5**), par exemple, un ion de carbonate CO_3^{2-} remplaçant un ion phosphate

PO_4^{3-} , ce qui rend le réseau moins stable. Les apatites carbonatées se dissolvent plus facilement, influençant les propriétés mécaniques du tissu osseux [8].

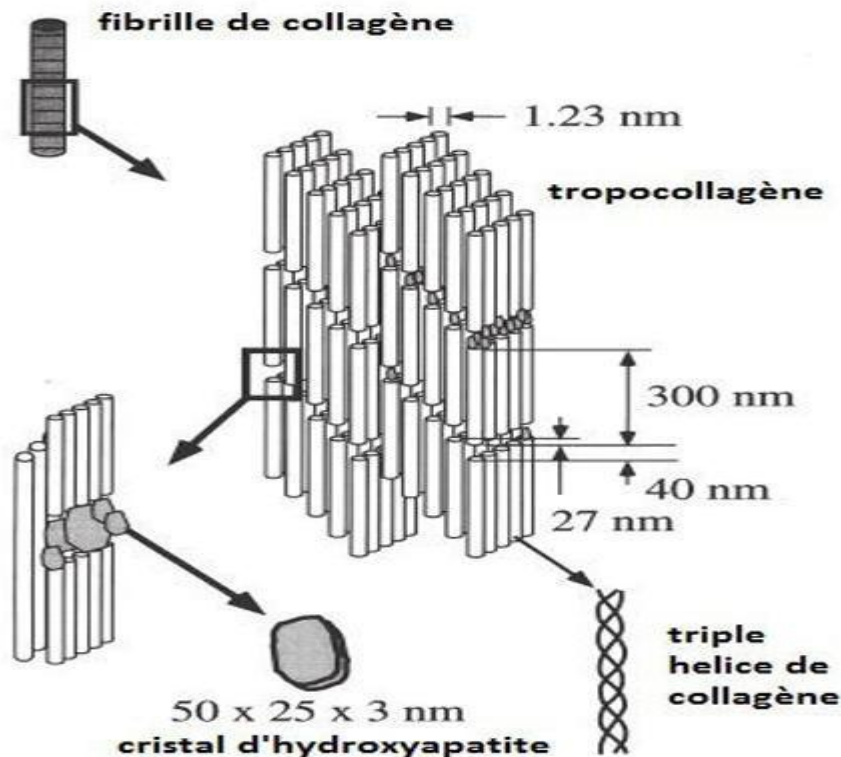


Figure I.5: le tissu osseux à l'échelle nanoscopique [2].

I.3. Caractéristiques des os

L'os se caractérise par :

I.3.1. Le remodelage osseux

Les os commencent à se former avant la naissance et continuent de se renouveler par la suite. Le remodelage osseux est un mécanisme naturel continu qui se produit au niveau de l'os et qui permet de le renouveler. Ce processus physiologique permet le renouvellement du tissu osseux grâce à la résorption de l'os ancien par les ostéoclastes, suivie de la formation d'une nouvelle matrice osseuse par les ostéoblastes qui la minéralisent, il se déroule en plusieurs étapes : activation, résorption, inversion, formation et quiescence (**figure I.6**). Ce cycle est régulé par des signaux hormonaux, tels que la parathormone et la vitamine D, ainsi que par des stimuli mécaniques, comme les forces appliquées aux os pendant l'exercice physique, essentiels pour maintenir la densité et la solidité osseuses [9].

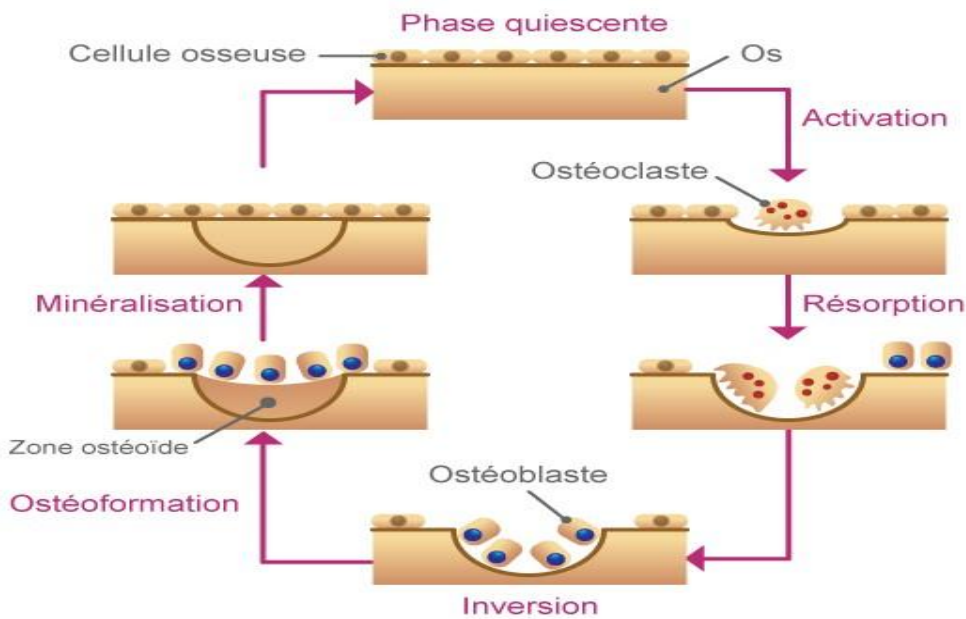


Figure I.6 : les étapes de remodelage osseux [10].

I. 3.2. Ostéoporose

L'ostéoporose est une pathologie qui touche le squelette, elle se caractérise par une

diminution de la masse osseuse accompagnée d'une dégradation de l'architecture du tissu osseux. Ce qui fragilise les os et augmente le risque de fractures. Les femmes ayant un pic de masse osseuse faible ou une perte osseuse élevée après la ménopause est sujette à cette pathologie (**figure I.7**).

Selon l'organisation Mondiale pour la santé (OMS), l'ostéoporose est une affection généralisée du squelette caractérisée par une densité osseuse basse et des modifications de la microarchitecture osseuse, elle progresse avec l'âge et touche principalement les personnes de plus de 65 ans. L'os cortical est touché par son amincissement la conséquence directe c'est

l'augmentation de ses porosités. Au niveau du tissu trabéculaire, il y a une réduction et une diminution des travées osseuses, ce qui entraîne la déconnection des microstructures.

Les sites squelettiques les plus touchés par les fractures sont le poignet l'extrémité supérieure du fémur et les vertèbres voir la figure (I.8) [11].

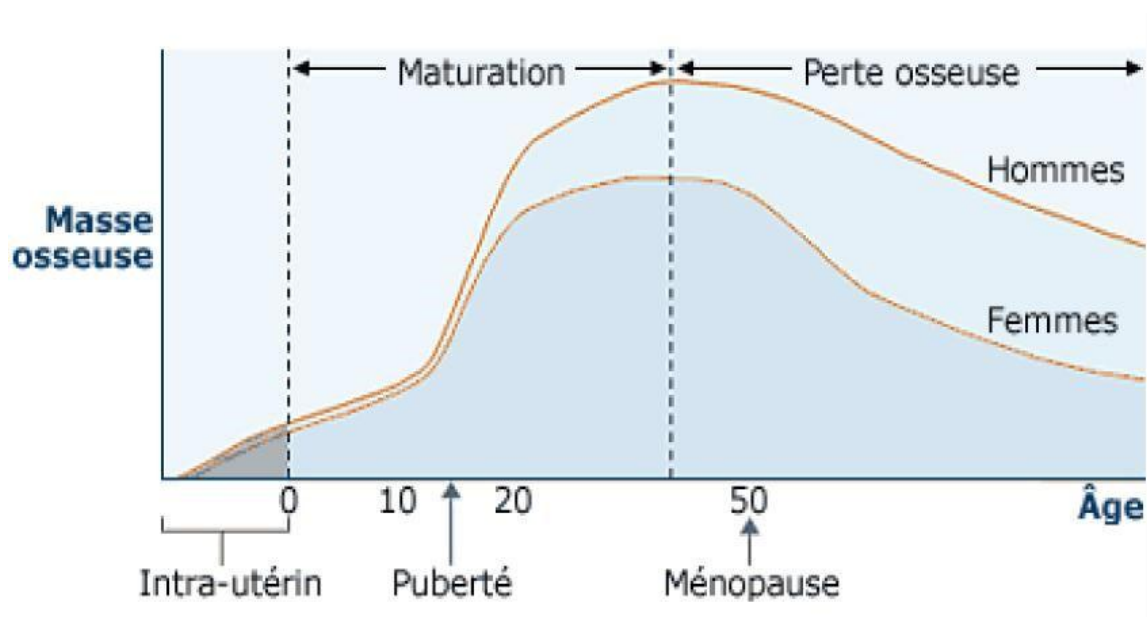
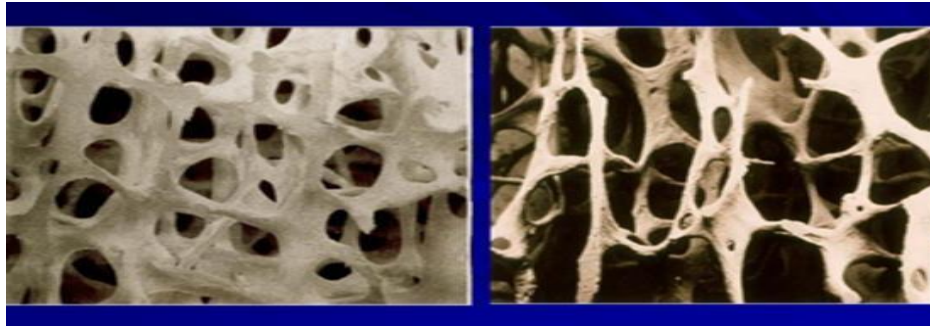


Figure I.7 : la courbe représente l'évaluation de la masse osseuse au cours de la vie [12].



Normales

ostéoporotiques

Figure I.8 : structure trabéculaire des vertèbres [13].

Sur un plan clinique on peut distinguer 3 types d'ostéoporoses :

A. L'Ostéoporose de type 1

Elle affecte surtout les femmes après la ménopause (ostéoporose post -ménopausique) et touche essentiellement le tissu trabéculaire et se traduit cliniquement par des fractures du radius et des vertèbres par écrasements (tassements vertébraux). Cette ostéoporose de type 1 est directement liée à la chute hormonale (l'œstrogène) [14].

B. L'ostéoporose de type 2

Ostéoporose sénile, elle survient dans les 2 sexes (2 femmes pour homme 1). Elle touche l'os trabéculaire et cortical, elle est en relation avec les facteurs liés au vieillissement. Ce type d'ostéoporose est le cause essentiel des fractures du col du fémur [15]

. C. L'ostéoporose de type 3

Touche de manière uniforme les hommes et les femmes de manières égale, mais son mécanisme reste encore inconnu [15].

I.4. Mesure de la densité minérale osseuse

Le milieu médical a mis au point un ensemble des techniques qui permettent d'identifier l'ostéoporose, on cite parmi celles-ci la mesure de la densité minérale osseuse (DMO)

La densité minérale osseuse, se définit comme la concentration de minéraux, principalement d'hydroxyapatite, présente dans l'os. Dans ce contexte, l'os est considéré comme un organe non comme un simple tissu. Ainsi lors de la détermination de la densité minérale osseuse, il est nécessaire de prendre en compte les pores et la cavité médullaire, c'est pourquoi il est nécessaire d'effectuer l'étude au niveau de deux sites au moins [1].

Une faible DMO est liée à un risque accru de fractures, surtout chez les personnes âgées et celles souffrant d'ostéoporose. Généralement, la mesure de la DMO est réalisée au niveau de la hanche et de la colonne vertébrale (vertèbres L2 à L4). C'est au niveau du col fémoral que la composante corticale de l'os est la plus importante, alors qu'au niveau vertébral, la composante trabéculaire domine. C'est pourquoi il est nécessaire d'effectuer l'étude au niveau de deux sites au moins. On peut aussi opérer au niveau de l'avant-bras au site proximal (composante corticale) ou distale (composante trabéculaire), présente dans les os en g.cm^{-2} .

Ces résultats sont exprimés en **T-score** (comparaison à un adulte jeune) et **Z-score** (comparaison à un groupe du même âge) :

- **Normal** : T-score > -1 ○ **Ostéopénie** : T-score entre -1 et $-2,5$
- **Ostéoporose** : T-score $\leq -2,5$ ○ **Ostéoporose sévère** : T-score $\leq -2,5$ avec fractures de fragilité.

Une baisse d'1 unité de T-score augmente le risque de fracture de **1,5 à 3 fois**, selon le site mesuré [9].

De nombreuses techniques d'absorptiométrie ont été mises au point pour mesurer la densité minérale osseuse. Ces méthodes peuvent être appliquées à divers sites anatomiques, tels que le radius, le calcaneum, les vertèbres et le fémur.

1.4.1. La densitométrie osseuse par absorption bi-photonique à rayons X (DXA)

Est une technique de référence pour diagnostiquer l'ostéoporose. Elle repose sur l'utilisation de deux longueurs d'onde de rayons X afin d'évaluer la densité minérale osseuse.

Plus l'absorption des rayons X par l'os est élevée, plus sa densité est importante.

Bien que fiable et reproductible, la DXA présente certaines limites. Elle n'est pas capable de distinguer l'os cortical de l'os trabéculaire et ne prend pas en compte les propriétés mécaniques ou la microarchitecture osseuse. Par conséquent, elle ne permet pas d'expliquer entièrement les différentes caractéristiques de la résistance osseuse. D'autres paramètres, tels que la macroarchitecture, la qualité du collagène, le niveau de remodelage et le degré de minéralisation, doivent être pris en compte pour une analyse plus approfondie de la santé osseuse [9].



Figure I.9 : technique d'identification de la DMO et le résultat obtenu [9].

1.4.2. Les techniques ultrasonores : offrent une approche efficace pour analyser les tissus osseux, car la propagation des ondes ultrasonores varie en fonction de la porosité, de la densité et des propriétés élastiques de l'os. Grâce à cette sensibilité, elles pourraient constituer une méthode fiable pour diagnostiquer l'ostéoporose et suivre l'évolution de la maladie, notamment durant son traitement. De plus, l'utilisation des ultrasons présente l'avantage d'être une technique de caractérisation non destructive [9].

I.5. Les propriétés biomécaniques de l'os

L'os est un tissu biologique en perpétuelle évolution, dont les propriétés biomécaniques déterminent sa capacité à résister aux contraintes mécaniques et à se déformer de manière

contrôlée afin d'éviter les fractures. Ces propriétés découlent de l'organisation hiérarchique complexe du tissu osseux, allant de l'échelle macroscopique à l'échelle nanoscopique. Elles varient selon le type de l'os (cortical ou trabéculaire), l'âge, l'état de santé (ex : ostéoporose) et les sollicitations mécaniques qu'il subit [16].

I.5.1. Analyse de la rigidité et des charges de rupture macroscopique

L'extrémité supérieure du fémur est soumise à des contraintes importantes lors de la marche ou de la course. Pour étudier sa résistance on peut simuler ces contraintes en laboratoire. On peut reproduire, ainsi, une phase de pose unique, en appliquant une force sur le fémur à l'aide d'une machine de test.

En mesurant la force appliquée (F) et le déplacement résultant (Δl), on peut tracer une courbe force-déplacement (figure □.10). Cette courbe permet d'évaluer la rigidité de l'os, qui est sa capacité à résister à la déformation sous l'effet d'une force externe, souvent exprimée par le module d'élasticité [16].

La rigidité est calculée à partir de la partie linéaire de la courbe, en utilisant la formule :

$$R = \frac{F}{\Delta l} \quad (I.1)$$

Où :

- R est la rigidité de l'os.
- F est la force appliquée (en Newtons).
- Δl est le déplacement mesuré (en millimètre, mm)

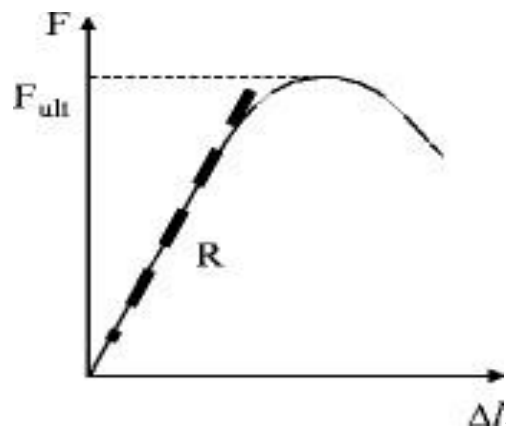


Figure I.10 : courbe charge -déplacement

La rupture de charge correspond au moment où le matériau ne peut plus supporter la force exercée sur lui et se casser. À ce moment, des fractures se développent de manière visible, généralement après une déformation plastique importante pour les matériaux ductiles ou brusquement pour les matériaux fragiles (**Figure I.11**) [16].

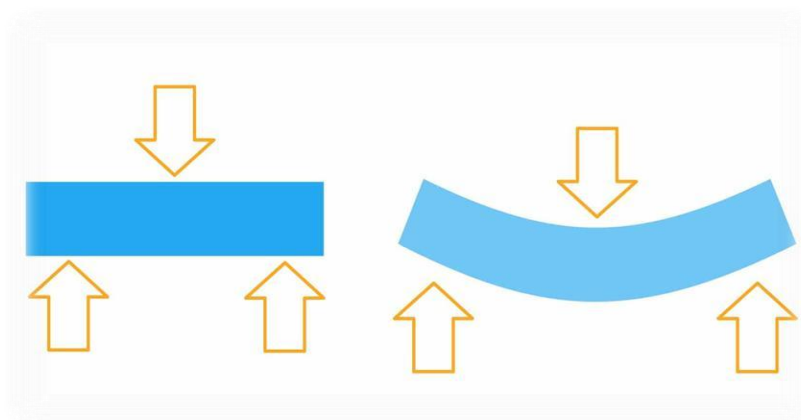


Figure I.11: Réponse d'un matériau à une charge ; de la déformation à la rupture [17].

I.5.2. Propriétés élastiques, résistance et rupture de l'os au niveau mésoscopique

Pour analyser le comportement mécanique de l'os à l'échelle mésoscopique, on utilise des échantillons calibrés (parallélépipédique, cubique ou cylindriques).

Cette approche permet d'obtenir des paramètres indépendants de la taille et de la forme de l'échantillon. Par exemple, pour étudier le fémur, on découpe des échantillons d'os cortical ou

spongieux. Les tests effectués sur ces échantillons permettent de déterminer les propriétés mécaniques de l'os, en supposant qu'il est homogène et élasticité linéaire. Ces hypothèses sont valables à l'échelle mésoscopique, à condition que l'échantillon d'os spongieux ait au moins 5 mm de côté [18].

Pour comparer les propriétés mécaniques d'échantillons de différentes tailles, on normalise les résultats des tests. La force (en Newton) est convertie en contrainte (en MPa) et le déplacement (en mm) et déformation (en %). On obtient ainsi une courbe contrainte-déformation, dont la pente représente le module de Young et l'aire sous la courbe, la capacité de l'os absorber l'énergie (rigidité) [18].

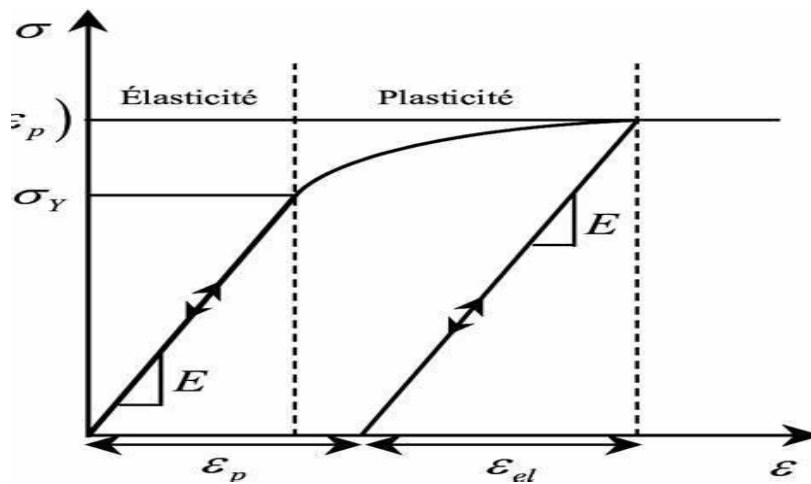


Figure I.12 : courbe contrainte -déformation [19].

A. La contrainte

Ce sont les efforts intérieurs exercés sur un corps, ou la force liée à la déformation d'un objet montrée sur la **figure I.10** de la page précédente. Elle est déterminée par l'essai de traction, on peut aussi la déterminer par le calcul suivant [16].

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad \text{Pa (N/m}^2 \text{)} \quad (I.2)$$

B. La déformation

La déformation (ϵ) est définie par la relation entre le déplacement mesurée (Δl) et la longueur initiale (l) de l'échantillon (**figure I.9**). Cette définition est valable uniquement pour les déformations faibles, c'est-à-dire celles inférieures à 5%, ce qui correspond aux valeurs généralement observées dans le tissu osseux, ces paramètres permettent de construire la courbe contrainte -déformation (**figure I.11**) qui est un outil essentiel pour analyse des propriétés mécaniques de l'os. On peut la déterminer par le calcul [18].

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad \% \text{ (cm/cm)} \quad (I.3)$$

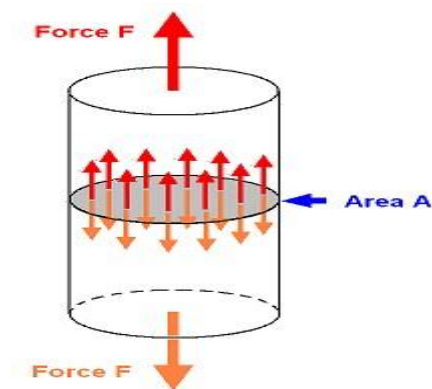


Figure I .13: un schéma représentant une éprouvette soumise à une force de traction (F) dans l'espace (A) [20].

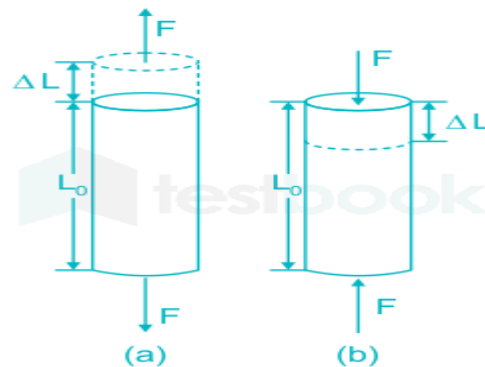


Figure I.14 : Schéma représentant le déplacement Δl d'un spécimen soumis à une force de traction F de longueur initial l_0 [21].

C. L'élasticité

Lors d'un test de compression dans le domaine élastique, si le matériau en question présente un comportement isotrope, l'élasticité est une caractéristique importante. Elle est définie par le module de Young (E), qui peut être déterminé comme la pente de la partie linéaire de la courbe contrainte -déformation, illustrée par la loi de Hooke.

Le module de Young quantifie la résistance d'un matériau à la déformation élastique lorsqu'il est soumis à une contrainte. L'équation qui relie la contrainte à la déformation est donné par :

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (\text{MPa (N/mm}^2) \text{ et } \epsilon \text{ en \%}) \quad (I.4) \quad [22].$$

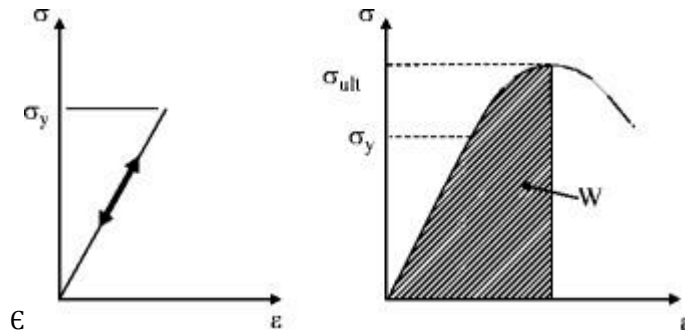


Figure I.15: courbe contrainte -déformation dans l'axe longitudinal d'un os [23].

D. Le coefficient de Poisson

Lorsqu'un matériau est soumis à une contrainte uni axiale, c'est -à -dire une force appliquée dans une seul direction (soit en compression, soit en torsion), il se déforme. Il se dilate ou se rétrécit dans les directions perpendiculaires à la direction de la force. Le coefficient de poisson (ν) quantifie le phénomène et est défini comme le rapport entre la déformation transversale (ϵ_T) et la déformation longitudinale (ϵ_L) [24].

$$\nu = \frac{\epsilon_T}{\epsilon_L} \quad (I.5)$$

$$E_T = \frac{\Delta L_T}{\epsilon_{L0T}} \quad (I.6)$$

$$\epsilon_L = \frac{\Delta L_L}{\epsilon_{T0L}} \quad (I.7)$$

D'où :

E_T : Déformation transversale.

ϵ_L : Déformation longitudinale

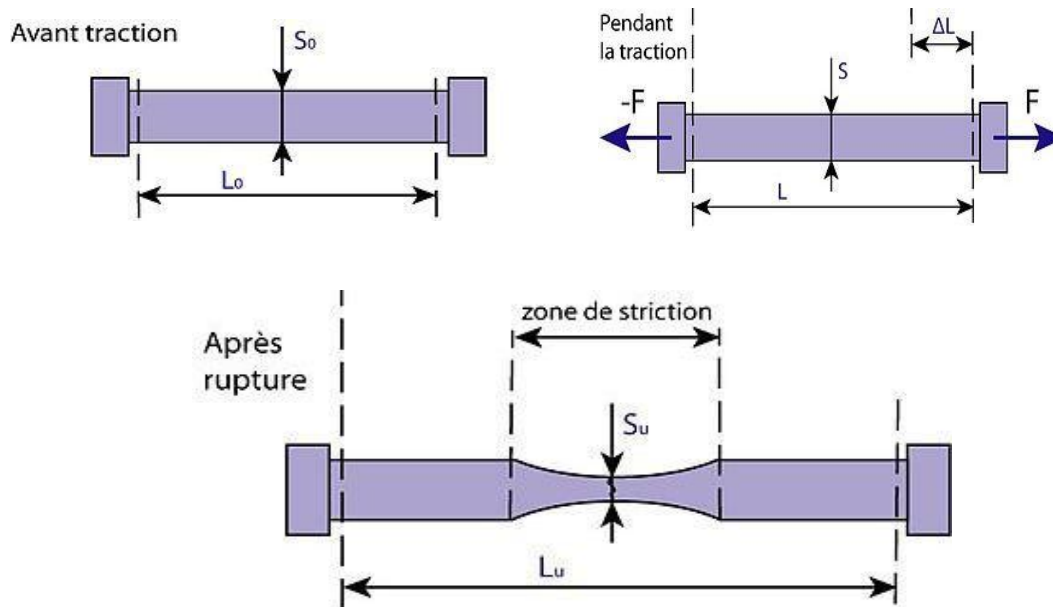


Figure I.16 : représentation schématique du déplacement suivant deux directions Orthogonales d'un spécimen soumis à un test de traction [25].

E. Compression isostatique et compressibilité

La caractérisation mécanique des matériaux osseux, comme l'os spongieux dépend des paramètres tels que la compressibilité qui est la capacité d'un matériau à réduire son volume sous pression est définie par le module de compressibilité K également appelé Le coefficient de compression isostatique, quantifié la résistance d'un matériau isotrope à une compression uniforme. Cela signifie que la force est appliquée de manière égale dans toutes les directions.

$$K = -V \frac{\partial P}{\partial V} \quad (I.8)$$

Où K est exprimé en MPa, P et V représentent respectivement la pression et le volume, et ∂v est la dérivée partielle de la pression par rapport au volume.

Le module de compressibilité k , le module de Young E et le coefficient de Poisson ν sont liés par la relation :

$$K = \frac{E}{3(1-2\nu)} \quad (\text{MPa}) \quad (\text{I.9}) \quad [26].$$

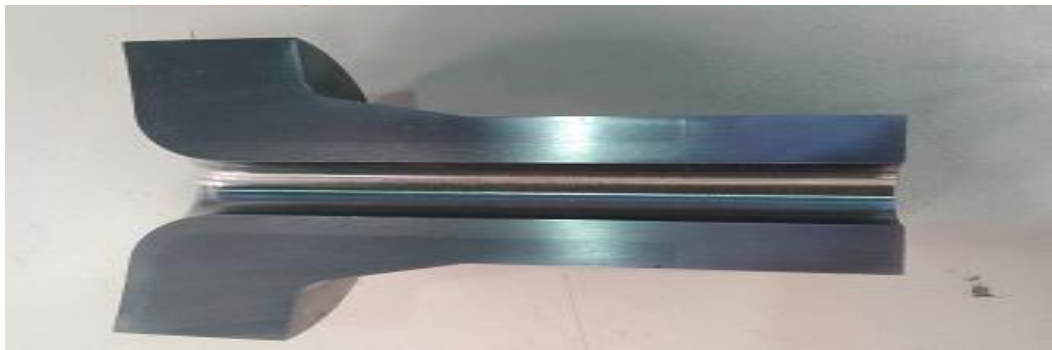


Figure I.17: Longue expertise en compression isostatique [27].

F. Module de cisaillement

Le module de cisaillement, également connu sous le nom de module de rigidité, module de glissement, module de coulomb, est une propriété physique intrinsèque à chaque matériau .il joue un rôle crucial dans la caractérisation des déformations par des forces de cisaillement.

Le module de cisaillement est lié au module de Young et au coefficient de poisson par la relation suivante :

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (\text{MPa}) \quad (\text{I.10}) \quad [28].$$

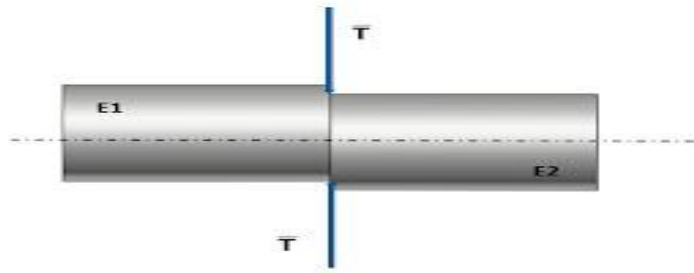


Figure I.18 : concept du module de cisaillement [28].

G. Isotropie- anisotropie

L'anisotropie désigne la propriété d'un matériau dont le comportement varie en fonction de la direction, c'est-à-dire qu'il présente des caractéristiques différentes dans les trois plans perpendiculaires de l'espace. À l'inverse, l'isotropie correspond à un comportement biomécanique identique quelle que soit la direction considérée. Par ailleurs, un matériau est qualifié d'orthotrope lorsque ses propriétés mécaniques sont identiques dans des trois plans.

Par exemple l'os spongieux agit comme un matériau composite anisotrope, optimisé par l'évolution pour résister aux contraintes directionnelles spécifiques

Et dans le cas de l'os cortical, on parle alors de matériau transversalement isotrope. Ce qui conserve le sens tout en simplifiant légèrement la formulation [29].

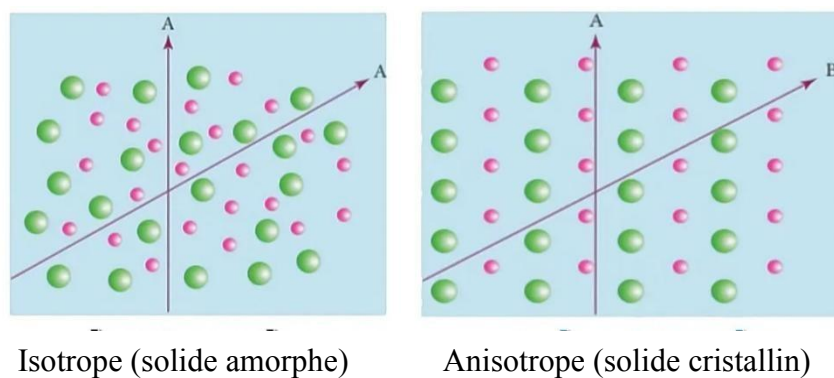


Figure I. 19 : Une représentation schématique pour deux matériaux (isotrope -anisotrope) [29].

H. La viscoélasticité

La viscoélasticité d'un matériau se caractérise par une dissipation d'énergie lors de la déformation, contrairement à un matériau purement élastique qui restitue intégralement l'énergie qu'il reçoit. Cette dissipation d'énergie est associée à un phénomène d'hystérésis, observable dans la courbe contrainte-déformation. Celle-ci montre que l'énergie absorbée pendant le chargement diffère de celle restituée lors du déchargement, ce qui entraîne une perte énergétique sous forme de chaleur.

Cette propriété est importante dans le tissu biologique comme l'os ou la réponse mécanique varie selon la vitesse de chargement, avec une tendance à une plus grande rigidité à des vitesses élevées. Bien que les tests mécaniques soient souvent quasi statiques. Cependant, dans des environnements dynamiques ou soumis des cycles répétés, la viscoélasticité joue un rôle clé dans l'adaptation et la dissipation des forces appliquées [23].

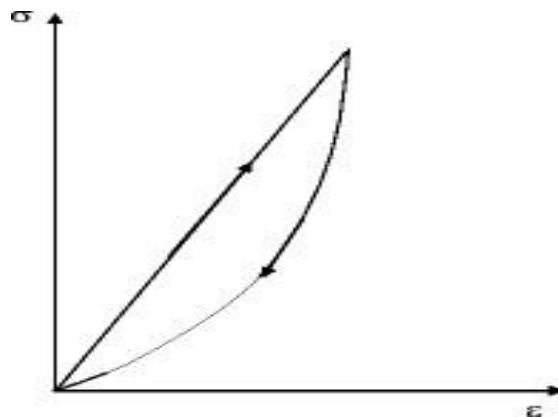


Figure I.20 : courbe contrainte -déformation et dissipation d'énergie par Hystérésis [23].

I. Fracture osseuse

Une fracture est une discontinuité d'un os. Elle survient souvent lorsque l'os est soumis à une charge au de-là de sa limite d'élasticité, entraînant des microfissures et une rupture des trabéculaires osseuses complète. Le déchargement après une telle sollicitation peut laisser une contrainte résiduelle dans l'os [30]. (Figure I.21)

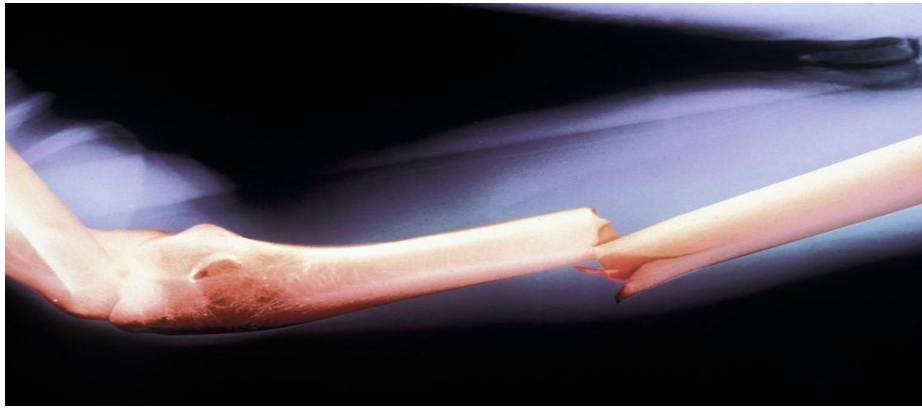


Figure I.21: une représentation d'une fracture osseuse [31].

J. Dureté

La dureté d'un os représente sa capacité à absorber l'énergie avant de se fracturer. Elle est quantifiée par l'énergie absorbée jusqu'au point de rupture, qui correspond à l'aire sous la courbe contrainte-déformation jusqu'à la fracture.

Cette propriété est quantifiée par l'énergie totale absorbée jusqu'au point de rupture, correspondant à l'aire sous la courbe contrainte-déformation lors d'essais mécaniques.

Plus l'os est dur, plus il peut résister à la déformation avant de se briser, la dureté est influencée par divers facteurs tels que la densité minérale osseuse, la composition de la matrice osseuse et l'architecture spongieuse [2].



Figure I.22 : prototype du test de la dureté [32].

I.5.3. L'élasticité au niveau microscopique

Comprendre les propriétés élastiques de l'os au niveau microscopique est essentiel pour expliquer son comportement mécanique. Le module de Young peut être évalué à cette échelle à l'aide des trois méthodes :

- **Essais mécaniques traditionnels**

Des essais de traction, de compression ou de flexion, déjà utilisées aux niveaux macro et mésoscopique, peuvent être adaptés pour tester de très petits spécimens d'os. À l'échelle microscopique, la principale difficulté réside dans la manipulation et le test d'échantillon de tailles réduite. Ces échantillons peuvent être préparés à partir d'os humain, en particulier le cortex osseux (d'épaisseur inférieure à 1 mm sur certains sites anatomiques) ou l'os trabéculaire (ou l'épaisseur des travées est d'environ 50 μ m). Des adaptations sont nécessaires, comme l'utilisation de micro-extensomètres pour mesurer la déformation avec précision, et des systèmes de contrôle de force très précis [16].

- **Méthode inverse avec éléments micro finis et expérience biomécanique**

Pour surmonter les limitations liées à la petite taille des échantillons, le module de Young des tissus osseux cortical et trabéculaire peut être évalué par « une méthode inverse ». Cette approche consiste à créer un modèle numérique de l'os basé sur sa micro architecture, simulant des essais mécaniques et ajustant les propriétés du modèle jusqu'à ce qu'il corresponde aux résultats expérimentaux réels [16].

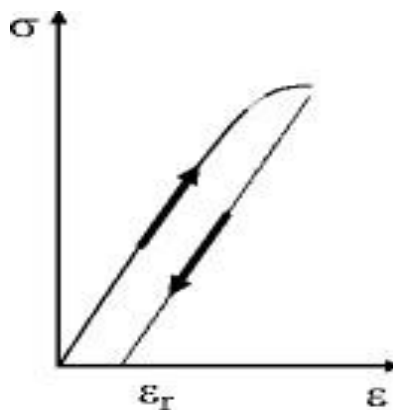


Figure I.23: Représentation graphique des contraintes résiduelles lors du chargement - déchargement au-delà de limite élastique [23].

• La nano-indentation

La nano-indentation est devenue la méthode la plus utilisée dans les laboratoires pour mesurer le module de Young des matériaux. Elle consiste à appliquer une force sur une pointe dure, généralement en diamant la figure (I.24), renforcée à l'échelle nanométrique, afin de pénétrer le matériau et mesurer la profondeur de l'indentation. Cette méthode permet d'obtenir des mesures précises des propriétés mécaniques telles que la dureté et le module de Young, même sur de petits échantillons [33].

Le processus implique un cycle de chargement et de déchargement de l'indenteur, ce qui génère une courbe charge-déplacement. À partir de cette courbe, il est possible de déterminer le module de Young du matériau [33].

Grâce à cette méthode certains auteurs ont pu évaluer l'hétérogénéité spatiale des propriétés élastiques des ostéons ($22,5 \pm 1,3$) GPa, pour les lamelles interstitielles ($25,8 \pm 0,7$) GPa, ou dans les lamelles [34]. Voir la **figure I.24**.

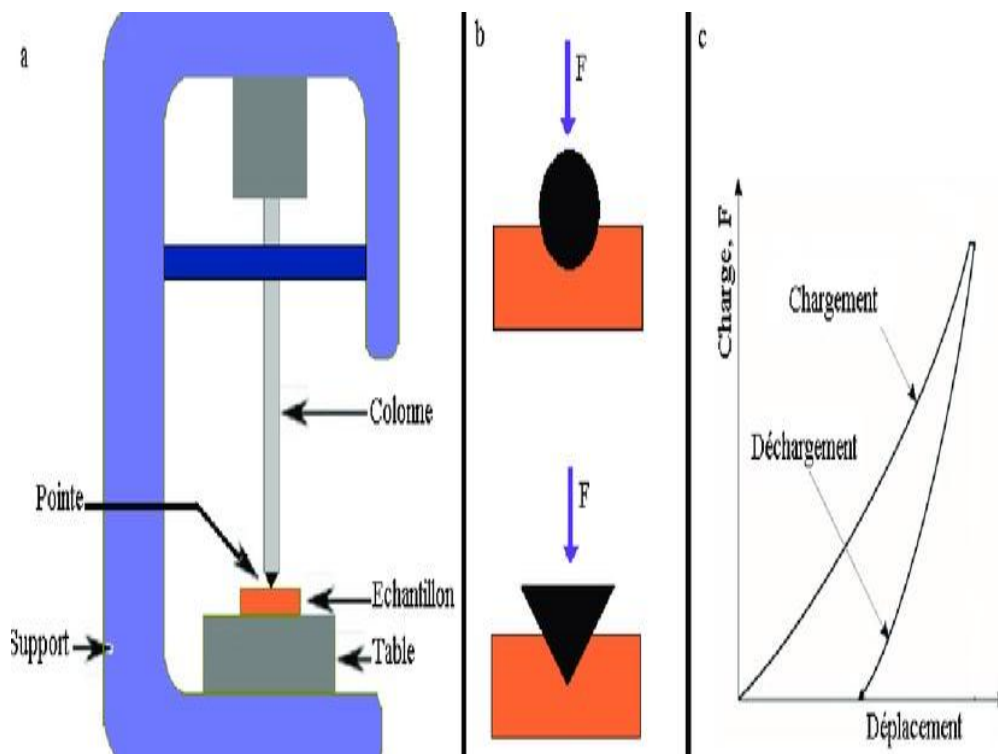


Figure I.24 : un schéma représentatif du principe de la nano-indentation [35].

I.6. L'importance du connaître les propriétés mécaniques de l'os

La structure et les propriétés mécaniques de l'os varient en fonction de plusieurs facteurs comme l'âge, le sexe, l'alimentation, les hormones et certaines maladies osseuses. Par exemple, chez les femmes ménopausées, la baisse de production d'hormones comme les œstrogènes peut entraîner une diminution de la densité osseuse, ce qui augmente le risque des fractures.

Connaître les propriétés mécaniques de l'os est essentiel, notamment pour concevoir des dispositifs médicaux tels que les implants osseux. Ces implants doivent pouvoir supporter les charges exercées sur l'os et s'intégrer solidement dans le tissu osseux environnant. De même, ces propriétés sont importantes pour la fabrication de prothèses articulaires, qui doivent résister aux contraintes répétées liées aux mouvements du corps.

La modélisation numérique est aussi un outil précieux, car elle permet de simuler le comportement de l'os sous différentes sollicitations, comme lors d'un accident. Cela aide à mieux comprendre comment les fractures se produisent et à développer des traitements adaptés.

Enfin, comprendre les propriétés mécaniques de l'os est crucial pour la recherche fondamentale sur la biologie osseuse. Cela permet d'étudier les mécanismes de croissance, de régénération et de remodelage de l'os.

L'élasticité de l'os est particulièrement importante car elle assure la stabilité et la résistance du squelette. Les os doivent être assez élastiques pour absorber les chocs et les forces sans se casser ni se déformer de façon permanente. Cette élasticité joue aussi un rôle dans la régulation de la croissance et la réparation osseuse.

I.7. Conclusion

L'os spongieux apparaît comme un matériau biologique, dont les propriétés mécaniques résultent d'une interaction complexe entre sa composition, son organisation structurale à différentes échelles et ses propriétés fondamentales. La minéralisation, l'architecture trabéculaire et la qualité de la matrice organique contribuent ensemble à déterminer la résistance et la rigidité de ce tissu. Dans le contexte de l'ostéoporose, la détérioration de ces éléments augmente considérablement le risque des fractures [1].

L'étude de l'os spongieux nécessite donc une approche multidisciplinaire combinant des techniques d'imageries, des analyses mécaniques et des modèles numériques, afin de mieux comprendre mécanismes de rupture et de développer des stratégies de préventions plus efficaces. Les recherches futures devront s'attacher à identifier les marqueurs précoces de la fragilité osseuse et à évaluer l'impact des traitements sur la qualité de l'os.

Chapitre II

Les ultrasons

II.1. Introduction

L'os spongieux est un élément essentiel du squelette, il est considéré comme un matériau complexe en raison de sa structure poreuse et multi-échelle, ce qui lui confère des propriétés élastoplastiques et un comportement anisotrope. Comprendre ses propriétés mécaniques est crucial, notamment en ce qui concerne des pathologies telles que l'ostéoporose [1].

L'ostéoporose se caractérise par une dégradation progressive et silencieuse de la structure osseuse, conduisant à une fragilisation des os et un risque accru des fractures. Elle touche principalement les femmes après la ménopause et représente aujourd'hui véritable enjeu de santé publique. Pour surveiller et diagnostiquer cette pathologie, la densité minérale osseuse constitue un paramètre clé. La méthode de référence utilisée pour évaluer la DMO est l'absorptiomètre bi-photonique à rayons X, qui permet une estimation précise de la masse osseuse. Cependant, des méthodes alternatives notamment basées sur les ultrasons ont également été développées. Ces techniques ultrasonores présentent l'avantage d'être non ionisantes, simples d'utilisation, peu coûteuses et ils permettent d'explorer sans abimer les tissus, tout en donnant des informations précieuses non seulement sur la densité, mais aussi sur la qualité et l'architecture de l'os [16].

Dans ce chapitre, nous allons présenter les principes fondamentaux de la propagation des ondes ultrasonores, notamment, les relations entre les vitesses acoustique, longitudinale et transversale et propriétés élastiques du milieu.

II.2. Généralités sur les ultrasons

II.2.1. Définition d'une onde ultrasonore

Les ondes ultrasonores sont des ondes mécaniques et élastiques qui créent des oscillations dans les milieux qu'elles traversent comme l'air, l'eau ou un solide. Les fréquences des ultrasons se situent au-delà de 20 KHz qui est trop élevée pour que l'oreille humaine puisse la percevoir. Ils sont audibles par la chauve-souris, les chats, les dauphins [36].

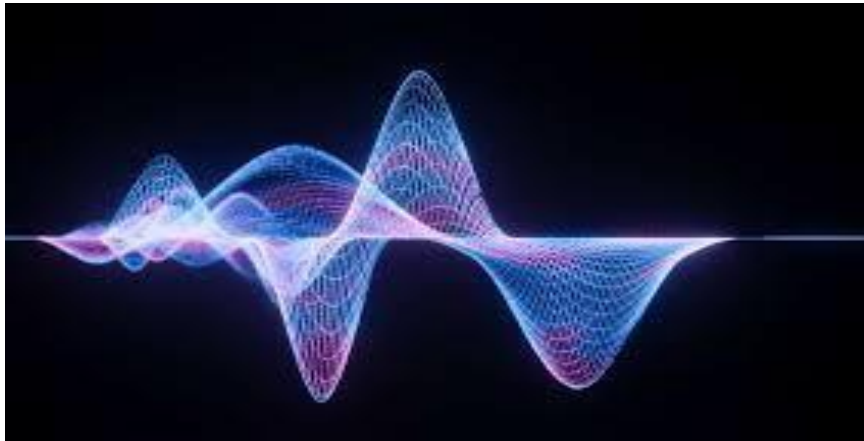


Figure II.1: Représentation graphique d'une onde ultrasonore [36].

II.2.2. Caractéristiques d'une onde ultrasonore

Comme toutes les ondes ultrasonores sont caractérisés par :

- **La longueur d'onde λ et la période T**

La longueur d'onde λ représente la distance entre deux points du milieu qui se trouvent dans le même état vibratoire. Elle traduit la périodicité spatiale de l'onde ultrasonore, en considérant la source de cette onde est périodique dans le temps, et est alors définie par sa période T.

Cependant, la périodicité temporelle notée T, la durée mise par l'ordre pour parcourir une distance égale à une longueur d'onde λ .

- **La fréquence (f)**

La fréquence de l'onde, (mesurée en Hertz : symbole Hz), est le nombre d'oscillations par secondes, elle correspond à l'inverse de la période T, ($f= 1/T$)

- **L'impédance acoustique Z**

L'impédance acoustique (ou caractéristique) Z d'un milieu correspond au produit de sa densité et de la vitesse de l'onde ultrasonore : $Z = \rho \times V$. Elle s'exprime en $\text{kg/m}^3/\text{s}$.

Cette impédance indique la résistance d'un milieu à la propagation de l'onde ultrasonore. Elle est généralement plus élevée dans les solides, comme le tissu osseux, et plus faible dans les liquides et les gaz

- **La vitesse de propagation (célérité)**

La vitesse de propagation d'une onde ultrasonore ou SOS (Speed of Sound) dans l'os spongieux est étroitement liée à la nature élastique du milieu traversé, qui est caractérisée par l'élasticité E (également appelée module d'élasticité), la densité osseuse et la densité ρ du tissu. Lorsque la vitesse est plus élevée, cela signifie que l'os est plus dense et de meilleure qualité [37].

Le tableau ci-dessous donne plusieurs valeurs de la célérité des ondes ultrasonores dans les tissus biologiques [37]

Tissu	Célérité en m/s
Liquide amniotique	1510
Poumon	650-1160
Graisse	1410-1470
Eau (20°C-37°C)	1482-1523
Air	343
Cerveau	1520-1541
Muscle	1545-1631
Rate	1555-1580
Rein	1562
Sang	1570
Os	2100-4080

Tableau II.1 : Les valeurs de la célérité des ondes ultrasonores dans les tissus biologiques [37].

II.2.3. Types d'ondes

Il existe plusieurs types d'ondes ultrasonores capables de se propager dans des milieux solides. Ces ondes se distinguent par :

- La forme et la direction des trajectoires qu'elles imposent aux particules du matériau.
- La vitesse de propagation ou célérité.
- La distance sur laquelle elles peuvent se propager dans le matériau.

Les ondes ultrasonores qui traversent l'os sont principalement de 3 types, chacun ayant des caractéristiques de propagation distinctes liées à la structure complexe et anisotrope du tissu osseux dans un solide [38].

On peut les classer en quatre catégories :

- Les ondes de surfaces ou de RAYLEIGH.
- Les ondes longitudinales ou de compression.
- Les ondes transversales ou de cisaillement.

A. Ondes de surface ou de RAYLEIGH

Les ondes de Rayleigh sont un type d'ondes acoustiques de surface qui se propagent uniquement sur la surface de l'os, elles sont utilisées en recherche pour caractériser les couches externes [38].

Dans ce travail on s'intéresse sur les ondes transversales et longitudinales.

B. Ondes longitudinales ou de compression

On parle d'onde longitudinale, lorsqu'une onde mécanique progressive se propage dans une direction parallèle à la perturbation du milieu. En d'autres termes, les particules du milieu se déplacent dans la même direction que l'onde. La propagation se fait par des compressions et des dilatations successives du milieu. Elles traversent aussi bien l'os spongieux

que cortical avec une vitesse typique (3000-4000) m/s dans l'os cortical et (1500-2500) m/s dans l'os spongieux [38].

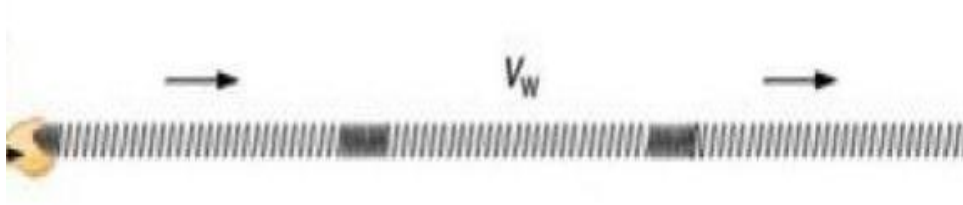


Figure II.2 : Onde longitudinale [39].

La vitesse des ondes longitudinales V_L est donnée par la relation suivante :

$$V_L = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{\rho(1+\nu)(1-2\nu)}} \quad (\text{m/s}) \quad (\text{II.1}) \quad [40]$$

C. Ondes transversales ou de cisaillement

Une onde mécanique progressive est dite transversale lorsque la perturbation se produit dans une direction perpendiculaire à celle de la propagation de l'onde. Dans ce cas, les particules du milieu vibrent perpendiculairement à la direction de déplacement de l'onde. Elles sont moins efficaces et plus sensibles à la structure trabéculaire. Sa vitesse typique est de 1500-2000 (m/s) dans l'os cortical et de 800-1200 (m/s) dans l'os spongieux. Elles sont aussi fortement atténuées par rapport à les ondes longitudinales à cause de la dissipation d'énergie dans les pores [38].

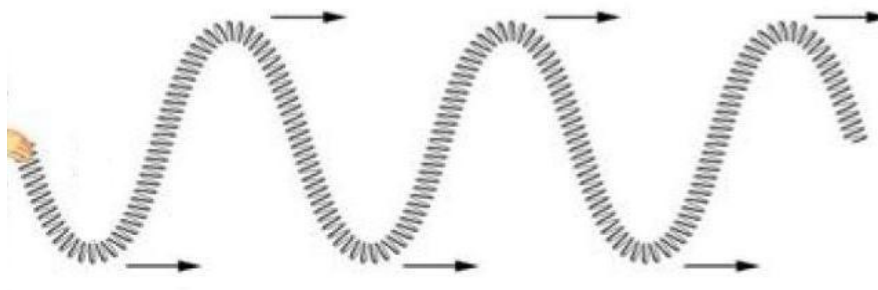


Figure I.3: Onde transversale [39].

:
La loi de la vitesse transversale V_T est donnée par:

$$V_T = \sqrt{\frac{E}{2\rho(1+\nu)}} \quad (\text{II.2})$$

Où :

E : Module de Young (en Pa), représentant la rigidité du matériau.

ρ : Densité du matériau (en kg/m^3).

ν : Coefficient de poisson. [40].

II.2.4. Modes de propagations des données ultrasonores

II.2.4.1. Mode A-scan

Est la forme la plus élémentaire de représentation ultrasonore. Il consiste en un signal unique qui mesure l'amplitude de l'écho en fonction du temps pour une position fixe du transducteur. Cette représentation permet d'analyser la profondeur des interfaces ou des défauts dans le matériau en interprétant les temps d'arrivée des échos réfléchis. Le résultat est un graphe unidimensionnel où l'axe horizontal correspond au temps (ou à la profondeur) et l'axe vertical à l'amplitude du signal.

Ce mode est particulièrement utile pour des analyses précises de profondeur à un point donné, mais ne fournit pas d'information spatiale sur une zone étendue [41].

II.2.4.2. Mode B-scan

Offre une représentation plus visuelle et spatialisée des données ultrasonores. En balayant le transducteur le long d'une ligne, il génère une image bidimensionnelle où chaque point correspond à l'amplitude de l'écho à une profondeur donnée. Cette image représente une coupe transversale du matériau, permettant de visualiser la forme, la position et la taille des défauts ou interfaces internes. Le B-scan est très utilisé pour obtenir une vue d'ensemble de la structure interne sur une section linéaire, facilitant ainsi la localisation et l'évaluation des anomalies [41].

II.2.4.3. Mode C-scan

Constitue une représentation en deux dimensions de la surface du matériau étudié. Contrairement au B-scan, qui montre une coupe, le C-scan cartographie des paramètres comme

l'atténuation ou la vitesse des ultrasons sur une surface, produisant ainsi une image plane. Ce mode est particulièrement adapté à l'inspection détaillée des surfaces, car il permet de détecter des défauts répartis spatialement et de caractériser les variations des propriétés ultrasonores sur une large zone [41].

Dans notre étude, on utilise le C-scan pour sa capacité à fournir une cartographie précise et complète des propriétés ultrasonores à la surface, facilitant ainsi l'analyse approfondie des anomalies détectées.

II.2.5. Production et détection des ultrasons

La production des ultrasons repose sur des principes physiques précis et nécessite des dispositifs spécifiques pour transformer un signal électrique en vibrations mécaniques à haute fréquence. Pour comprendre comment ces ondes sont générées on utilise :

II.2.5.1. L'effet piézoélectrique

La méthode la plus répandue pour produire des ultrasons est l'effet piézoélectrique. Certains matériaux, tels que le quartz ou la céramique piézoélectrique, ont la capacité de se déformer lorsqu'ils sont exposés à un champ électrique. Inversement, lorsqu'ils subissent une compression ou un étirement, ils produisent une tension électrique. En appliquant une tension alternative à un matériau piézoélectrique, on induit sa vibration à la fréquence du signal électrique. Lorsque la fréquence atteint un niveau suffisamment élevé, dans la plage des ultrasons (généralement au-delà de 20 kHz), l'élément piézoélectrique génère des ondes ultrasonores [42].

• L'éléments piézoélectrique

L'élément piézoélectrique constitue le cœur du transducteur ultrasonore, un appareil qui transforme l'énergie électrique en énergie acoustique. Un transducteur standard se compose d'un élément piézoélectrique, d'un boîtier pour le protéger et le maintenir en position, ainsi que d'une couche d'adaptation d'impédance pour améliorer le transfert d'énergie entre le transducteur et le milieu de propagation [42].

• Le principe de fonctionnement

Le principe de fonctionnement des transducteurs piézoélectriques repose sur l'effet piézoélectrique direct et inverse. L'effet piézoélectrique direct, se manifeste quand des matériaux cristaux (le quartz ou le titanate de baryum), ils sont soumis à une pression mécanique, modifiant la structure de ce cristal génèrent une tension électrique. À l'inverse, le phénomène piézoélectrique inverse se manifeste lorsqu'un champ électrique est appliqué à ces matériaux, ils génèrent une onde mécanique en l'occurrence d'onde ultrasonore [42].

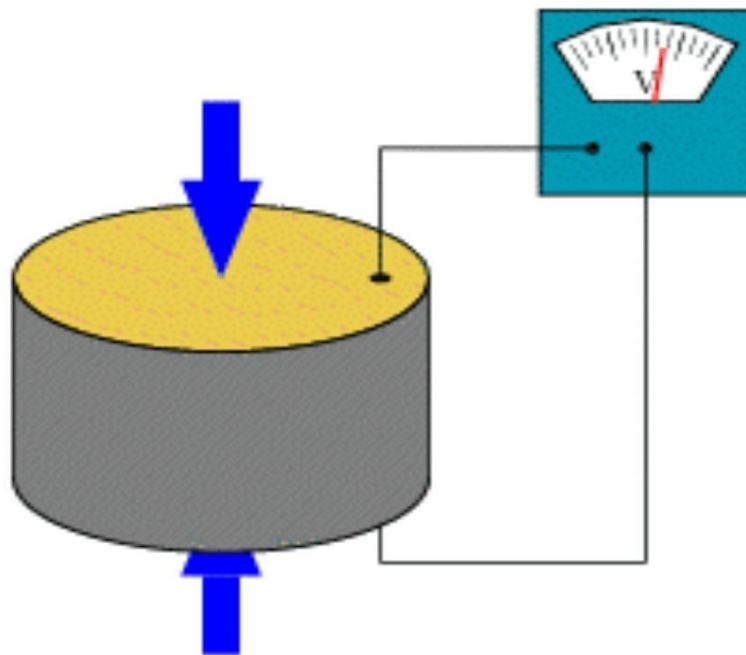


Figure II.4: représentation de l'effet piézoélectrique [42].

II.2.5.2. Méthode de couplage

Le principe fondamental de la génération des ondes ultrasonores repose sur la transformation d'une onde électromagnétique en une onde mécanique vibratoire. Les dispositifs utilisés dans ce processus sont des transducteurs électro-acoustiques, fabriqués à partir de matériaux piézoélectriques [43].

Il existe deux méthodes pour produire des ultrasons dans les pièces à examiner :

• Les méthodes de contact

Dans cette technique, un transducteur électro-acoustique est employé pour créer des vibrations mécaniques. Ce transducteur est en contact direct avec la pièce à analyser, et les vibrations mécaniques sont transmises à celle-ci par un couplage acoustique. Ce couplage peut être facilité

par l'utilisation d'un gel ou d'un liquide spécifique, garantissant ainsi une transmission efficace des ondes ultrasonores entre le transducteur et la pièce. Le transducteur transforme le signal électrique en vibrations mécaniques, qui se propagent à travers la pièce et génèrent des ondes ultrasonores [43].

- **Les méthodes sans contact**

Dans ce cas, les ultrasons sont produits directement à la surface de la pièce, sans nécessiter de contact direct avec un transducteur. Différents moyens peuvent être employés pour activer les particules du milieu et créer des ondes ultrasonores. Par exemple, des lasers peuvent être utilisés pour générer des impulsions ultrasonores en chauffant rapidement la surface de la pièce. Les ondes ultrasonores ainsi créées se propagent à travers la pièce, et leur réflexion ou diffraction peut être exploitée pour obtenir des informations sur la structure interne de celle-ci [43].

II.3. Interaction des ultrasons avec la matière

Il existe divers types d'interactions entre les ultrasons et la matière qui génèrent un signal échographique. Ces interactions entraînent l'atténuation du faisceau ultrasonore lorsqu'il traverse la matière. Au niveau des interfaces acoustiques, on peut observer plusieurs phénomènes tels que :

II.3.1. La réflexion et réfraction

Lorsque qu'une onde ultrasonore rencontre une interface entre deux milieux ayant des impédances acoustiques différentes (notées Z_1 et Z_2), une partie de l'onde est réfléchié tandis que l'autre est transmise et selon l'angle d'incidence. Ce phénomène de réflexion se produit précisément à l'interface, et l'importance de la réflexion dépend de la différence d'impédance acoustique entre les deux milieux. Pour une onde ultrasonore arrivant perpendiculairement à l'interface, le coefficient de réflexion (R), qui exprime la proportion de l'onde réfléchié,

S'écrit :

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (\text{II.5})$$

Ce coefficient permet de quantifier la part de l'onde qui est réfléchi à l'interface. Par conséquent, le coefficient de transmission (T), qui exprime la part de l'onde transmise dans le Second milieu, peut s'exprimer simplement par la relation :

$$T=1-R \quad (II.6)$$

Ainsi, la transmission et la réflexion d'une onde ultrasonore à une interface dépendent directement du contraste d'impédance acoustique entre les deux milieux. Plus la différence d'impédance est grande, plus la réflexion est importante et la transmission réduite [40].

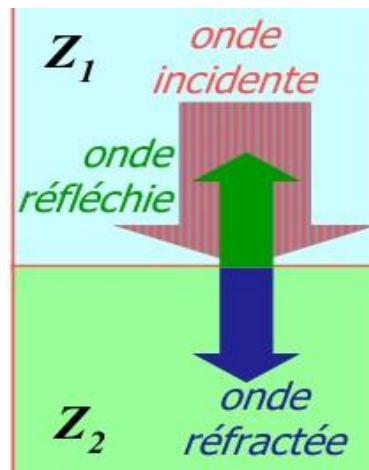


Figure II.5: représentation de la réflexion.

II.3.2. Diffusion :

C'est Lorsque la taille de la cible petite comparée à la longueur d'onde des ultrasons, l'onde est diffusée, c'est-à-dire qu'elle est réémise dans toutes les directions de l'espace [44].

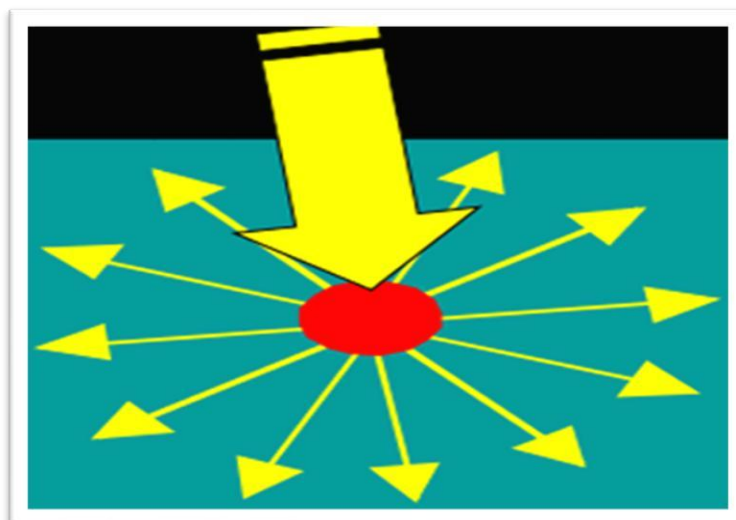


Figure II.6: représentation d'une diffusion [44].

II.3.3. Pente de l'atténuation en fonction de la fréquence

L'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 la relation suivante :

$$I = I_0 e^{-\alpha f(x)} \tag{II.7}$$

D'où $\alpha f(x)$ est le coefficient de l'atténuation en fonction du matériau, la température et la fréquence d'onde.

I_0 : L'intensité initiale

I : L'intensité à la profondeur X de l'os.

La relation entre la fréquence et l'atténuation est complexe mais peut être correctement assimilée une droite dans une bande de fréquences comprise entre 0,2 et 0,6MHz, la pente de cette droite est appelée BUA et s'exprime en dB / MHz .

In vitro l'atténuation dépend de la densité et de l'architecture de l'os [44].

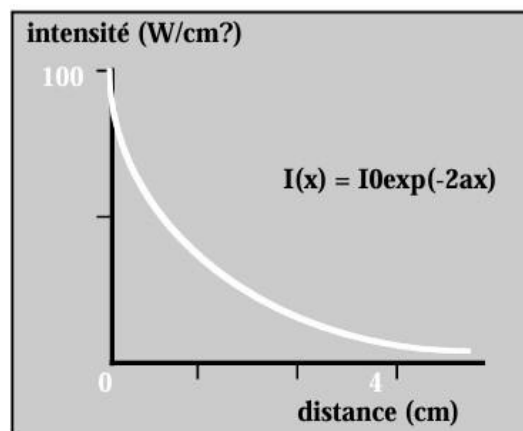


Figure II.7 : courbe d'atténuation exponentielle [44].

II.3.4. Facteurs influençant la propagation

- Fréquence : -les hautes fréquences 1MHZ, offrent une meilleure résolution, mais sont plus atténuées
 - Les basses fréquences (200-500) KHz spécialement mesure l'os spongieux.
- Anisotropies : la vitesse varie selon la direction des trabéculaires osseuses (plus rapide parallèlement aux fibres de collagène)
- Age et pathologie : l'ostéoporose réduit les vitesses ultrasonores en raison de la perte de connectivité trabéculaire

II .4. Applications des ultrasons dans le domaine médical

Les ondes ultrasonores sont utilisées dans divers domaines tels que :

- Imagerie médicale (échographie) : visualisation en temps réel des tissus mous, fœtus, organes internes.
- Thérapie par ultrasons : spécialement les ultrasons focalisent de hautes intensités pour le traitement non invasif des tumeurs.
- Élastographie : mesure de l'élasticité des tissus pour diagnostiquer certaines pathologies (cancer, fibrose).
- Évaluation des os : mesure de la vitesse de propagation dans l'os spongieux pour diagnostiquer l'ostéoporose [45]

II.5. Conclusion

Notre étude sur les ultrasons nous a permis d'acquérir une compréhension approfondie des fondements de ces ondes et de leur interaction avec la matière. Les ultrasons, en tant qu'ondes sonores de fréquence élevée, offrent de multiples applications dans des domaines variés tels que la médecine, l'industrie et la recherche scientifique

En comprenant les principes de génération, de mesure et de manipulation des ultrasons, ainsi que leur interaction avec la matière, nous sommes désormais en mesure d'utiliser ces connaissances dans notre prochaine étape de recherche visant à calculer la vitesse de propagation dans l'os spongieux de bovin. Cette avancée nous permettra de mieux comprendre les propriétés acoustiques de cet os spécifique et d'envisager de nouvelles applications potentielles dans le domaine médical, notamment en ce qui concerne les techniques d'imagerie et thérapies ciblées. En générale notre étude sur les ultrasons nous ouvre de nouvelles perspectives pour explorer d'avantage ce domaine passionnant et mettre en pratique nos connaissances afin de faire progresser la science et la technologie.

Chapitre III

Méthodologie et résultats

III.1. Introduction

Comprendre les propriétés mécaniques telles que le module de Young, appelé aussi module de rigidité, d'un os, notamment un os spongieux revêt une importance cruciale pour mieux les appréhender. Parmi les différentes méthodes d'évaluation de module de Young, l'utilisation des ondes ultrasonores qui constituent un outil privilégié pour la caractérisation non destructive des matériaux, que soient, gazeux, liquide, ou solide.

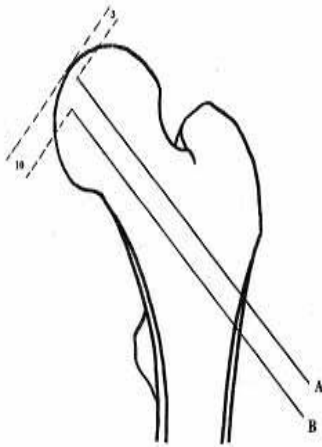
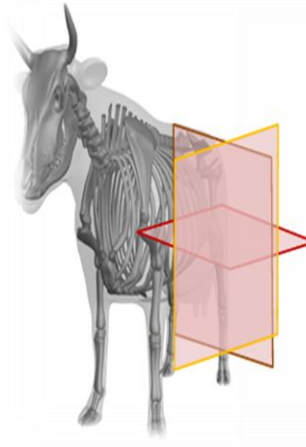
Ce chapitre est composé de deux parties :

La première partie est basée sur la description des échantillons sous test, le protocole de mesure et le dispositif expérimental réalisé pour effectuer cette étude. Les échantillons nécessitent une certaine préparation avant d'effectuer les mesures.

La deuxième partie est consacrée à la présentation des résultats expérimentaux obtenus et leurs interprétations. Les échantillons seront soumis à des tests suivant différentes orientations afin de collecter des données sur la propagation des ondes ultrasonores (longitudinales et transversales) dans un matériau anisotrope. A partir des valeurs de ces vitesses, une estimation de la densité minérale osseuse (DMO), le coefficient de poisson et du module de Young a été précédée. Ces données permettent d'évaluer la qualité mécanique du tissu osseux et son lien potentiel avec une dégradation de type ostéoporotique.

Parties I : méthodologies et Matériels**III 2. Préparations d'échantillons osseux.**

L'ensemble des essais a été effectué sur des échantillons d'os spongieux provenant de la zone centrale de têtes fémorales (**Figure III.1**) de la hanche des bovins (**Figure III.2**). Le choix de ce dernier est survenu par le fait que ses propriétés sont proches de celles de l'os humain. Les bovins âgés d'environ (**12, 24 et 42mois**). Ces échantillons ont été fournis par des boucheries locales. [1]

**Figure III.1** : tête fémorale [47]**Figure III.2** : position de la tête fémorale [46]**III.2.1. La découpe des échantillons**

Pour le découpage des échantillons d'os spongieux, on a rencontré plusieurs défis à cause de la difficulté d'obtenir des faces parfaitement parallèles et des petites coupes (**figure III.3**), tout en assurant la sécurité des personnes lors de l'utilisation de l'appareil de découpe (la scie électrique) (**figure III.4**) qui est parmi les équipements de découpage de haute précision pour limiter l'échauffement et les contraintes exercées sur les échantillons. Ainsi, lors du découpage des spécimens, une attention particulière a été accordée à l'obtention de paires de faces parallèles dans les trois directions orthogonales. Cette approche garantit que les échantillons représentent une forme et une structure appropriées pour les analyses ultérieures des propriétés et des caractéristiques spécifiques de l'os trabéculaire. [1]

Les dimensions des échantillons, présentées dans le tableau ci-dessous, ont été obtenues à l'aide d'un pied à coulisse. Elles sont mesurées à ± 0.02 mm près, une incertitude donnée par le fabricant.

Échantillons	Longueur (Cm)	Largeur (Cm)	Épaisseur (Cm)
Échantillon 1	4,6	3,4	2,5
Échantillon 2	4,7	3,3	2,9
Échantillon 3	4,4	3,4	1,8

Tableau III.1: Les dimensions des échantillons.

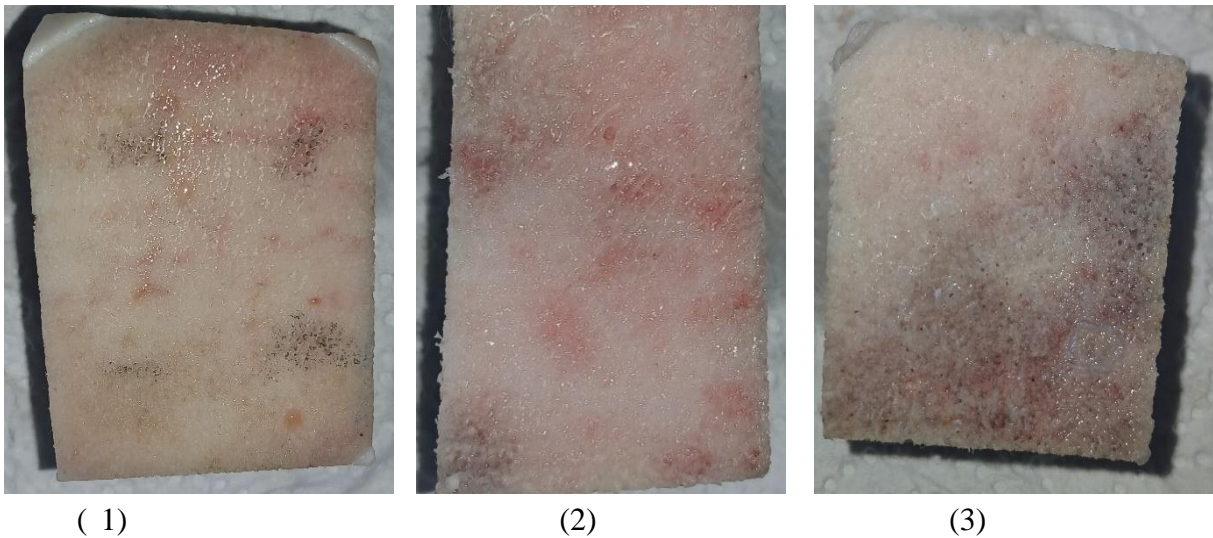


Figure III.3: les échantillons d'os spongieux bovin provenant de différentes âges (1) :12 mois, (2) :24 mois et (3) :42mois



Figure III.4 : la scie électrique.

Ces échantillons sont ensuite numérotés pour assurer le suivi. Cette numérotation permis de faciliter le travail (**figure III.5**).



Figure III.5 : Numérotations des échantillons

III.2. Conservations

Il est crucial de préserver les propriétés mécaniques de l'os entre le prélèvement et les mesures afin d'obtenir des résultats *in vitro* aussi proches que possible de la réalité *in vivo*. Pour cela différentes méthodes de conservation ont été étudiées dans la littérature

Fixation

La fixation est une étape essentielle dans la préparation des coupes des échantillons d'os spongieux et doit être effectuée sans délai après le prélèvement de l'échantillon à examiner. Elle permet d'immobiliser et de conserver l'échantillon dans le temps dans un état proche de vivant en préservant la structure et la composition chimique de l'os. Les échantillons sont immergés dans une solution salinée préparée avec 9 g de sel dans 1L d'eau dans une période déterminée de 24 à 48 h avant toute analyse.

Congélation

La meilleure méthode de préservation à long terme avant de réaliser des tests mécaniques consiste à congeler à -20°C les échantillons osseux. Elle permet de ralentir leur dégradation sans modifier leurs caractéristiques mécaniques. Pour cela une étude menée par Linde et Sorensen a démontré qu'il n'y avait aucune différence de raideur entre les échantillons d'os spongieux conservés congelés à -20°C pendant 100 jours et ceux qui ont été décongelés puis recongelés cinq fois de suite.

III.2.3. Les conditions d'essai

Les propriétés mécaniques de l'os sont fortement liées à son environnement. Afin de reproduire au mieux le comportement de l'os le plus proche possible de celui présenté *in vivo*, il est essentiel de prendre des mesures spécifiques pour se rapprocher le plus possible des conditions physiologiques.

III.2.3.1. La température ambiante

L'influence de la température sur les propriétés mécaniques de l'os est similaire à celle observée pour la plupart des matériaux biologiques. Étant donné que l'os est un matériau viscoélastique, il est essentiel de tenir compte de la température lors des tests mécaniques. Pour obtenir des mesures précises des propriétés mécaniques de l'os, il est recommandé de tester les échantillons à une température de 37°C, bien que cela puisse parfois poser des défis pratiques. Les variations des caractéristiques mécaniques de l'os spongieux en fonction de la température sont minimales lors de tests statiques, mais semblent significatives pour les essais dynamiques. Par exemple, il a été observé que l'os spongieux testé à température ambiante (20°C) peut supporter deux fois plus de cycles de chargement jusqu'à la rupture que l'os testé à 37°C. Il est important de noter que les propriétés mécaniques à haute température ne sont pas les mêmes que les propriétés mécaniques à température ambiante.

III.2.3.2. L'hydratation

L'utilisation des tests mécaniques sur l'os hydraté permet d'approcher les conditions réelles in vivo. Même si les échantillons sont réhydratés avant les tests mécaniques, il peut exister des différences significatives par rapport aux échantillons non dégraissés. Les essais de nanoindentation réalisés sur du tissu osseux déshydraté révèlent un module élastique et une micro dureté nettement plus élevés (respectivement de 22,6 % et 56,9%).[1]

III.3. Mesures ultrasonores**III.3.1. Matériels nécessaires**

Les mesures ultrasonores nécessitent l'utilisation d'un certain nombre d'appareils électroniques tels que :



figure III.6 :générateur à impulsion



figureIII.7 :oscilloscope numérique



Figure III.8 : capteurs longitudinales



FigureIII.9 : capteurs transversales.



FigureIII.10 : système de fixations



Figure III.11 : ordinateur portable



FigureIII.12 : Gel couplant



FigureIII.13 : pied à coulisse

III.2. Dispositif expérimental

Pour étudier le comportement des ondes ultrasonores, un dispositif expérimental a été spécialement conçu pour cette étude. Ce système, illustré dans la **figure III.15** se compose de plusieurs éléments tels que :

1. Générateur d'impulsion

Le générateur d'impulsion joue un rôle essentiel dans la production des signaux ultrasonores requis. Il détecte des impulsions électriques de haute fréquence ensuite les converties en ondes ultrasonores par un transducteur.

2. Paire de transducteurs ultrasonores

Comme on va travailler en mode transmission, une paire de transducteurs de fréquence centrale de 1Mhz vont être utilisés pour la mesure des vitesses ultrasonores :

- Un transducteur émetteur ; chargé de convertir les impulsions électriques en ondes ultrasonores et de les propager vers le milieu étudié.
- Un transducteur récepteur ; il capte les ondes ultrasonores après leur propagation et interaction avec le matériau, puis les reconvertit en signaux électriques.

Ces transducteurs fonctionnent comme des capteurs de haute précision, permettant de mesurer divers paramètres des ondes ultrasonores et leur interaction avec l'environnement expérimental.

3. Gel d'adaptation d'impédance

Pour assurer une transmission optimale des ondes ultrasonores entre les transducteurs et la surface de l'os spongieux, on utilise un gel d'adaptation d'impédance. Ce gel permet de minimiser la réflexion et la perte d'énergie des ondes sonores en favorisant une meilleure conductivité acoustique entre les surfaces de contact.

Le miel peut également se présenter comme un couplant acoustique

4. Oscilloscope

L'oscilloscope numérique (Gw instek GOS2102) est un dispositif qui sert à visualiser et analyser les signaux ultrasonores détectés. Cet instrument permet de nous renseigner plusieurs paramètres, à partir des signaux visualisés sur son écran, notamment :

L'amplitude : qui renseigne sur l'intensité du signal ultrasonore.

Le temps de vol : représente le temps nécessaire pour que les ondes traversent le milieu et soient reçues par le transducteur- récepteur.

5. Une clé USB

Sert à sauvegarder les signaux ultrasonores obtenus lors des tests pour les utiliser dans l'étude.

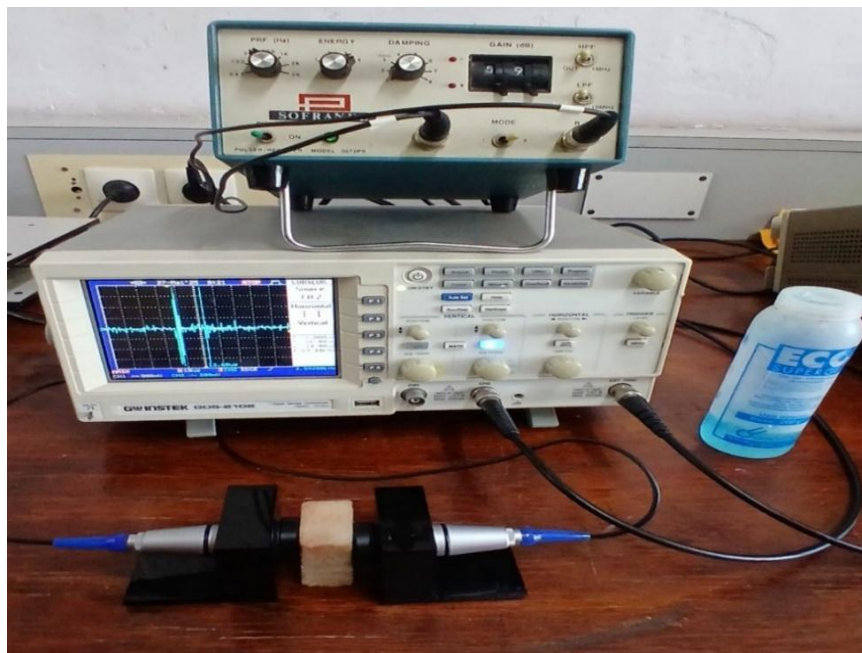


Figure III14: Représentation du dispositif expérimental.

En réalisant ce montage expérimental, nous avons pu mesurer les vitesses de propagations (transversales et longitudinales) des ondes ultrasonores, à travers les différents échantillons d'os spongieux. Les valeurs obtenues ont été utilisées par la suite pour le calcul du coefficient de poisson et le module de Young.

III.3.3. Protocole de mesure

Le montage est constitué d'un générateur à impulsion, de deux sondes émetteurs -récepteurs, d'un oscilloscope et d'un ordinateur : le générateur émet un signal impulsionnel (Dirac).

Ces signaux ont été transmis à travers des échantillons d'os spongieux à l'aide des transducteurs piézoélectriques (émetteurs ultrasonores). Le signal est transmis à la première sonde, puis à travers l'échantillon sous forme d'onde ultrasonore. Ces ondes sont ensuite transmises à la deuxième sonde. Dans le but de supprimer les perturbations causées par l'air, on met un gel acoustique entre les transducteurs et les échantillons pour la mesure de la vitesse longitudinale. Pour la mesure de la vitesse transversale, on a utilisé le miel naturel comme un couplant à cause de l'atténuation du signal. Ceci a permis d'améliorer la transmission, la qualité des mesures et la précision des valeurs des vitesses de propagation de ces ondes ultrasonores dans l'os trabéculaire. L'oscilloscope permet de visualiser le signal de sortie capté par la sonde réceptrice. Aussi, il sauvegarde ces signaux.

A partir des valeurs du temps de vol, on calcule les vitesses ultrasonores.

III.3.4. Les mesures ultrasonores obtenues

Temps de vol

L'objectif du montage précédent est de pouvoir mesurer le temps mis par les ondes ultrasonores pour passer à travers l'échantillon. Il consiste à définir le moment où les ondes sont émises par le premier capteur (t_1) et sont capturées par le deuxième capteur (t_2). Cette différence est appelée *temps de vol* (Δt) et elle sera affichée sur l'écran de l'oscilloscope (figure III16) [48]

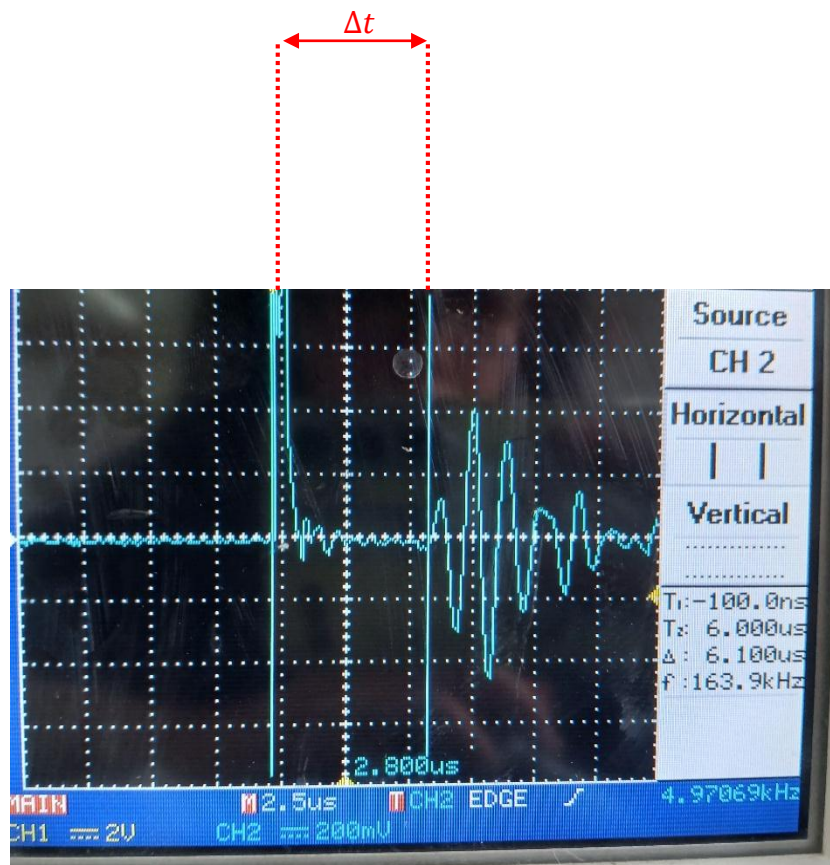


Figure III.15: représentation de l'affichage de temps de vol sur l'écran de l'oscilloscope.

Mesure de la vitesse

La méthode de mesure employée ici est le C-scan, une technique décrite dans le chapitre précédent. Elle s'appuie sur l'envoi et la réception par transducteurs Spécifiquement conçus. Les transducteurs sont placés sur l'échantillon dans diverses orientations à travers celui-ci (figure 23), ce qui permet de recueillir des informations sur la diffusion des ondes ultrasonores dans diverses directions. Le but principal de la technique d'analyse est de produire une illustration visuelle complète de la dynamique des ondes ultrasonores sur la totalité de la surface de l'échantillon.

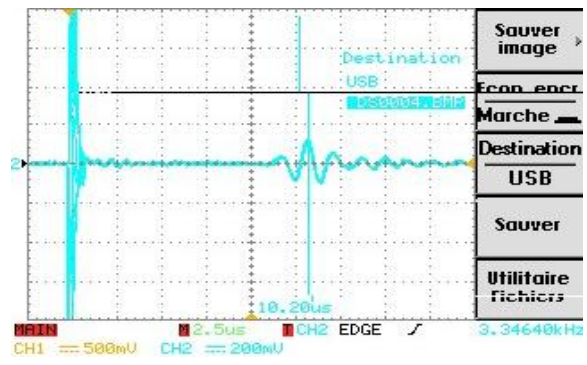
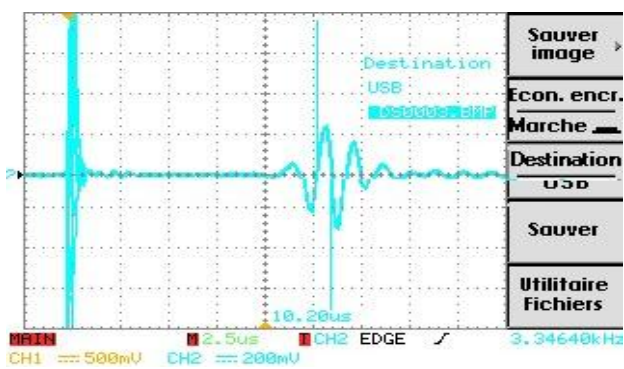
Comme précisé précédemment, chaque position est liée à un signal. Les signaux collectés sont ensuite soumis à une analyse pour obtenir des données temporelles spécifiques, comme le temps de vol (t) entre l'émission et la réception.



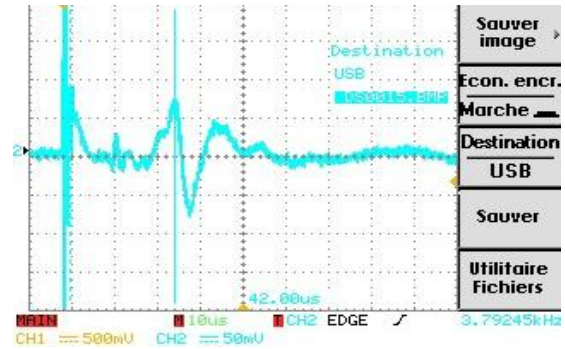
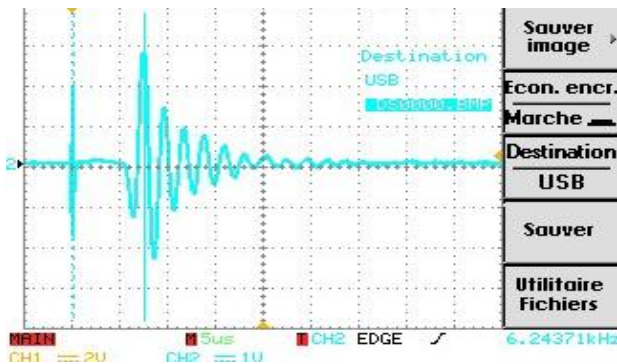
Figure III.16: Déplacement des transducteurs le long de l'échantillon lors des mesures.

Quelques exemples des signaux enregistrés dans la clé USB sont donnés ci-dessous.

Pour 24 mois :

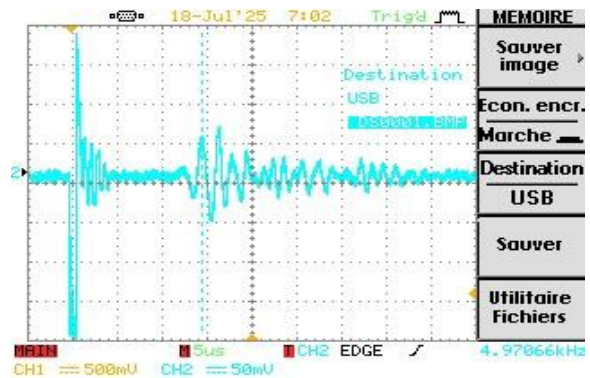
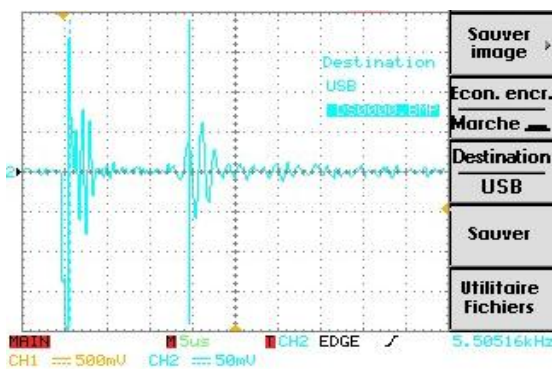


Signaux obtenus pour le calcul de la vitesse longitudinale

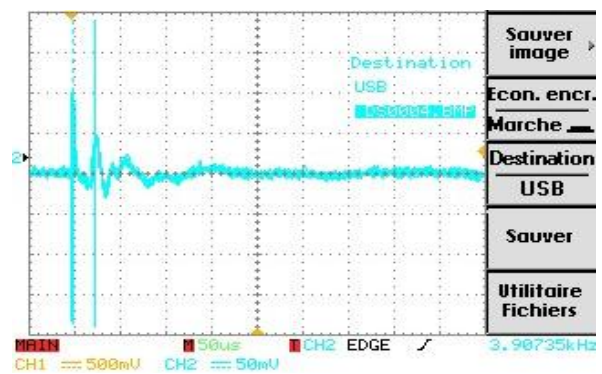
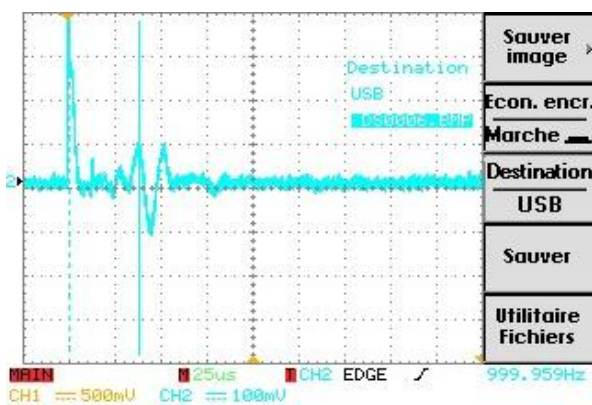


Signaux obtenus pour le calcul de la vitesse transversale

Echantillons de 12 mois

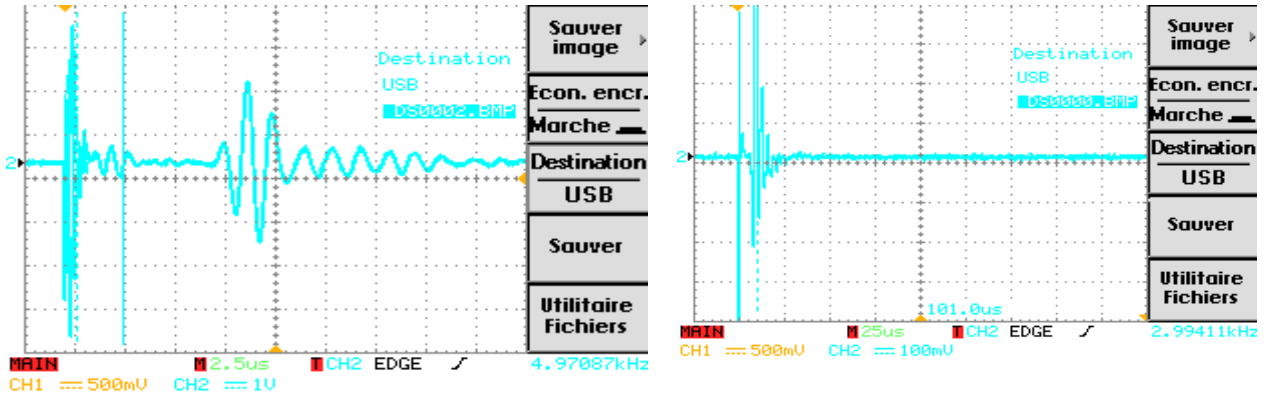


Signaux obtenus pour le calcul de la vitesse longitudinale

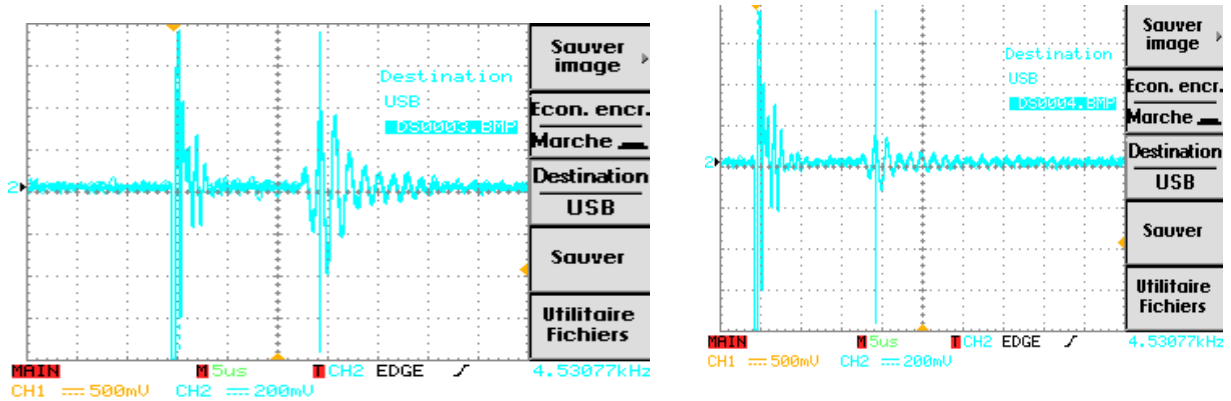


Signaux obtenus pour le calcul de la vitesse transversale

Echantillon de 42 mois :



Signaux obtenus pour le calcul de la vitesse longitudinale



Signaux obtenus pour le calcul de la vitesse transversale.

Calcul des vitesses de propagation

Le calcul des vitesses de propagation dans chaque partie de l'échantillon d'os spongieux est une étape principale pour évaluer les propriétés acoustiques de matériau. Pour effectuer ces calculs, on définit le temps de vol ainsi que la distance parcourue par ces ondes dans chaque partie de l'os. La vitesse de l'onde ultrasonore est déduite de la formule suivante :

$$V = \frac{\text{distance}}{\text{tempsdevol}} \text{ (m/s)} \quad (\text{III.1})$$

Mesure de la densité

Détermination de la densité apparente (masse volumique) est nécessaire pour calculer le module d'élasticité du réseau osseux. Cette mesure nécessite la mesure de la masse et le volume. La densité est définie par la loi suivante :

$$\rho = \frac{m}{v} \quad \text{Kg / m}^3 \quad (\text{III.2})$$

La masse des échantillons est déterminée après la stérilisation et le séchage complet (pour éliminer l'influence de l'eau résiduelle), à l'aide d'une balance (**Figure III18**) de précision (0,01).

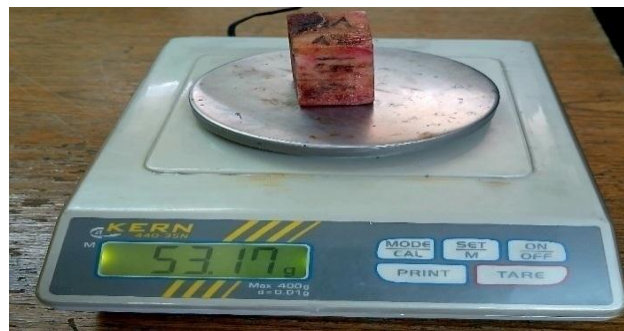


Figure III17 : balance.

Le volume des échantillons est déterminé par la relation :

$$V = \text{dim}_{\text{axe}} * \text{dim}_{\text{orthol1}} * \text{dim}_{\text{orthol2}} \quad [\text{m}^3] \quad (\text{III 3})$$

Ces mesures se font au moyen d'un pied à coulisse micrométrique **figure (III16)**

L'Age	L (cm)	L (cm)	Épaisseurs (cm)	Le volume (Cm ³)	La masse (g)	La densité
12 mois	4,626	3,368	2,514	39,169	53,170	1,36
24 mois	3,955	3,151	2,242	27,943	34,060	1,22
42 mois	4,135	3,388	1,830	25,648	36,000	1,40

Tableau III2 : résultats des calculs effectués.

Calcul du coefficient de poisson

Pour calculer le coefficient de poisson, on utilise la loi suivante :

$$\nu = \frac{V_L^2 - V_T^2}{2 * V_L^2 - V_T^2} \quad (\text{III.4}) \quad [40]$$

Calcul du module du Young avec deux méthodes :

La 1^{ère} méthode :

Dans cette méthode, on utilise la loi suivante :

$$V_L^2 = \frac{E * (1 - \nu)}{\rho * (1 + \nu) * (1 - 2\nu)} \quad \longrightarrow \quad E = \frac{V_L^2 * \rho * (1 + \nu) * (1 - 2\nu)}{(1 - \nu)} \quad (\text{III.5})$$

La 2^{ème} méthode :

Dans cette méthode, on utilise la loi suivante :

$$E = V_T^2 * \rho * (1 - \nu) / 10^6 \quad (\text{III.6})$$

Les lois de V_L^2 et V_T^2 sont définies dans le chapitre précédent [40].

Parties II : Résultats et interprétations**III .5.1. Les vitesses ultrasonores****Les vitesses**

On commence par les résultats des vitesses mesurées lors des tests :

Vitesse transversal

Directions	Épaisseur (cm)	Δt (μS)	V_T (m /s)
1	2.47	24.40	1011.07
2	2.54	25.60	993.75
3	2.47	24.40	1011.07
4	2.54	28.80	883.33
5	2.47	21.20	1163.68
6	2.54	20.00	1272 .00
7	2.46	24.00	1023.33
8	2.54	23.20	1096.55
9	4.71	43.00	1095.35
10	4.49	49.00	915.92
11	4.71	40.00	1177.50
12	4.49	43.00	1043.72
13	3.32	35.00	950.57
14	3.40	42.00	809.29
15	3.33	41.00	811.46
16	3.40	41.00	829.02

Tableau III3: valeurs des vitesses transversales pour l'échantillon de 24 mois

Vitesse longitudinale :

Directions	Épaisseurs (cm)	$\Delta t(\mu s)$	VL (m ,s ⁻¹)
1	2.47	12.60	1957.93
2	2.54	13.40	1898.51
3	2.47	13.40	1841.04
4	2.54	13.10	1941.98
5	2.47	12.70	1942.52
6	2.54	13.20	1927.27
7	2.47	13.20	1860.61
8	2.54	12.80	1987.50
9	4.71	19.60	2403.06
10	4.49	19.60	2289.79
11	4.71	19.60	2403.06
12	4.49	19.60	2289.79
13	3.33	16.10	2066.46
14	3.40	16.30	2085.28
15	3.33	16.40	2028.66
16	3.40	16.60	2047.59

Tableau III.4: valeurs des vitesses longitudinales pour l'échantillon de 24 mois

Pour un échantillon de 12 mois

Directions	Épaisseur(cm)	$\Delta t(\mu s)$	VL(m ,s ⁻¹)
1	2.13	14 .00	1521.43
2	2.29	13.00	1761.54
3	2.13	14.00	1521.43
4	2.29	14.00	1635.71
5	2.28	18.20	1252.75
6	2.66	14.00	1900,00
7	2.28	18.00	1266.67
8	2.66	15.20	1750.00
9	4.82	18.80	2563.83
10	4.82	19.20	2510.42
11	2.33	11.80	1974.58
12	2.17	12.00	1808.33
13	2.33	12.00	1941.67
14	2.17	12.40	1750.00
15	3.19	16.80	1898.81
16	3.17	16.80	1886.90

Tableau III5 : valeurs des vitesses longitudinales pour l'échantillon de 12 mois

Directions	Épaisseur(cm)	$\Delta t(\mu s)$	VT(m ,s ⁻¹)
1	2.13	30.00	710.00
2	2.29	26.00	880.77
3	2.13	28.00	760.71
4	2.29	28.00	817.88
5	2.28	34.00	670.59
6	2.66	24.00	1108.33
7	2.28	34.00	670.59
8	2.66	42.00	633.33
9	4.82	38.00	1268.42
10	4.82	40.00	1205.00
11	2.33	26.00	896.15
12	2.17	22.00	986.36
13	2.33	20.00	1165.00
14	2.17	24.00	904.17
15	3.19	45.00	708.89
16	3.17	39.00	812.82

Tableau III.6: valeurs des vitesses transversales pour l'échantillon de 12 mois

Directions	Épaisseurs(cm)	$\Delta t(\mu s)$	VL(m ,s ⁻¹)
1	1.74	10.00	1738.00
2	1.87	9 .00	2077.78
3	1.75	9.60	1822.92
4	1.89	9.60	1963.54
5	1.75	9.20	1902.174
6	1.85	11.20	1651.79
7	1.74	8.80	1975.00
8	1.87	9.20	2032.61
9	3.47	14.80	2345.27
10	3.31	14 .00	2365.00
11	3.47	15.80	2196.84
12	3.31	14.60	2267.81
13	4.21	20.00	2104.00
14	4.09	19.40	2108.76
15	4.09	19.40	2108.76
16	4.21	20.00	2104.00

Tableau III7: valeurs des vitesses longitudinales pour l'échantillon de 42 mois

Directions	Épaisseurs(cm)	$\Delta t(\mu s)$	VT(m ,s ⁻¹)
1	1.74	16.00	1086.25
2	1.87	23.00	813.04
3	1.75	21.00	833.33
4	1.88	18.00	1047.22
5	1.75	17.00	1029.41
6	1.85	15.00	1233.33
7	1.74	14.80	1174.32
8	1.87	18.00	1038.89
9	3.47	32.00	1084.69
10	3.31	47.00	704.47
11	3.47	27.00	1285.56
12	3.31	25.00	1324.40
13	4.21	38.00	1107.37
14	4.09	49.00	834.89
15	4.09	51.00	802.16
16	4.21	43.00	978.60

Tableau III8: valeurs des vitesses transversales pour l'échantillon de 42 mois

III .5.2. Coefficient de poisson et module de Young

Pour 12 mois

Direction	P (g/cm ³)	ν	E ₁ (GPa)	E ₂ (GPa)
1	1.357	0.42	0.80	1.97
2	1.357	0.42	0.78	1.90
3	1.357	0.41	0.82	1.96
4	1.357	0.44	0.59	1.53
5	1.357	0.39	1.12	2.56
6	1.357	0.36	1.40	2.99
7	1.357	0.41	0.84	2.00
8	1.357	0.41	0.96	2.30
9	1.357	0.44	0.91	2.35
10	1.357	0.45	0.62	1.66
11	1.357	0.43	1.06	2.69
12	1.357	0.44	0.83	2.13
13	1.357	0.44	0.68	1.77
14	1.357	0.46	0.48	1.29
15	1.357	0.45	0.49	1.30
16	1.357	0.45	0.51	1.36

Tableau III9: représentations des calculs effectués pour l'échantillon de 12 mois

Pour 24 mois

Direction	$\rho(\text{g/cm}^3)$	ν	$E_1(\text{GPa})$	$E_2(\text{GPa})$
1	1.22	0.44	0.27	0.15
2	1.22	0.43	0.42	0.26
3	1.22	0.43	0.31	0.19
4	1.22	0.43	0.36	0.23
5	1.22	0.41	0.25	0.17
6	1.22	0.39	0.70	0.55
7	1.22	0.42	0.25	0.17
8	1.22	0.46	0.20	0.07
9	1.22	0.43	0.87	0.53
10	1.22	0.43	0.78	0.46
11	1.22	0.44	0.55	0.29
12	1.22	0.41	0.69	0.49
13	1.22	0.39	1.01	0.83
14	1.22	0.42	0.57	0.38
15	1.22	0.46	0.32	0.12
16	1.22	0.45	0.44	0.22

Tableau III10: représentations des calculs effectués pour l'échantillon de 24 mois

Pour 42 mois :

Direction	$\rho(\text{g/cm}^3)$	ν	$E_1(\text{GPa})$	$E_2(\text{GPa})$
1	1.40	0.38	1.03	2.28
2	1.40	0.46	0.50	1.35
3	1.40	0.44	0.54	1.40
4	1.40	0.42	0.89	2.18
5	1.40	0.41	0.87	2.10
6	1.40	0.31	1.47	2.79
7	1.40	0.39	1.17	2.69
8	1.40	0.42	0.87	2.16
9	1.40	0.44	0.92	2.38
10	1.40	0.48	0.36	1.03
11	1.40	0.39	1.50	3.41
12	1.40	0.43	0.98	2.46
13	1.40	0.46	0.53	1.42
14	1.40	0.46	0.49	1.32
15	1.40	0.44	0.75	1.93
16	1.40	0.44	0.75	1.93

Tableau III.11 : représentations des calculs effectués pour l'échantillon de 42 mois

III.6. Interprétations

Récapitulation des valeurs moyennes des vitesses et le module du Young en fonction de l'âge :

Âge (mois)	Densité (g/cm ³)	V_L Moyenne (m/s)	V_T (Moyenne) (m/s)	E_1 (GPa)	E_2 (GPa)
12	1.22	1871	857	0.54	0.33
24	1.357	2022	983	0.81	1.99
42	1.403	1996	1012	0.86	2.12

Tableau III.12 : résultats et valeurs moyennes.

Analyse comparative

Les résultats montrent une nette évolution des propriétés mécaniques de l'os spongieux avec l'âge :

Entre 12 et 24 mois :

On observe une augmentation significative des vitesses ultrasonores (V_L et V_T), traduite par une hausse des modules d'élasticité. Cela reflète un renforcement de la structure osseuse.

Entre 24 et 42 mois :

Les valeurs de V_L restent relativement stables voire légèrement décroissantes, mais V_T continue d'augmenter légèrement, traduisant un gain plus marqué en rigidité transversale. Le coefficient de Poisson ν varie dans une fourchette raisonnable entre 0,39 et 0,46, avec une légère tendance à la baisse avec l'âge, ce qui peut être associé à un remodelage tissulaire améliorant la capacité à transmettre les contraintes mécaniques.

L'étude de la caractérisation ultrasonore de l'os spongieux de la tête fémorale de bovins d'âges différents (12, 24 et 42 mois) a permis de mettre en évidence l'évolution des propriétés biomécaniques en cours du développement.

Les résultats ont montré que :

À 12 mois, les vitesses ultrasonores longitudinales (V_L) et transversales (V_T) étaient relativement faibles, reflétant une structure osseuse encore jeune, avec une porosité importante et une organisation trabéculaire immature. Le module de Young calculé à partir de V_T (E_1) était également bas, traduisant une faible rigidité mécanique. Cependant, le coefficient de Poisson (0,423) indiquait une certaine cohérence dans la déformation latérale de l'os.

À 24 mois, on observe une nette augmentation de V_L , de V_T , et de la densité osseuse ce qui reflète une structure interne visiblement plus organisée. Cela se traduit par une hausse significative des modules d'Young E_1 et E_2 . Le coefficient de Poisson moyen (0,434) suggère une déformation latérale légèrement plus marquée, possiblement due à une architecture trabéculaire plus complexe et plus dense. Cette phase semble correspondre à un pic de performance mécanique dans la maturation osseuse.

À 42 mois, les vitesses V_L et V_T restent globalement élevées, mais avec une hétérogénéité plus marquée entre les différentes zones. Les modules d'Young demeurent élevés (surtout E_2), mais le coefficient de Poisson revient à une valeur similaire à celle du bovin de 12 mois (0,423), traduisant une possible stabilisation des propriétés mécaniques ou une restructuration liée à un remodelage osseux mature. Cela pourrait refléter un état de plateau ou un début de dégradation structurelle localisée liée à l'âge.

L'évolution des propriétés mécaniques de l'os spongieux avec l'âge montre :

Une maturation progressive de l'architecture osseuse entre 12 et 24 mois ;

Un pic de rigidité et de complexité mécanique à 24 mois ;

Une stabilisation ou une légère réorganisation à 42 mois, probablement liée au remodelage osseux.

Représentations des graphes

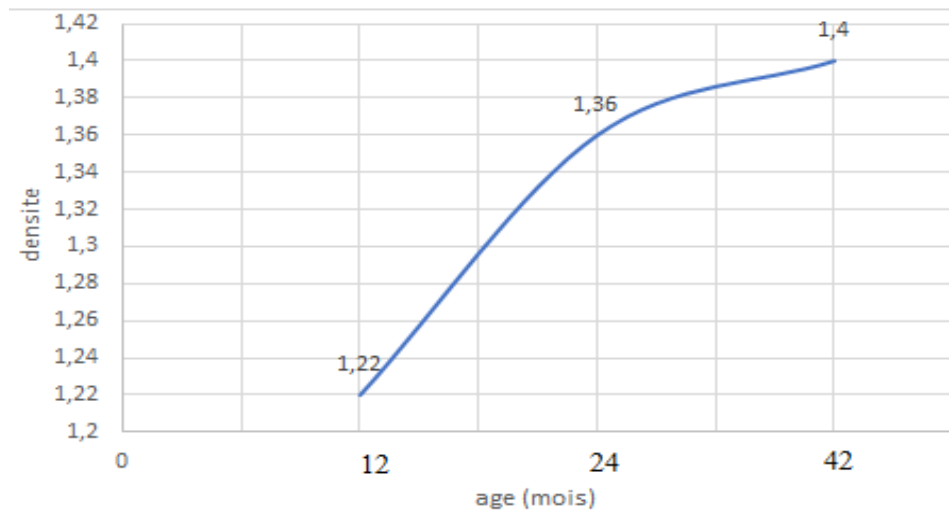


Figure III.18 : la densité en fonction de l'âge

Graphique de la densité en fonction d'âge

Le graphique illustre l'évolution de la densité de l'os spongieux de la tête fémorale chez des bovins en fonction de l'âge :

✓ Bovins âgés 12 mois:

Le graphique montre une densité relativement basse au début (autour de 1,2) et une augmentation graduelle jusqu'à 12 mois (atteignant environ 1,22).

* Interprétation :

Chez les jeunes bovins, l'os est en pleine croissance et maturation. La densité de l'os spongieux est encore en développement. Les travées osseuses sont en cours de formation et de densification, mais la structure n'est pas encore entièrement mature. Cette période correspond à une phase de croissance rapide de l'animal.

✓ Phase de croissance et de densification rapide 24 mois :

Le graphique indique une augmentation significative et plus rapide de la densité entre 12 et 24 mois, passant de 1,22 à 1,36. La pente de la courbe est la plus raide ici.

Interprétation :

Cette période correspond probablement au moment où les bovins atteignent une grande partie de leur maturité squelettique et de leur masse corporelle adulte. L'os spongieux de la tête fémorale se densifie considérablement pour supporter les charges croissantes associées à la croissance rapide de bovin. Les travées osseuses deviennent plus épaisses et plus interconnectées, renforçant la structure. C'est une phase cruciale pour l'acquisition du pic de masse osseuse.

- ✓ Phase de stabilisation (environ 24 à 42 mois et au-delà)

Après 24 mois, la densité continue d'augmenter, mais à un rythme beaucoup plus lent, la courbe s'aplatit et tend vers un plateau (atteignant environ 1,4 à 42 mois).

Graphes de E moyen en fonction de l'âge :

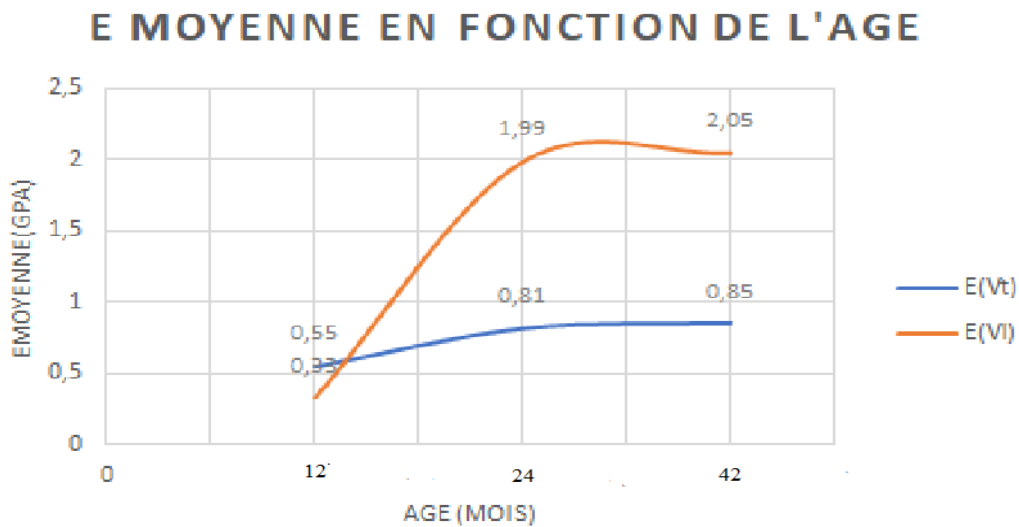


Figure III.19: représentation des valeurs moyennes de E en fonction de l'âge

Le graphe présente l'évolution du module d'Young moyen (E, en GPa) en fonction de l'âge des bovins (en mois), selon deux méthodes :

E(V_T) : calculé à partir de la vitesse des ondes transversales (courbe bleu)

E(V_L) : calculé à partir de la vitesse des ondes longitudinales (courbe orange)

2. Analyse des résultats

a) Augmentation du module d'Young avec l'âge

Pour les deux méthodes, E augmente nettement entre 12 et 24 mois :

$E(V_T)$: de 0,55 à 0,81 GPa

$E(V_L)$: de 0,32 à 1,99 GPa

Entre 24 et 42 mois, $E(V_T)$ se stabilise (0,81 \rightarrow 0,85 GPa), tandis que $E(V_L)$ reste élevé (1,99 \rightarrow 2,05GPa).

Cette évolution traduit une maturation et une densification progressive de l'os spongieux avec l'âge. La rigidité mécanique de l'os augmente fortement lors de la croissance, puis tend à se stabiliser à l'âge adulte.

b) Différence entre les deux méthodes

$E(V_L) > E(V_T)$ pour tous les âges, surtout à partir de 24 mois.

L'écart est particulièrement marqué à partir de 24 mois ($E(V_L) \approx 2,0$ GPa, $E(V_T) \approx 0,8$ GPa).

La méthode longitudinale ($E(V_L)$) donne des valeurs plus élevées que la méthode transversale ($E(V_T)$), car elle est plus sensible à la structure globale et à la densité de l'os. L'onde longitudinale traverse plus facilement les zones denses, ce qui reflète mieux la rigidité globale du matériau.

La méthode transversale ($E(V_T)$), elle, est plus influencée par la microarchitecture et la porosité locale de l'os spongieux, ce qui explique des valeurs plus faibles et une évolution plus modérée avec l'âge.

) Signification biologique

Entre 12 et 24 mois : période de forte croissance osseuse, avec augmentation rapide de la rigidité.

Après 24 mois : l'os atteint une maturité structurale, la rigidité évolue peu.

L'écart entre $E(V_L)$ et $E(V_T)$: reflète l'organisation interne de l'os spongieux, qui devient plus homogène et dense avec l'âge

III .7. Les avantages et les limites des ultrasons

Les avantages

1.Non destructif

L'UT n'endommage pas la pièce testée, ce qui est crucial pour les composants coûteux, rares ou stratégiques.

Permet des contrôles fréquents sans altérer la durée de vie du matériel.

2.Haute sensibilité

Capable de détecter des défauts très petits (fissures microscopiques, inclusions, porosités).

Peut localiser précisément la position, la taille et la nature des défauts internes.

Permet une inspection fine même dans des structures complexes.

3. Polyvalence

- Adapté à un large éventail de matériaux : métaux (acier, aluminium), plastiques, composites, céramiques.
- Utilisable pour différentes formes (plaques, tubes, soudures, pièces moulées).
- Compatible avec diverses configurations d'inspection (surface plane, courbée, angles).

4. Portabilité

- Les appareils UT modernes sont compacts, légers, souvent sans fil.
- Facilement transportables sur site, dans des environnements industriels, chantiers, ou zones difficiles d'accès.
- Permet des inspections rapides et flexibles.
- Résultats en temps réel
- Les signaux ultrasonores sont analysés instantanément.
- Permet une prise de décision rapide sur la maintenance ou la mise hors service.
- Optimise les temps d'arrêt des équipements.

Les inconvénients

1. Dépendance de l'opérateur

L'interprétation des signaux UT requiert une formation spécialisée et une expérience significative.

Risque d'erreur humaine dans l'analyse, pouvant conduire à des faux positifs ou négatifs.

Nécessite souvent la présence d'un expert pour valider les résultats.

2. Pénétration limitée

L'ultrason peut être atténué ou dispersé par certains matériaux très épais, poreux ou composites complexes.

Difficulté à inspecter des pièces très épaisses (> plusieurs dizaines de cm) sans perte de résolution.

Certains matériaux comme les plastiques très absorbants peuvent limiter la profondeur d'inspection.

3. Préparation de surface

- La surface doit être propre, lisse et exempte de rouille, peinture épaisse ou salissures.

- Nécessite souvent un nettoyage ou un ponçage préalable, ce qui prend du temps et peut être délicat.

- Une mauvaise préparation peut entraîner des signaux parasites ou une mauvaise transmission des ultrasons.

4. Coût de l'équipement

- Les appareils UT standards sont déjà coûteux, mais les systèmes avancés (phased array, multiéléments) peuvent atteindre des prix très élevés.

- Investissement important pour les petites structures ou les inspections ponctuelles.

- Coût supplémentaire pour les logiciels d'analyse et la maintenance.

5. Étalonnage et maintenance

- L'équipement UT doit être calibré régulièrement avec des étalons spécifiques pour garantir la précision.

- La calibration demande du temps, des compétences et parfois un équipement spécialisé.

- Une calibration inadéquate peut fausser les résultats et compromettre la fiabilité de l'inspection.

III.8. Perspectives

Dans le but d'améliorer l'évaluation de la rigidité de l'os spongieux à l'aide des ondes ultrasonores, des perspectives de recherche future peuvent être explorées pour développer une approche plus précise et fiable. Ces efforts viseraient à résoudre les limites actuelles de la méthode, à renforcer la validité des résultats et à enrichir notre compréhension de la structure et des caractéristiques mécaniques de l'os spongieux. Voici quelques propositions pour une étude future :

Échantillons de taille plus importante : Pour obtenir des résultats plus représentatifs, il serait bénéfique d'utiliser un plus grand nombre d'échantillons d'os spongieux de bovin avec différentes tailles. Cela permettrait d'obtenir une meilleure compréhension de l'anisotropie à travers une plus grande variété de structures trabéculaires.

Validation par d'autres méthodes : Comparer les résultats de l'évaluation par ultrasons avec d'autres méthodes d'évaluation de la rigidité de l'os spongieux, permettrait de confirmer les résultats et de renforcer la fiabilité de la méthode.

Prise en compte des facteurs externes : Il est important de contrôler et de minimiser les influences externes, telles que l'humidité, la température et les conditions de préparation des

échantillons. Une étude future pourrait se concentrer sur la standardisation des conditions expérimentales pour réduire ces facteurs de confusion

En combinant ces différentes approches, une étude future pourrait contribuer à améliorer la technique d'évaluation de la rigidité de l'os spongieux par les ondes ultrasonores, en fournissant des résultats plus fiables et une meilleure compréhension de la structure et des propriétés mécaniques de l'os.

III.9. Conclusion

L'utilisation des ondes ultrasonores pour évaluer les propriétés mécaniques de l'os spongieux montre des résultats encourageants. Les tests effectués sur les échantillons d'os spongieux du bovin ont révélé des variations dans la propagation des ondes et ont permis de calculer le coefficient de poisson et le module de Young avec deux méthodes.

Malgré les limitations que présente cette technique, l'évaluation de module de Young de l'os spongieux par les ondes ultrasonores confirme l'intérêt de sa caractérisation ultrasonore comme outil non destructif pour évaluer la qualité osseuse en fonction de l'âge. En poursuivant la recherche dans ce domaine et en surmontant les défis, nous pourrions améliorer la précision de cette technique et élargir son application clinique. Cela ouvrirait de nouvelles perspectives dans le domaine de la santé osseuse et pourrait contribuer à des interventions orthopédiques plus efficaces.

Conclusion générale

Conclusion générale

En conclusion, cette étude a permis de démontrer l'intérêt et la pertinence de la caractérisation ultrasonore pour l'étude des propriétés mécaniques de l'os spongieux de la tête fémorale bovine. L'approche non destructive par ultrasons s'est révélée particulièrement efficace pour déterminer des paramètres essentiels tels que le module de Young et le coefficient de Poisson, tout en préservant l'intégrité des échantillons analysés.

Les résultats obtenus ont mis en évidence une évolution notable des propriétés biomécaniques de l'os spongieux, en lien avec sa microstructure poreuse et son comportement anisotrope. L'influence de la structure trabéculaire sur la propagation des ondes ultrasonores a ainsi été confirmée, soulignant l'importance de la prise en compte de la porosité et de l'orientation des travées dans l'évaluation de la qualité osseuse.

La comparaison des valeurs mesurées avec celles de la littérature a permis de valider la fiabilité de la méthode ultrasonore appliquée à ce type de tissu biologique. Cette technique, rapide et reproductible, s'impose donc comme une alternative de choix aux méthodes destructives traditionnelles, ouvrant la voie à des applications variées en ingénierie biomédicale, en chirurgie orthopédique et dans le développement de biomatériaux innovants

Néanmoins, il convient de noter que cette méthode présente des limitations, notamment la dépendance à la géométrie de l'échantillon, la variabilité interindividuelle et la limitation de la profondeur de pénétration des ondes ultrasonores. Ces considérations doivent être prises en compte lors de l'interprétation des résultats et de l'application clinique de cette méthode.

Malgré ces limitations, l'utilisation des ondes ultrasonores pour évaluer les propriétés mécaniques de l'os présente des avantages significatifs, tels que sa non invasive, sa sécurité et sa facilité d'utilisation. Elle offre également une sensibilité à la structure osseuse qui permet d'obtenir des informations détaillées sur la qualité et la résistance de l'os.

Les travaux futurs sont nécessaires pour approfondir cette méthode, en tenant compte des limites identifiées, afin de maximiser son potentiel clinique et de permettre une meilleure évaluation des propriétés mécaniques de l'os.

Conclusion générale

En conclure, cette étude contribue à enrichir la compréhension des facteurs influençant la rigidité et la résistance de l'os spongieux, tout en posant les bases d'une utilisation plus large des ultrasons pour le diagnostic non destructif de la qualité osseuse.

Les perspectives futures incluent l'extension de cette méthodologie à d'autres types de tissus, à des contextes pathologiques variés, ainsi que l'intégration ces techniques dans des protocoles cliniques pour une évaluation plus précise et personnalisée de la santé osseuse.

Références

Bibliographiques

Références bibliographiques

Bibliographie

- [1] E. LEFÈVRE, (2015), Thèse pour l'obtention du grade de Docteur en Science du Mouvement Humain, Spécialité : Biomécanique, Caractérisation multimodale des propriétés de l'os cortical en croissance, AIX-Marseille université.
- [2] Rho, J.-Y., Kuhn-Spearing, L., and Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics*, 20(2) :92–102.
- [3] Julien grondin. Décembre 2010, assesment of corticale bone with quantitative ultrasound in through transmission : numerical and exprimental study of circumferenchanical strength characterization.
- [4] H. FROST (1960).”Measurement of ostéocytes per unit volume and volume components of ostéocytes and canalicule in man “.In :pubMed8,p.208-211
- [5] Médecine intègre portail des médecines alternatives, 2025.designe par médecine intégrée, Manage par Agence KYRACOM.
- [6] D. Hadjidakis, L. Androulakis (2006) .”Bone remodeling”.In: Ann NY Acad. Sci 1092,p.385-396
- [7] clark, A. Douglas, Met coi, J, (2023). Os spongieux. [Illustration], Biologie 2e, open Stax, Rice University
- [8] M. RuPPel. L.MILLER, D. Burr (2008).”the effect of the microscopic and nanoscale structure on bone fragility “. In : ostéoporose Int 19(9), p.1251-1265.
- [9] D. Driss,2010, mémoire de magistère en électronique, Télédétection,” Identification des pathologies du tissu osseux par traitement d’image “.
- [10] société française de Rhumatologie (s.d), remodelage ou renouvellement osseux.
- [11] F. Mousouni,2010, mémoire de magistère en électronique, Télédétection, ”Squelettisation en niveau de gris des images 2D : Application aux image médicales.
- [12] M.Naas, thèse pour l’obtention du garde Docteur ,acoustique ,”contribution a l’étude de la propagation des ondes acoustiques dans les milieux poreux in homogenèse vue d’une application a l’os trabéculaire .
- [13] Radio Fréquence Jura, (2014), ostéoporose, une maladie sournoise.
- [14] Y. Ouadjer ,2015, caractérisation de l’os spongieux par traitement d’image, électronique biomédicale, département électronique, faculté de génie électrique.

Références bibliographiques

- [15] J. Giudicelli., Soubrielle.J.C.1998.Le remodelage osseux et l'exploitation de l'ostéoporose, revue de l'Acomen, vol N⁰3
- [16] H. Daoui ,2018, thèse en vue d'obtention du grade de docteur en science. En : physique, matériaux et composants, "caractérisation ultrasonore de l'os trabéculaire [17] visiativ,2022, comment choisir le bon matériau pour l'impression 3D.
- [18] R. Brown (1980 : "compressive creep behavior. Of bovine trabéculaire bone connection between formation factor for electrical resistivity and fluid-solid coupling factor in Biot s équations for acoustic Waves in fluid filled with porous media". In Geophysics 45(8), p.12691275.
- [19] W. Gourdin,2015, mécanique des matériaux et des structures, cours et exercices corrigés. Universités de Lorraine. Figure : courbe contrainte -déformation caractéristique du comportement d'un matériau a l'issue d'une issue d'un essai de traction.
- [20] Scriptor. (S. d). Les 10 meilleurs outils et logiciels pour la recherche académique, Scriptor
- [21] google, (s. d). Image : <https://images.app.goo.gl/xobeideRxykqiAVy7>
- [22] Netzsch Analyzing et Testing. (S. d). Élasticité et module d'élasticité
- [23] mitton, D, Roux, c. Laugier. (2011)."Bone overview". Dans P. Laugier et G. Haïat . Bone Quantative ultrasound (chapitre.1, p,1-128.
- [24] calcul du coefficient du poisson-exercice corrige, étudiant Génie Civil.
- [25] Allongement a la rupture. (s.d) academia.edu.
- [26] Zaidi Ali, (2014). les matériaux composites élaborés avec un matrice polyester insaturée renforce par des fibres de verre l'université Mouloud Mammeri de Tizi -Ouzou
- [27] CEA-Liten. /2022). Une longue expertise en compression chaud au service de l'industrie metallurgique.CEA.
- [28] G, Basquin et Lemasson (1988), Resistance des matériaux, cours de mécanique.
- [29] Aqua portail, dictionnaire. Définition, anisotropie.
- [30] Humanity et inclusion,(2020),réhabilitation précoce en situations de conflits et de catastrophes: Manuel clinique (1re éd).Humanity et Inclusion.
- [31] centres d'imagerie médicale de docteur A. Boukhatemi.
- [32] Hellopro, machine d'essai de dureté -tous les fournisseurs.
- [33] J. Rho, L. Spearing, P. Zioupos (1997)."Mechanical propreties and the Hierarchical Structure of Bone". In : Med Eng Phys 20(2),p.92-102.

Références bibliographiques

- [34] H.Gupta,U. Strachwitz, W.Agermaier,P.Roscher, H. Wagner ,P.Fratzl(2006).”mechanical modulation at the lamellar level in osteonal bone “,In:Maer 21(8).
- [35] H. Youcef, (2011), Développement d’un banc de test par gonflement de membranes destiné à la caractérisation mécanique de matériaux déposés en films minces.
- [36] Futura, sciences, définition, ultrasons,2024.
- [37] k .Tekfi ,N.Yahyabey,(2016) , Mesure de distance par Ultrason, université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen .
- [38] N. Hatraf, (2005). Étude comparative de deux méthodes de contrôle non destructif "Ultrasons et Radiographie 19
- [39] Khan Academy, (2024), ondes transversales et ondes longitudinales [Leçon].
- [40] Pascal Laugier, Guillaume Haiat, ”Bone Quantative ultrasound ,springer . [41] B. Zarour, (2021), déconvolution aveugle des ondes ultrasonores.
- [42] Généralités la piézoélectricité 2019, academia.edu
- [43] M. Mouloud, (2011). Étude comparative Dexa -ultrasonores, pour le radius et le phalange (os trabéculaires in -vivo)
- [44] Dr. S.Bensaid , Université Mentouri, Institut des Sciences Vétérinaire Lekhroub-ISVK. Chapitre : Son et Ultrason.
- [45] P.Quandieu, L.pellieux et P.Borredon, (1978),propriétés physiques et applications médicales des ultrasons :Radioprotection,13(2),97-115
- [46] M. Prot,(2015),thèse pour l’obtention du garde Docteur ,Biomécanique ,”comportement mécanique de l’os spongieux A différentes vitesses de déformation .relation entre architecture et réponse mécanique “, ParisTech, science des Métiers de l’ingénieur ,l’école National supérieure d’arts et Métiers .
- [47] J. Boulez , P. Hardy, (2007), les fractures trochantériennes instables du sujet âgés : place de la vis Plaque et des techniques d’ostéosynthèse modernes, revue de chirurgie orthopédique et traumatologie,93(6) ,567 –576.
- [48] C. Masse Bersani (s.d), master ingénierie tissulaire et biomécanique des tissus chirurgien dentiste “Caractérisation ultrasonores des propriétés mécaniques de Greffons traités d’os spongieux”,

Références figure

- [1] E. LEFÈVRE, (2015), Thèse pour l'obtention du grade de Docteur en Science du Mouvement Humain, Spécialité : Biomécanique, Caractérisation multimodale des propriétés de l'os cortical en croissance, AIX-Marseille université.
- [2] Rho, J.-Y., Kuhn-Spearing, L., and Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics*, 20(2) :92–102.
- [3] Julien grondin. Décembre 2010, assesment of corticale bone with quantitative ultrasound in through transmission : numerical and exprimental study of circumferenchanical strength characterization.
- [4] H. FROST (1960).”Measurement of ostéocytes per unit volume and volume components of ostéocytes and canalicule in man “.In :pubMed8,p.208-211
- [5] Médecine intègre portail des médecines alternatives, 2025.designe par médecine intégrée, Manage par Agence KYRACOM.
- [6] D. Hadjidakis, L. Androulakis (2006) .”Bone remodeling”.In: Ann NY Acad. Sci 1092,p.385-396
- [7] clark, A. Douglas, Met coi, J, (2023). Os spongieux. [Illustration], Biologie 2e, open Stax, Rice University
- [8] M. RuPPel. L.MILLER, D. Burr (2008).”the effect of the microscopic and nanoscale structure on bone fragility “. In : ostéoporose Int 19(9), p.1251-1265.
- [9] D. Driss,2010, mémoire de magistère en électronique, Télédétection,” Identification des pathologies du tissu osseux par traitement d'image “.
- [10] société française de Rhumatologie (s.d), remodelage ou renouvellement osseux.
- [11] F. Mousouni,2010, mémoire de magistère en électronique, Télédétection,”Squelettisation en niveau de gris des images 2D : Application aux image médicales.
- [12] M.Naas these pour l'obtention du garde Docteur ,acoustique ,”contribution a l'étude de la propagation des ondes acoustiques dans les milieux poreux in homogenèse vue d'une application a l'os trabéculaire .
- [13] Radio Fréquence Jura, (2014), ostéoporose, une maladie sournoise.

- [14] Y. Ouadjer ,2015, caractérisation de l'os spongieux par traitement d'image, électronique biomédicale, département électronique, faculté de génie électrique.
- [15] J. Giudicelli., Soubrielle.J.C.1998.Le remodelage osseux et l'exploitation de l'ostéoporose, revue de l'Acomen, vol N⁰3
- [16] H. Daoui ,2018, thèse en vue d'obtention du grade de docteur en science. En : physique, matériaux et composants, "caractérisation ultrasonore de l'os trabéculaire
- [17] visiativ,2022, comment choisir le bon matériau pour l'impression 3D.
- [18] R. Brown (1980 : "compressive creep behavior. Of bovine trabéculaire bone connection between formation factor for electrical resistivity and fluid-solid coupling factor in Biot s équations for acoustic Waves in fluid filled with porous media". In Geophysics 45(8), p.1269-1275.
- [19] W. Gourdin,2015, mécanique des matériaux et des structures, cours et exercices corrigés. Universités de Lorraine. Figure : courbe contrainte -déformation caractéristique du comportement d'un matériau a l'issue d'une issue d'un essai de traction.
- [20] Scriptor. (S. d). Les 10 meilleurs outils et logiciels pour la recherche académique, Scriptor
- [21] google, (s. d). Image : <https://images.app.goo.gl/xobeideRxykqiAVy7>
- [22] Netzsch Analyzing et Testing. (S. d). Élasticité et module d'élasticité
- [23] mitton, D, Roux, c. Laugier. (2011)."Bone overview". Dans P. Laugier et G. Haïat . Bone Quantative ultrasound (chapitre.1, p,1-128.
- [24] calcul du coefficient du poisson-exercice corrige, étudiant Génie Civil.
- [25] Allongement a la rupture. (s.d) academia.edu.
- [26] Zaidi Ali, (2014). les matériaux composites élaborés avec un matrice polyester insaturée renforce par des fibres de verre l'université Mouloud Mammeri de Tizi -Ouzou
- [27] CEA-Liten. /2022). Une longue expertise en compression chaud au service de l'industrie metallurgique.CEA.
- [28] G, Basquin et Lemasson (1988), Resistance des matériaux, cours de mécanique.
- [29] Aqua portail, dictionnaire. Définition, anisotropie.

- [30] Humanity et inclusion,(2020),réhabilitation précoce en situations de conflits et de catastrophes: Manuel clinique (1re éd).Humanity et Inclusion.
- [31] centres d'imagerie médicale de docteur A. Boukhatemi.
- [32] Hellopro, machine d'essai de dureté -tous les fournisseurs.
- [33] J. Rho, L. Spearing, P. Zioupos (1997).”Mechanical properties and the Hierarchical Structure of Bone”. In : Med Eng Phys 20(2),p.92-102.
- [34]H.Gupta,U. Strachwitz, W.Agermaier,P.Roscher, H. Wagner ,P.Fratzl(2006).”mechanical modulation at the lamellar level in osteonal bone “,In:Maer 21(8).
- [35] H. Youcef, (2011), Développement d'un banc de test par gonflement de membranes destiné à la caractérisation mécanique de matériaux déposés en films minces.
- [36] Futura, sciences, définition, ultrasons,2024.
- [37] Billeco.l'ultrasonotherapie.(s.d).
- [38] N. Hatraf, (2005). Étude comparative de deux méthodes de contrôle non destructif "Ultrasons et Radiographie 19
- [39] Khan Academy, (2024), ondes transversales et ondes longitudinales [Leçon].
- [40] Pascal Laugier, Guillaume Haïat, ”Bone Quantative ultrasound ,springer .
- [41] B. Zarour, (2021), déconvolution aveugle des ondes ultrasonores.
- [42] Généralités la piézoélectricité 2019, academia.edu
- [43] M. Mouloud, (2011). Étude comparative Dexa -ultrasonores, pour le radius et le phalange (os trabéculaires in -vivo)
- [44] Dr. Bensaid S, Université Mentouri, Institut des Sciences Vétérinaire Lekhroub-ISVK. Chapitre : Son et Ultrason.
- [45] P.Quandieu, L.pellieux et P.Borredon, (1978),propriétés physiques et applications médicales des ultrasons :Radioprotection,13(2),97-115

[39] S.Boudjerda,2016,la décomposition modale empirique et ses variantes pour le traitement des signaux ultrasonores application au contrôle non destructif.