

UNIVERSITÉ DE NANTES

UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2019

N° 3560

ÉVALUATION DE LA QUALITÉ OSSEUSE PAR TECHNIQUES NON INVASIVES

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*présentée
et soutenue publiquement par*

BONNET Thomas

né le 21 juillet 1982

le 19/07/2019 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Laurent LE GUEHENNEC
Assesseur : Madame le Docteur Fabienne JORDANA
Assesseur : Madame le Docteur Sarah LEMOINE

Directeur de thèse : Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ

UNIVERSITE DE NANTES	
<u>Président</u> Pr LABOUX Olivier	
	
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE	
<u>Doyen</u> Pr GIUMELLI Bernard <u>Assesseurs</u> Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre	
	
PROFESSEURS DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	
Mme ALLIOT-LICHT Brigitte M. AMOURIQ Yves M. BADRAN Zahi M. GIUMELLI Bernard M. LE GUEHENNEC Laurent	M. LESCLOUS Philippe Mme PEREZ Fabienne M. SOUEIDAN Assem M. WEISS Pierre
PROFESSEURS DES UNIVERSITES	
M. BOULER Jean-Michel	
MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES	
Mme VINATIER Claire	
PROFESSEURS EMERITES	
M. BOHNE Wolf	M. JEAN Alain
ENSEIGNANTS ASSOCIES	
M. GUIHARD Pierre (Professeur Associé) Mme MERAMETDJIAN Laure (Maître de Conférences Associé)	Mme LOLAH Aoula (Assistant Associé) M. KOUAME Alexandre Koffi (Assistant Associé)
MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	ASSISTANTS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES DES C.S.E.R.D.
M. AMADOR DEL VALLE Gilles M. ARMENGOL Valérie Mme BLERY Pauline M. BODIC François Mme CLOITRE Alexandra Mme DAJEAN-TRUDAUD Sylvie Mme ENKEL Bénédicte M. GAUDIN Alexis M. HOORNAERT Alain Mme HOUCHMAND-CUNY Madline Mme JORDANA Fabienne M. KIMAKHE Saïd M. LE BARS Pierre Mme LOPEZ-CAZAUX Serena M. NIVET Marc-Henri Mme RENARD Emmanuelle M. RENAUDIN Stéphane Mme ROY Elisabeth M. STRUILLOU Xavier M. VERNER Christian	M. ALLIOT Charles M. AUBEUX Davy Mme BARON Charlotte Mme BEAURAIN-ASQUIER Mathilde M. BOUCHET Xavier Mme BRAY Estelle M. GUIAS Charles M. HUGUET Grégoire M. KERIBIN Pierre Mme LE LAUSQUE Julie Mme LEMOINE Sarah M. NEMIROVSKY Hervé M. OUVRARD Pierre M. RETHORE Gildas M. SARKISSIAN Louis-Emmanuel Mme WOJTIUK Fabienne
PRATICIENS HOSPITALIERS	
Mme DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier) Mme LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier)	Mme QUINSAT Victoire (Praticien Hospitalier Attaché) Mme RICHARD Catherine (Praticien Hospitalier Attaché)

Mise à jour le 14/05/2019

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

A Monsieur le Professeur Laurent LE GUEHENNEC

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à Diriger les Recherches

Chef du Département de Prothèses

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury.

*Pour la qualité de votre enseignement, vos conseils et votre disponibilité tout au long de mon
cursus.*

*Veillez recevoir l'expression de mon plus grand respect et le témoignage de mes sincères
remerciements.*

A Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à Diriger les Recherches

Département de Prothèses

Chef de Service d'Odontologie Restauratrice et Chirurgicale

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse.

Pour m'avoir guidé dans le choix du sujet.

Pour la correction et l'aide que vous m'avez fournies pour cette thèse.

*Pour la qualité de votre enseignement, vos conseils et votre disponibilité tout au long de mon
cursus.*

*Veillez recevoir l'expression de mon plus grand respect et le témoignage de mes sincères
remerciements.*

A Madame le Docteur Fabienne JORDANA

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Bordeaux

Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques,

Biomatériaux, Biophysique, Radiologie.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur de siéger dans ce jury.

Pour la qualité de votre enseignement, vos conseils et votre disponibilité tout au long de mon

cursus.

Veillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et de mes sincères remerciements.

A Madame le docteur Sarah LEMOINE

Assistante Hospitalier Universitaire des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche
Dentaires

Département de Chirurgie Orale

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur de siéger dans ce jury.

Pour votre accompagnement et vos précieux conseils en chirurgie.

Veillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et de mes sincères remerciements.

Table des matières

Introduction.....	10
I- Rappels sur l'os alvéolaire.....	11
I-1 Rappels anatomiques	11
a) Le maxillaire	11
b) La mandibule.....	11
c) L'os alvéolaire	11
I-2 Os cortical et os trabéculaire.....	12
a) Os cortical.....	12
b) Os trabéculaire.....	12
I-3 Histologie du tissu osseux	13
a) Matrice extra-cellulaire.....	13
b) Les cellules	13
II- Résistance et qualité osseuse	15
II-1 Macroarchitecture.....	16
II-2 Densité minérale osseuse.....	17
II-3 Qualité osseuse et microarchitecture	17
III- Evaluation ex vivo de la qualité osseuse.....	22
III-1 – Histomorphométrie	22
a) Principe de fonctionnement	22
b) Evaluation de la résistance osseuse.....	23
III-2 – Microtomodensitomètre (ou microscanner ou micro CT)	25
a) Principe de fonctionnement	25
b) Évaluation de la résistance osseuse.....	26

IV- Evaluation in vivo de la qualité osseuse	28
IV-1 DXA.....	28
a) Principe de fonctionnement	29
b) Evaluation de la résistance osseuse.....	29
IV-2 Ultrasonographie quantitative (QUS)	33
a) Principe de fonctionnement	33
b) Evaluation de la résistance osseuse.....	34
IV-3 Scanner à rayons X ou tomodensotométrie (MDCT et HRpQCT)	36
a) Principe de fonctionnement	36
b) Evaluation de la résistance osseuse par scanner.....	37
IV-4 Cone Beam Computed Tomography (CBCT)	40
a) Principe de fonctionnement	40
b) Evaluation de la résistance osseuse.....	42
IV-5 Radiographie rétroalvéolaire (RA) et panoramique (orthopantomogramme).....	44
a) Principe de fonctionnement	44
b) Evaluation de la résistance osseuse.....	46
IV-6 Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)	49
a) Principe de fonctionnement	49
b) Evaluation de la résistance osseuse par ultrasons	50
Conclusion	52
Bibliographie.....	54
Illustrations.....	63

Introduction

Que ce soit en implantologie, parodontologie, endodontie et plus généralement en chirurgie orale, le chirurgien-dentiste a souvent besoin d'évaluer le volume et la qualité osseuse à des fins diagnostiques ou thérapeutiques.

En complément de l'examen clinique qui permet d'obtenir une première information concernant le volume osseux, le chirurgien-dentiste a recours à des examens complémentaires pour lui permettre d'analyser la structure osseuse. Ainsi les radiographies rétroalvéolaires, l'orthopantomogramme et plus récemment le cone beam sont devenus des examens de routine permettant d'investiguer l'organe dentaire et le parodonte.

Ces examens fournissent des renseignements sur la structure osseuse. L'objectif est de comparer ces informations avec celle obtenues par les techniques de référence.

Après un bref rappel sur l'anatomie et l'histologie de l'os alvéolaire, nous étudierons les différentes définitions de la résistance et de la qualité osseuse. Nous détaillerons alors les notions de macroarchitecture, microarchitecture et densité minérale osseuse ainsi que les paramètres qui permettent de les caractériser. Ensuite nous examinerons les techniques de référence pour évaluer la structure osseuse que sont l'histomorphométrie et plus récemment le microscanner. Ces techniques nécessitant le prélèvement d'un échantillon sont invasives et ne peuvent donc se présenter comme des examens de routine en clinique. Nous étudierons donc les techniques non invasives qui permettent d'obtenir les informations sur la qualité osseuse et les comparerons aux techniques de référence. Nous verrons quelles informations peuvent apporter les examens complémentaires tels que la radiographie rétroalvéolaire, la panoramique et le cone beam mais également les autres techniques qui sont moins utilisées en odontologie : l'absorptiométrie biphotonique à rayons X, les ultrasons, le scanner ou encore l'IRM.

I- Rappels sur l'os alvéolaire

I-1 Rappels anatomiques

a) Le maxillaire

L'os maxillaire est un os pair. Les deux maxillaires sont symétriques et s'articulent avec tous les os de la face. Ils participent à la formation de l'orbite, de la cavité nasale, du palais et contiennent les sinus maxillaires. Les os maxillaires sont constitués d'un corps et de quatre processus : zygomatic, frontal, palatin et alvéolaire¹.

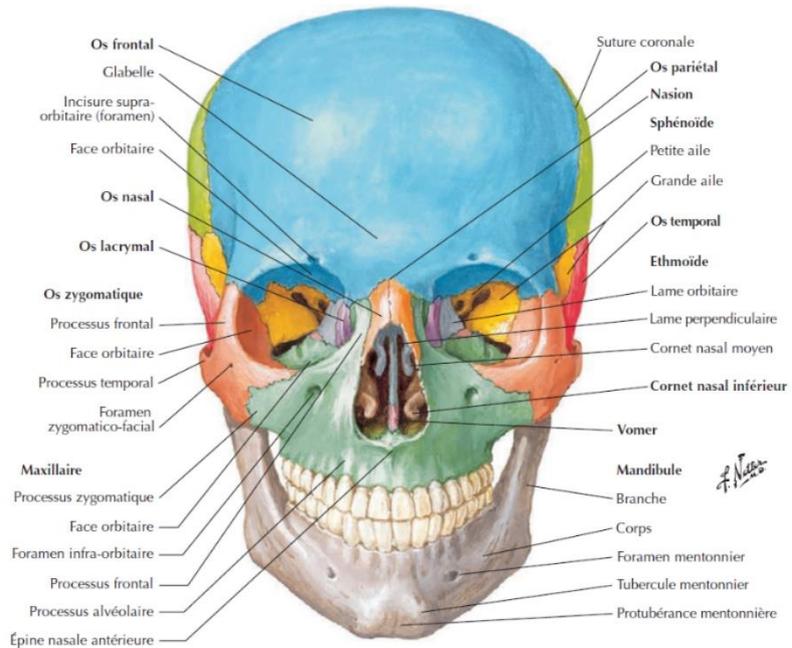


Figure 1 : vue antérieure de la tête osseuse.

b) La mandibule

La mandibule est un os impair. L'articulation temporo-mandibulaire rend cet os mobile par rapport à tous les autres os du massif crânio-facial. La mandibule se compose de deux branches (les ramus) et d'un corps en forme de fer à cheval (le corpus) sur lequel on retrouve le processus alvéolaire.

c) L'os alvéolaire

L'os alvéolaire est le tissu osseux de la mandibule et du maxillaire qui soutient les dents. Il constitue le parodonte avec la gencive et le ligament alvéolo-dentaire. Les racines des dents sont logées dans les alvéoles dentaires qui sont séparées par des septa interdentaires ou interradiculaires². L'os alvéolaire se constitue en même temps que la rhizogenèse et l'éruption dentaire. Il se résorbe graduellement lorsque la dent est perdue.

1-2 Os cortical et os trabéculaire

L'os alvéolaire est formé d'un tissu compact (os cortical) et d'un tissu spongieux (os trabéculaire). Les parois de l'os alvéolaire sont constituées par de l'os cortical et les zones interalvéolaires par de l'os trabéculaire².

a) Os cortical

L'os cortical est dense et représente environ 80% de la masse osseuse humaine. Il est constitué d'ostéons également appelés systèmes de Havers. Un ostéon est formé d'un canal principal central contenant des vaisseaux sanguins et de lamelles osseuses concentriques qui entourent ce canal. Les canaux peuvent communiquer avec le périoste et la cavité médullaire via d'autres canaux transversaux appelés canaux de Volkman. Le périoste est l'enveloppe externe de l'os cortical et assure les échanges entre le tissu osseux et le milieu extérieur³.

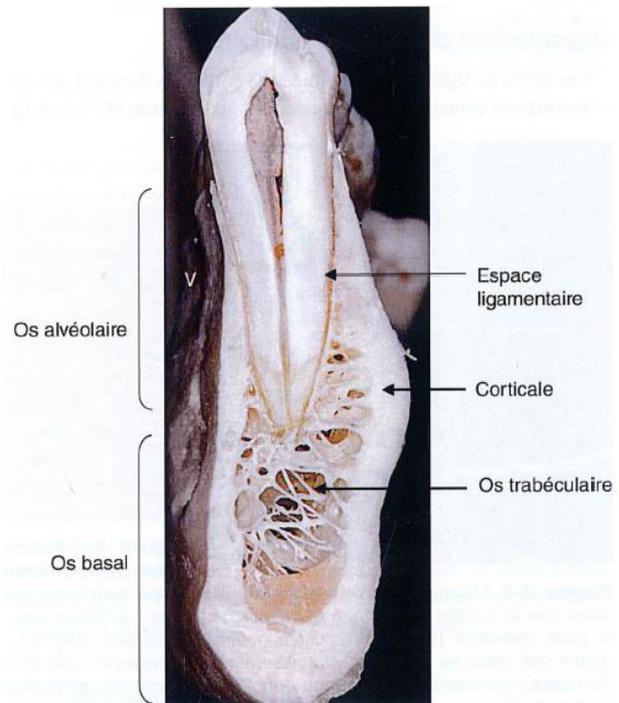


Figure 2 : coupe de la mandibule

b) Os trabéculaire

L'os trabéculaire est poreux et représente environ 20% de la masse osseuse³. Il est situé au centre des os et est entouré de l'os cortical. Il est également appelé os spongieux car il est constitué de cavités médullaires et de travées osseuses (aussi appelées trabécules) formant un réseau tridimensionnel. Un milieu fluide composé de moelle comble l'espace cavitaire dans lequel on retrouve les cellules souches osseuses. L'os trabéculaire subit un remodelage permanent de son architecture qui s'adapte à l'intensité et à la fréquence des forces et contraintes subies.

1-3 Histologie du tissu osseux

Le tissu osseux est un tissu conjonctif spécialisé constitué de **cellules** et d'une **matrice extra-cellulaire**.

a) Matrice extra-cellulaire

La matrice extra-cellulaire est composée d'une **phase minérale** et d'une **phase organique** :

- La **phase minérale** est formée par des cristaux d'hydroxyapatite de calcium ($\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$).
- La **phase organique** est composée principalement de collagène de type I.

b) Les cellules

Parmi les cellules situées à l'intérieur de l'os on distingue la **lignée ostéoblastique** et la **lignée ostéoclastique**.

La **lignée ostéoblastique** qui est d'origine mésenchymateuse comprend :

- Les ostéoblastes qui ont pour fonction principale de synthétiser le tissu ostéoïde et de le minéraliser.
- Les ostéocytes qui siègent dans les lacunes à l'intérieur de la substance fondamentale. Ils agissent comme mécanosenseurs du remodelage et régulent l'homéostasie du phosphate.
- Les cellules bordantes qui communiquent avec les ostéocytes et seraient une réserve d'ostéoblastes, activée si nécessaire par des signaux locaux ou systémiques⁴.

La **lignée ostéoclastique** qui est d'origine hématopoïétique comprend :

- Les ostéoclastes qui occupent des cavités superficielles sur la surface osseuse appelées lacune de Howship et ont pour fonction de résorber le tissu osseux⁴.

Ainsi ostéoblastes et ostéoclastes assurent le remodelage permanent du tissu osseux à travers le cycle ARIF : activation - résorption – inversion – formation.

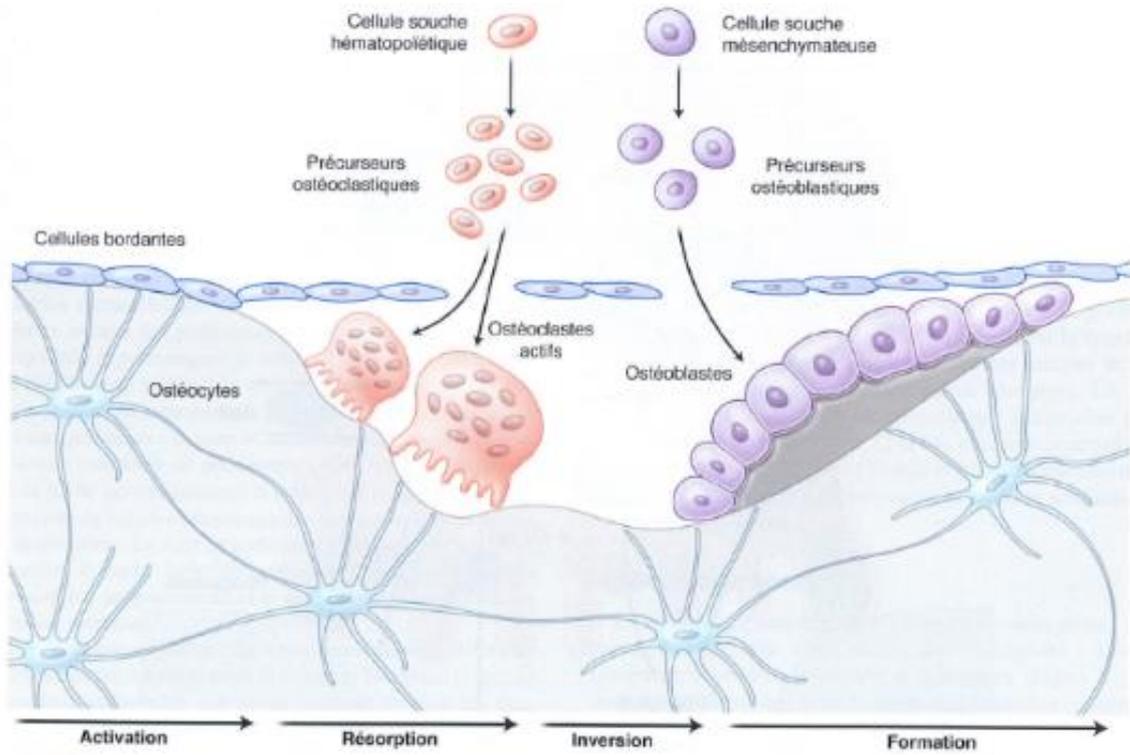


Figure 3 : cycle ARIF

II- Résistance et qualité osseuse

La résistance osseuse a fait l'objet de recherches dans le cadre de l'ostéoporose afin d'évaluer le risque fracturaire. Pendant longtemps, cette pathologie a été uniquement considérée comme une perte de masse osseuse. Mais ce critère quantitatif seul ne suffit pas à évaluer le risque fracturaire.

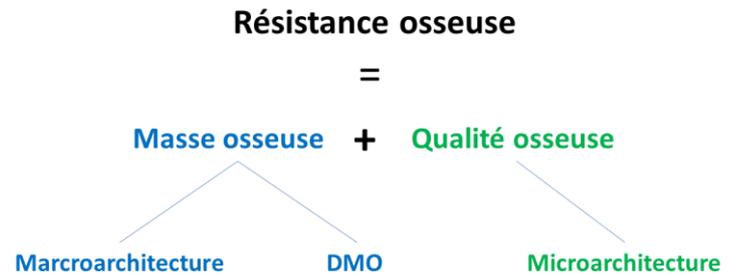


Figure 4 : schéma résistance osseuse

Pour rendre compte de la résistance osseuse, à la notion de perte de masse osseuse (uniquement quantitative) s'est ajoutée celle de la qualité osseuse^{5,6}.

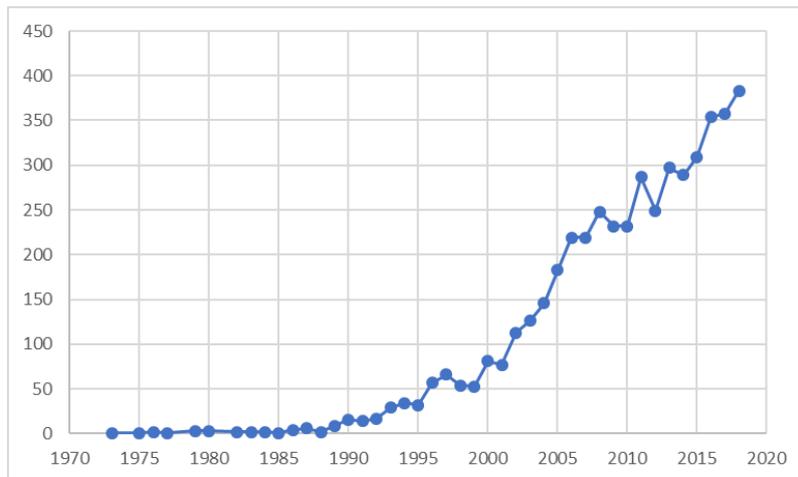


Figure 5 : nombre d'articles par année publiés sur pubmed avec les mots clés « osteoporosis » et « bone quality »

Depuis les années 1990, de nombreuses recherches ont été conduites pour évaluer cette qualité osseuse. En effet, sur Pubmed, on constate une très forte augmentation du nombre d'articles concernant la qualité osseuse et l'ostéoporose.

II-1 Macroarchitecture

La macroarchitecture est caractérisée par la géométrie osseuse (dimensions, volume) et par la proportion d'os cortical et d'os spongieux.

Une corticale plus épaisse augmentera la rigidité alors qu'un volume plus important d'os trabéculaire favorisera l'élasticité.

Pour les os maxillaires, Lekholm et Zarb (1985) ont établi une classification qui tient compte de cette répartition entre os compact et os trabéculaire :

- type 1 : l'os est composé presque entièrement d'os compact homogène
- type 2 : une couche épaisse d'os compact entoure un noyau d'os trabéculaire dense
- type 3 : une fine couche d'os cortical entoure un noyau d'os trabéculaire dense
- type 4 : une fine couche d'os cortical entoure un noyau d'os trabéculaire de faible densité

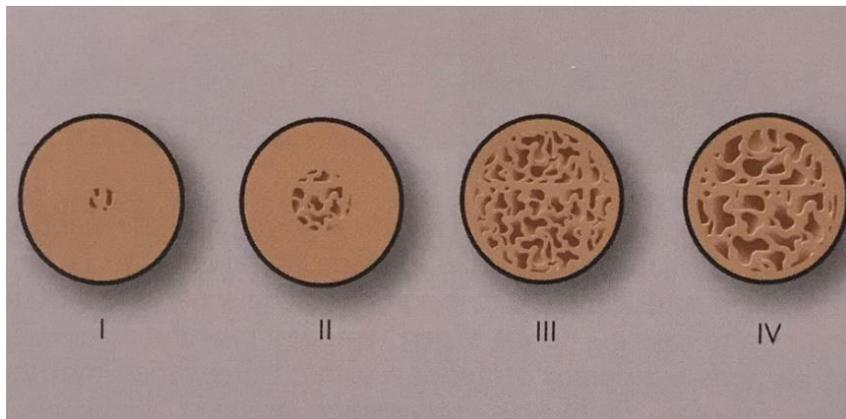


Figure 6 : Les différents types d'os suivant la classification de Lekholm & Zarb

II-2 Densité minérale osseuse

La densité minérale osseuse (DMO) correspond à une masse surfacique de minéral en g/cm². La technique de référence pour mesurer la densité minérale osseuse est la densitométrie par absorption biphotonique à rayons X ou DXA pour Dual-Energy X-ray absorptiometry⁷ (cf.§IV-1).

Dans le cadre de l'ostéoporose, la DMO a été longtemps la valeur de référence pour déterminer la résistance osseuse. Mais plusieurs études^{8,9} ont montré que, seule, la DMO ne suffit pas à expliquer le risque fracturaire. En effet la résistance osseuse dépend également de la qualité osseuse.

II-3 Qualité osseuse et microarchitecture

D'après le National Institutes of Health la qualité osseuse comprend la microarchitecture, le remodelage et l'accumulation des micro-fissures⁶ (microcracks). Le remodelage osseux permet de réparer les micro-fissures. Ce remodelage peut être évalué en dosant des marqueurs biologiques spécifiques mais pas par l'imagerie.

La microarchitecture permet de caractériser l'organisation tridimensionnelle de l'os trabéculaire. L'os spongieux est constitué d'un maillage de travées dont l'épaisseur est de l'ordre de 50 à 150 µm, avec un espacement entre les travées de 500 à 1000 µm.

La méthode de référence pour décrire la microarchitecture a d'abord été l'histomorphométrie. Les progrès de l'imagerie 3D ont permis l'élaboration du microscanner qui est devenu le gold standard pour caractériser la microarchitecture.

Ces deux techniques invasives, car nécessitant un prélèvement, sont détaillées ci-après (§ III).

Les paramètres de la microarchitecture :

En 1987 dans le cadre de l'étude de la structure osseuse par histomorphométrie, Parfitt et coll.¹⁰ ont défini de nombreux paramètres permettant de caractériser cette microarchitecture. On retiendra les paramètres suivants qui sont repris systématiquement dans les études :

a) **BV/TV (%)** : la fraction volumique de l'os BV/TV (Bone Volume / Total Volume) correspond au ratio entre le volume osseux et le volume total de la ROI (Region Of Interest). Le rapport BV/TV est exprimé en pourcentage.

b) **BS/TV (mm⁻¹)** : la surface de l'os BS/TV (Bone Surface / Total Volume) correspond au ratio entre la surface osseuse et le volume total de la ROI. Le rapport BS/TV est exprimé en mm⁻¹.

c) **Tb.Th (mm)** : l'épaisseur des travées Tb.Th (Trabecular Thickness) est exprimée en mm.

d) **Tb.N (mm⁻¹)** : le nombre de travées Tb.N (Trabecular Number) correspond au nombre de trabécules que va croiser en moyenne une ligne aléatoire tracée dans la ROI sur 1 mm de longueur. Tb.N est exprimé en mm⁻¹.

e) **Tb.Sp (mm)** : l'espacement entre les travées Tb.Sp (Trabecular Spacing) correspond à la distance moyenne entre deux travées. Tb.Sp est exprimé en mm.

f) **DA (valeur entre 0 et 1, sans unité)** : Le degré d'anisotropie DA permet de préciser le caractère anisotrope de l'os c'est-à-dire de déterminer si les travées osseuses possèdent une direction préférentielle. Un matériau est isotrope si ses propriétés mécaniques sont identiques quelle que soit son orientation. Le remodelage constant de l'os trabéculaire permet de le façonner suivant les forces et contraintes subies. Les travées sont orientées préférentiellement dans l'axe des forces appliquées. Ceci fait de l'os un matériau anisotrope.

Le calcul du DA fait appel à la méthode du MIL (Mean Intercept Length) : plusieurs axes parallèles sont tracés virtuellement suivant une direction d. Le MIL de la direction d est alors égal à la distance totale des axes parallèles divisée par le nombre d'intersections entre ces axes et les travées osseuses. Sur un modèle en 2D, en réalisant ce calcul pour

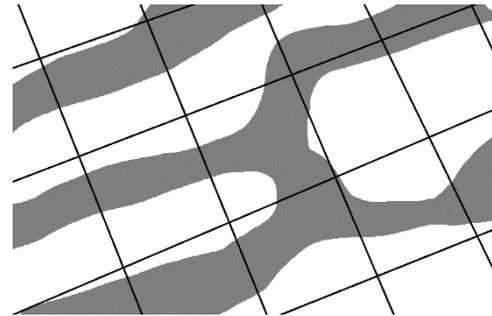


Figure 7: illustration MIL

différentes orientations des axes, Whitehouse¹¹ a décrit en 1974 la possibilité de modéliser l'orientation préférentielle des travées par une ellipse (un rond représenterait un matériau isotrope). Le DA est alors fonction du rapport entre l'axe le plus court et l'axe le plus long de l'ellipse :

$$DA = 1 - (l/L)$$

Avec :

l = longueur de l'axe le plus court de l'ellipse
L = longueur de l'axe le plus long de l'ellipse

On notera que DA = 0 si la structure est isotrope.

En 1984, Harrigan et Mann¹² élargissent ce principe à la 3D en proposant la modélisation par un ellipsoïde.

g) **Tb.Pf** : Le trabecular bone pattern factor (Tb.Pf) reflète la connectivité des travées. En 1992, Hahn et coll.¹³ définissent ce nouveau paramètre car ceux de Parfitt ne suffisent pas à définir la qualité osseuse liée à la microarchitecture. En effet selon Hahn et coll. des perforations (petites fenestrations dues à l'activité ostéoclastique) n'ont que très peu d'incidence sur les paramètres établis par Parfitt mais induisent néanmoins des changements de la microarchitecture et de la résistance osseuse. Cette connectivité est

directement liée aux surfaces convexes et concaves de l'os. Une bonne connectivité est corrélée à une prédominance de surfaces concaves et une mauvaise connectivité à une prédominance de surfaces convexes.

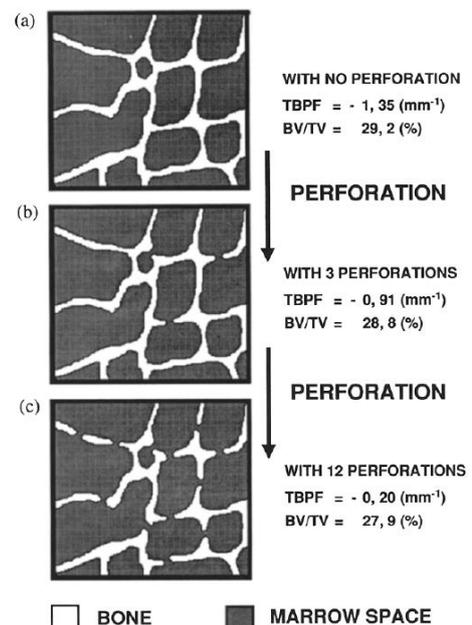


Fig. 5. The scheme elucidates the principle changes of the bone structure due to perforations. There is just a small change in Bone Volume, but a dramatic loss of connected bone structure with an increase of convex surfaces.

Figure 8 : conséquences des perforations sur Tb.Pf -

Sa valeur est utile pour comparer la connectivité entre différentes structures osseuses mais n'a pas de signification seule.

Tb.Tf est calculé en simulant une dilatation de l'os et en mesurant la surface osseuse et le volume osseux avant et après cette dilatation :

$$Tb.Pf = (BSi - BSf) / (BVi - BVf)$$

Avec :

BSi = Bone Surface initial (avant dilatation)

BSf = Bone Surface final (après dilatation)

BVi = Bone Volume initial (avant dilatation)

BVf = Bone Volume final (après dilatation)

Plus TbPf est élevé, plus grand est le nombre de surfaces convexes, et plus le réseau est déconnecté.

Plus TbPf est faible, plus le nombre de surfaces concaves est grand plus le réseau est connecté.

h) SMI : le Structure Model Index est défini par Hildebrand et Rüegsegger¹⁴ en 1997. Ce nouveau paramètre calculé à partir d'une représentation en 3D de l'os permet de classer la structure trabéculaire suivant qu'elle soit formée de plaques (SMI = 0, « plate-like structure » en anglais) ou de poutres (SMI = 3, « rod-like structure ») ou de plaques et poutres (0 < SMI < 3). Avec l'âge le SMI augmente. Du fait de la résorption l'os sera composé plus de poutres que de plaques.

Comme Tb.Tf, son calcul repose sur l'évolution de la surface osseuse après une dilatation artificielle. Elle est donc corrélée à Tb.Tf et donc aux concavités et convexités.

$$SMI = 6 \times (S' \times V) / S^2$$

Avec :

S = aire de la surface de l'objet

S' = aire de la surface de l'objet après dilatation artificielle d'une épaisseur d'un voxel

V = le volume de l'objet initial.

i) FD : la dimension fractale FD (Fractal Dimension) est un indicateur de complexité qui quantifie la manière dont l'os remplit l'espace. Une figure fractale « pure » est une figure qui ne change pas de forme quelle que soit l'échelle, c'est-à-dire qu'en zoomant la forme de l'objet reste inchangée.

Plusieurs méthodes permettent de calculer la dimension fractale. En 2001 Chappard et coll.¹⁵ comparent trois méthodes pour calculer la dimension

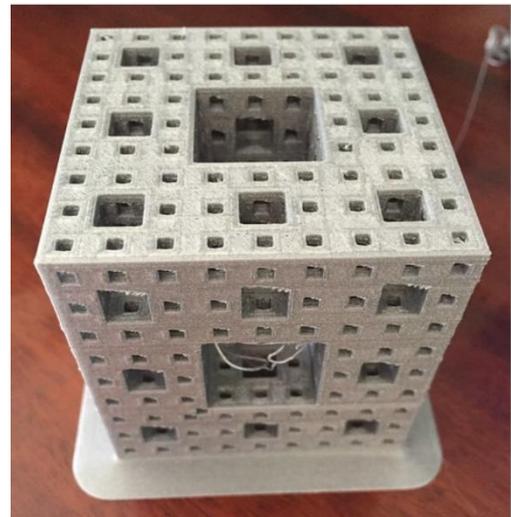


Figure 9 : objet fractal

fractale : la méthode « box-counting » qui donne la FD de Kolmogorov, la méthode de dilatation qui donne la FD de Minkowski-Bouligand et la méthode « sandbox » qui donne la FD massique. Les auteurs constatent une corrélation entre les trois méthodes. Les logiciels d'analyse d'image de microscanner comme « Skyscan Ct- analyser » utilisent la méthode de box-counting.

III- Evaluation ex vivo de la qualité osseuse

III-1 – Histomorphométrie

a) Principe de fonctionnement

L'histomorphométrie est une technique histologique de référence basée sur l'analyse de coupes réalisées sur des biopsies. Ces coupes épaisses de 10 µm sont d'abord colorées (Von Kossa ou trichrome de Goldner) pour assurer un bon contraste entre moelle osseuse et os, puis observées au microscope assisté par ordinateur. L'analyse de l'image permet de fournir des informations sur la microarchitecture. La résolution obtenue par cette technique est de l'ordre du micromètre.

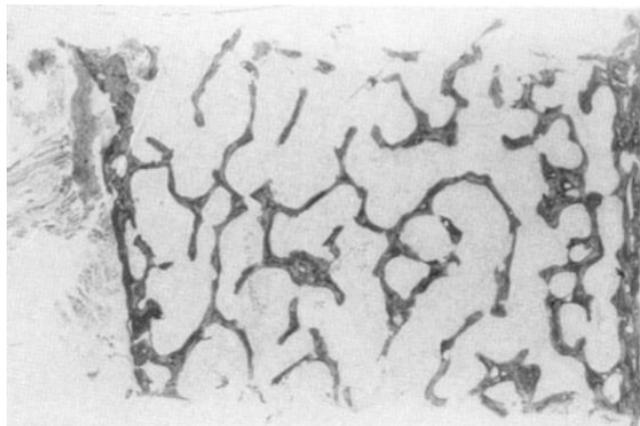


Figure 10 : section d'os biopsé (os iliaque)

Préalablement à l'analyse de l'image, il est nécessaire de binariser l'image en tissu osseux et tissu mou. Cela est possible grâce au « seuillage » : on définit une valeur seuil qui permet de séparer les niveaux de gris en deux. Ensuite l'analyse numérique de la coupe permet de calculer les paramètres architecturaux. En effet la coupe étant très fine et son épaisseur considérée comme constante, les surfaces sont assimilées à des volumes et les périmètres à des surfaces dans les calculs des paramètres microarchitecturaux de Parfitt¹⁶.

b) Evaluation de la résistance osseuse

i. *Macroarchitecture*

L'histomorphométrie permet d'obtenir l'épaisseur de l'os cortical mais ne donne pas d'information sur le volume puisque cet examen étudie une coupe 2D.

ii. *DMO*

L'histomorphométrie ne donne pas d'information sur la densité minérale osseuse.

iii. *Microarchitecture*

L'histomorphométrie a été la première technique de référence pour caractériser la microarchitecture. C'est à partir de cette technique qu'ont été définis par Parfitt les paramètres standard de la microarchitecture cités plus haut. Ainsi l'histomorphométrie permet de renseigner :

-**BV/TV** : la fraction volumique de l'os

-**BS/TV** : surface osseuse/volume total

-**Tb.Th** : l'épaisseur des travées

-**Tb.N** : le nombre de travées

-**Tb.Sp** : l'espacement entre les travées

-**DA** : le degré d'anisotropie

-**Tb.Tf** : la connectivité

Avantages :

L'observation de la microarchitecture osseuse par microscopie offre une très fine résolution (de l'ordre du micromètre) ce qui lui a permis d'être la technique pionnière pour la caractérisation de la microarchitecture osseuse.

Inconvénients :

Cette technique est invasive et l'analyse microarchitecturale est limitée aux deux dimensions de la coupe. Malgré l'extrapolation d'un volume à partir d'une coupe 2D, cette analyse ne rend pas compte de la réelle architecture 3D. L'histomorphométrie donne donc des informations limitées sur la macroarchitecture et ne nous renseigne pas sur la DMO.

III-2 – Microtomodensitomètre (ou microscanner ou micro CT)

a) Principe de fonctionnement

Le microscanner repose sur le principe du scanner à la différence qu'il permet d'obtenir une image plus précise (résolution de 6 à 20 μm alors qu'elle est d'environ 150-300 μm pour le scanner classique). En contrepartie la ROI (Region Of Interest) ne peut intéresser qu'un petit fragment. De ce fait cette technique est invasive car elle nécessite un prélèvement et est essentiellement destinée à la recherche¹⁷.

Un scanner ou un microscanner se compose de trois éléments :

- un tube à rayons X
- un détecteur, qui reçoit les rayons et permet de mesurer la densité de l'objet
- un portoir, qui supporte l'élément à analyser

La rotation (soit du portoir, soit de l'ensemble tube/ détecteur) permet de réaliser une série de mesures dans toutes les directions d'un même plan (plan d'acquisition). Un ordinateur recueille les différences d'atténuation des rayons X qui sont

traduites par différents niveaux de gris. Il reconstruit alors une image sur une matrice bidimensionnelle, où chaque élément de surface, "pixel" ou « picture element », est la projection d'un volume élémentaire analysé : "voxel" ou « volume element ».

A partir d'une série de coupes, réalisées dans un même plan, l'ordinateur est capable de les remplir et de reconstruire une image 3D et ainsi de générer d'autres coupes 2D, situées dans un plan différent du plan d'acquisition.

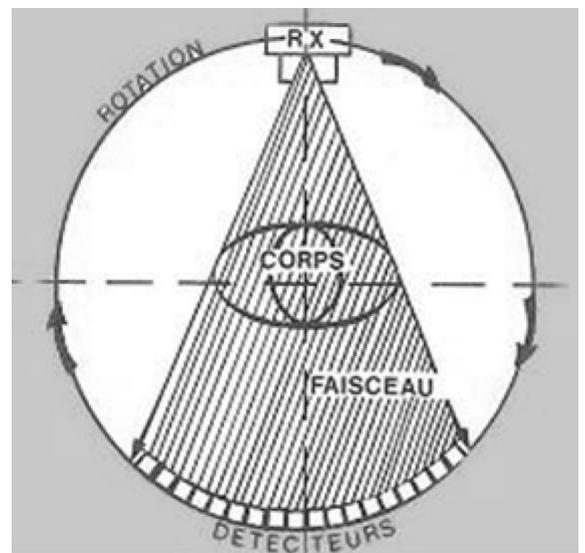


Figure 11 : principe de fonctionnement du scanner

b) Évaluation de la résistance osseuse

i. *Macroarchitecture*

En restituant une image 3D avec une résolution de quelques micromètres, Le microscanner permet de caractériser la macroarchitecture de façon très précise. Il permet ainsi de déterminer la géométrie et le volume osseux ainsi que la part d'os cortical et d'os trabéculaire.

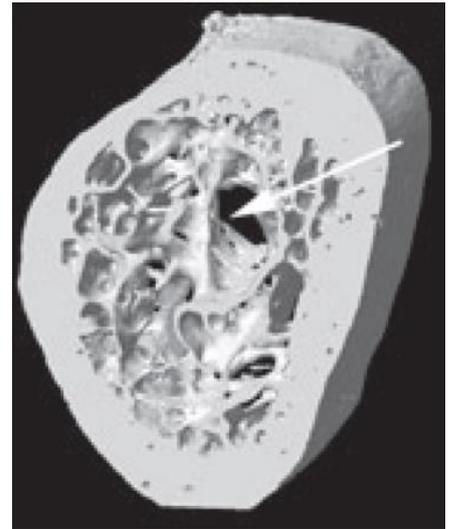


Figure 12 : reconstruction au microscanner d'une mandibule. La flèche pointe le nerf alvéolaire inférieur.

ii. *DMO*

La densité minérale osseuse (DMO) correspond à une masse surfacique de minéral en g/cm^2 dont la technique de référence pour l'évaluer est la DXA (cf. §IV-1). Le microscanner ne mesure pas une masse surfacique mais une masse volumique (g/cm^3). D'après Biver et coll., cette densité minérale osseuse volumique (vBMD en anglais pour « volumetric Bone Mineral Density ») mesurée par le microscanner permet de prédire plus précisément le risque fracturaire que la DMO surfacique obtenue par le DXA¹⁸.

iii. *Microarchitecture*

Les différents paramètres de microarchitecture de l'os trabéculaire définis par Parfitt et coll. pour caractériser la microarchitecture dans le cadre de l'histomorphométrie peuvent également être évalués avec le microscanner. On retrouve ainsi les paramètres suivants :

-**BV/TV** : la fraction volumique de l'os

-**BS/TV** : surface osseuse/volume total

-**Tb.Th** : l'épaisseur des travées

-**Tb.N** : le nombre de travées

-**Tb.Sp** : l'espacement entre les travées

-**DA** : le degré d'anisotropie

-**Tb.Tf** : la connectivité

-**SMI** : Structure Model Index. A noter que ce paramètre n'est pas disponible pour l'histomorphométrie car la coupe est en deux dimensions.

-**DF** : la dimension fractale

En 2005, Chappard et coll.¹⁹ comparent les résultats entre histomorphométrie et microscanner sur 70 échantillons. Les données étudiées sont BV/TV, Tb.Th, Tb.N, Tb.Pf et SMI. L'étude montre une corrélation entre les deux méthodes. Le microscanner est devenu la technique de référence d'analyse de la microarchitecture osseuse car il permet de calculer tous les paramètres directement à partir de la représentation en 3D de l'os. En 2013, Gonzalez-Garcia et Monje²⁰ confirment les capacités du microscanner à évaluer la microarchitecture de l'os alvéolaire.

Avantages :

Le microscanner permet d'obtenir une image de très haute résolution en 3D et de définir avec précision la macroarchitecture, la densité osseuse et la microarchitecture. Par rapport à l'histomorphométrie, l'acquisition est plus rapide, non destructrice de l'échantillon et permet de calculer les données directement à partir d'une image 3D (sans extrapolation).

Inconvénients :

Cette technique est invasive car un prélèvement est nécessaire pour obtenir le fragment osseux à analyser. Par ailleurs le microscanner reste un instrument coûteux.

IV- Evaluation in vivo de la qualité osseuse

Les techniques invasives comme le microscanner et l'histomorphométrie ne permettent donc pas d'analyser la structure osseuse sans prélèvement. Les techniques non invasives pour analyser la qualité osseuse sont nombreuses et le choix de la technique dépend du domaine de spécialisation (rhumatologie/odontologie) et de l'objectif clinique (diagnostic/thérapeutique). Ainsi en odontologie les techniques d'imagerie de référence sont l'orthopantomogramme, la radiographie rétroalvéolaire ou encore le cone beam. En rhumatologie, l'arsenal des techniques s'élargit avec l'absorption biphotonique (DXA), les ultrasons, le scanner ou l'IRM. Dans cette partie, nous allons donc étudier les principes de fonctionnement de ces techniques et les informations qu'elles nous donnent sur la macroarchitecture, la DMO et la microarchitecture.

IV-1 DXA

Depuis les années 1980, la DXA est la technique de référence pour le diagnostic de l'ostéoporose en évaluant la DMO sur deux sites : le rachis et l'extrémité supérieure du fémur⁷.

Au stade de recherche dans les années 1960 et 1970, la densitométrie par absorption biphotonique devient la technique de référence dans les années 1980^{21,22,23}. En 1986, Sartoris et Resnick²⁴ comparent la DXA avec les autres techniques d'évaluation de la densité minérale osseuse. Ils établissent que la DXA est plus précise et son temps d'acquisition plus court. L'absorptiométrie biphotonique est capable de détecter de faibles différences de densité osseuse et donc d'établir un diagnostic plus précoce dans le cadre de l'ostéoporose.

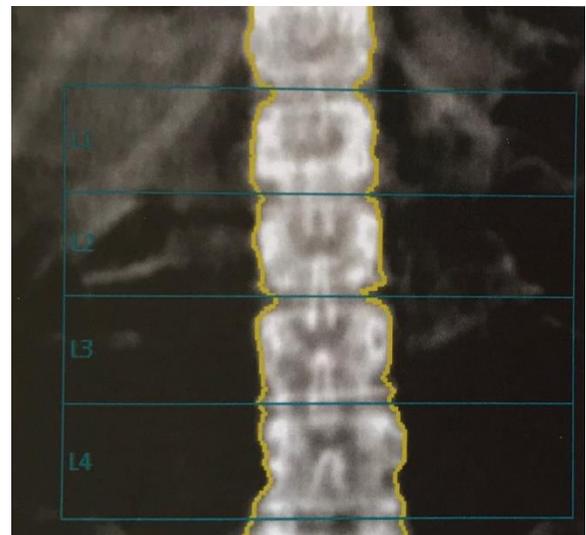


Figure 13 : image d'un rachis par DXA (copie d'un examen privé)

a) Principe de fonctionnement

Un appareil DXA est composé d'un générateur de rayons X et d'un détecteur. Ce dernier peut être unique ou multiple ce qui diminue le temps d'acquisition. Le générateur va envoyer des rayons X avec deux intensités différentes ainsi le détecteur va être soumis à deux séries de mesure : une pour les rayons de basse intensité et une autre pour ceux de haute intensité. C'est grâce à ces deux mesures qu'il est possible de calculer la DMO²⁵.

b) Evaluation de la résistance osseuse

Pendant longtemps, la principale fonction de la DXA était d'évaluer la DMO. Mais l'amélioration de la résolution (300µm actuellement contre 1500µm auparavant) et les progrès informatiques dans le traitement d'image ont étendu les fonctions de la DXA en permettant d'analyser la macro et microarchitecture²⁶. Ces nouvelles fonctions permettent d'exploiter au mieux cette technique en calculant de nouveaux paramètres spécifiques à la DXA et complémentaire à la DMO en ne changeant ni le temps d'acquisition ni l'exposition.

i. *Macroarchitecture*

La DXA permet désormais de donner des éléments de macroarchitecture en calculant l'épaisseur d'os cortical, la surface de section d'une coupe (CSA = cross-sectional area) ou encore le moment d'inertie au niveau d'une coupe (CSMI cross-sectional moment of inertia). Le CSMI traduit la répartition de la masse osseuse autour d'un axe perpendiculaire à la coupe. Ces informations supplémentaires permettent de compléter la DMO et d'évaluer plus précisément le risque fracturaire²⁶.

ii. DMO

Le calcul de la DMO se base sur la loi générale de l'absorption²⁷ :

$$I = I_0 e^{-\mu X}$$

Avec

I_0 = énergie initiale émise

I = énergie résiduelle

μ = coefficient d'atténuation

X = masse surfacique (ou densité)

En différenciant les tissus mous et les tissus durs, on a :

$$I = I_0 e^{(-\mu_m X_m - \mu_d X_d)}$$

Avec

μ_m = coefficient d'atténuation des tissus mous

X_m = masse surfacique des tissus mous

μ_d = coefficient d'atténuation de l'os

X_d = masse surfacique de l'os

En utilisant deux rayons d'intensité différente on obtient alors deux équations à deux inconnues (X_m et X_d). On peut donc en déduire la masse surfacique en g/cm^2 plus communément appelé DMO.

Dans le cadre de l'ostéoporose la finalité est de comparer la DMO à celle d'un jeune adulte du même sexe pour évaluer le risque fracturaire.

iii. Microarchitecture

La DXA permet également d'évaluer la microarchitecture à travers le paramètre TBS (Trabecular Bone Structure). Le TBS se base sur l'analyse des niveaux de gris d'une image 2D pour extrapoler une microarchitecture 3D. L'analyse repose sur le principe suivant : une microarchitecture dense va projeter une image 2D avec des différences de gris faibles alors qu'un os poreux va projeter une image 2D avec des différences de gris plus amples²⁸. TBS n'est pas une mesure directe de la microarchitecture mais cette valeur est corrélée aux autres paramètres de la microarchitecture. Plus la valeur de TBS est élevée, meilleure est la

microarchitecture. Cette valeur n'est pas corrélée à la DMO : pour une même DMO on peut trouver des valeurs de TBS différents. C'est donc une information complémentaire à la DMO qui ne nécessite pas d'acquisition supplémentaire et qui permet de préciser le risque fracturaire²⁹.

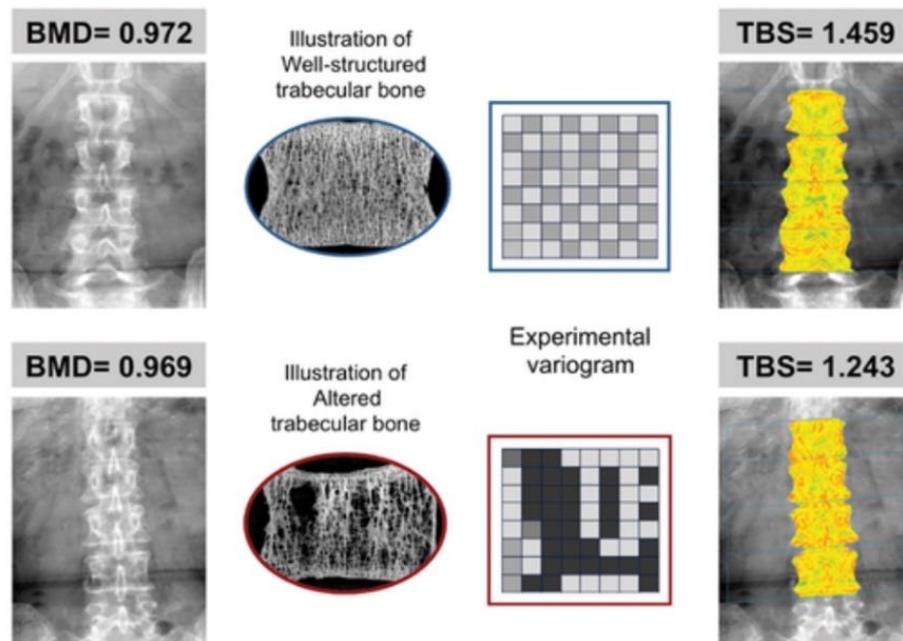


Figure 14 : illustration du TBS (source SILVA B. JBMR)

Plusieurs études ont comparé le TBS avec les différentes valeurs standard de la microarchitecture obtenues avec le microscanner et ont permis de confirmer l'intérêt du TBS. En effet d'importantes corrélations via des régressions linéaires ont été rapportées entre le TBS et la fraction volumique (BV/TV), l'épaisseur des travées (Tb.Th), le nombre trabéculaire (Tb.N), l'espacement des trabécules (Tb.Sp), la connectivité (Tb.Pf) et le Structure Model Index (SMI). Ces études ont également confirmé que DMO et TBS n'étaient pas corrélés et une méta-analyse³⁰ confirme que TBS est une information complémentaire à la DMO pour évaluer le risque fracturaire.

Avantages :

Pour le calcul de la DMO, la DXA est une technique fiable et éprouvée avec obtention directe des résultats. L'amélioration de la résolution de l'image et les progrès informatiques permettent d'exploiter au mieux cette technique et ainsi d'ouvrir de nouveaux horizons à la DXA en calculant des données de macro et microarchitecture. D'autre part, cet examen de routine est très faiblement irradiant (1 à 4 μ Sv) et son coût limité⁷.

Inconvénients :

La DXA reste une technique d'imagerie 2D de moins bonne qualité qu'une radiographie classique. Les valeurs calculées, bien que corrélées aux paramètres de la microarchitecture, sont issues d'une extrapolation moins précise qu'une analyse directe d'image 3D. Cette technique est aujourd'hui réservée au cadre du diagnostic de l'ostéoporose.

IV-2 Ultrasonographie quantitative (QUS)

Au début des années 1980, plusieurs publications^{31,32,33} montrent la capacité des ultrasons à évaluer la structure osseuse en mesurant la vitesse et l'atténuation du signal ultrasonore. Cette technique est devenue depuis une alternative à la DXA dans le cadre du diagnostic de l'ostéoporose.

a) Principe de fonctionnement

L'ultrasonographie quantitative (QUS = Quantitative UltraSound) utilise des ondes sonores haute fréquence qui ne sont pas audibles pour l'Homme. Les fréquences sont comprises généralement entre 200 kHz et 1,5 MHz. Les ondes sonores émises par une sonde piézoélectrique circulent dans le tissu osseux. Une autre sonde réceptrice permet de mesurer la vitesse des ondes et l'atténuation. La résolution de l'image reconstruite est de l'ordre de 100 μm à 200 μm . Il existe deux grands types de dispositifs QUS suivant le positionnement des sondes par rapport à l'os étudié :

-QUS à transmission transverse (la plus utilisée) : Les sondes émettrices et réceptrices sont positionnées de part et d'autre de l'os ; ainsi les ondes ultrasonores vont traverser le tissu osseux.

-QUS à transmission axiale : les sondes sont positionnées du même côté du tissu osseux. Cette technique est utilisée pour étudier l'os cortical³⁴.

Dans le cas des QUS à transmission transverse, deux principaux indices sont mesurés :

- La vitesse des ultrasons SoS (Speed Of Sound). SoS est exprimé en m/s.
- L'atténuation des ultrasons BUA (Broadband Ultrasound Attenuation). BUA correspond à la pente entre l'atténuation du signal et la fréquence, elle est exprimée en dB/MHz.



Figure 15 : comparaison entre une image d'un talon obtenue par QUS grâce à la BUA et par radiographie.

D'autres indices peuvent être mesurés mais dérivent indirectement de SoS et BUA.

Dans le cadre des QUS à transmission axiale, le principal paramètre mesuré est le FAS (First Arriving Signal). Le FAS correspond au temps que met l'onde émise de la sonde émettrice pour arriver à la sonde réceptrice. Ce temps est mesuré dès qu'un signal est enregistré par la sonde réceptrice.

b) Evaluation de la résistance osseuse

i. *Macroarchitecture*

L'ultrasonographie quantitative permet d'évaluer l'épaisseur de l'os cortical. Le FAS serait corrélé à l'épaisseur de la corticale osseuse jusqu'à une certaine limite. Au-delà de 5mm, plus aucune différence de signal n'est mesurée³⁵. Il est ainsi possible de mesurer l'épaisseur de la corticale à condition que la fréquence des ondes ultrasonores soit telle que la longueur d'onde soit inférieure à l'épaisseur de la corticale³⁶.

ii. *DMO*

Plusieurs études^{37,38,39,40} ex vivo ont montré une relation entre SoS et la densité minérale osseuse et la possibilité d'obtenir une estimation de cette DMO. Toyras & coll.⁴¹ ont montré qu'il existait une corrélation importante entre ces deux valeurs. Depuis des études cliniques ont confirmé la capacité des ultrasons à déterminer la DMO^{42,43} et évaluer le risque fracturaire⁴⁴. La sensibilité des ultrasons serait équivalente à celle de la DXA mais sa spécificité serait plus faible^{45,46}.

BUA serait également corrélé à la DMO mais uniquement dans le cas d'os de faible densité. Ces valeurs ne seraient plus corrélées si la densité osseuse est importante^{41,47}.

iii. Microarchitecture

Les ultrasons ne révèlent que peu d'informations concernant la microarchitecture. En effet plusieurs études^{48,49} ont essayé de trouver des relations entre les paramètres de la microarchitecture osseuse (BV/BT, Tb.N, Tb ;Th, Tb.Sp) mais ces paramètres semblent décorrélés de SOS et BUA. Seul BV/BT serait associé de manière significative à SoS⁵⁰.

Avantages :

Les appareils à US sont petits et peu coûteux. Le temps d'acquisition est rapide (de 2 à 5 minutes) et cette technique n'est pas irradiante. Elle constitue aujourd'hui une bonne alternative à la DXA pour l'évaluation de la DMO même si elle occasionne plus de faux positifs.

Inconvénients :

Les ultrasons donnent des informations très limitées sur la micro et macroarchitecture.

IV-3 Scanner à rayons X ou tomodensotométrie (MDCT et HRpQCT)

Inventé par Hounsfield et Cormack au début des années 1970, le scanner (ou CT en anglais pour « Computed Tomography ») permet la reconstruction d'une

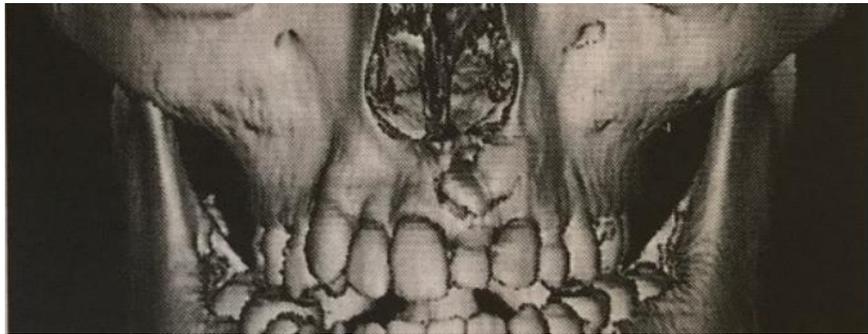


Figure 16 : image 3D de la face obtenue par scanner

image 3D à partir d'une série de coupes 2D. Cette technique associe donc acquisition et traitement informatique de l'image.

a) Principe de fonctionnement

Le principe de la tomodensitométrie est de mesurer la densité de la matière après absorption de rayons X. Le fonctionnement du scanner et microscanner a été brièvement décrit ci-dessus (§ III-2-a). Les scanners mesurent avec précision les différences de densité et grâce à l'échelle d'Hounsfield, il est possible de discriminer les différents tissus : la graisse, les muscles, le tissu osseux...

Plusieurs types de scanners existent et proposent des résolutions différentes : le microscanner, le MDCT (Multiple Detector Computed Tomography) ou encore le HRpQCT (High-Resolution peripheral Quantitative Computed Tomography).

Le microscanner est celui offrant la meilleure résolution mais nécessite un prélèvement osseux. Il est donc invasif contrairement au MDCT et au HRpQCT.

Les MDCT sont les scanners les plus largement utilisés en radiologie. La dernière génération des MDCT permet une résolution du plan de coupe de 150-300 μ m et une épaisseur de coupe de 300 μ m.

Les scanners HRpQCT sont dédiés à l'analyse des parties périphériques du corps. Ces appareils ont l'avantage d'avoir une meilleure résolution spatiale comparée aux MDCT et de

délivrer des doses beaucoup plus faibles, 3-4 μSv au lieu de 0,1-5 mSv. La résolution de la dernière génération des HRpQCT atteint 61 μm . En revanche cette technologie ne peut pas investiguer tout le corps humain car elle est limitée aux parties périphériques du squelette (poignets, avant-bras, cheville, genou, tibia, radius...).

b) Evaluation de la résistance osseuse par scanner

i. *Macroarchitecture*

Les scanners évaluent avec précision la macroarchitecture. En effet la résolution de l'ordre d'une centaine de μm permet de restituer une image 3D qui distingue l'os trabéculaire de l'os cortical et d'obtenir une image précise de la géométrie et des volumes osseux⁵¹. Bodic et coll. confirment que la mesure de l'épaisseur de la corticale sur les coupes du scanner est fortement corrélée à celle mesurée sur des coupes de microCT⁵².

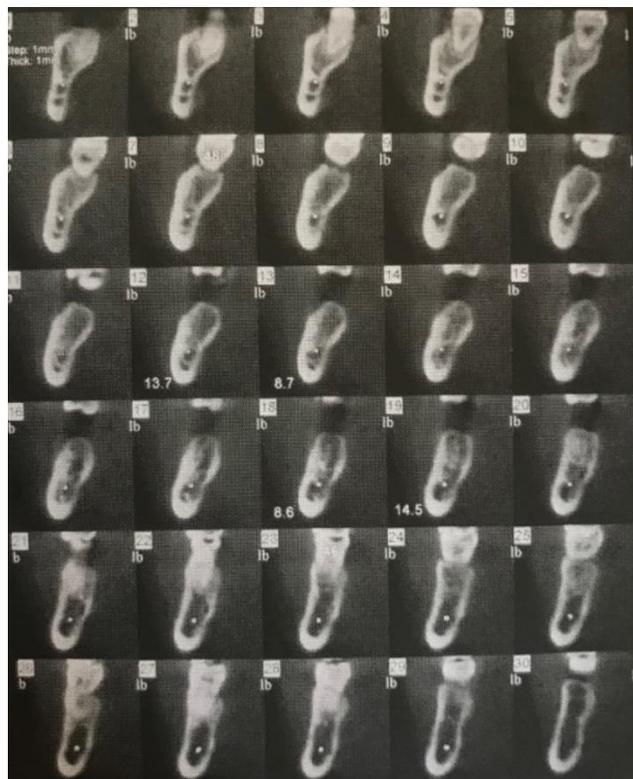


Figure 17 : coupes transverses de la mandibule issues du scanner

ii. *DMO*

Le scanner permet de mesurer la densité minérale osseuse volumétrique (mg/cm^3) à la différence de DMO mesuré par la DXA qui est une densité surfacique. En 2019 Löffler et coll.⁵³ ont comparé la fiabilité de la DMO calculée par scanner avec celle obtenue par DXA pour prédire le risque fracturaire au niveau des vertèbres. Les auteurs concluent que l'examen au scanner permet de calculer une DMO avec un meilleur pouvoir de prédiction du risque que celle calculée par DXA. Une autre étude récente de Van Hedent et coll.⁵⁴ confirme que le scanner est supérieur à la DXA.

iii. Microarchitecture

La résolution du MDCT (150/300 μm) étant supérieure aux trabécules osseuses, le rendu architectural n'est que partiel. Cependant les espaces trabéculaires étant eux souvent supérieurs à ces valeurs, le MDCT permet tout de même de calculer des paramètres de microarchitecture qui sont corrélés avec ceux obtenus avec un microscanner⁵⁵.

Bodic et coll.⁵², Issever et coll.⁵⁶ ou encore Diederichs et coll.⁵⁷ ont trouvé des corrélations entre les deux techniques pour BMD, BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp et SMI. Chen et coll. trouvent eux une corrélation plus faible pour Tb.Th et Tb.Sp mais concluent malgré tout que le MDCT reste une technique fiable pour caractériser la microarchitecture.

Les HRpQCT permettent de définir plus précisément la microarchitecture grâce à sa meilleure résolution. En plus de la DMO, Kroker et coll.⁵⁸ confirment que cet appareil permet de définir les paramètres architecturaux de Parfitt : Tb.Th, Tb.Sp, Tb.N, BV/TV. De même selon Boutroy et coll.⁵⁹, cette technique permet de calculer les paramètres microarchitecturaux (BV/TV, Tb.N, Tb.Th, Tb.Sp) et de différencier les densités de l'os trabéculaire de l'os cortical.

Diederichs et coll.⁶⁰ ont comparé les paramètres microarchitecturaux calculés à partir d'un MDCT avec ceux calculés à partir d'un HRpQCT. Les auteurs concluent que le MDCT permet d'obtenir des valeurs corrélées de BV/TV, Tb.Sp, Tb.N mais pas pour Tb.Th à cause de la limite de résolution des MDCT.

D'après Mao et coll.⁶¹ le scanner est donc un excellent examen pour obtenir des informations sur la densité et l'architecture osseuse.

Avantages :

La tomodensitométrie permet d'évaluer avec précision la macroarchitecture et la densité minérale osseuse volumique. Grâce à cette DMO la valeur de prédiction du risque fracturaire est supérieure à celle obtenue avec la DXA. Le scanner permet également de calculer des paramètres architecturaux corrélés à ceux obtenus avec un microscanner. Le HRpQCT ayant une meilleure résolution évalue ces paramètres avec plus de précision. Le MDCT peut étudier n'importe quelle partie du corps humain contrairement au HRpQCT qui est limité aux parties périphériques.

Inconvénients :

La dose délivrée par le scanner est importante (0,1-5mSv) et cette technique d'imagerie a un coût élevé. Les artefacts liés au métal sont importants par rapport à ceux du CBCT.

IV-4 Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

a) Principe de fonctionnement

Contrairement au scanner dont le principe consiste à construire une série de coupes dont la superposition constituera un volume, l'image cone beam permet l'obtention d'emblée d'un volume qui sera examiné en coupes dans un second temps. L'acquisition est réalisée à l'aide d'un arceau en rotation qui tourne autour de la tête du patient. L'arceau comporte d'un côté un tube émetteur d'un faisceau conique de rayons X. A l'autre extrémité se trouve un capteur dont la taille déterminera le volume maximal explorable. Le faisceau atténué par la tête du patient arrive sur le capteur plan pendant toute la durée de la rotation. Les données recueillies ainsi sont traitées à l'aide d'algorithmes de reconstruction pour aboutir à la constitution d'un volume numérique de forme cylindrique. Ce volume est isotrope : il possède les mêmes caractéristiques en termes de résolution spatiale quelle que soit l'orientation des coupes. Les voxels qui le composent peuvent être assimilés à autant de cubes⁶².

La résolution spatiale est conditionnée par la taille des voxels. A titre de comparaison, le voxel du scanner est plus volumineux et anisotrope. Pour un même cone beam la résolution spatiale dépend de la taille du champ car le nombre de voxel est inchangé. Donc pour un grand

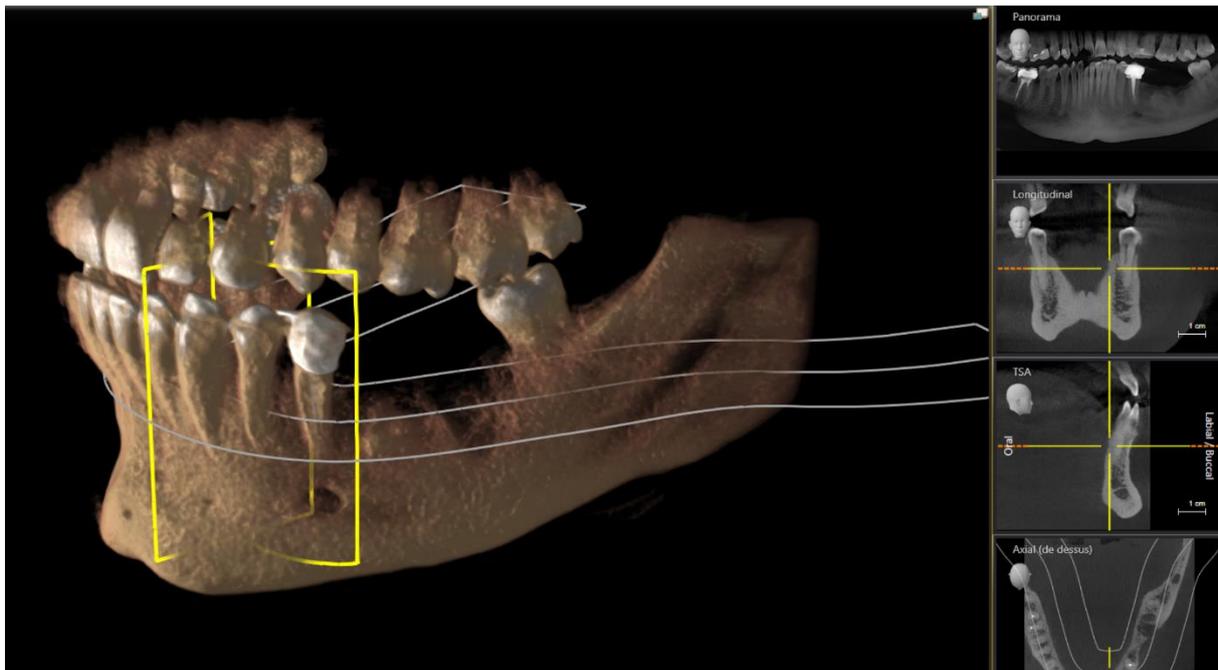


Figure 18 : image cone beam de la mandibule en 3D et coupes 2D

champ la résolution sera donc plus faible que pour un petit champ. Les voxels peuvent alors varier de $80\mu\text{m}$ à $250\mu\text{m}$.

Contrairement au scanner, le CBCT n'est pas un appareil qui permet de mesurer les densités, il n'y a donc pas d'échelle de Hounsfield. Le CBCT différencie moins bien les parties molles que le scanner ce qui n'est pas gênant lorsqu'on s'intéresse au tissu osseux.

Le rapport signal bruit du CBCT est plus défavorable que celui du scanner mais les artefacts de balayage sur les éléments métalliques sont inférieurs à ceux du scanner même s'ils peuvent rester gênants en implantologie et parodontie.

En implantologie l'exploration de l'environnement d'un unique implant en titane est peu perturbée par les artefacts de balayage. En revanche si deux implants sont proches le tissu osseux entre les implants est très difficilement explorable en raison de l'atténuation extrême du faisceau de rayons X.

Les doses délivrées en CBCT sont nettement inférieures à celles du scanner mais supérieures à celles d'un cliché panoramique. A volume exploré égal le CBCT est donc moins irradiant que le scanner. Pour limiter la dose délivrée la tension (kV) et l'intensité (mA) doivent être les plus faibles possibles tout en conservant un rapport signal/bruit acceptable.

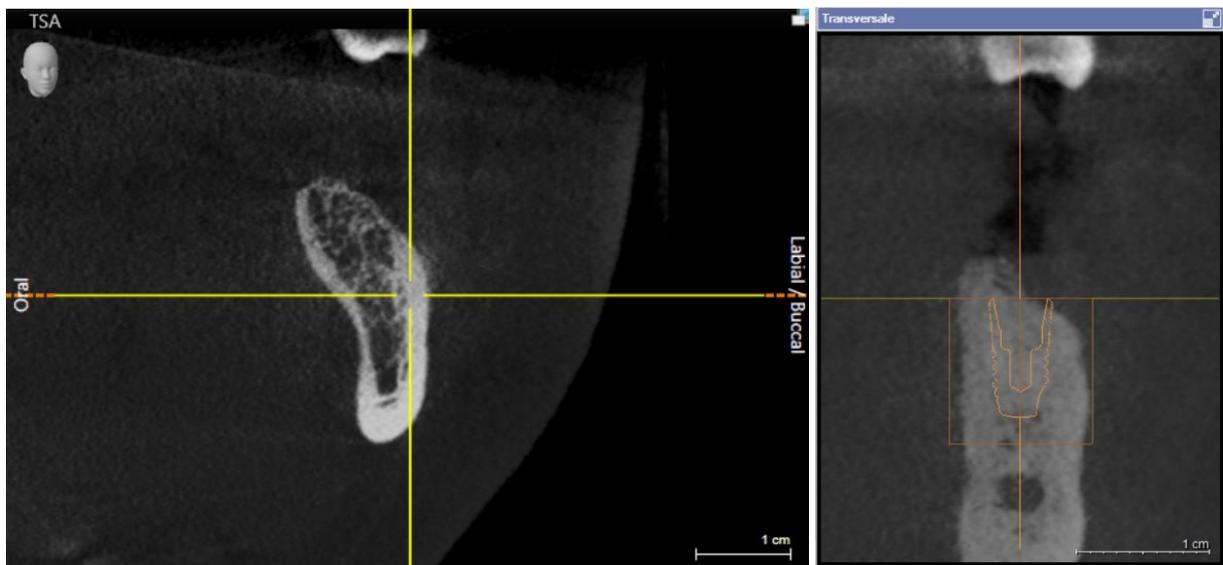


Figure 19 : coupes transversales de la mandibule (à droite on remarque un os très dense lors d'une planification implantaire)

b) Evaluation de la résistance osseuse

i. Macroarchitecture

Le cone beam donne des informations importantes sur la macroarchitecture. En reconstituant un volume en 3D, il permet d'obtenir des informations précises concernant les volumes osseux et l'épaisseur de l'os cortical. En effet la résolution du cone beam (de 80 μ m à 250 μ m) est suffisante pour différencier l'os cortical de l'os trabéculaire et permet d'évaluer la géométrie osseuse. Le CBCT permet donc d'évaluer précisément la macroarchitecture osseuse grâce à une résolution spatiale meilleure que celle du MDCT.

ii. DMO

Le cone beam ne permet pas de calculer la DMO car cette technique ne mesure pas directement des densités. Koh KJ et coll.⁶³ ont néanmoins essayé de déterminer si le CBCT pouvait participer au diagnostic de l'ostéoporose en comparant des indices calculés à partir de l'image cone beam à la DMO calculée à partir de l'absorption biphotonique DXA. Les auteurs concluent à une corrélation entre les résultats issus du CBCT et de la DXA, ainsi le cone beam pourrait apporter un signal d'appel pour diagnostiquer l'ostéoporose. Une revue systématique⁶⁴ conclut que le cone beam semble prometteur pour évaluer les faibles DMO.

iii. Microarchitecture

Avec l'amélioration de la résolution de l'imagerie cone beam (jusqu'à 80 μ m), cette technique permet désormais d'évaluer plus précisément la structure osseuse. Plusieurs études ont comparé les paramètres de microarchitecture calculés à partir d'images CBCT avec ceux obtenus avec un microscanner.

Malgré une surestimation de BV/TV et Tb.Th les paramètres microarchitecturaux calculés sont corrélés. Par exemple selon Kim J.E. et coll.⁶⁵, les paramètres BV, BV/TV, BS/TV, Tb.Pf, Tb.N, Tb.Sp, DA et SMI mesurés à la mandibule et au maxillaire ont tous montré une

corrélation linéaires entre l'image CBCT et l'image μ CT. DA a montré la plus forte corrélation. Le degré d'anisotropie pourrait donc être un paramètre important pour déterminer la résistance osseuse à partir du CBCT selon l'auteur. Naitoh M et coll.⁶⁶ ont également montré que le CBCT pouvait évaluer la densité de l'os trabéculaire grâce au paramètre BV/TV. Gonzales-Garcia R et coll.⁶⁷ ont établi que le cone beam pouvait déterminer le volume osseux (BV/TV) avec précision.

Avantages :

Les informations données par le cone beam en fait une imagerie très utile pour le chirurgien-dentiste. En effet le CBCT est devenu par exemple un examen de routine dans le cadre de la planification implantaire. Plus largement cette technique d'imagerie est utilisée dès qu'il nécessaire d'obtenir des informations plus précises sur le volume osseux (lésion péri-apicale, chirurgie endodontique, lésion parodontale, péri-implantite,...)⁶⁸. Cette technique possède un rapport informations/dose reçue très intéressant. Elle est moins irradiante et moins couteuse que le scanner.

Inconvénients :

Par rapport au scanner, le CBCT a un rapport signal/bruit plus défavorable et ne mesure pas les densités. Le cone beam ne donne donc pas d'information directe sur la densité minérale osseuse.

IV-5 Radiographie rétroalvéolaire (RA) et panoramique (orthopantomogramme)

La radiographie rétroalvéolaire (RA) et le panoramique dentaire sont les techniques d'imagerie de premier choix en odontologie. Ces examens de routine pour le chirurgien-dentiste permettent d'obtenir une image 2D de l'organe dentaire et de son parodonte. La RA fournit des informations importantes pour évaluer la quantité d'os et la texture de l'os trabéculaire. L'orthopantomogramme permet également d'évaluer l'os alvéolaire mais dans une moindre mesure que la RA. En effet les phénomènes de distorsion, la présence d'artefacts et la plus faible résolution de la radio panoramique en fait une technique moins précise que la radiographie rétroalvéolaire.

a) Principe de fonctionnement

i. Radiographie rétroalvéolaire

Un film ou capteur intraoral est positionné en bouche et reçoit des rayons X provenant d'un générateur. Les différentes quantités de photons reçues sur le film ou le capteur se traduisent par des nuances de gris.

Le générateur possède un collimateur qui permet d'orienter les rayons X. Idéalement le capteur ou film est positionné grâce à la technique des plans parallèles, c'est-à-dire qu'il est positionné de manière parallèle au grand axe de la dent (grâce aux angulateurs de Rinn par exemple) et le tube du générateur est placé de manière perpendiculaire à ces plans. Ainsi l'image ne sera pas défilée. Si les conditions anatomiques sont difficiles (palais plat ou un plancher lingual peu profond) et ne permettent pas de positionner le capteur de manière parallèle, alors l'axe du générateur peut être positionné perpendiculaire à la bissectrice formée par l'axe de la dent et l'axe du film.

L'utilisation du film argentique pour réaliser ces clichés rétroalvéolaires a presque disparu de la pratique au profit de l'image numérique. Deux grandes familles de capteurs

numériques existent : les capteurs à numérisation directe (CCD ou CMOS) ou les capteurs à numérisation indirecte (ERLM).

Les capteurs CCD (Charge Couple Device) ou CMOS (Complementary Metal-Oxyd Silicon) reçoivent les rayons X et les convertissent en un signal électrique qui est traité immédiatement. L'image apparaît en temps réel sur l'ordinateur.

Le capteur ERLM (Ecran Radio-Luminescent à Mémoire) accumule l'énergie photonique lors de la prise. Puis le capteur est placé dans un lecteur équipé d'un laser qui transforme l'énergie accumulée en un signal électrique. Le traitement informatique de l'image est donc effectué dans un second temps par rapport aux capteurs CCD/CMOS⁶⁹.

Les résolutions d'image de ces capteurs sont équivalentes. La moyenne de la résolution d'un capteur CCD ou CMOS est d'environ 20 paires de lignes par millimètre soit 25 μ m.

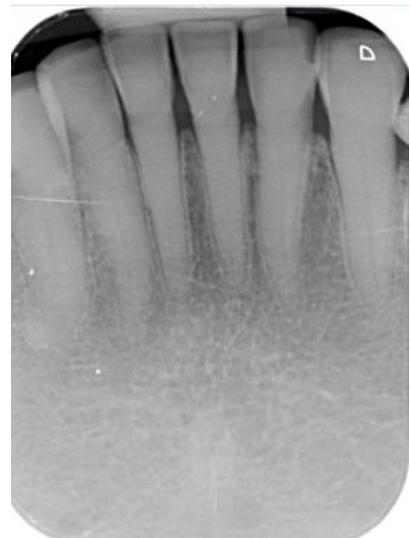


Figure 20 : cliché rétroalvéolaire des incisives mandibulaires

ii. Panoramique dentaire ou orthopantomogramme (OPT)

La panoramique dentaire utilise la technique de la radiographie par fente, c'est-à-dire que le générateur de rayons émet les rayons X via un faisceau étroit et vertical. Ce générateur



Figure 21 : orthopantomogramme

tourne autour du patient en même temps que la cassette qui reçoit les rayons. Cette rotation simultanée de la cassette et du tube à rayons X permet de déterminer un plan de coupe qui est celui de l'arcade dentaire et se prolonge jusqu'aux articulations temporo-mandibulaires. L'épaisseur du plan de coupe est d'environ 7 mm en antérieur et 15 mm en postérieur. En antérieur il est donc parfois difficile d'obtenir une image nette des couronnes et des apex. En postérieur certaines lésions ne sont pas toujours visibles car elles sont estompées par l'épaisseur⁶⁹. La résolution de l'OPT est d'environ 5 paires de lignes soit 100µm.

b) Evaluation de la résistance osseuse

i. Macroarchitecture

La rétroalvéolaire et la panoramique permettent au chirurgien-dentiste d'évaluer le degré d'alvéolyse vertical. Ces images en deux dimensions permettent de mettre en évidence les défauts verticaux mais pas les défauts horizontaux.

Amouriq et coll. ont essayé de déterminer quelles parties de l'os étaient visibles sur une radiographie rétroalvéolaire : os trabéculaire seul, os cortical seul, os cortical et os trabéculaire, jonction cortical-trabéculaire... A partir d'une image 3D générée au microscanner, plusieurs images 2D correspondant à différents plans de coupe ont été reconstruites grâce à une technique de projection (projection Mojette) pour être comparées au cliché rétroalvéolaire. Les auteurs concluent que l'os cortical n'a que très peu d'influence sur la radiographie et que les trabécules visibles sont déterminées par l'os trabéculaire.

ii. DMO

La radiographie rétroalvéolaire ne permet pas de calculer la DMO. Cependant le cliché rétroalvéolaire pourrait orienter le diagnostic de l'ostéoporose selon plusieurs études.

D'abord sans traitement d'image, ni calcul, Lindh et coll.⁷⁰ ont comparé la DMO donnée par DXA à l'aspect visuel de l'os trabéculaire sur des clichés rétroalvéolaires. Ainsi le nombre

de trabécules visibles, les espacements intertrabéculaires et la radioclarité de l'image représentent des informations qui peuvent potentiellement déceler les personnes à risque d'ostéoporose.

D'autres études ont comparé la DMO à des données calculées après analyse et traitement de l'image. Jonasson G et coll.⁷¹ relèvent que la texture osseuse et les espacements trabéculaires calculés sur les RA sont corrélés à la DMO et pourraient donc orienter le diagnostic de l'ostéoporose.

Les radiographies panoramiques dentaires, selon Hwang JJ et coll.⁷², pourraient également aider à déceler l'ostéoporose via la dimension fractale (FD) et les niveaux de gris. Toujours à partir de radiographies panoramiques Jagelavičienė E. et coll.⁷³ établissent une corrélation entre le PMI (Panoramic Mandibular Index) et la DMO. Le PMI est selon Benson et coll.⁷⁴ le ratio entre l'épaisseur corticale mesurée à la base de la mandibule et la distance entre le centre du foramen mentonnier et le bord de la base de la mandibule. Une revue systématique⁷⁵ confirme que la panoramique permet de détecter les patients à risque d'ostéoporose via l'épaisseur de la corticale, le PMI ou encore le Klemetti Index appelé également MCI (Mandibular Cortical Index) qui évalue le degré de résorption de la corticale mandibulaire.

Ainsi les radiographies rétroalvéolaires et panoramiques fournissent des informations qui sont corrélées à la DMO et permettraient d'orienter le diagnostic de l'ostéoporose.

iii. Microarchitecture

Certains paramètres de microarchitecture peuvent être calculés indirectement grâce aux techniques de traitement d'image⁷⁶. En effet l'analyse des différents niveaux de gris à plusieurs échelle permet de calculer la dimension fractale qui est corrélée à la microarchitecture 3D. Ainsi selon Pothuaud et coll.⁷⁷ la dimension fractale (FD) est corrélée avec la porosité et la connectivité. Les auteurs constatent qu'une augmentation de FD est associée à une augmentation de la porosité et une diminution de la connectivité.

Dans une autre étude Amouriq et coll.⁷⁸, ont réalisé plusieurs clichés rétroalvéolaires d'un même site avec des angulations différentes. Ces clichés permettent d'obtenir des paramètres de microarchitecture corrélées à ceux obtenus par microscanner. La dimension fractale semble constante quel que soit l'angle du cliché rétroalvéolaire. Selon Blery et coll.⁷⁹ plusieurs clichés rétroalvéolaires (3 à 5) permettraient donc d'évaluer l'organisation tridimensionnelle de l'os.

Avantages :

La panoramique dentaire et la radiographie rétroalvéolaire sont des techniques d'imagerie faciles d'accès et peu ionisantes pour évaluer la structure osseuse. Bien qu'elles ne donnent pas d'information dans la direction vestibulo-linguale, elles fournissent au chirurgien-dentiste une première évaluation du niveau osseux. Les progrès du traitement d'image commencent à permettre de corréler les paramètres de densité et de microarchitecture aux techniques de référence.

Inconvénients :

Même si l'analyse de plusieurs clichés rétroalvéolaires avec des angulations différentes semble prometteur, les informations fournies par l'OPT ou la RA restent limitées à deux dimensions.

IV-6 Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

Mise au point par Lauterbur et Mansfield dans les années 1970, l'IRM est une technique d'imagerie non invasive et non irradiante qui utilise un champ magnétique pour exciter les protons d'hydrogène afin de détecter les radio fréquences émises par ces protons. En odontologie il est préférentiellement utilisé pour l'analyse de l'articulation temporo-mandibulaire et des tissus mous.

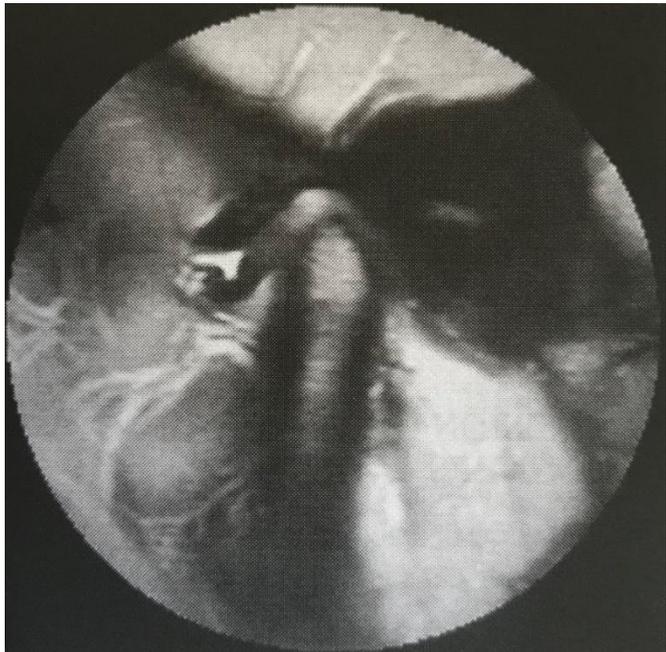


Figure 22 : image ATM. Les structures osseuses apparaissent en noir (CAVEZIAN R, PASQUET G, BEL G, BALLER G. Imagerie dento-maxillaire approche radio-clinique – 3ème édition. Masson 2006)

a) Principe de fonctionnement

L'IRM est constitués d'antennes (ou bobine des radiofréquences) émettrice et réceptrice. Trois étapes sont nécessaires à l'acquisition : aimantation, excitation et relaxation.

- 1- L'aimantation : un champ magnétique B_0 est émis pour aligner les protons qui se comportent comme un dipôle.
- 2- L'excitation : un champ magnétique B_1 perpendiculaire à B_0 excitent les protons et changent leurs orientations.
- 3- La relaxation : les protons reviennent à une position d'équilibre en émettant de l'énergie sous forme d'ondes radio qui sont captées par les antennes réceptrices.

Ces signaux reçus sont enregistrés et traités. Les différents tissus correspondent à des temps de relaxation différents. Ainsi le traitement informatique des signaux permet de reconstituer des images 2D et 3D.

b) Evaluation de la résistance osseuse par ultrasons

i. *Macroarchitecture*

Bien qu'a priori, l'IRM ne soit pas l'outil de prédilection pour l'analyse des tissus osseux, cet examen permet néanmoins d'obtenir des renseignements sur la macroarchitecture avec une résolution de l'ordre de 100 μ m et une épaisseur de coupe de 300 μ m⁸⁰. En effet le signal fort des tissus mous permet de délimiter l'enveloppe osseuse. Quant à la différenciation entre os cortical et os spongieux, elle est possible grâce aux espaces trabéculaires. En effet ces espaces occupés par la moelle osseuse contiennent de nombreux protons qui permettent de différencier les espaces trabéculaires. Ainsi l'IRM permet de dévoiler la macroarchitecture de l'os en affichant son négatif.

ii. *DMO*

L'IRM révèle la structure osseuse par son négatif et ne donne donc pas d'information directe sur la densité osseuse. Cependant selon Bandirali et coll.⁸¹ l'intensité du signal de la moelle osseuse serait inversement corrélée à la densité minérale osseuse mais ces résultats devront être validés par des études prospectives.

iii. *Microarchitecture*

Les mesures effectuées pour évaluer la microarchitecture dépendent du traitement de l'image et des seuils définis pour différencier les tissus⁸².

West et coll.⁸³ ont établi un protocole pour calculer les paramètres microarchitecturaux à partir d'IRM tels que BV/BT, Tb.Th, Tb.N ou Tb.Sp. D'après les auteurs, les résultats sont reproductibles et fiables. Krug et coll.⁸⁴ ont comparé les paramètres microarchitecturaux avec ceux issus d'un HRpQCT, des corrélations sont constatées pour BV/BT, Tb.N et Tb.Sp mais pas pour Tb.Th

Avantages :

L'image par résonance magnétique n'est pas irradiante. Les progrès en termes de résolution permettent désormais de déterminer la macroarchitecture, certains paramètres de la microarchitecture voire d'obtenir des corrélations avec la DMO.

Inconvénients :

L'IRM est principalement utilisée pour investiguer les parties molles. Le temps d'acquisition est long et son coût élevé.

Conclusion

Les techniques de référence pour l'évaluation de la microarchitecture sont invasives.

En 1987 Parfitt a défini les premiers paramètres de la microarchitecture osseuse sur des coupes d'histomorphométrie qui a été la première technique de référence. Mais celle-ci a depuis été supplantée par le microscanner qui permet de restituer une image 3D et d'obtenir des informations complètes et précises sur la macroarchitecture, la densité osseuse et la microarchitecture. Dans les études, les autres techniques sont ainsi souvent comparées à la microtomodensitométrie.

Les techniques d'évaluation non invasives en odontologie

En pratique dentaire le cone beam est la technique qui permet d'obtenir le plus d'informations sur la structure osseuse. En effet cette technique d'imagerie 3D permet de restituer les volumes osseux avec précision et donne également des renseignements sur la microarchitecture. Le CBCT est donc devenu un outil incontournable en chirurgie dentaire. Par leur facilité d'accès et d'utilisation, les radiographies rétroalvéolaires et l'orthopantomogramme sont toujours très utiles pour obtenir une première évaluation de la structure osseuse. Les progrès en termes de qualité et de traitement d'image permettent à ces techniques d'obtenir des corrélations avec les techniques de référence pour l'évaluation de la densité osseuse et des paramètres microarchitecturaux.

Les autres techniques d'évaluation non invasives

La tomodynamétrie permet de mesurer avec précision la densité volumique osseuse et d'évaluer la macro et microarchitecture. Le HRpQCT est le scanner qui offre la meilleure précision grâce à sa haute résolution et se présente comme la technique non invasive la plus précise pour évaluer la structure osseuse. Les autres techniques comme l'absorption biphotonique, l'ultrasonographie ou encore l'IRM représentent des alternatives intéressantes

et qui grâce aux progrès technologiques sont amenées à fournir des informations qui dépassent leur fonction première et qui ouvrent de nouveaux horizons.

Les perspectives en odontologie

Le chirurgien-dentiste a souvent besoin d'estimer le volume et la qualité osseuse à des fins diagnostiques ou thérapeutiques. Les paramètres de la qualité osseuse pourraient donc l'aider dans cette évaluation.

La macroarchitecture, la DMO et les paramètres microarchitecturaux pourraient par exemple préciser la qualité de l'ostéointégration en implantologie ou encore évaluer plus nettement le résultat des chirurgies parodontales ou endodontiques.

Ainsi en odontologie, l'évaluation des paramètres de la résistance osseuse permettrait de diagnostiquer plus précocement les lésions osseuses, d'affiner le pronostic et d'objectiver la cicatrisation osseuse après thérapeutique.

		exposition	résolution	2D/3D	macroarchitecture	densité osseuse	microarchitecture
techniques invasives	histomorphométrie	/	1µm	2D	●	●	●
	microscanner (µCT)	/	6/20 µm	3D	●	●	●
techniques non invasives	DXA	1-4 µSv	300 µm	2D	●	●	●
	QUS	/	100/200µm	2D	●	●	●
	MDCT	0,1-5mSv	150/300µm	3D	●	●	●
	HRpQCT	1-4µSv	61-82µm	3D	●	●	●
	CBCT	80-200 µSv	76µm	3D	●	●	●
	panoramique	4-30 µSv	100µm	2D	●	●	●
	rétroalvéolaire	1-8 µSv	25µm	2D	●	●	●
	IRM	/	100/300µm	3D	●	●	●

Figure 23 : tableau récapitulatif des différentes techniques d'évaluation de la structure osseuse

Bibliographie

1. KAMINA P.
Anatomie clinique Tome 2 tête, cou, dos - 4ème éd.
Paris : Maloine, 2013.
2. BORGHETTI A, MONNET-CORTI V.
Chirurgie plastique parodontale et péri-implantaire -3ème éd.
Malakoff : Editions CDP, 2017.
3. GUIPIERI S.
Caractérisation ultrasonore de la qualité osseuse : application à la chirurgie orthopédique.
Thèse de Doctorat, école doctorale sciences de la vie et de la santé, université de Paris-Est, 2015.
4. BOUCHARD P.
Parodontologie et dentisterie implantaire.
Paris : Lavoisier Médecine Sciences, 2015.
5. SOUPLET JC, LESPASSAILLES E.
Analyse de textures osseuses.
Réflexions Rhumatol 2011 ; 141:7-9.
6. NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy.
Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy.
J Am Med Assoc 2001 ; 285(6):785-95.
7. PIALAT J.B, BOUTROY S, VILAYPHIOU N, MAJUMDAR S, LINK T, CHAPURLAT R.
Imagerie moderne de la qualité osseuse. Application à l'ostéoporose.
J Radiol 2009 ; 90(10):1580.
8. SIRIS E.S, MILLER P.D, BARRETT-CONNOR E, FAULKNER K.G, WEHREN L.E, ABBOTT T.A et coll.
Identification and fracture outcomes of undiagnosed low bone mineral density in postmenopausal women: results from the National Osteoporosis Risk.
J Am Med Assoc 2001 ; 286(22):2815-22.
9. SCHUIT S.C, VAN DER KLIFT M, WEEL A.E, DE LAET C.E, BURGER H, SEEMAN E.
Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women: the Rotterdam Study.
Bone 2004 ; 34(1):195-202.

10. PARFITT AM, DREZNER MK, GLORIEUX FH, KANIS JA, MALLUCHE H, MEUNIER PJ et coll.
Bone Histomorphometry : Standardization of Nomenclature, Symbols, and Units.
Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee.
J Bone Miner Res 1987 ; 2(6):595-610.
11. WHITEHOUSE W.J.
Quantitative morphology of anisotropic trabecular bone.
J Microsc 1974 ; 101(Pt 2):153-68.
12. HARRIGAN T.P, MANN R.W.
Characterization of microstructural anisotropy in orthotropic materials using a second rank tensor.
J Mater Sci 1984 ; 19(3) :761-767.
13. HAHN M, VOGEL M, POMPESIUS-KEMPA M, DELLING G.
Trabecular bone pattern factor - A new parameter for simple quantification of bone microarchitecture.
Bone 199 ; 13(4):327-30
14. HILDEBRAND T, RÜEGSEGGER P.
Quantification of bone microarchitecture with the structure model index.
Comput Methods Biomech Biomed Engin 1997;1(1):15-23.
15. CHAPPARD D, LEGRAND E, HAETTICH B, CHALES G, AUVINET B, ESCHARD JP.
Fractal dimension of trabecular bone: comparison of three histomorphometric computed techniques for measuring the architectural two-dimensional complexity.
J Pathol 2001 ; 195(4):515-21.
16. VILAYPHIOU N.
Évaluation de la microarchitecture trabéculaire et des propriétés mécaniques osseuses in vivo chez l'humain par scanner périphérique a haute résolution : application clinique à l'ostéoporose.
Thèse de Doctorat, école doctorale interdisciplinaire sciences-santé, université Claude Bernard - Lyon I, 2010.
17. WHAITES E, DRAGE N.
Radiographie et radiologie dentaires.
Issy-les-Moulineaux : Elsevier, 2019.
18. BIVER E, DUROSIER-IZART C, CHEVALLEY T, VAN RIETBERGEN B, RIZZOLI R, FERRARI S.
Evaluation of radius microstructure and areal bone mineral density improves fracture prediction in postmenopausal women.
J Bone Miner Res 2018 ; 33(2):328-337.
19. CHAPPARD D. RETAILLEAU-GABORIT N, LEGRAND E, BASLE MF, AUDRAN M.
Comparison insight bone measurements by histomorphometry and microCT.
J Bone Miner Res 2005 ; 20(7):1177-84.

20. GONZALEZ-GARCIA R, MONJE F.
Is micro-computed tomography reliable to determine the microstructure of the maxillary alveolar bone?
Clin Oral Implants Res 2013 ; 24(7):730-7.
21. GUSTAFSSON L, JACOBSON B, KUSOFFSKY L.
X-ray spectrophotometry for bone-mineral determinations.
Med Biol Eng 1974 ; 12(1):113-9.
22. JACOBSON B.
X-ray spectrophotometry in vivo.
Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med 1964 ; 91:202-10.
23. DALEN N, JACOBSON B.
Bone mineral assay : choice of measuring sites.
Invest Radiol 1974 ; 9(3):174-85.
24. SARTORIS D.J., RESNICK D.
Dual-energy radiographic absorptiometry for bone densitometry : current status and perspectives.
AJR Am J Roentgenol 1989 ; 152(2):241-6.
25. HANS D, GENTON L, PICHARD C, SLOSMAN DO.
Absorptiométrie biphotonique à rayons X et composition corporelle : mise au point.
Rev Med Suisse 2002 ; <https://www.revmed.ch/RMS/2002/RMS-2412/22530>
26. CHOI YJ.
Dual-energy x-ray absorptiometry: beyond bone mineral density determination
endocrinol metab (Seoul) 2016 ; 31(1):25-30.
27. ROUX C.
Méthodes non invasives de mesure de la densité minérale osseuse.
Med Sci (Paris) 2003 ; 19(2)231-238.
28. HANS D, BARTHE N, BOUTROY S, POTHUAUD L, WINZENRIETH R, KRIEG MA.
Correlations between trabecular bone score, measured using anteroposterior dual-energy X-ray absorptiometry acquisition, and 3-dimensional parameters of bone microarchitecture: an experimental study on human cadaver vertebrae.
J Clin Densitom 2011 ; 14(3):302-12.
29. SILVA BC, LESLIE WD, RESCH H, LAMY O, LESNYAK O, BINKLEY N et coll.
Trabecular bone score: a noninvasive analytical method based upon the DXA image.
J Bone Miner Res 2014 ; 29(3):518-30.

30. MAC CLOSKEY EV, ODEN A, HARVEY NC, LESLIE WD, HANS D, JOHANSSON H et coll.
A meta-analysis of trabecular bone score in fracture risk prediction and its relationship to FRAX.
J Bone Miner Res 2016 ; 31(5):940-8.
31. ANDRE MP, CRAVEN JD, GRENEFIELD MA, STERN R,
Measurement of the velocity of ultrasound in the human femur in vivo.
Med Phys 1980 ; 7(4):324-30.
32. BEHARI J, SINGH S.
Ultrasound propagation in « in vivo » bone.
Ultrasonics 1981 ; 19(2):87-90.
33. LANGTON CM, PALMER SB, PORTER RW.
The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone.
Eng Med 1984 ; 13(2):89-91.
34. GUGLIELMI G, DE TERLIZZI F.
Quantitative ultrasound in the assessment of osteoporosis.
Eur J Radiol 2009 ; 71(3):425-31.
35. MANDARANO-FILHO L, BEZUTI M, MAZZER N, BARBIERI C.
Influence of cortical bone thickness on the ultrasound velocity.
Acta Ortop Bras 2012 ; 20(3):184-90.
36. MARCELLI C, SEBERT J-L.
Architecture et résistance mécanique osseuses.
Paris ; Milan ; Barcelone : Masson 1993.
37. CAVANI F, GIAVARESI G, FINI M, BERTONI L, DE TERLIZZI F, BARKMANN R. et coll.
Influence of density, elasticity, and structure on ultrasound transmission through trabecular bone cylinders.
IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 2008 ; 55(7):1465-72.
38. CORTET B, BOUTRY N, DUBOIS P, LEGROUX-GEROT I, COTTEN A, MARCHANDISE X.
Does quantitative ultrasound of bone reflect more bone mineral density than bone microarchitecture?
Calcif Tissue Int 2004 ; 74(1):60-7.
39. HANS D, WU C, NJEH CF, ZHAO S, AUGAT P, NEWITT D. E et coll.
Ultrasound velocity of trabecular cubes reflects mainly bone density and elasticity.
Calcif Tissue Int 1999 ; 64(1):18-23.
40. PADILLA F, JENSON F, BOUSSON V, PEYRIN F, LAUGIER P.
Relationships of trabecular bone structure with quantitative ultrasound parameters: In vitro study on human proximal femur using transmission and backscatter measurements.
Bone 2008 ; 42(6):1193-202.

41. TÖYRÄS J, KRÖGER H, JURVELIN JS.
Bone properties as estimated by mineral density, ultrasound attenuation, and velocity.
Bone 1999 ; 25(6):725-31.
42. CHAN MY, NGUYEN ND, CENTER JR, EISMAN JA, NGUYEN TV.
Absolute fracture-risk prediction by a combination of calcaneal quantitative ultrasound and bone mineral density.
Calcif Tissue Int 2012 ; 90(2):128-36.
43. KWOK T, KHOO CC, LEUNG J, KWOK A, QIN L, WOO J. et coll.
Predictive values of calcaneal quantitative ultrasound and dual energy X ray absorptiometry for non-vertebral fracture in older men: results from the MrOS study (Hong Kong).
Osteoporos Int 2012 ; 23(3):1001-6.
44. CHIN KY, IMA-NIRWANA S.
Calcaneal quantitative ultrasound as a determinant of bone health status: what properties of bone does it reflect?
Int J Med Sci 2013 ; 10(12):1778-83.
45. MCLEOD KM, JOHNSON S, RASALI D, VERMA A.
Discriminatory performance of the calcaneal quantitative ultrasound and osteoporosis self-assessment tool to select Older women for dualenergy x-ray absorptiometry.
J Clin Densitom 2015 ; 18(2):157-64.
46. VILLA P, LASSANDRO A, MORUZZI M, AMAR ID, VACCA L, DI NARDO F et coll.
A non invasive prevention program model for the assessment of osteoporosis in the early postmenopausal period: a pilot study on FRAX and QUS tools advantages.
J Endocrinol Invest 2016 ; 39(2):191-8.
47. TÖYRÄS J, NIEMINEN MT, KRÖGER H, JURVELIN JS.
Bone mineral density, ultrasound velocity, and broadband attenuation predict mechanical properties of trabecular bone differently.
Bone 2002 ; 31(4):503-7.
48. NICHOLSON PH, MULLER R, LOWET G, CHENG XG, HILDEBRAND T, RUEGSEGGER P, et coll.
Do quantitative ultrasound measurements reflect structure independently of density in human vertebral cancellous bone?
Bone 1998 ; 23(5):425-31.
49. CHAFFAÏ S, PEYRIN F, NUZZO S, PORCHER R, BERGER G, LAUGIER P.
Ultrasonic characterization of human cancellous bone using transmission and backscatter measurements: relationships to density and microstructure.
Bone 2002 ; 30(1):229-37.

50. HAÏAT G, PADILLA F, PEYRIN F, LAUGIER P.
Variation of ultrasonic parameters with microstructure and material properties of trabecular bone : A 3D Model Simulation.
J Bone Miner Res 2007 ; 22(5):665-74.
51. KROKER A, ZHU Y, MANSKE SL, BARBER R, MOHTADI N, BOYD SK.
Quantitative in vivo assessment of bone microarchitecture in the human knee using HR-pQCT.
Bone 2017 ; 97:43-48.
52. BODIC F, AMOURIQ Y, GAYET-DELACROIX, MAUGARS Y, HAMEL L. BASLE MF et coll.
Relationships between bone mass and micro-architecture at the mandible and iliac bone in edentulous subjects: a dual X-ray absorptiometry, computerised tomography and microcomputed tomography study.
Gerodontology 2012 ; 29(2):e585-94.
53. LÖFFLER MT, JACOB A, VALENTINITSCH A, RIENMÜLLER A, ZIMMER C, RYANG YM et coll.
Improved prediction of incident vertebral fractures using opportunistic QCT compared to DXA.
Eur Radiol 2019 ; <https://doi.org/10.1007/s00330-019-06018-w>.
54. VAN HEDENT S, SU KH, JORDAN DW, ECK B, LIANG F, KESSNER R et coll.
Improving bone mineral density assessment using spectral detector CT.
J Clin Densitom 2018 ; [epub ahead of print].
55. BURGHARDT AJ, LINK TM, MAJUMDAR S.
High-resolution computed tomography for clinical imaging of bone microarchitecture.
Clin Orthop Relat Res 2011 ; 469(8):2179-93.
56. ISSEVER AS, LINK TM, KENTENICH M, ROGALLA P, SCHWIEGER K, HUBER MB et coll.
Trabecular bone structure analysis in the osteoporotic spine using a clinical in vivo setup for 64-slice MDCT imaging : comparison to microCT imaging and microFE modeling.
J Bone Miner Res 2009 ; 24(9):1628-37.
57. DIEDERICHS G, LINK TM, KENTENICH M, SCHWIEGER K, HUBER MB, BURGHARDT AJ et coll.
Assessment of trabecular bone structure of the calcaneus using multi-detector CT : correlation with microCT and biomechanical testing.
Bone 2009 ; 44(5):976-83.
58. KROKER A, ZHU Y, MANSKE SL, BARBER R, MOHTADI N, BOYD SK.
Quantitative in vivo assessment of bone microarchitecture in the human knee using HR-pQCT.
Bone 2017 ; 97:43-48.

59. BOUTROY S, BOUXSEIN ML, MUNOZ F, DELMAS PD.
In vivo assessment of trabecular bone microarchitecture by high-resolution peripheral quantitative computed tomography.
J Clin Endocrinol Metab 2005 ; 90(12):6508-15.
60. DIEDERICHS G, LINK T, MARIE K, HUBER M, ROGALLA P, BURGHARDT A, et coll.
Feasibility of measuring trabecular bone structure of the proximal femur using 64-slice multidetector computed tomography in a clinical setting.
Calcif Tissue Int 2008 ; 83(5):332-41.
61. MAO SS, LI D, LUO Y, SYED YS, BUDOFF MJ.
Application of quantitative computed tomography for assessment of trabecular bone mineral density, microarchitecture and mechanical property.
Clin Imaging 2016 ; 40(2):330-8.
62. MARTIN-DUVERNEUIL N, HODEZ C.
Imagerie dentaire, sinusienne et maxillofaciale : du cone beam à l'IRM.
Paris :Lavoisier Médecine Sciences, 2016.
63. KOH KJ, KIM KA.
Utility of the computed tomography indices on cone beam computed tomography images in the diagnosis of osteoporosis in women.
Imaging Sci Dent 2011 ; 41(3):101-6.
64. GUERRA ENS, ALMEIDA FT, BEZERRA FV, FIGUEIREDO PTDS, SILVA MAG, DE LUCA CANTO G et coll..
Capability of CBCT to identify patients with low bone mineral density: a systematic review.
Dentomaxillofac Radiol 2017 ; 46(8):20160475.
65. KIM JE, YI WJ, HEO MS, LEE SS, CHOI SC, HUH KH.
Three-dimensional evaluation of human jaw bone microarchitecture : correlation between the microarchitectural parameters of cone beam computed tomography and micro-computer tomography.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2015 ; 120(6):762-70.
66. NAITOH M, AIMIYA H, HIRUKAWA A, ARIJI E.
Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography : an in vitro study.
Int J Oral Maxillofac Implants 2010 Nov-; 25(6):1093-8.
67. GONZALEZ-GARCIA R, MONJE F.
The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites : a histomorphometric analysis by micro-CT.
Clin Oral Implants Res 2013 ; 24(8):871-9.

68. PELEKOS G, ACHARYA A, TONETTI MS, BORNSTEIN MM.
Diagnostic performance of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone loss: A systematic review.
Clin Oral Implants Res 2018 ; 29(5):443-464.
69. CAVEZIAN R, PASQUET G, BEL G, BALLER G.
Imagerie dento-maxillaire approche radio-clinique – 3ème éd.
Issy-les-Moulineaux : Masson, 2006.
70. LINDH C, HORNER K, JONASSON G, JACOBS R, VAN DER STELT P, MARJANOVIC E et coll.
The use of visual assessment of dental radiographs for identifying women at risk of having osteoporosis: the OSTEODENT project.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008 ; 106(2):285-93.
71. JONASSON G, BILLHULT A.
Mandibular bone structure, bone mineral density, and clinical variables as fracture predictors: a 15-year follow-up of female patients in a dental clinic.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2013 ; 116(3):362-8.
72. HWANG JJ, LEE JH, HAN SS, KIM YH, JEONG HG, CHOI YJ, et coll.
Strut analysis for osteoporosis detection model using dental panoramic radiography.
Dentomaxillofac Radiol 2017 ; 46(7):20170006.
73. JAGELAVICIENE E, KUBILIUS R, KRASAUSKIENE A.
The relationship between panoramic radiomorphometric indices of the mandible and calcaneus bone mineral density.
Medicina (Kaunas) 2010 ; 46(2):95-103.
74. BENSON BW, PRIHODA TJ, GLASS BJ.
Variations in adult cortical bone mass as measured by a panoramic mandibular index.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1991 ; 71(3):349-56.
75. CALCIOLARI E, DONOS N, PARK JC, PETRIE A, MARDAS N.
Panoramic measures for oral bone mass in detecting osteoporosis: a systematic review and meta-analysis.
J Dent Res 2015 ; 94(3 Suppl):17S-27S.
76. BODIC F, AMOURIQ Y, GAYET-DELACROIX M, GAUTHIER O, BOULER JM, DACULSI G et coll.
Méthode non invasive d'évaluation d'un substitut osseux injectable.
C. R. Biol 2002 ; 325(4):345-353.
77. POTHUAUD L, BENHAMOU CL, PORION P, LESPESSAILLES E, HARBA R, LEVITZ P.
Fractal dimension of trabecular bone projection texture is related to three-dimensional microarchitecture.
J Bone Miner Res 2000 ; 15(4):691-9.

78. AMOURIQ Y, GUEDON J, NORMAND N, ARLICOT A, BEN HDECH Y, WEISS P.
Bone texture analysis on dental radiographic images: results with several angulated radiographs on the same region of interest.
SPIE Medical Imaging 2011 ; 7965, pp.796525, 10.1117/12.878152.
<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00637547/document>
79. BLERY P, AMOURIQ Y, FREUCHET E, CRAUSTE E, GUEDON JP
Trabecular bone : from 2d texture analysis to 3D microarchitecture organization.
Comput Vision Med Image Process 2013 ; (4)425-430.
80. PEYRIN F.
Point sur les perspectives technologiques d'analyse de la microarchitecture osseuse.
ITBM-RBM 2001 ; 22(1)5-14.
81. BANDIRALI M, DI LEO G, PAPINI GD, MESSINA C, SCONFENZA LM, ULIVIERI FM et coll.
A new diagnostic score to detect osteoporosis in patients undergoing lumbar spine MRI.
Eur Radiol 2015 ; 25(10):2951-9.
82. IBRAHIM N, PARSA A, HASSAN B, VAN DER STELT P, WISMEIJER D.
Diagnostic imaging of trabecular bone microstructure for oral implants : a literature review.
Dentomaxillofac Radiol 2013 ; 42(3):20120075.
83. WEST SL, RAJAPAKSE CS, RAYNER T, MILLER R, SLINGER MA, WELLS GD.
The reproducibility of measuring trabecular bone parameters using a commercially available high-resolution magnetic resonance imaging approach: A pilot study.
Bone Rep 2018 ; 8:180-186.
84. KRUG R, CARBALLIDO-GAMIO J, BANERJEE S, BURGHARDT AJ, LINK TM, MAJUMDAR S.
In vivo ultra-high-field magnetic resonance imaging of trabecular bone microarchitecture at 7 T.
J Magn Reson Imaging 2008 ; 27(4):854-9.

Illustrations

- Figure 1 : vue antérieure de la tête osseuse - NETTER F., Atlas d'anatomie humaine - 5ème édition - Elsevier Masson 2011.....p. 11
- Figure 2 : coupe de la mandibule – BOUCHARD P., Parodontologie et dentisterie implantaire – Lavoisier Médecine France 2015.....p.12
- Figure 3 : cycle ARIF – BOUCHARD P., Parodontologie et dentisterie implantaire – Lavoisier Médecine France 2015.....p.14
- Figure 4 : schéma résistance osseuse.....p.15
- Figure 5 : nombre d'articles par année publiés sur pubmed avec les mots clés « osteoporosis » et « bone quality ».....p.15
- Figure 6 : Les différents types d'os suivant la classification de Lekholm & Zarb - DAVARPANAH. S. SZMMUKLER-MONCLER Manuel d'implantologie clinique - 3ème édition - Editions CdP 2012.....p.16
- Figure 7 : illustration MIL.....p.19
- Figure 8 : conséquences des perforations sur Tb.Pf - HAHN M, VOGEL M, POMPESIUS-KEMPA M, DELLING G. - Trabecular Bone Pattern Factor-A New Parameter for Simple Quantification of Bone Microarchitecture. Bone, 1992, 13(4):327-30.....p.19
- Figure 9 : objet fractal - image libre de droit <https://visualhunt.com>.....p.21
- Figure 10 : section d'os biopsé (os iliaque) - PARFITT AM, DREZNER MK, GLORIEUX FH, KANIS JA, MALLUCHE H, MEUNIER PJ et coll. - Bone Histomorphometry : Standardization of Nomenclature, Symbols, and Units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee. J Bone Miner Res 1987 ; 2(6):595-610.p.22
- Figure 11 : principe de fonctionnement du scanner - cours D03 Dr.Jordana.....p.25
- Figure 12 : reconstruction au microscanner d'une mandibule. La flèche pointe le nerf alvéolaire inférieur. BODIC F, AMOURIQ Y, GAYET-DELACROIX M, MAUGARS Y, HAMEL L, BASLE MF et coll. - Relationships between bone mass and micro-architecture at the mandible and iliac bone in edentulous subjects: a dual X-ray absorptiometry, computerised tomography and microcomputed tomography study. -Gerodontology 2012 ; 29(2):e585-94.....p.26
- Figure 13 : image d'un rachis par DXA (copie d'un examen privé).....p.28

Figure 14 : illustration du TBS - SILVA BC, LESLIE WD, RESCH H, LAMY O, LESNYAK O, BINKLEY N & coll. - Trabecular bone score: a non invasive analytical method based upon the DXA image. J Bone Miner Res 2014 ; 29(3):518-30.....	p.31
Figure 15 : comparaison entre une image d'un talon obtenue par QUS grâce à la BUA et par radiographie - LAUGIER P, PADILLA F, PEYRIN, F, RAUM K, SAIED A, TALMANT M & COLL. - apport des ultrasons dans l'exploration du tissu osseux. - ITBM RBM 2005 Vol 26.....	p.33
Figure 16 : image 3D de la face obtenue par scanner - CAVEZIAN R, PASQUET G, BEL G, BALLER G. Imagerie dento-maxillaire approche radio-clinique – 3ème édition. Masson 2006.....	p.36
Figure 17 : coupes transverses de la mandibule issues du scanner - CAVEZIAN R, PASQUET G, BEL G, BALLER G. Imagerie dento-maxillaire approche radio-clinique – 3ème édition. Masson 2006.....	p.37
Figure 18 : image cone beam de la mandibule en 3D et coupes 2D - courtoisie Dr. Evanno...	p.40
Figure 19 : coupes transversales de la mandibule - courtoisie du Dr. Evanno.....	p.41
Figure 20 : cliché rétroalvéolaire des incisives mandibulaires - examen privé.....	p.45
Figure 21 : orthopantomogramme - courtoisie du Dr. Evanno.....	p.45
Figure 22 : image ATM - CAVEZIAN R, PASQUET G, BEL G, BALLER G. Imagerie dento-maxillaire approche radio-clinique – 3ème édition. Masson 2006.....	p.49
Figure 23 : tableau récapitulatif des différentes techniques d'évaluation de la structure osseuse.....	p.53

BONNET (Thomas) - Evaluation de la qualité osseuse par techniques non invasives – 64 f. ; ill. ; tabl. ; 84 ref. ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2019)

RESUME :

La résistance osseuse dépend de la densité minérale osseuse, de la macroarchitecture et de la microarchitecture. Le microscanner est la technique de référence pour évaluer ces paramètres. Cette technique restitue une image en trois dimensions haute résolution mais est invasive car elle nécessite un prélèvement osseux.

Parmi les techniques non invasives, la tomодensitométrie permet de mesurer avec précision la densité volumique osseuse et d'évaluer la macro et microarchitecture. D'autres techniques comme l'absorption biphotonique, l'ultrasonographie ou encore l'IRM représentent des alternatives intéressantes et qui grâce aux progrès technologiques sont amenées à fournir des informations qui dépassent leur fonction première et qui ouvrent de nouveaux horizons.

En odontologie, les radiographies rétroalvéolaires et l'orthopantomogramme sont très utiles pour obtenir une première évaluation de la structure osseuse mais le cone beam est la technique qui permet d'avoir le plus de renseignements. En effet cette technique d'imagerie 3D permet de restituer les volumes osseux avec précision et donne également des informations sur la microarchitecture. Le CBCT est donc devenu un outil incontournable en chirurgie dentaire.

En implantologie, en parodontologie ou en endodontie, l'évaluation des paramètres de la résistance osseuse permettra de diagnostiquer plus précocement les lésions osseuses, d'affiner le pronostic et d'objectiver la cicatrisation osseuse après thérapeutique.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Radiologie

MOTS CLE MESH :

Densité Osseuse – Bone Density

Absorptiométrie photonique – Absorptiometry Photon

Tomодensitométrie – Tomography X-Ray Computed

Radiographie – Radiography

Tomодensitométrie à faisceau conique – Cone-Beam Computed Tomography

Imagerie par Résonance Magnétique – Magnetic Resonance Imaging

JURY :

Président : Professeur LE GUEHENNEC L.

Directeur : Professeur AMOURIQ Y.

Assesseur : Docteur JORDANA F.

Assesseur : Docteur LEMOINE S.

ADRESSE DE L'AUTEUR :

Le Bois du Parc – 44110 Châteaubriant
thomasbonnet@outlook.com