

ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE LYON

Année 2005 - Thèse n° 45.

Influence de la race, du poids, du sexe et de l'âge sur la densitométrie osseuse (méthode DEXA) chez le chien.

THESE

Présentée à l'UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON I
(Médecine - Pharmacie)
et soutenue publiquement le 25 Mars 2005
pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

par

Mathieu ROFFET
Né le 2 Avril 1977
à St Vallier (71).



ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE LYON

Année 2005 - Thèse n°

Influence de la race, du poids, du sexe et de l'âge sur la densitométrie osseuse (méthode DEXA) chez le chien.

THESE

Présentée à l'UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON I
(Médecine - Pharmacie)
et soutenue publiquement le 25 Mars 2005
pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

par

Mathieu ROFFET
Né le 2 Avril 1977
à St Vallier (71).



A Monsieur le Professeur André Morin

De la faculté de médecine de Lyon,
Qui nous a fait l'honneur d'accepter la présidence de notre jury de thèse,
Hommages très respectueux.

A Monsieur le professeur Eric Viguiier

De l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon,
Qui nous a aidé dans la réalisation de cette thèse et qui nous a entouré de ses conseils
judicieux,
Qu'il trouve ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre respect.

A Monsieur le professeur Didier Fau

De l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon,
Qui nous a fait l'honneur de participer à notre jury de thèse,
Sincères remerciements.

A mes parents,
Pour m'avoir soutenu et encouragé tout au long de mes études,
Pour votre amour et votre aide dans les bons et les mauvais moments,
Trouvez ici la marque de mon amour indéfectible.

A Gaëlle, Laurent, Quentin et Louis,
Ma précieuse grande sœur et toute sa petite famille,
Notre complicité reste irremplaçable à mes yeux.

A mon Amour,
J'espère que de la haut, tu es fier de moi,
Je t'aime et nous nous retrouverons.

A tous mes amis, présents dans les moments les plus durs,
Et tout particulièrement à Fabien et Marie, Julie et Guillaume, Estelle et Steve, Fred et Fred,
Laurent et Maryline, Julien et Manue, Malof, Matthieu, Laura, Melo, Raph, Gilles, Judith,
Juliette, la famille Brun, Mimi, Luc,
Toujours là quand il faut, que la vie nous fasse encore partager de bons moments.

A Philippe.

Table des matières :

Table des matières :	6
Table des illustrations :	9
Figures :	
Tableaux :	
Annexes :	
Introduction :	12
Chapitre I : Rappels sur la densitométrie osseuse :	13
1. Les différents appareils et techniques d'évaluation de la DMO :	14
1.1. Radiographies conventionnelles :	
1.2. Radiogrammétrie :	
1.3. Photodensitométrie :	
1.4. Absorptiométrie monophotonique :	
1.4.1. Absorptiométrie isotopique monophotonique :	
1.4.2. Absorptiométrie à rayons X monophotonique :	
1.5. Tomographie computerisée du squelette périphérique :	
1.6. Absorptiométrie biphotonique :	
1.6.1. Absorptiométrie biphotonique à source isotopique :	
1.6.2. Absorptiométrie biphotonique à rayons X :	
1.7. Tomodensitométrie :	
1.8. Mesures ultrasonores osseuses :	
1.9. Autres techniques en développement :	
1.9.1. Radiogrammétrie digitalisée :	
1.9.2. Photodensitométrie digitalisée :	
2. Principes et conditions pour la validation des mesures d'un densitomètre :	31
2.1. La précision :	
2.2. L'exactitude :	
2.3. Contrôle de qualité des appareils DEXA :	
3. Intérêts de la densitométrie osseuse chez l'homme et chez l'animal :	35
3.1. Intérêts de la densitométrie osseuse chez l'homme :	
3.1.1. Intérêts de la densitométrie osseuse dans l'étude de l'ostéoporose :	
3.1.1.1. Etude des ostéoporoses primitives :	
3.1.1.2. Etude des ostéoporoses secondaires :	
3.1.2. Intérêts de la densitométrie osseuse dans l'étude d'autres ostéopathies :	
3.1.3. Intérêts de la densitométrie osseuse dans d'autres domaines de la médecine humaines :	
3.2. Intérêts de la densitométrie chez l'animal :	
3.2.1. Utilisation de la densitométrie osseuse chez le rat :	

- 3.2.2. Utilisation de la densitométrie osseuse chez le chat :
- 3.2.3. Utilisation de la densitométrie osseuse chez le lapin :
- 3.2.4. Utilisation de la densitométrie osseuse chez le chien :
- 3.2.5. Utilisation de la densitométrie osseuse chez les suidés :
- 3.2.6. Utilisation de la densitométrie osseuse chez le mouton :
- 3.3. Les inconvénients de cette méthode :

Chapitre II : Etude expérimentale : 48

- 1. Objectifs de l'étude : 49
- 2. Matériels et méthodes : 49
 - 2.1. Animaux utilisés :
 - 2.2. Mesure de la densité osseuse :
 - 2.2.1. Appareillage :
 - 2.2.2. Choix des sites de mesures :
 - 2.2.2.1. Mesures réalisées :
 - 2.2.2.2. Interprétation des images obtenues : 57
- 3. Résultats :
 - 3.1. Mesures de reproductibilité :
 - 3.2. Etude de la population totale :
 - 3.2.1. Résultats concernant les membres droit et gauche :
 - 3.2.1.1. Radius :
 - 3.2.1.2. Calcanéum :
 - 3.2.1.3. Tibia :
 - 3.2.2. Etude comparative en fonction de l'âge, du sexe et du poids de l'animal :
 - 3.2.2.1. Comparaison des DMO en fonction du poids de l'animal :
 - 3.2.2.2. Comparaison des DMO en fonction de l'âge de l'animal :
 - 3.3. Etude de la population de Beagles :
 - 3.3.1. Comparaison des membres droits et gauches :
 - 3.3.1.1. Comparaison radius droit et gauche :
 - 3.3.1.2. Comparaison calcanéum droit et gauche :
 - 3.3.1.3. Comparaison tibia droit et gauche :
 - 3.3.2. Comparaison des DMO en fonction du sexe de l'animal :
 - 3.3.2.1. Comparaison des DMO de radius en fonction du sexe de l'animal :
 - 3.3.2.2. Comparaison des DMO de calcanéum en fonction du sexe de l'animal :
 - 3.3.2.3. Comparaison des DMO de tibia en fonction du sexe de l'animal :
 - 3.3.2.4. Etude de la relation sexe/poids dans le lot de Beagles :

Chapitre III : Discussion : 74

- 1. Discussion de la méthode : 75
 - 1.1. Avantages et contraintes liés à l'appareillage :
 - 1.1.1. Avantages :
 - 1.1.2. Contraintes :
 - 1.2. Détermination du site de mesure :

1.3. Reproductibilité :	78
2. Discussion des résultats :	
2.1. Des mesures sont elles réalisables chez le chien ?	
2.2. Etude des variations de densité en fonction du poids, de l'âge, du sexe et de la race de l'animal :	
2.2.1. Etude des variations en fonctions du poids de l'animal:	
2.2.2. Etudes des variations en fonctions de l'âge de l'animal:	
2.2.3. Etude des variations en fonction du sexe de l'animal :	
2.3. En déduire les sites les plus appropriés :	
Conclusion :	86
Bibliographie :	87
Annexes :	96

Table des illustrations :

Figures :

Figure 1 : Réalisation d'un cliché de photodensitométrie. Les mesures de densité des métacarpes sont effectuées après calibration de l'ostéodensitomètre à l'aide du fantôme.....	17
Figure 2 : Représentation schématique d'un fantôme et en dessous, l'image radiographique qu'il produit.....	17
Figure 3 : Principe de l'absorption monophotonique. La figure A représente la simulation d'un avant-bras placé dans l'air ambiant ainsi qu'un ensemble source-détecteur. La courbe en dessous montre le tracé du faisceau atténué dans l'air lorsque l'avant-bras est scanné le long de l'axe des x. La figure B représente la même situation à la différence que l'avant-bras est immergé dans un bac rempli d'eau de façon à simuler une épaisseur constante des tissus mous à la périphérie de l'os. On supprime ainsi les interactions parasites.....	19
Figure 4 : Atténuation massique en fonction du matériau traversé et de l'énergie du rayonnement.....	21
Figure 5 : Représentation schématique d'un appareil de DEXA.....	24
Figure 6 : Effet de la taille de l'échantillon sur les paramètres habituels enregistrés en densitométrie. Les techniques fondées sur la projection des volumes définissent des régions d'intérêt ou aires projetées. Les deux échantillons ci-dessus présentent une densité volumique osseuse identique mais des volumes différents. La densité minérale surfacique obtenue est deux fois plus élevée pour le grand échantillon que pour le petit échantillon.....	25
Figure 7 : Niveaux de gris et profil des gradients de magnitude pour une coupe transversale de radius : X0 et X3, limites externes des corticales ; X1 et X2, limites internes des corticales ou externes des médullaires.....	30
Figure 8 : Image du radius après détection des contours des corticales et de la médullaire. La ligne de référence correspond à la zone où est effectuée la coupe transversale pour les mesures.....	30
Figure 9 : Photographie du densitomètre PIXI LUNAR de Général Electric©.....	51
Figure 10 : Photographie des fantômes de calibration.....	52
Figure 11 : Photographie des détails des fantômes de calibration.....	52
Figure 12 : Localisation de la région d'intérêt du site Radius.....	55
Figure 13 : Localisation de la région d'intérêt du site calcaneum.....	56
Figure 14 : Localisation de la région d'intérêt du site tibia.....	57
Figure 15 : Droite de régression entre la DMO du radius droit et gauche.....	60
Figure 16 : Droite de régression entre la DMO du calcaneum droit et gauche.....	61
Figure 17 : Droite de régression entre la DMO du tibia droit et gauche.....	62
Figure 18 : Recherche d'une relation mathématique entre le poids et le DMO du radius D.....	64

Figure 19 : Recherche d'une relation mathématique entre le poids et le DMO du radius G.....	65
Figure 20 : Recherche d'une relation mathématique entre le poids et le DMO du calcanéum D.....	65
Figure 21 : Recherche d'une relation mathématique entre le poids et le DMO du calcanéum G.....	66
Figure 22 : Recherche d'une relation mathématique entre le poids et le DMO du tibia D.....	66
Figure 23 : Recherche d'une relation mathématique entre le poids et le DMO du tibia G.....	67
Figure 24 : Comparaison des moyennes et écarts-types entre les valeurs de DMO du radius droit et gauche chez le Beagle.....	69

Tableaux :

Tableau 1 : Présentation des troubles observés en fonction de la dose d'irradiation.....	46
Tableau 2 : Réglementation d'irradiation par les rayons X.....	47
Tableau 3 : Récapitulatif des chiens utilisés pour l'étude expérimentale.....	50
Tableau 4 : Mode de mesure et vues utilisées sur les différents sites de mesure.....	53
Tableau 5 : Récapitulatif des moyennes de DMO et écarts-types de DMO pour chaque site de mesure.....	58
Tableau 6 : Race, poids, sexe et âge, des différents chiens composant notre échantillon.....	59
Tableau 7 : Résultats du test de Student pour la comparaison des DMO en fonction du poids de l'animal.....	63
Tableau 8 : Coefficients de corrélation entre le poids de l'animal et la DMO pour chaque site de mesure.....	63
Tableau 9 : Coefficients de corrélation liant l'âge de l'animal à la DMO pour chaque site de mesure.....	67
Tableau 10 : Moyennes et écarts-types des valeurs de DMO du radius droit et gauche chez le Beagle.....	69
Tableau 11 : Moyennes et écarts-types des valeurs de DMO du calcanéum droit et gauche chez le Beagle.....	70
Tableau 12 : Moyennes et écarts-types des valeurs de DMO du tibia droit et gauche chez le Beagle.....	70
Tableau 13 : Moyennes de DMO des radius droit et gauche chez la femelle et le mâle Beagle.....	70
Tableau 14 : Résultats du test de Mann-Whitney pour la comparaison des DMO du radius en fonction du sexe.....	71
Tableau 15 : Moyennes de DMO des calcanéums droit et gauche chez la femelle et le mâle Beagle.....	71

Tableau 16 : Résultats du test de Mann-Whitney pour la comparaison des DMO du calcaneum en fonction du sexe.....	72
Tableau 17 : Moyennes de DMO des tibia droit et gauche chez la femelle et le mâle Beagle.....	72
Tableau 18 : Résultats du test de Mann-Whitney pour la comparaison des DMO du radius en fonction du sexe.....	72
Tableau 19 : Moyenne du poids des mâles et des femelles dans le lot de Beagles.....	73
Tableau 20 : Résultats du test de Mann-Whitney pour la comparaison des poids entre mâles et femelles à l'intérieur du lot de Beagles.....	73
Tableau 21 : Récapitulatif des moyennes et des écarts-types de DMO pour la population totale et celle de Beagles.....	79

Annexes :

Annexe 1 : Comparaison des moyennes et écarts-types entre le radius droit et gauche chez le Beagle.....	97
Annexe 2 : Comparaison des moyennes et écarts-types entre le calcaneum droit et gauche chez le Beagle.....	97
Annexe 3 : Comparaison des moyennes et écarts-types entre le tibia droit et gauche chez le Beagle.....	98
Annexe 4 : Comparaison des moyennes et écarts-types de DMO du tibia droit entre les mâles et les femelles Beagles.....	98
Annexe 5 : Comparaison des moyennes et écarts-types de DMO du tibia gauche entre les mâles et les femelles Beagles.....	99
Annexe 6 : Comparaison des moyennes et écarts-types de DMO du calcaneum droit entre les mâles et les femelles Beagles.....	99
Annexe 7 : Comparaison des moyennes et écarts-types de DMO du calcaneum gauche entre les mâles et les femelles Beagles.....	100
Annexe 8 : Comparaison des moyennes et écarts-types de DMO du radius droit entre les mâles et les femelles Beagles.....	100
Annexe 9 : Comparaison des moyennes et écarts-types de DMO du radius gauche entre les mâles et les femelles Beagles.....	101

INTRODUCTION :

Ce travail expérimental a pour but d'évaluer la densité osseuse chez le chien à l'aide d'un appareil de type DEXA.

La première partie de cette étude décrit les points importants de la densitométrie osseuse, d'une part, les différents appareils et techniques d'évaluation de la densité osseuse et d'autre part, les principes et conditions de validation des mesures. Les indications de la densitométrie osseuse chez l'homme sont bien codifiées alors que chez l'animal elles sont naissantes. La seconde partie de cette étude est expérimentale et a été réalisée sur 24 chiens à l'ENV de Lyon. Le but a été de constituer une banque de données de la densitométrie minérale osseuse (DMO) sur différents sites osseux et de sélectionner parmi ces sites ceux présentant la meilleure répétitivité.

Chapitre I :

RAPPELS SUR LA DENSITOMETRIE OSSEUSE

Les mesures de densité osseuse sont basées sur l'appréciation de la teneur en sels minéraux par unité de volume de tissu osseux ou une grandeur de signification équivalente. Les techniques employées pour cela sont nombreuses et variées ; en essayant toujours d'être performantes, les nouvelles techniques tentent d'améliorer la qualité des mesures et donc des résultats, c'est le cas des techniques utilisant les rayons X ou les ondes sonores. Cependant ces différents dispositifs doivent être évalués et validés.

1. LES DIFFERENTS APPAREILS ET TECHNIQUES D'EVALUATION DE LA DMO :

La découverte de la radiographie par Röntgen en 1895, permettant de visualiser le tissu osseux au sein des tissus mous, ouvrit rapidement de nouvelles perspectives dont la visualisation des anomalies osseuses puis l'évaluation de la densité osseuse. Différentes techniques ont été depuis mises au point pour évaluer et suivre la perte de la masse osseuse, tant physiologique que pathologique.

1.1. Radiographies conventionnelles :

[3, 4, 11, 14, 37, 50, 58]

En partant de l'idée que l'opacité aux rayons X du tissu osseux est liée à sa charge en minéraux, on peut donc envisager d'évaluer le CMO (contenu minéral osseux) par la mesure de la densité optique de la radiographie.

Cependant, cette technique simple et peu coûteuse n'a pas répondu à l'attente des praticiens du fait de nombreuses causes d'erreurs dues à la mesure physique et à l'interprétation subjective. 20 à 40% de pertes osseuses sont nécessaires pour que l'on puisse détecter une déminéralisation sur un cliché. Or, à de tels stades, les ostéoporoses sont déjà déclarées.

On a ensuite étudié la morphologie de l'os sur un cliché radiographique en essayant de quantifier ces observations : c'est la radiogrammétrie.

1.2. Radiogrammétrie :

[9, 14, 18, 43, 45, 55]

Introduite pour la première fois par Barnett et Nordin (1960), Laval Jeantet (1957), Virtama (1960) puis développée par Garn en 1970, Dequeker en 1972, elle est utilisée comme mesure de la masse minérale osseuse et s'applique à la mesure de l'os compact.

Dans cette technique, il faut mesurer l'épaisseur des corticales d'un segment osseux périphérique uniquement, à partir de radiographies standard d'incidence antéro-postérieure. Généralement, on utilise deux métacarpes ou un métacarpe et le radius comme sites de mesures. Les radiographies sont réalisées selon des conditions techniques précises : distance tube-film de 1 mètre, voltage de 52 keV, durée d'exposition de 0,04 secondes et ampérage de 500 mA.

On détermine ensuite, à partir des radiographies, la longueur (L) du métacarpe, la largeur du fût diaphysaire (D) et l'épaisseur médullaire (d). On obtient ainsi l'épaisseur corticale par simple soustraction (D-d). On peut aussi calculer le pourcentage de surface corticale d'une section par rapport à la surface totale de la section (D^2-d^2/D^2) et le rapport de la surface corticale par rapport à la surface totale ($(D^2-d^2)/DL$).

Le résultat ainsi obtenu constitue un index de la densité osseuse qui sera comparé à celui d'un individu dit normal de référence, mesuré dans les mêmes conditions. La technique étant facilement réalisable, a permis d'obtenir de nombreuses données de référence.

Cependant, on observe un manque de sensibilité de la méthode lorsque l'on veut mesurer des variations de densités de la corticale, et d'autant plus pour les variations de densité de l'os spongieux. Lors de mesures, des erreurs sont inévitables du fait:

- de l'hétérogénéité de la surface endostée,
- de l'hypothèse qui considère que l'intérieur de la corticale est un tunnel régulier,

et des variations:

- de positionnement de la main,
- de production de rayons X par le tube,
- de la force du faisceau de rayons,
- dues aux rayonnements diffusés,
- dues au développement du film radiographique.

L'erreur de précision s'élève aux environs de 5 à 10%. Cependant le fait d'effectuer plusieurs mesures par le même opérateur permet d'améliorer la précision de 1 à 2%.

La radiogrammétrie est une méthode simple, peu onéreuse, et largement applicable, elle présente néanmoins le désavantage de ne pouvoir mesurer que l'épaisseur de l'os cortical périphérique. La discrimination de la méthode est faible: Dequeker (1972) a montré que sur un ensemble de patients présentant des fractures vertébrales, 56,6% d'entre eux ont des valeurs de densité osseuse normales au niveau de métacarpes.

Ainsi, sa principale application se limite à la recherche (technique peu coûteuse) permettant de collecter de nombreuses données épidémiologiques.

1.3. Photodensitométrie :

[9, 40, 45, 58]

La photodensitométrie est la plus ancienne méthode quantitative d'évaluation de l'ostéodensité. Elle consiste à mesurer l'absorption osseuse d'un rayon ionisé.

Dans cette technique, on effectue un cliché radiographique de la région à étudier et d'un fantôme ou coin (composé d'aluminium le plus souvent), à l'aide d'un tube de radiographie conventionnel (Figures 1 et 2). On réalise ensuite la mesure des densités respectives directement sur le film impressionné à l'aide d'un densitomètre.

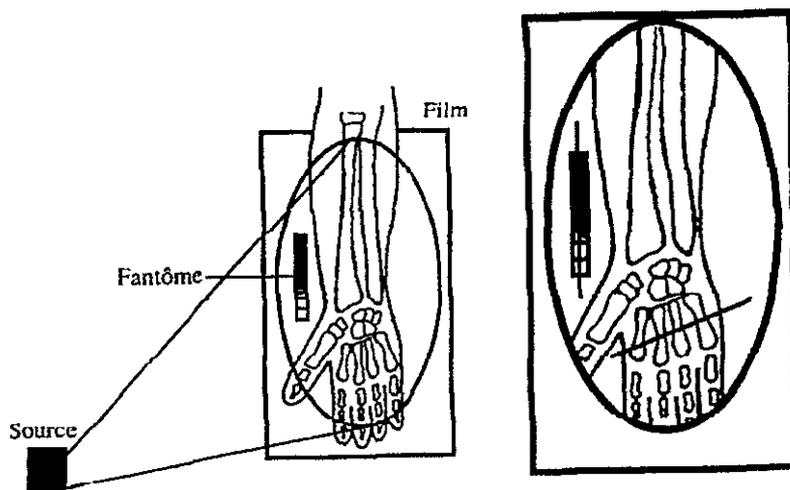


Figure 1 : Réalisation d'un cliché de photodensitométrie. Les mesures de densité des métacarpes sont effectuées après calibration de l'ostéodensitromètre à l'aide du fantôme (d'après [40]).

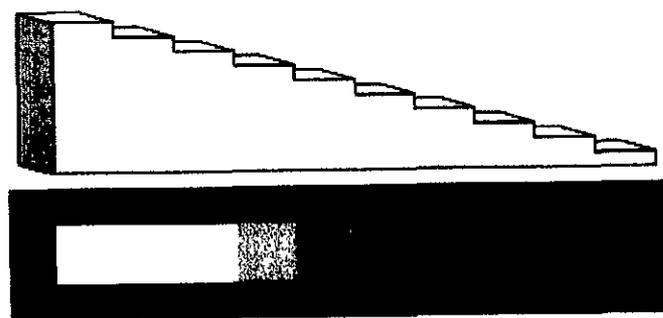


Figure 2 : Représentation schématique d'un fantôme et en-dessous, l'image radiographique qu'il produit (d'après [63]).

Le fantôme doit avoir une composition assez proche de celle de l'os homogène. Généralement, on utilise de l'aluminium car son coefficient d'absorption linéaire est proche de celui de l'os compact pour des énergies de rayonnement de l'ordre de 90 keV. Plus le rayonnement s'affaiblit et plus l'écart se creuse.

Afin que le fantôme reçoive la même quantité de photons incidents que l'élément étudié, il faut que celui-ci soit placé le plus près possible de l'os. On peut obtenir ainsi une reproductibilité de l'ordre de 2%.

Les erreurs que l'on peut avoir au cours de la réalisation sont assez nombreuses. Les principales causes d'erreurs sont dues à des variations liées à l'appareil de radiographie, au faisceau polychromatique de rayons X (source, non-uniformité de l'intensité et de la force, rayonnement diffusé) et techniques de développement.

Le problème du rayonnement diffusé est qu'il ajoute à l'image une densité uniforme et entraîne ainsi une sous-estimation du contenu minéral. De plus, le rayonnement diffusé n'affecte pas de la même manière l'image du fantôme et celle de l'élément radiographié. Le rayonnement diffusé est fonction de la composition et de l'épaisseur de l'élément radiographié.

Du fait de l'épaisseur de l'os, de la présence plus ou moins importante des tissus mous et de la moelle osseuse, seules des mesures des os périphériques fournissent des valeurs acceptables. Des essais de standardisation des effets des tissus mous ont été tentés en utilisant des bains d'eau dont la profondeur était connue, mais cela n'a fait qu'accroître le rayonnement diffusé.

Par cette technique, nous n'obtenons pas une sensibilité très satisfaisante. En effet, il faut au moins une disparition de 20 à 40% de la densité osseuse pour qu'elle soit perceptible sur un cliché radiographique ce qui est mieux mais ne suffit pas.

1.4. Absorptiométrie monophotonique :

[5, 9, 11, 14, 37, 45, 50, 55, 70, 74]

1.4.1. Absorptiométrie isotopique monophotonique

(SPA: Single Photon Absorptiometry):

Cette technique utilise une source de rayonnement mono-énergétique gamma, émis par un radio-isotope : l'iode radioactif 125 ou l'américium 241. Les photons émis par les isotopes sont diaphragmés afin de produire un rayon fin monochromatique. C'est l'atténuation de ce faisceau gamma monochromatique collimaté que l'on mesure par l'intermédiaire d'un détecteur à scintillation. Les balayages sont réalisés tous les centimètres et les informations reçues sont transmises à un ordinateur qui donne le CMO (contenu minéral osseux) en grammes par

centimètre. Cela permet en plus de limiter les erreurs liées à l'utilisation d'un film radiographique.

Le fonctionnement de l'absorptiométrie monophotonique est basé sur le fait que l'atténuation du faisceau dépend de la masse volumique moyenne du milieu traversé et de son épaisseur. Donc lorsque l'on effectue une mesure, la valeur que l'on trouvera sera le reflet de la densité du tissu osseux plus celle des tissus mous qui l'entourent. On comparera alors l'atténuation de l'ensemble os – tissus mous et l'atténuation des tissus mous seuls. Pour cela, on place le bras dans de l'eau, ce qui simule une épaisseur uniforme de tissus mous et ainsi, ramène l'atténuation des tissus mous à une constante (Figure 3). Plus la zone d'ombre est importante et plus le contenu minéral l'est aussi.

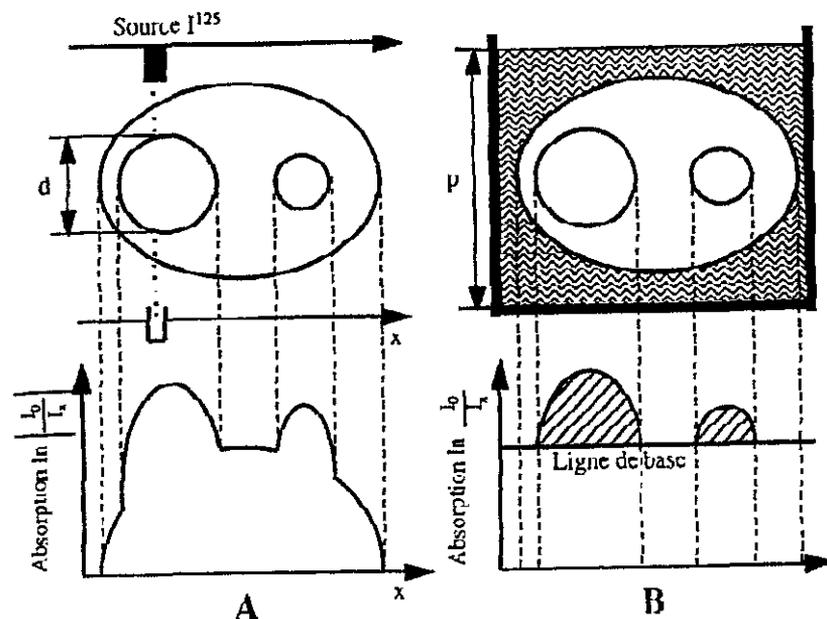


Figure 3: Principe de l'absorption monophotonique. La figure A représente la simulation d'un avant-bras placé dans l'air ambiant ainsi qu'un ensemble source – détecteur. La courbe en dessous montre le tracé du faisceau atténué dans l'air lorsque l'avant-bras est scanné le long de l'axe des x. La figure B présente la même situation à la différence que l'avant-bras est immergé dans un bac rempli d'eau de façon à simuler une épaisseur constante de tissus mous à la périphérie de l'os. On supprime ainsi les interactions parasites (d'après [70]).

L'absorptiométrie monophotonique est utilisée essentiellement au niveau des parties proximales et distales de l'avant bras non dominant et du calcanéum afin d'avoir une zone où les tissus mous sont supposés être le plus possible composés d'un matériel homogène et d'épaisseur constante.

Le temps d'examen est court (10 minutes au niveau de l'avant bras), le matériel utilisé est simple et maniable et l'exposition aux radiations de la région mesurée est faible (1 micro-sievert noté μSv) ce qui permet de faire des mesures répétées sans danger. Quant à la précision de la mesure, elle varie de 1 à 3% avec les appareils les plus récents.

Cependant, la source a une activité décroissante dans le temps, ce qui pose des problèmes de calibrage. Le résultat du contenu minéral étant en grammes par centimètre, il ne s'agit donc pas d'une densité osseuse.

De plus, la SPA n'est pas un bon indicateur du risque fracturaire mais pourrait être utilisée dans le suivi de maladies métaboliques telle que l'hyperparathyroïdie du fait de son faible coût.

1.4.2. Absorptiométrie à rayons X monophotonique :

(SXA: Single-energy X-ray Absorptiometry)

Cette méthode est similaire à la SPA sauf que la source de radiations utilisée est un tube à rayons X. L'utilisation de rayons X permet d'avoir une meilleure précision et des examens plus rapides pour une irradiation faible (1 μSv). La précision obtenue est de 0,5-1% et l'exactitude est de 9%.

1.5. Tomographie computerisée du squelette périphérique :

[14]

Il s'agit d'une amélioration de l'absorptiométrie monophotonique et qui a été décrite par Ruegsegger en 1976. On utilise un radionucléide de basse énergie (^{125}I) avec un détecteur à scintillation. Les balayages sont réalisés sous une série d'angles différents autour de la région d'intérêt de l'avant bras (rotation-translation).

On obtient une reproductibilité de la méthode de 2% pour Ruegsegger et même de 0,5% avec l'utilisation d'un tube à rayons X.

1.6. Absorptiométrie biphotonique :

1.6.1. Absorptiométrie biphotonique à source isotopique :

(DPA: Dual Photon Absorptiometry)

[5, 9, 11, 14, 37, 45, 50, 55, 70, 74]

Les techniques de mesure précédentes ne permettaient de mesurer que des extrémités. Or il serait intéressant de pouvoir effectuer des mesures au niveau de la hanche ou des vertèbres, et pour cela il faut tenir compte des tissus mous.

Les caractéristiques de l'atténuation sont différentes selon le tissu traversé et selon l'énergie du rayon (Figure 4). Il suffirait donc d'utiliser deux rayonnements distincts possédant des énergies bien adaptées et suffisamment séparées pour permettre la discrimination du tissu osseux et des tissus mous.

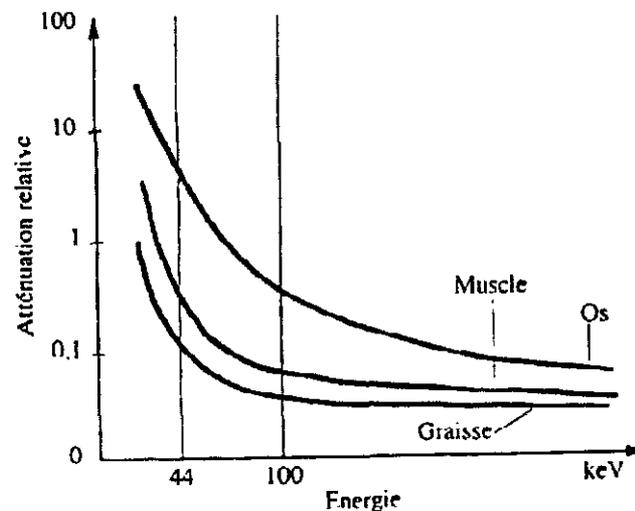


Figure 4 : Atténuation massique en fonction du matériau traversé et de l'énergie du rayonnement (D'après [70]).

On utilise généralement comme isotope le gadolinium (Gd 153) qui émet des photons dans deux domaines différents d'énergie : 44 et 100 keV. Le scintillateur permet de compter le nombre de photons et donc l'atténuation.

On utilise ensuite deux équations à deux inconnues pour déterminer l'atténuation liée à l'os et la masse surfacique de l'os. Soient ΦE_1° et ΦE_2° , les flux

incidents de photons pour chacune des énergies utilisées, et Φ_{E_1} et Φ_{E_2} , les flux émergents respectifs mesurés après traversée d'une certaine masse par unité de surface de tissus mous (masse surfacique M_{tm}) et une certaine masse par unité de surface de tissus minéralisés (M_{to}). On aura donc :

$$\Phi_{E_1} = \Phi_{E_1^\circ} \exp(-\mu_{E_1 to} \cdot M_{to} - \mu_{E_1 tm} \cdot M_{tm}) \quad (I)$$

$$\Phi_{E_2} = \Phi_{E_2^\circ} \exp(-\mu_{E_2 to} \cdot M_{to} - \mu_{E_2 tm} \cdot M_{tm}) \quad (II)$$

$\mu_{E_i to}$ et $\mu_{E_i tm}$ étant les coefficients massiques d'absorption du tissu osseux et des tissus mous pour chaque énergie.

On obtient la masse surfacique du tissu osseux, M_{to} , en chaque point, par résolution des équations (I) et (II):

$$M_{to} = A \cdot \ln(\Phi_{E_2} / \Phi_{E_2^\circ}) - B \cdot \ln(\Phi_{E_1} / \Phi_{E_1^\circ}) \quad (III)$$

$$\text{Avec } A = \mu_{E_1 tm} / (\mu_{E_1 to} \cdot \mu_{E_2 tm} - \mu_{E_2 to} \cdot \mu_{E_1 tm}) \quad (IV)$$

$$B = \mu_{E_2 tm} / (\mu_{E_1 to} \cdot \mu_{E_2 tm} - \mu_{E_2 to} \cdot \mu_{E_1 tm}) \quad (V)$$

La quantité obtenue grâce à l'équation (III) correspond à la masse surfacique du tissu osseux en un point. Donc, pour obtenir la masse du contenu minéral osseux sur une surface donnée, il faut additionner toutes les valeurs de M_{to} de l'ensemble des points de cette surface.

Donc, non seulement, il n'est plus nécessaire d'immerger la structure à analyser dans un bac d'eau, mais en plus, on peut effectuer des mesures dans des régions plus centrales, telles la hanche, le rachis lombaire ou l'extrémité proximale du fémur. Cependant, l'hétérogénéité de constitution en graisse des différents tissus et entre individus, introduit de nouvelles erreurs. Elles seront éliminées en scannant un échantillon de tissu adjacent à l'os de façon à calculer son contenu en graisse. La valeur ainsi obtenue servira de référence pour la suite des calculs.

La précision est de 2-4% *in vivo*.

Malgré cela, les désavantages sont nombreux : l'utilisation d'un radio-isotope limite les utilisateurs et exclut les installations radiologiques conventionnelles. La source vieillit régulièrement, entraînant une diminution de la précision. Il faut donc la changer tous les 12-18 mois, ce qui rend cette technique onéreuse. De plus, le rayonnement perd environ 1% de son intensité quotidiennement, obligeant à calibrer l'appareil plusieurs fois par jour pour un suivi correct des patients. La durée d'examen est relativement longue : 15-20 minutes pour un rachis lombaire de face. Des faux positifs sont décrits sur les sujets obèses ainsi que des faux négatifs dus à des ostéophytes, des calcs, des fractures vertébrales par compression. Une variation d'épaisseur de graisse de 2 centimètres entraîne une erreur de précision de 9-10% de la mesure de densité. De plus, les facteurs de correction généralement utilisés considèrent que la graisse est répartie de façon homogène ce qui n'est pas le cas, notamment au niveau de la colonne vertébrale.

1.6.2. Absorptiométrie biphotonique à rayons X

(DEXA: Dual-Energy X-Ray Absorptiometry):

[3, 4, 5, 6, 9, 11, 14, 18, 25, 27, 33, 37, 40, 45, 50, 52, 55, 58, 74]

Cette technique applique les mêmes principes théoriques que ceux de l'absorptiométrie biphotonique. La principale différence provient du remplacement de l'isotope par un tube à rayons X. Deux technologies ont été développées : la première utilise un faisceau cylindrique de rayons X (pencil beam), de l'ordre du millimètre, qui balaye la zone de tissu à étudier ligne par ligne. Dans la deuxième, on a un faisceau "en éventail" (fan beam) qui effectue un balayage unique de la zone de mesure.

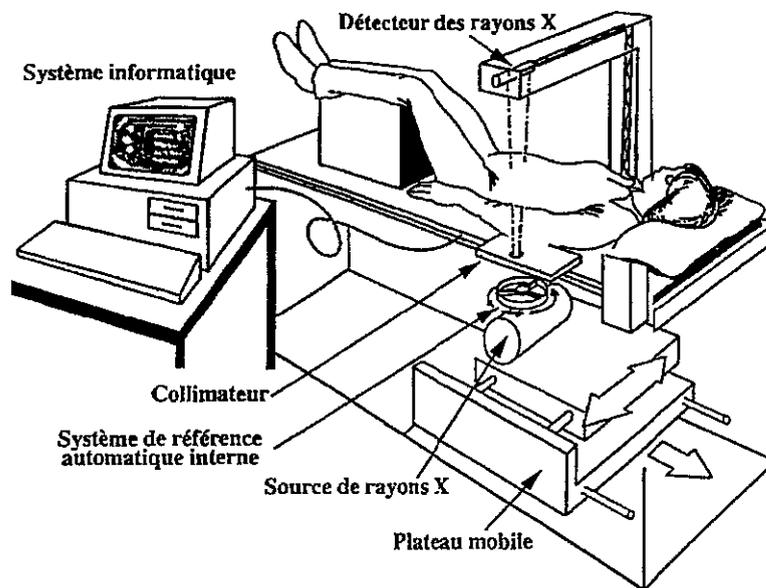


Figure 5 : Représentation schématique d'un appareil de DEXA (HOLOGIC QDR-1000) (d'après [40]).

Les appareils de DEXA actuellement commercialisés sont capables de mesurer le contenu minéral au niveau de la colonne lombaire, du fémur, de l'avant bras, du calcaneum et même de tout le corps. Ces derniers peuvent déterminer le CMO, la DMO, ainsi que la composition corporelle en masse maigre et en masse grasse, ce qui a permis d'étendre l'indication de ces appareils à la plupart des pathologies endocriniennes (diabète, maladie de Cushing, hypo- et hyperthyroïdie, hyperparathyroïdies), aux désordres métaboliques (malabsorptions digestives, syndrome immunodéficientaire acquis, sarcomes), à l'obésité, ... L'utilisation de flux de haute énergie (flux de photons entre 50 et 1000 fois plus important que celui obtenu à partir d'une source de gadolinium) permet d'avoir une source stable dans le temps, d'augmenter la reproductibilité des mesures et d'obtenir des images de forte résolution. De plus, les affections telles que les compressions vertébrales, les ostéophytes peuvent être différenciées au cours de l'analyse finale.

La précision est de 0,5-3% en moyenne mais l'exactitude est un peu plus faible (3-9%). L'irradiation délivrée est minimale (1-8 μSv) ce qui permet d'installer les appareils dans des locaux non protégés et le personnel n'est pas obligé de porter un tablier de plomb. Le temps d'acquisition est 2 à 3 fois plus court qu'avec le SPA. La

technique DEXA est aussi une méthode très performante pour estimer la formation d'os puisqu'elle permet de la détecter dès deux semaines au lieu de 4-6 semaines avec une radiographie standard.

Malgré ces avancées, la mesure de densité effectuée par un appareil de DEXA est une mesure de densité surfacique. L'appareil mesure le contenu minéral de l'élément tridimensionnel étudié projeté sur une surface (à deux dimensions). Le problème est que l'on peut avoir des erreurs d'interprétation des mesures. Si l'on a deux éléments de densité volumique identique mais d'épaisseurs différentes, alors la densité de l'élément le plus épais sera surestimée (Figure 6 ci-dessous).

Donc pour avoir des données interprétables, il est nécessaire que les mesures soient effectuées exactement au même endroit du fait de l'anisotropie de l'os, c'est-à-dire l'hétérogénéité de sa composition. Il est, de plus, nécessaire de disposer de protocoles et de valeurs de référence pour chaque site de mesure et type d'individu.

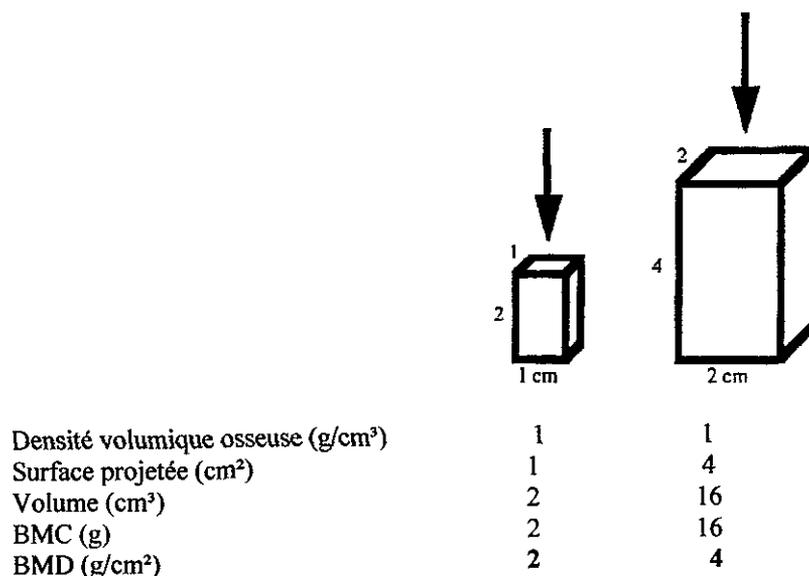


Figure 6 : Effet de la taille de l'échantillon sur les paramètres habituels enregistrés en densitométrie. Les techniques fondées sur la projection des volumes définissent des régions d'intérêt ou aires projetées. Les deux échantillons ci-dessus présentent une densité volumique osseuse identique mais des volumes différents. La densité minérale surfacique obtenue est deux fois plus élevée pour le grand échantillon que pour le petit échantillon (d'après [6]).

Il faudrait, pour passer outre ces inconvénients, que l'on puisse obtenir une véritable densité indépendante des dimensions de l'objet : une densité volumique, exprimée en unité de masse par unité de volume. Pour tenter d'estimer au mieux la

densité volumique, une deuxième coupe, perpendiculaire à la première, est réalisée. Ainsi, l'épaisseur de l'os peut être estimée. On parle alors de "densité apparente" car on prend aussi la moelle dans cette mesure et pas seulement l'os. Il a été montré que l'estimation de la densité est plus précise par cette méthode que la densité surfacique, mais elle ne donne cependant pas plus d'information sur le risque de fracture.

Lorsque les mesures sont réalisées sur des appareils de marques différentes, des écarts *in vivo* de 16% pour le rachis et de 10-17% pour le col fémoral, par exemple, ont été trouvés. Ces écarts sont dus aux différences de calibration, à l'éventuelle correction en fonction du contenu osseux en graisse, et aux différences d'algorithmes de détection des contours. Il est par conséquent impossible d'effectuer un suivi correct des patients en utilisant des appareils de marques différentes et même de modèles différents au sein d'une marque.

Enfin, la DEXA ne nous donne pas de renseignements sur la microarchitecture de l'os (nombre de travées, connectivité et orientation de celles-ci), et ne permet pas la distinction os cortical / os trabéculaire. Cette différenciation a un grand intérêt puisque l'os trabéculaire montre une plus grande activité métabolique que l'os cortical et serait par conséquent plus intéressant à étudier.

1.7. Tomodensitométrie :

(QCT: Quantitative Computed Tomography)

[4, 5, 9, 11, 14, 23, 37, 45, 50, 52, 55, 58]

L'utilisation d'un scanner nécessite de disposer d'un standard de calibration. Celui-ci est placé entre le patient et la table d'examen. La région d'intérêt est sélectionnée grâce à un programme informatique ce qui permet de limiter la subjectivité du choix de la zone et donc d'accroître la reproductibilité.

La tomodensitométrie est la seule méthode capable de faire la distinction entre os trabéculaire et os cortical. Elle permet de faire des mesures localisées strictement à l'os spongieux. Le problème est que la mesure inclut les espaces occupés par la moelle osseuse, ce qui nécessitera d'effectuer des corrections.

De plus, on a enfin une véritable densité avec des résultats exprimés en grammes par centimètre cube, ce qui correspond à une densité volumique et non à une densité surfacique comme avec la méthode DEXA.

La précision est de 1-4% avec une exactitude médiocre (4-15%). Cela est dû principalement à la variabilité de la composition des vertèbres en moelle osseuse. Il faut savoir qu'une augmentation de 10% de la graisse intramédullaire provoque une diminution de 5% de la densité osseuse mesurée. De plus, la quantité de graisse intramédullaire augmente avec l'âge du patient en remplaçant progressivement le tissu hématopoïétique. Il est donc nécessaire d'apporter un facteur de correction afin de diminuer l'erreur. Un autre inconvénient de cette technique est de soumettre les patients à des doses de radiation élevées (50-400 μ Sv). Enfin, le coût des examens par tomодensitométrie est beaucoup plus élevé que ceux réalisés par un appareil de DEXA.

Afin d'avoir une meilleure correction de "l'effet graisse", l'idéal est de disposer, comme dans la méthode DEXA, d'un appareil fonctionnant en double énergie. Cependant la précision reste faible, le temps d'acquisition est plus important et la dose de radiation est plus importante de 50%. La technique est de ce fait peu utilisée.

1.8. Mesures ultrasonores osseuses :

[4, 7, 11, 18, 42, 52, 55, 58]

L'application de la technique ultrasonore à l'os humain a été proposée au début des années 1980, et notamment par Langton en 1984. Les appareils actuellement disponibles présentent les avantages d'être transportables, peu coûteux et simples d'utilisation. Il existe des appareils à bain d'eau avec régulation de la température du bain, ou à sec avec du gel de contact. Quant à la technique, elle est rapide, économique et surtout non irradiante. Le potentiel de développement est donc important dans le dépistage de l'ostéoporose.

Le site de mesure le plus courant est le calcanéum, mais on peut aussi effectuer des mesures au niveau du tibia ou des phalanges. On a ainsi des mesures sur des sites trabéculaires (calcaneum) ou corticaux (phalanges).

Les appareils utilisent un émetteur et un récepteur placés de part et d'autre du segment osseux mesuré. On parle de technique en transmission. L'onde ultrasonore

produite par l'émetteur subit des modifications en fonction de l'élasticité, de la microarchitecture et de la densité du matériau traversé. Deux paramètres sont généralement étudiés: la vitesse et l'atténuation de l'onde ultrasonore.

La vitesse longitudinale c du faisceau ultrasonore dépend de l'élasticité E et de la densité ρ de l'os. Cette relation n'est en théorie valable que pour les milieux isotropes, ce qui n'est pas le cas de l'os. Deux types de vitesses sont habituellement fournies:

- Speed Of Sound (SOS, m/s) ou la vitesse osseuse (V_b , m/s) mesure réalisée au niveau du calcaneum,
- Amplitude dependant Speed Of Sound (Ad-SOS) ou vitesse amplitude-dépendante : mesure réalisée au niveau des phalanges.

L'atténuation de l'onde ultrasonore correspond à une diminution de son amplitude, due à des phénomènes de diffusion et d'absorption, et se traduit par une perte d'énergie acoustique. L'atténuation serait un reflet de la microarchitecture osseuse. De plus, l'atténuation dépend de la fréquence selon une relation qui peut être correctement estimée par une droite dans une bande de fréquence utilisée en clinique comprise entre 0,2 et 0,6 Mhz. La pente de cette droite est appelée BUA (Broadband Ultrasound Attenuation, dB/Mhz).

Il est montré qu'il existe une bonne corrélation entre l'estimation de l'élasticité obtenue par tests mécaniques et par mesures ultrasonores, ainsi qu'entre la vitesse de l'onde et la DMO mesurée par la méthode DEXA. La corrélation entre l'atténuation ultrasonore et la densité physique mesurée par les techniques classiques est très bonne.

Plusieurs études ont montré que les sujets ostéoporotiques ont des valeurs ultrasonores plus basses que les sujets normaux du même âge. De même, il existe une relation entre une diminution de l'atténuation et/ou de la vélocité ultrasonore au calcaneum et la survenue de fracture au col du fémur.

La précision est satisfaisante pour la SOS (2-4%) mais peu pour la BUA (6%), et l'exactitude d'environ 20%. Les causes d'erreur sont nombreuses : hétérogénéité anatomique du réseau trabéculaire du calcaneum, présence d'oedèmes, temps d'immersion, température du bain,...

Une technique récente a permis d'apporter de nouveaux résultats. Cette fois, deux transducteurs sont disposés du même côté de la partie à examiner. Le premier est capable d'émettre une onde et d'en recevoir, le deuxième, séparé du premier par une distance déterminée, ne fait que recevoir les ondes. On peut ainsi facilement évaluer le SOS sans nécessairement connaître l'épaisseur de l'os mesuré. Il a ainsi été montré une corrélation importante ($r = 0,93$) entre le SOS et la DMO.

1.9. Autres techniques en développement :

1.9.1. Radiogrammétrie digitalisée :

[48]

Comme très souvent, il s'agit d'une tentative d'amélioration d'une ancienne méthode par utilisation de nouvelles technologies. Le but est d'avoir une méthode permettant de calculer l'index cortico-médullaire (CMI: cortico-medullar index) de manière semi-automatique à partir d'une radiographie standard.

Dans l'étude de Nanyan, des radiographies de radius du bras non dominant ont été effectuées puis scannées. Des coupes transversales sont effectuées à différents niveaux du radius et au niveau desquelles le profil de gris est réalisé. Le contour des corticales externes est déterminé, puis le contour des corticales internes par détection des points ayant le plus haut niveau de gris sur chacune des coupes transversales du radius (Figure 7 et image 1). L'addition des résultats des différentes coupes le long de l'axe longitudinal du radius détermine de façon précise les limites corticales et médullaires. On peut ainsi calculer facilement le CMI : aire corticale divisée par l'aire osseuse totale.

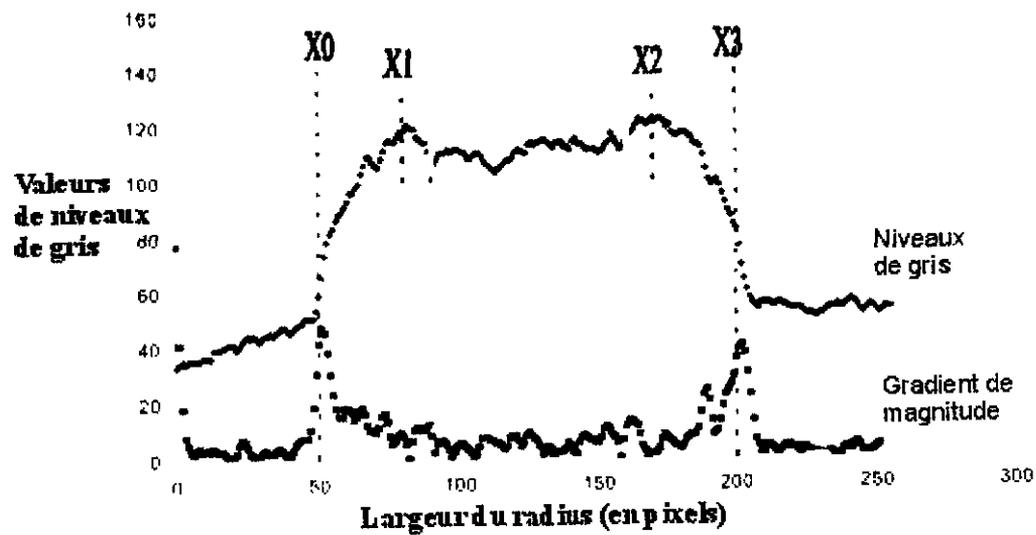


Figure 7 : Niveaux de gris et profil des gradients de magnitude pour une coupe transversale du radius : X0 et X3, limites externes des corticales ; X1 et X2, limites internes des corticales ou externes de la médullaire. (d'après [48]).

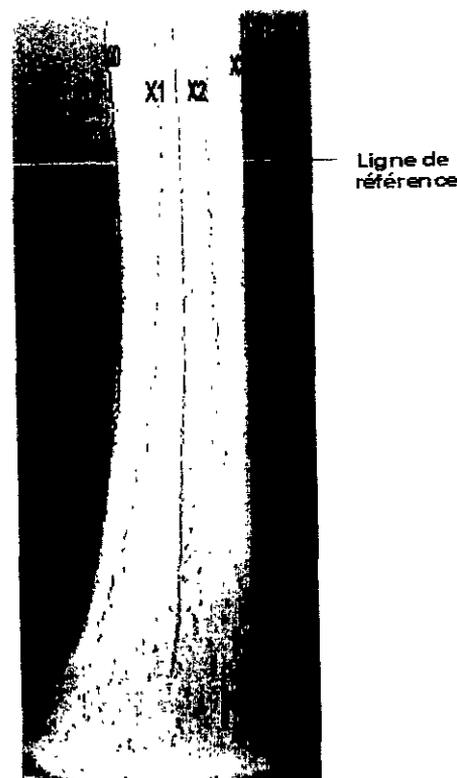


Figure 8 : Image du radius après détection des contours des corticales et de la médullaire. La ligne de référence correspond à la zone où est effectuée la coupe transversale pour les mesures (d'après [48]).

Cette technique montre une bonne corrélation entre le CMI et la densité osseuse. La reproductibilité est bonne (1,36%).

1.9.2. Photodensitométrie digitalisée :

[28, 46, 63]

Dans cette méthode, on réalise une radio avec un fantôme que l'on scanne. Les contours des corticales et de la médullaire sont déterminés grâce aux niveaux de gris. De plus, pour pallier l'influence des tissus mous, on peut, comme dans les techniques biphotoniques, prendre deux radiographies d'énergies différentes et à l'aide d'un programme informatique soustraire leur influence au niveau de l'os.

Cette technique est peu coûteuse, rapide (donc ne nécessite pas forcément une anesthésie de l'animal comme c'est le cas pour les techniques DEXA ou le scanner) et de meilleure résolution que ces deux techniques (ce qui permet l'analyse d'os de petite taille). Mais un des principaux problèmes rencontrés dans la photodensitométrie persiste: la variabilité de la radiographie. L'hétérogénéité du faisceau de rayons X, le développement de la radiographie, le positionnement de l'objet sont autant de facteurs de variation.

Sur éléments isolés, la photodensitométrie digitalisée présente une excellente répétabilité (0,59-0,76%). Comme la plupart des appareils de DEXA, cette méthode a tendance à sous-estimer la densité réelle (33%), mais comme une relation fiable et constante a été définie entre les valeurs mesurées par photodensitométrie digitalisée et les valeurs réelles, il suffit d'étalonner le logiciel.

2. PRINCIPES ET CONDITIONS POUR LA VALIDATION DES MESURES D'UN DENSITOMETRE :

[9, 23, 25, 27, 35, 36, 55, 58, 76]

Comme on a pu le voir les techniques d'évaluation de la densité osseuse sont nombreuses et diverses et on cherche sans cesse à les améliorer. Pour pouvoir comparer les méthodes entre elles afin d'estimer laquelle est la plus performante ou la plus adéquate, nous devons choisir des critères de comparaison qui sont la précision et l'exactitude.

2.1. La précision :

La précision est surtout un terme utilisé en anglais et porte souvent à confusion avec l'exactitude. On peut aussi parler de reproductibilité. La précision d'un appareil correspond à sa capacité à donner, pour des mesures d'un même élément, des résultats les plus proches possibles les uns des autres. Cela revêt une importance particulière pour le suivi des patients.

L'évaluation de la précision est généralement effectuée par l'utilisation de fantômes. Les fantômes sont des structures représentant des individus sains et qui ne varient pas dans le temps. Il s'agit souvent d'une plaque en aluminium représentant les contours osseux du site de mesure, encastrée dans un bloc de plastique transparent simulant les tissus mous. On effectue donc les mesures de manière répétitive (nombre de mesures variables selon les expérimentations) soit à partir du fantôme, soit sur des individus. Des mesures sont réalisées en repositionnant le fantôme afin de déterminer si la position du fantôme a une quelconque influence sur le résultat.

La précision est définie par le coefficient de variation (CV) de mesures répétitives ou l'écart type (DS : Deviation Standard), donnés par les formules:

$$DS = \sqrt{[\sum(x_i - m)^2 / (n-1)]} \quad \text{et} \quad CV = 100.DS/m$$

Avec x_i les valeurs des mesures effectuées, m la moyenne des valeurs des mesures et n le nombre d'échantillons.

Plus la précision est bonne (donc plus le CV est faible), plus le seuil de variation de densité détectable sera faible. Avec une erreur de précision de 1%, il faut observer un changement de 2,8%, avec un intervalle de confiance de 95%, pour conclure que la variation est due à une modification biologique et non à une erreur de mesure.

2.2. L'exactitude :

L'exactitude correspond à la capacité d'un appareil de mesure à donner un résultat le plus proche possible de la valeur réelle de l'objet mesuré.

Pour pouvoir l'évaluer, on compare la valeur obtenue de l'objet ou de l'os *in situ* avec la masse des cendres de l'os, obtenues à haute température afin d'éliminer tous les constituants organiques. Soit on effectue des mesures directement *in vivo* que l'on compare ensuite avec le poids des cendres, soit on utilise directement des pièces excisées que l'on compare aux cendres. Dans certaines études, on utilise même les deux procédés en même temps.

On peut évaluer l'exactitude des mesures en utilisant des cendres d'os confinées dans un fantôme anthropomorphe dont le CMO et la surface projetée sont connus ou des céramiques phosphocalciques

Un procédé couramment employé consiste à comparer les résultats obtenus par un appareil déjà calibré et utilisé en routine avec ceux obtenus par un nouvel instrument à tester. C'est le cas par exemple pour l'évaluation des méthodes ultrasonores ou de densitométrie osseuse digitalisée avec la DEXA comme référence.

La précision et l'exactitude doivent être les meilleures possibles afin que les variations observées soient bien dues à des variations biologiques et non à des variations technologiques. Pour limiter les variations technologiques, des contrôles de qualité réguliers des appareils de mesure doivent être effectués.

2.3. Contrôle de qualité des appareils de DEXA :

Ces appareils sont assez fiables et sont conçus pour être peu sensibles aux variations thermiques et électriques d'environnement. En dehors de ces sources éventuelles de variation, de nombreux paramètres doivent être contrôlés plus ou moins régulièrement: la précision, la linéarité des mesures, le calcul de la ligne de base, l'effet de variation de l'épaisseur des parties molles (graisse), la résolution spatiale de l'image, ...

Généralement, chaque constructeur d'appareil fournit un moyen d'évaluer et de contrôler les éventuelles dérives de paramètres. Il existe deux opérations différentes :

- la calibration qui est un procédé d'étalonnage de l'appareil de mesure,
- le contrôle de qualité ou de fonctionnement qui est la vérification quotidienne du fonctionnement de l'appareil.

Le contrôle de fonctionnement nécessite l'utilisation d'un fantôme. Chaque type d'appareil possède son propre fantôme. Le fantôme est mesuré tous les jours à chaque démarrage de l'appareil et au moins trois fois par semaine. Le résultat de la mesure est archivé et doit être interprété afin de détecter une éventuelle dérive de l'appareil. Le but étant de la détecter le plus précocement possible pour éviter d'avoir des résultats trop faussés. Pour définir des mesures anormales, on peut simplement analyser visuellement la courbe représentant les 10-20 dernières mesures mais cette méthode n'est pas assez sensible et ne permet pas de détecter précocement les dysfonctionnements. La règle de Shewhart, utilisée à la base dans les laboratoires de biochimie, peut être extrapolée pour les mesures de densité osseuse. Ainsi, on estime qu'il est nécessaire d'effectuer une vérification de l'appareil lorsque l'on a :

- dix mesures consécutives du même côté de la moyenne,
- quatre mesures consécutives à plus de 0,5% de la moyenne,
- deux mesures consécutives à plus de 1% de la moyenne,
- une mesure à plus de 1,5% de la moyenne.

Les méthodes d'investigation du CMO ou de la DMO sont, comme nous avons pu le voir, assez nombreuses, variées et toujours à la pointe des dernières technologies. Nous allons voir maintenant pourquoi l'homme porte un tel intérêt à l'évaluation de la densité osseuse de l'homme mais aussi de l'animal.

3. Intérêts de la densitométrie osseuse chez l'homme et chez l'animal :

3.1. Intérêts de la densitométrie osseuse chez l'homme :

L'utilisation de la densitométrie osseuse chez l'homme a plusieurs buts :

- le diagnostic de différentes ostéopathies,
- le suivi de différentes ostéopathies,
- le pronostic d'évolution de différentes ostéopathies du risque fracturaire,
- l'évaluation et le suivi du risque fracturaire.

Il faut noter qu'en médecine humaine, le domaine de prédilection de l'utilisation de la densitométrie osseuse reste celui de l'ostéoporose.

3.1.1. Intérêts de la densitométrie osseuse dans l'étude de l'ostéoporose :

[10, 25, 30, 35, 44, 58]

L'ostéoporose est une maladie diffuse du squelette caractérisée par une masse osseuse basse et des altérations de la micro architecture du tissu osseux, entraînant une fragilisation de l'os et l'augmentation du risque d'apparition de fracture. Il a été démontré que le risque d'apparition de fracture augmente de manière progressive et continue en fonction de la diminution de la densitométrie osseuse, c'est la raison pour laquelle la mesure de la densité osseuse dans le cadre de cette affection est, de nos jours, la technique la plus appropriée dans le diagnostic, le suivi et l'estimation du risque de complication de la maladie.

Un groupe d'experts de l'Organisation Mondiale de la Santé a défini l'ostéoporose à partir de données densitométriques sur la base de différents travaux et la définition du T-score.

Le T-score correspond à la différence entre la valeur de la DMO du patient (M) et la valeur moyenne des adultes jeunes (20-30 ans) de même sexe (Maj), rapportée à l'écart type de la population des adultes jeunes (Etaj) :

$$\text{T-score} = (M - \text{Maj}) / (\text{Etaj})$$

Le seuil fracturaire est calculé comme la valeur au-dessous de laquelle se situent 80, 85, 90...% des sujets ayant des fractures ostéoporotiques.

Donc à partir de ces données l'OMS a défini l'ostéoporose comme :

- *Densité normale* : $T > -1$: densité osseuse inférieure de moins de une déviation standard à celle de l'adulte jeune,
- *Ostéopénie* : $-2,5 < T < -1$: densité osseuse comprise entre -1 et -2,5 déviations standard par rapport à l'adulte jeune,
- *Ostéoporose* : $T \leq -2,5$: densité osseuse inférieure à -2,5 déviations standard par rapport à l'adulte jeune,
- *Ostéoporose sévère* : $T \leq -2,5$ + fracture : densité osseuse inférieure à -2,5 déviations standard par rapport à l'adulte jeune, en présence d'une ou plusieurs fractures par fragilité osseuse.

Il existe un gradient de risque entre diminution de la densité osseuse et augmentation du risque de fracture de telle sorte que :

- le risque de fracture double à chaque diminution de la densité osseuse d'une déviation standard,
- le risque relatif de fracture est estimé de la même manière par tous les sites. Seul le risque de fracture du col fémoral est mieux estimé par la mesure directe de la densité du col.

Mais la densité osseuse varie en fonction de l'âge. Pour en tenir compte, le concept du Z-score compare la mesure de la densité osseuse à une valeur de référence d'un individu du même âge. Dès lors, un T-score à -2,5, qui constitue un seuil diagnostique et non thérapeutique, n'a pas la même signification à 45 ans et à 70 ans, car

la proportion de sujets ostéopéniques et ostéoporotiques augmente avec l'âge. Le Z-score permet donc d'apprécier chez un sujet donné l'importance de son risque fracturaire à venir. En effet il tient compte de l'évolution avec l'âge de la minéralisation du sujet, prévisible d'après celle de la population de référence. Le Z-score est d'autant plus utile que la pente de perte osseuse avec l'âge est plus grande, comme c'est le cas chez la femme.

L'éthiopathogénie de l'ostéoporose est de mieux en mieux connue et est multifactorielle. L'acquisition de la masse osseuse, son maintien, puis la perte osseuse sont dépendantes de facteurs qui définissent les ostéoporoses primitives et secondaires.

3.1.1.1. Etude des ostéoporoses primitives :

[12, 15, 47, 58]

L'apparition des ostéoporoses primitives dépend de différents facteurs :

- Les facteurs génétiques :

Ils expliquent environ 80% de la variance du pic de masse osseuse et participent peut-être aussi à la perte osseuse due à l'âge. Par exemple les fractures ostéoporotiques ont une incidence plus importante chez les individus blancs plutôt que chez les asiatiques ou les individus noirs. Ceci est à relier aussi à la qualité de vie et aux activités et contraintes physiques.

- La carence oestrogénique :

Une diminution de la masse osseuse s'observe en cas de carence oestrogénique c'est pour cette raison que l'ostéoporose postménopausique est tant étudiée. De nombreux travaux ont montré que le tra 17 β oestradiol contrôle le remodelage osseux. Des récepteurs hormonaux nucléaires existent dans les ostéoblastes humains et leur présence dans les ostéoclastes est suspectée. Le contrôle de l'activité cellulaire se fait par la régulation de la synthèse de plusieurs cytokines en particulier l'interleukine 1, 2 et le tumour necrosis factor alpha qui sont de puissants stimulants de l'activité ostéoclastique. Le 17 β oestradiol peut aussi réguler la

synthèse des transforming growth factors β , des insulin-like growth factors 1 et 2 et de leurs binding proteins ; ces facteurs de croissance stockés dans la matrice participent également au couplage de l'activité cellulaire. Plusieurs travaux ont montré aussi le contrôle hormonal de la production de certaines cytokines par les monocytes circulants de femmes ménopausées [Cohen Solal ME, Graulet AM, Denne MA. Peripheral monocyte culture supernants of menopausal women can induce bone resorption: involvement of cytokines. J Clin Endocrinol Metab 1993; 77: 1648-1653].

- Les carences nutritionnelles :

Un apport calcique équilibré est nécessaire tout au long de la vie et les besoins varient en fonction de l'âge. Il est difficile de faire un lien direct entre carence alimentaire calcique et ostéoporose, en raison de très nombreux facteurs confondant, en particulier l'activité physique, les apports caloriques et protéiques.

Le rôle de la carence calcique sur le squelette est certainement très important aux deux extrémités de la vie. Chez les sujets âgés, la carence en calcium s'ajoute au déficit en vitamine D pour provoquer une hyperparathyroïdie secondaire, élément-clé de la fragilisation des os corticaux.

Les ostéoporoses primitives sont classées en 3 types :

- L'ostéoporose de type I :

Elle est essentiellement trabéculaire et est responsable de tassements vertébraux. L'ostéoporose de type I concerne surtout les femmes entre 50 et 70 ans et correspond à l'ostéoporose post ménopausique. Sa cause est donc l'arrêt de sécrétion ovarienne.

- L'ostéoporose de type II :

Elle est corticale et trabéculaire, elle survient surtout après 70 ans et se traduit surtout par des fractures des extrémités des os longs comme la fracture du col fémoral.

- L'ostéoporose idiopathique du sujet jeune :

Elle est rare et touche des personnes entre 30 et 50 ans. Elle est parfois mise sur le compte d'une hypercalciurie idiopathique ou d'une diminution de l'absorption intestinale de calcium, mais on a aussi mis en évidence des tubulopathies avec hypophosphorémie.

3.1.1.2. Etude des ostéoporoses secondaires :

[12, 15, 47]

Les ostéoporoses secondaires ont différentes origines :

- D'origine endocrinienne :

- Hypercorticisme ; syndrome de cushing ou corticothérapie surtout :

C'est la plus fréquente des ostéoporoses secondaires, elle est à rechercher systématiquement à l'interrogatoire lors de perte osseuse surtout si la corticothérapie a été prescrite à dose forte et prolongée.

- Hyperthyroïdie :

Elle s'aggrave rapidement et touche plus souvent la femme. Cette ostéoporose atteint aussi le crâne et les phalanges.

- Hypogonadisme :

Hémochromatose, syndrome de Klinefelter et Turner.

- D'immobilisation :

L'ostéoporose d'immobilisation survient chez les patients alités de façon prolongée. La perte osseuse est dans ce cas précoce, définitive, elle peut ne se manifester cliniquement que des années plus tard. Elle se poursuit durant les six premiers mois d'immobilisation avant de se stabiliser. Elle est parfois accompagnée d'hypercalciurie et d'hypercalcémie.

- Autres causes :

- L'alcoolisme et le tabagisme,
- Les maladies inflammatoires où il est difficile de faire la part des choses entre cytokines de l'inflammation, corticothérapie et immobilisation,
- Les mastocytoses et mastocytomes,
- L'ostéogenèse imparfaite :

C'est une affection héréditaire autosomique dominante responsable de troubles de la synthèse de collagène. Elle associe une ostéoporose avec des fractures multiples, une surdité et une teinte bleutée des sclérotiques.

La densitométrie joue un rôle prépondérant dans le diagnostic de ces affections. Les mesures sont réalisées, suivant les appareils, au niveau des vertèbres lombaires, du col fémoral, du radius, des métacarpes, du calcanéum. Une fois le diagnostic établi, la densitométrie assure un suivi du statut osseux après et pendant la mise en place du traitement. Nous comprenons aisément que l'ostéoporose touche préférentiellement les femmes plutôt que les hommes compte tenu de la baisse du taux d'œstrogènes lors de la ménopause.

3.1.2. Intérêts de la densitométrie osseuse dans l'étude d'autres ostéopathies :

Les ostéomalacies sont caractérisées par la présence d'un tissu ostéoïde en quantité anormale, au sein du tissu osseux. La qualité du tissu est modifiée mais peu ou pas de répercussions sur l'épaisseur de la corticale sont observées. Donc, seule la mesure de la densité osseuse permet de diagnostiquer l'affection. Ce diagnostic est réalisé au niveau de la diaphyse humérale, de la diaphyse du 2^{ème} ou 3^{ème} métacarpien ou de la diaphyse radiale.

L'utilisation de la densitométrie osseuse permet donc de faire le diagnostic de cette affection mais aussi d'en faire le suivi et d'estimer l'efficacité du traitement qui repose sur l'utilisation de la vitamine D, par la mesure de la recalcification.

L'ostéodensitométrie est aussi utilisée dans l'étude d'autres pathologies telles que les hyperparathyroïdies, les ostéodystrophies rénales ou l'ostéopétrose et d'autres maladies condensantes.

Il nous faut remarquer que des sites spécifiques sont étudiés pour chacune des affections précédemment citées et donc que l'application de cette technique dans le diagnostic de pathologies en médecine vétérinaire demande de nombreux travaux afin de standardiser les sites d'étude de chaque pathologie.

3.1.3. Intérêts de la densitométrie osseuse dans d'autres domaines de la médecine humaine :

[19, 32, 61, 77]

La mesure de densité osseuse intervient aussi dans d'autres domaines de la médecine humaine :

- Intervention dans les suivis :
 - suivi de cicatrisation osseuse suite à une fracture par l'appréciation de la reminéralisation du site de fracture,
 - appréciation de la réaction osseuse suite à la mise en place d'une prothèse,
 - suivi dans le cadre de la mise en place d'un greffon de tissu osseux,
 - suivi de la croissance chez l'enfant.

- Intervention dans l'étude de la physiologie de l'os :
 - mesure des os longs,
 - étude des effets d'une immobilisation qui peut entraîner en une semaine jusqu'à 10% de déminéralisation au niveau du calcaneum, l'os spongieux étant préférentiellement touché,
 - étude des pertes osseuses physiologiques en fonction de l'âge,
 - étude des effets d'une lactation,

- étude des effets de l'exercice physique qui, régulièrement pratiqué, fait augmenter la teneur en calcium de l'os spongieux.

3.2. Intérêts de la densitométrie chez l'animal :

[68]

De nos jours, seuls quelques laboratoires de recherche expérimentale emploient la densitométrie osseuse sur les animaux, avec des travaux réalisés *in vivo* et *ex vivo*, sur pièces anatomiques d'exérèse ou d'autopsie ou bien encore sur biopsies. Les thèmes de recherche sont, dans la grande majorité, identiques à ceux qui préoccupent la médecine humaine, l'animal étant souvent utilisé comme modèle expérimental des pathologies humaines :

- étude des effets de certaines maladies métaboliques touchant le tissu osseux,
- étude des effets de différentes molécules à visée thérapeutique sur le tissu osseux,
- étude de la cicatrisation osseuse suite à une fracture,
- étude de la cicatrisation osseuse suite à la pose de matériel (prothèse, plaques, ...).

3.2.1. Utilisation de la densitométrie osseuse chez le rat :

[2, 26, 29, 56, 57, 64, 66, 72, 73, 76, 78]

Le rat est l'animal de laboratoire le plus utilisé dans les différentes études utilisant la densitométrie osseuse.

Les sites de mesures chez cet animal sont :

- L1-L4,
- le fémur,
- le tibia.

Les mesures les plus fiables et les plus standardisées chez cette espèce sont réalisées au niveau du fémur.

Le rat est un modèle animal pour les études sur :

- la chute du taux d'œstrogènes suite à une ovariectomie et leurs conséquences sur le métabolisme osseux,
- modèle animal de l'ostéoporose chez l'homme,
- la chute du taux d'androgènes suite à une castration et leurs conséquences sur le métabolisme osseux,
- l'utilisation de prostaglandines et leurs conséquences sur le métabolisme osseux,
- l'utilisation de nouvelles molécules à visée thérapeutique et leurs conséquences sur le métabolisme osseux,
- les effets déminéralisants d'une immobilisation prolongée,
- l'étude de la réponse osseuse suite à la reprise d'une activité physique,
- les effets du diabète sur le tissu osseux.

3.2.2. Utilisation de la densitométrie osseuse chez le chat :

[65]

Le chat est utilisé dans très peu de recherches expérimentales employant des mesures de densitométrie osseuse. Une étude a été réalisée concernant des mesures de BMC sur des colonnes vertébrales de chats affectés par la Lysosomal storage disease mucopolysaccharidosis VI.

3.2.3. Utilisation de la densitométrie osseuse chez le lapin :

[24, 49]

Le lapin est un modèle d'étude de l'ostéoporose post-ménopausique, de la reconstruction osseuse suite à la pose de matériel et des effets de molécules à visée thérapeutique (ex : glucocorticoïdes).

3.2.4. Utilisation de la densitométrie osseuse chez le chien :

[13, 53, 54]

Les sites de mesure chez cet animal sont :

- L1-L4,
- le fémur distal car le fémur proximal est difficile d'accès chez les quadrupèdes.

Les études chez le chien concernent les maladies touchant le métabolisme osseux, car c'est un modèle très proche de l'homme.

Ces études concernent aussi l'évaluation des différents traitements mis en œuvre pour prévenir les pertes osseuses ou restaurer les pertes osseuses et évaluer la réponse du tissu osseux suite à la reprise d'activité physique.

3.2.5. Utilisation de la densitométrie osseuse chez les suidés :

[25]

Les suidés sont utilisés pour des études concernant le métabolisme osseux compte tenu de sa ressemblance avec le métabolisme humain. Plusieurs études ont mesuré la diminution du CMO lors d'ovariectomie, et l'évolution du CMO lors d'une alimentation pauvre en calcium.

3.2.6. Utilisation de la densitométrie osseuse chez le mouton :

[49]

Le mouton est essentiellement utilisé pour l'étude de l'ostéoporose post-ménopausique compte tenu de la ressemblance des profils hormonaux avec la femme.

L'intérêt de la densitométrie chez l'animal n'est donc plus à démontrer que ce soit dans le cadre de la recherche pour l'homme, en tant que modèle animal, ou bien pour l'étude, le diagnostic ou le suivi de pathologies animales propres touchant le tissu osseux. De plus, la nécessité d'établir des valeurs de référence pour chaque espèce, voire race, apparaît indispensable. Cependant, très peu d'études ont été réalisées chez les chiens et notamment les chats.

3.3. Les inconvénients de cette méthode :

[9, 71]

L'utilisation de la densitométrie osseuse pose un problème majeur de santé publique : celui de l'irradiation du patient. Les règlements de radioprotection ont été établis au niveau mondial par la Commission Internationale de Protection Radiologique (C.I.P.R.). Les directives de cet organisme étant consultatives, chaque pays est souverain dans son territoire. La radioprotection suit trois principes :

- il n'existe pas d'irradiation sans risque et sans effet,
- l'exposition à un rayonnement doit être maintenue au niveau le plus bas que l'on puisse raisonnablement atteindre en tenant compte des composantes économiques et sociales,
- le principe de limitation : il a été établi des limites de dose qui prennent en considération deux types d'effets : la destruction d'organes et l'apparition de cancers. Ce dernier paramètre est représenté par un coefficient de risque qui correspond au nombre de cancers mortels provoqués par une dose absorbée de rayons X ou gamma de 1 Sv. La dose absorbée en un point est définie par l'énergie déposée en ce point par unité de masse. Le coefficient

de risque s'élève à 4,5% pour le rayon X et à 7% pour le rayon gamma. Donc, aucun rayonnement n'est anodin, certains étant beaucoup plus dangereux que d'autres.

Les effets biologiques produits par une irradiation (Tableau I) dépendent :

- de la dose absorbée,
- des organes ou tissus irradiés,
- de la nature du rayonnement,
- du facteurs temps : exposition unique, répétée, débit lent ...

Troubles	Espèces	Dose létale	Délais décès
Syndrome nerveux	Homme	DL100= 50 Sv	48 heures
Syndrome gastro-intestinal	Souris	DL50=11,50 Sv	5 jours
Syndrome médullaire	Souris	DL50=6,70 Sv	30 jours
	Homme	DL50=3,5 Sv	30 jours
		7 Sv	Pas de décès même sans traitement
		12 Sv	Pas de décès même sans traitement ni greffe de moelle
Brûlures cutanées	Homme	10 à 15 Sv	Destruction de la peau en 2 à 3 semaines

Tableau 1 : Présentation des troubles observés en fonction de la dose d'irradiation (d'après [71]).

Les valeurs des équivalents de dose maximum admissibles sont définies par catégories d'individus (Tableau II).

Catégorie	Localisation	Limites d'exposition		
		Annuelle	Trimestrielle	Journalière
Travailleurs de catégorie A	Dose en profondeur	50 mSv	30 mSv	
	Peau, mains, avant-bras, pieds, chevilles	500 mSv	300mSv	
Femmes en âge de procréer	Dose en profondeur	50 mSv	12,5 mSv	
	Peau, mains, avant-bras, pieds, chevilles	500 mSv	125 mSv	1 à 2 mSv
Femmes enceintes	La dose reçue par l'abdomen doit être inférieure à 10 mSv.			
Cas particulier	Cristallin	150 mSv	90 mSv	
Travailleurs de catégorie B	Dose en profondeur	15 mSv		
	Peau, mains, avant-bras, pieds, chevilles	150 mSv		
Cas particulier	Cristallin	45 mSv		
Population	Exposition accidentelle	5 mSv		
	Exposition chronique	1 mSv		

Tableau 2: Réglementation d'irradiation par des rayons X (d'après A.M. du 28 août 1991 pris dans [9]).

Les travailleurs de catégorie A regroupent les personnes susceptibles d'être exposées à des doses supérieures aux 3/10 des limites annuelles tolérées.

Les travailleurs de catégorie B sont ceux qui risquent d'être exposés à des doses comprises entre le 1/10 et les 3/10 des limites tolérées.

Notre appareil DEXA utilise comme source des rayons X dont l'énergie varie entre 30 et 140 keV. Les doses d'irradiation reçues au cours d'un examen médical sont comprises entre 0,02 et 0,05 mSv. Nous pouvons donc conclure que ces ostéodensitomètres sont peu irradiants et que les examens peuvent être utilisés sans atteindre la limite de dose.

Chapitre II :

ETUDE

EXPERIMENTALE :

1. Objectifs de l'étude :

A l'heure actuelle, de nombreuses recherches concernant les mesures de densité osseuse chez l'homme à l'aide de la DEXA ont été menées. Jusqu'à aujourd'hui, l'utilisation de cette méthode en médecine vétérinaire était cantonnée aux animaux de laboratoire et à quelques centres universitaires. Au cours de cette étude, nous avons mesuré la densité osseuse sur différents os du chien grâce à un appareil DEXA de type PIXI utilisé en médecine humaine. Les objectifs de cette étude sont :

- Vérifier la faisabilité des mesures chez le chien avec un tel appareil.
- Si tel est le cas, obtenir des valeurs sur les sites radius distal, calcaneum et tibia et en déduire les sites les plus appropriés.
- Etudier les variations de densité en fonction du poids, de l'âge, du sexe et de la race de l'animal.

2. MATERIELS ET METHODES :

2.1. Animaux utilisés :

Dans le cadre de cette étude, nous avons utilisé 24 chiens de race, de sexe, d'âge et de poids différents. Les 24 chiens vivants admis dans ce protocole se composent de :

<u>Race</u>	<u>Nombre d'animaux</u>	<u>Mâle</u>	<u>Femelle</u>
Beagles	13	5	8
Bichon	1	0	1
Briard	1	0	1
Berger Allemand	2	1	1
Border Collie	1	0	1
Berger Pyreneen	1	0	1
Jack Russel	1	0	1
Labrador	1	0	1
Croisé	3	2	1
Total	24	8	16

Tableau 3 : Récapitulatif des chiens utilisés pour l'étude expérimentale.

Cet échantillon d'animaux est composé de chiens adultes de type Beagle utilisés dans le cadre d'une étude sur l'arthroscopie du genou et de chiens de clients amenés à l'école nationale vétérinaire de Lyon pour une opération de convenue. Lors de l'examen clinique d'admission, ces animaux ne présentaient ni pathologie particulière ni traitement pouvant modifier le métabolisme osseux. Leur alimentation était variée et différente. Des prélèvements sanguins ont été réalisés afin d'éliminer les animaux présentant une insuffisance rénale ou hépatique. Toutes les mesures ont été réalisées sur des chiens anesthésiés en pré ou post opératoire.

2.2. Mesure de la densité osseuse :

2.2.1. Appareillage :

Les mesures de densité osseuse ont été réalisées à l'aide d'un appareil fabriqué pour l'utilisation en médecine humaine : le densitomètre PIXI LUNAR (# 50822) de Général Electric© . Le procédé DEXA est caractérisé par la mesure de l'absorption des photons produits par un tube radiographique . Sa faible dimension facilite le mobilité de l'appareil.



Figure 9 : Photographie du densitomètre PIXI LUNAR de Général Electric©.

Avant chaque utilisation il est nécessaire de réaliser un contrôle de qualité du fonctionnement de la machine grâce à l'utilisation de deux fantômes de calibration, un premier simule la partie émergente du calcaneum et le second simule la partie distale de l'avant-bras.

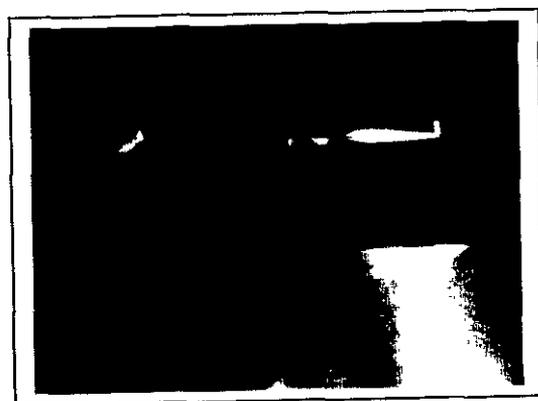


Figure 10 : Photographie des fantômes de calibration.

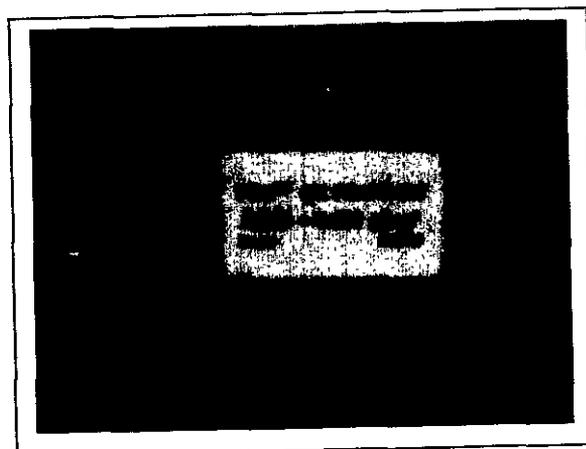
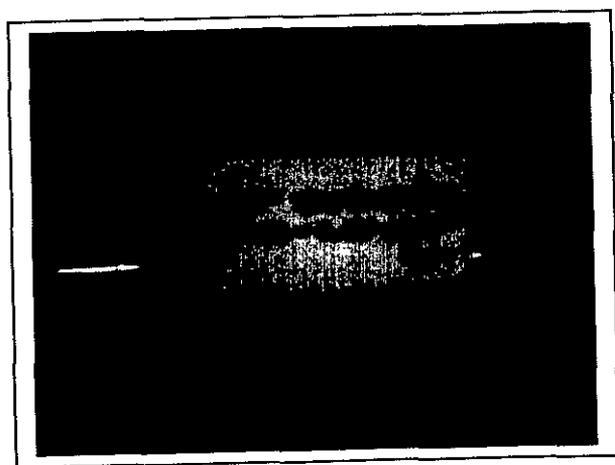


Figure 11 : Photographies des détails des fantômes de calibration .

Lorsque les résultats obtenus après trente mesures présentent une déviation standard de 2% par rapport à la valeur d'équivalent de DMO du fantôme, un nouveau contrôle de qualité est relancé après avoir repositionné les fantômes de calibration, l'ordinateur portable doit être éloigné de l'appareil de mesure afin de limiter toute interférence.

2.2.1. Choix des sites de mesure :

Les mesures ont été réalisées sur les parties distales des avant-bras droit et gauche, sur les calcanéums droit et gauche et les parties distales des tibias droit et gauche en raison de la taille de la fenêtre de l'appareil de mesure.

Chez l'homme, avant bras et calcanéums sont les sites donnant les meilleurs résultats car l'appareil est programmé pour en détecter les contours osseux. Nous avons reproduit ces mesures chez le chien et testé en plus le site tibia.

Il a été décidé dans le protocole expérimental d'utiliser le réglage "calcaneum droit" de la machine comme mode de mesure. Ce mode de mesure est caractérisé par une région d'intérêt circulaire, de diamètre variable que l'on peut centrer sur la zone à analyser.

<u>Site de mesure sur l'animal</u>	<u>Mode de mesure pour l'appareil</u>	<u>Vue</u>
Avant-bras.	Calcaneum Droit.	Face.
Calcaneum.	Calcaneum Droit.	Profil vue médiale.
Tibia.	Calcaneum Droit.	Profil vue médiale.

Tableau 4 : Mode de mesure et vue utilisées sur les différents sites de mesure.

L'avant bras est disposé dans la fenêtre de mesure de l'appareil en pronation et en extension. La mesure a été réalisée sur la partie distale de l'avant bras correspondant à la métaphyse distale du radius. Le diamètre du cercle de mesure allant d'une corticale à la corticale opposée.

Le membre postérieur est disposé dans la fenêtre de mesure de l'appareil en flexion pour dégager le calcaneum et de profil, la tubérosité calcaneenne tournée vers l'intérieur de la fenêtre pour avoir une incidence médiale. Le cercle de mesure concernant le calcaneum prend en charge la totalité du corps du calcaneum en évitant la tubérosité calcaneenne. Sur le tibia,

le cercle de mesure est centré sur la métaphyse distale de l'os incluant la malléole médiale .
Le diamètre du cercle de mesure allant d'une corticale à la corticale opposée.

2.2.1.1. Mesures réalisées :

Les mesures sur les 3 sites ont été réalisées 3 fois pour chaque chien et ont été reproduites 3 fois en replaçant l'animal entre chaque mesure . On obtient donc 3 mesures et leur moyenne que l'on utilise dans la suite de l'étude. Toute les valeurs anormales ou aberrantes sont éliminées et les tests recommencés.

2.2.1.2. Interprétation des images obtenues :

Dans un premier temps , l'ordinateur nous fournit une image de type radiographique à l'écran. Puis, le programme informatique détecte les contours osseux ainsi qu'une région d'intérêt sur l'os. Cette région d'intérêt est déterminée automatiquement par le programme informatique, ce qui limite en médecine humaine les variations dues au technicien, mais cette région d'intérêt peut être repositionnée manuellement. La région d'intérêt est caractérisée par un cercle rouge de diamètre variable en ce qui concerne le mode Calcanéum Droit utilisé au cours de cette étude. Sachant que le programme informatique n'est pas destiné à la médecine vétérinaire mais à la médecine humaine , le programme informatique ne détecte pas les mêmes régions d'intérêt d'une mesure à l'autre. Il est donc nécessaire de déplacer ces régions d'intérêt sur le site de mesure choisi, tout en adaptant le diamètre du cercle de mesure à la taille de l'os analysé.

Nous avons ensuite déterminé les régions d'intérêt à analyser sur chacune des images obtenues. Ces régions doivent posséder plusieurs caractéristiques :

- La mesure doit être réalisée dans des sites riches en os trabéculaire, ce qui est le cas du radius distal et du calcanéum [14,29]. Cette zone d'os trabéculaire présente une plus grande activité métabolique que l'os compact. [10].

- Les régions d'intérêt doivent être facilement localisables et identifiables.
- Les critères de localisation des régions d'intérêt ont du être déterminées avec précision afin d'augmenter la reproductibilité entre plusieurs manipulateurs.

Comme le tiers distal de l'avant bras est riche en os trabéculaire et que le tiers moyen est constitué presque exclusivement d'os cortical [30], nous avons choisi comme repères pour le radius un cercle dont le diamètre englobe la trochlée et le capitulum, les extrémités du cercle allant de la corticale médiale à la corticale latérale.

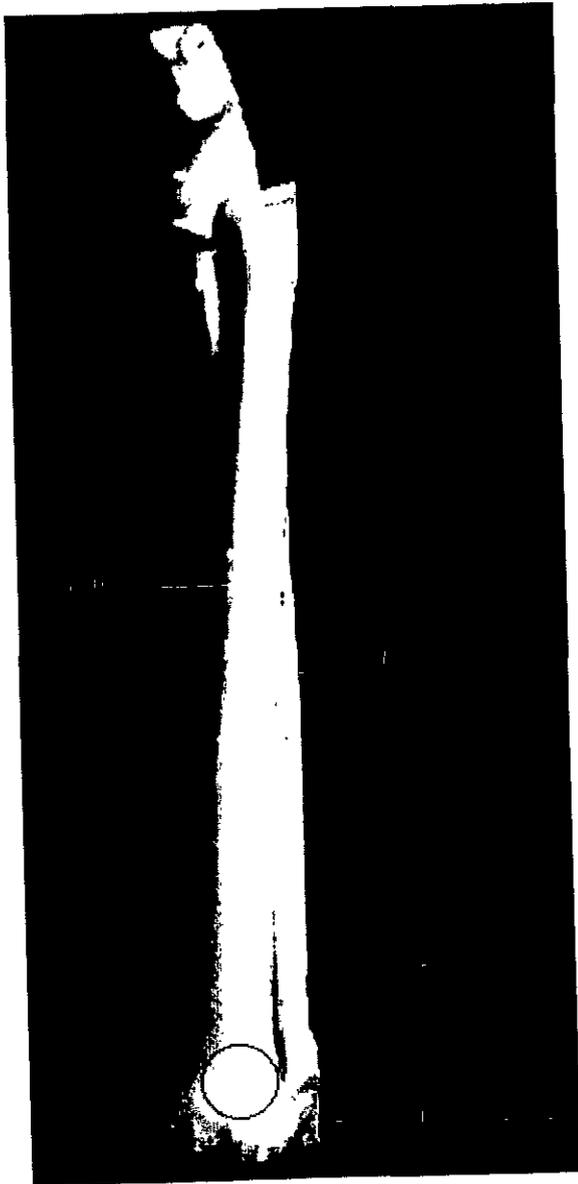


Figure 12 : Localisation de la région d'intérêt du site Radius.

Pour le calcanéum, composé à 90% d'os trabéculaire, nous avons choisi une région d'intérêt au niveau du corps du calcanéum en évitant la tubérosité calcanéenne, le diamètre du cercle étant limité par la corticale dorsale et la corticale crâniale.



Figure 13 : Localisation de la région d'intérêt du site calcanéum

La région d'intérêt concernant le tibia se situe en région distale, le cercle de mesure incluant la malléole médiale, le diamètre étant délimité par la corticale crâniale et caudale du tibia.

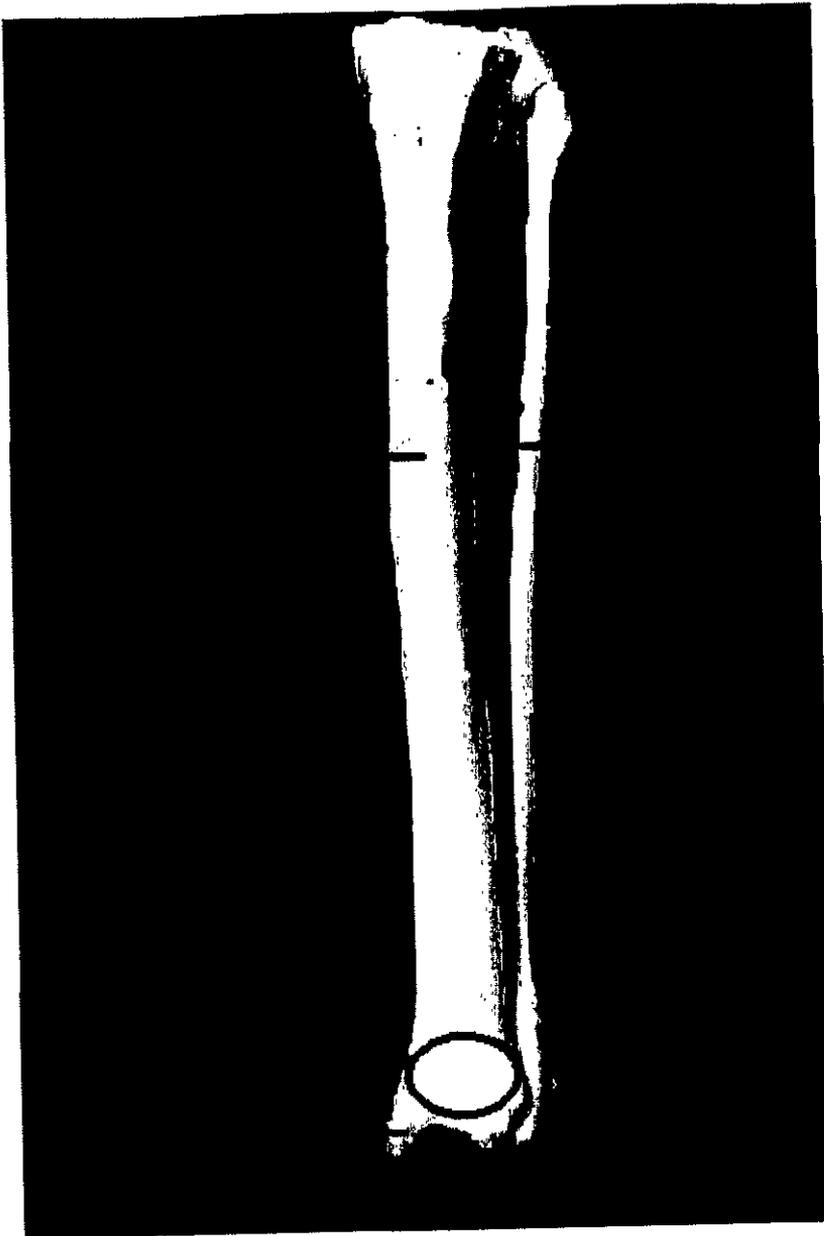


Figure 14: Localisation de la région d'intérêt du site tibia.

3. RESULTATS :

Nous allons dans cette partie présenter les résultats des DMO obtenus pour chaque site, ainsi que les résultats des différents tests statistiques.

Plusieurs logiciels et tests statistiques ont été utilisés pour cette analyse :

- utilisation du logiciel Excel et d'un test de Student pairé et bilatéral pour l'étude au sein de la population totale. (Excel, version 2000, référence RDU7, éditeur microsoft).
- Utilisation du logiciel Statistica et d'un test de Mann-Whitney pour l'étude au sein de la population de Beagles. (Statistica/win, version 6.1, référence AXXF, éditeur statsoft).

3.1. Mesures de reproductibilité :

A partir des valeurs obtenues nous avons calculé pour chaque chien et chaque site la moyenne des DMO et les écarts type dont les résultats sont donnés dans le tableau suivant :

	m		e.ty		m		e.ty		m		e.ty		m		e.ty	
chien 1	0,460	0,010	0,365	0,006	0,623	0,015	0,467	0,021	0,397	0,007	0,631	0,016				
chien 2	0,400	0,028	0,451	0,019	0,623	0,022	0,393	0,018	0,455	0,016	0,627	0,019				
chien 3	0,390	0,023	0,425	0,010	0,679	0,038	0,390	0,016	0,455	0,017	0,683	0,040				
chien 4	0,487	0,014	0,525	0,008	0,717	0,075	0,477	0,031	0,504	0,015	0,711	0,057				
chien 5	0,527	0,016	0,531	0,023	0,609	0,019	0,523	0,030	0,531	0,014	0,605	0,036				
chien 6	0,380	0,017	0,461	0,005	0,647	0,026	0,400	0,028	0,471	0,017	0,653	0,071				
chien 7	0,423	0,032	0,435	0,020	0,669	0,017	0,423	0,034	0,451	0,019	0,677	0,047				
chien 8	0,413	0,029	0,400	0,013	0,698	0,039	0,434	0,026	0,395	0,014	0,698	0,031				
chien 9	0,430	0,018	0,424	0,005	0,634	0,035	0,425	0,014	0,443	0,021	0,628	0,063				
chien 10	0,490	0,024	0,480	0,013	0,661	0,020	0,500	0,016	0,500	0,011	0,667	0,030				
chien 11	0,478	0,039	0,470	0,010	0,649	0,059	0,492	0,045	0,470	0,018	0,657	0,073				
chien 12	0,517	0,062	0,457	0,025	0,675	0,035	0,477	0,039	0,497	0,020	0,671	0,053				
chien 13	0,359	0,055	0,438	0,012	0,620	0,037	0,369	0,023	0,458	0,019	0,610	0,041				
chien 14	0,301	0,047	0,343	0,023	0,525	0,059	0,305	0,049	0,304	0,018	0,529	0,079				
chien 15	0,561	0,026	0,619	0,021	0,675	0,019	0,525	0,022	0,631	0,016	0,675	0,025				
chien 16	1,008	0,058	0,667	0,012	0,741	0,049	1,017	0,068	0,631	0,018	0,729	0,070				
chien 17	0,427	0,032	0,559	0,002	0,649	0,017	0,427	0,026	0,538	0,026	0,659	0,053				
chien 18	0,751	0,042	0,689	0,016	0,855	0,068	0,747	0,017	0,697	0,017	0,851	0,056				
chien 19	0,701	0,034	0,583	0,016	0,740	0,052	0,737	0,018	0,598	0,024	0,770	0,028				
chien 20	0,441	0,038	0,519	0,017	0,690	0,047	0,445	0,035	0,473	0,017	0,690	0,025				
chien 21	0,881	0,066	0,764	0,012	0,995	0,049	0,885	0,021	0,743	0,012	1,003	0,016				
chien 22	0,490	0,037	0,644	0,012	0,850	0,079	0,470	0,016	0,656	0,021	0,837	0,036				
chien 23	0,800	0,026	0,622	0,012	0,700	0,042	0,798	0,014	0,590	0,010	0,700	0,017				
chien 24	0,857	0,061	0,613	0,010	0,830	0,049	0,861	0,025	0,631	0,019	0,864	0,032				

Tableau 5 : Récapitulatif des moyennes de DMO (m=moyenne en g/cm²) et écarts type de DMO pour chaque site de mesure.

	<u>Race</u>	<u>Poids (Kg)</u>	<u>Sexe</u>	<u>Age (ans)</u>
<u>Chien 1</u>	Beagle	9	F	3
<u>Chien 2</u>	Beagle	9	F	7
<u>Chien 3</u>	Beagle	12	F	5
<u>Chien 4</u>	Beagle	11	M	9
<u>Chien 5</u>	Beagle	11	M	2
<u>Chien 6</u>	Beagle	10	F	7
<u>Chien 7</u>	Beagle	9	F	4
<u>Chien 8</u>	Beagle	9,7	F	5
<u>Chien 9</u>	Beagle	12	F	7
<u>Chien 10</u>	Beagle	9,8	M	10
<u>Chien 11</u>	Beagle	9	M	3
<u>Chien 12</u>	Beagle	10	M	5
<u>Chien 13</u>	Beagle	9	F	4
<u>Chien 14</u>	Bichon	5	F	1
<u>Chien 15</u>	Briard	14	F	8
<u>Chien 16</u>	Berger allemand	25	F	7
<u>Chien 17</u>	Croisé	13	F	4
<u>Chien 18</u>	Croisé	18	F	8
<u>Chien 19</u>	Berger pyrénéen	13	F	7
<u>Chien 20</u>	Jack Russel	9	F	3
<u>Chien 21</u>	Berger allemand	21	M	4
<u>Chien 22</u>	Croisé	13	M	3
<u>Chien 23</u>	Labrador	15	M	1
<u>Chien 24</u>	Croisé	17	M	7

Tableau 6: Race, poids, sexe et âge, des différents chiens composant notre échantillon.

3.2. ETUDE DE LA POPULATION TOTALE :

Cette partie va nous permettre d'étudier les valeurs des DMO région d'intérêt par région d'intérêt sur toute la population de chiens.

3.2.1. Résultats concernant les membres droits et

gauches :

Afin de comparer le membre droit et le membre gauche, une relation linéaire du type $y = ax + b$ a été recherchée à l'aide d'une régression linéaire. Cette étude a fourni les coefficients a et b de la droite ainsi que le R^2 ou coefficient de régression linéaire. Si le R^2 est proche de 1 on peut considérer que la variance est constante et que l'hypothèse d'une relation linéaire entre les paramètres comparés est correcte.

3.2.1.1. Radius :

La DMO du radius droit a été rapportée en abscisse et la DMO radius gauche a été rapportée en ordonnée. Nous obtenons la relation linéaire suivante :

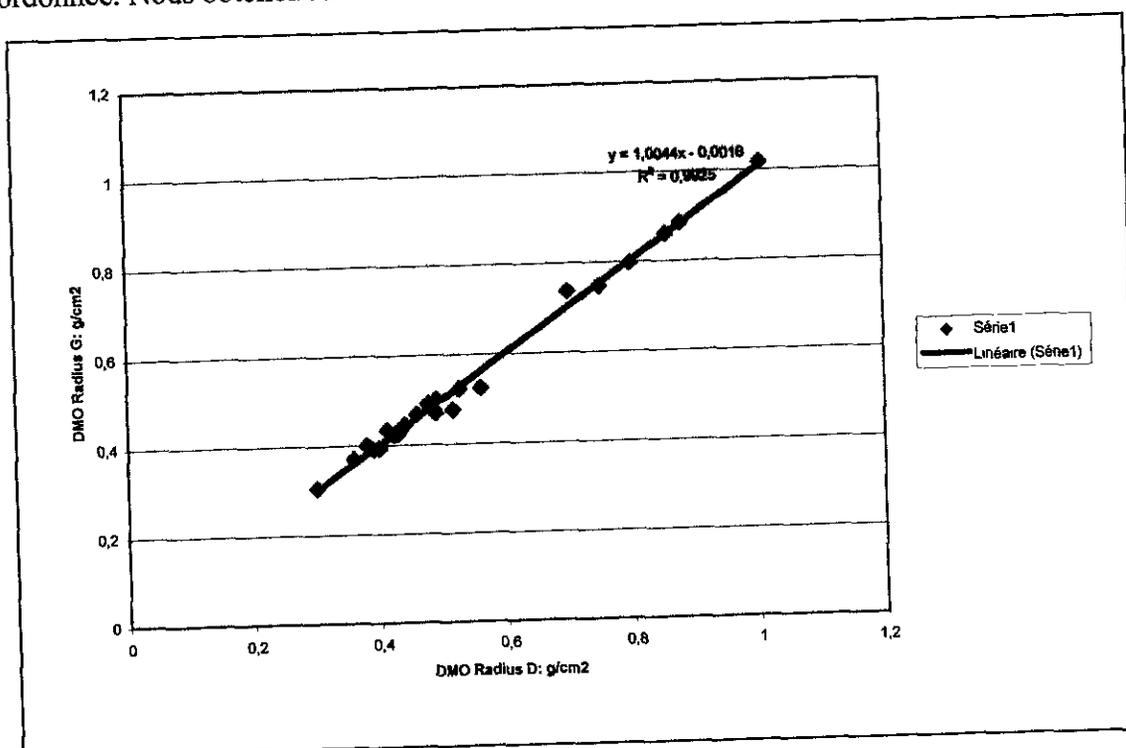


Figure 15 : Droite de régression entre la DMO du radius droit et gauche.

Nous obtenons une relation linéaire d'équation $y=1,0044x-0,0018$ avec un R^2 de 0,9925 très proche de 1 ce qui nous montre que la DMO du radius droit est sensiblement égale à celle du radius gauche avec une erreur de 0,4% inférieure à l'erreur de la machine de 2%.

3.2.1.2. calcanéum :

La DMO du calcanéum droit a été rapportée en abscisse et la DMO du calcanéum gauche a été rapportée en ordonnée. Nous obtenons la relation linéaire suivante :

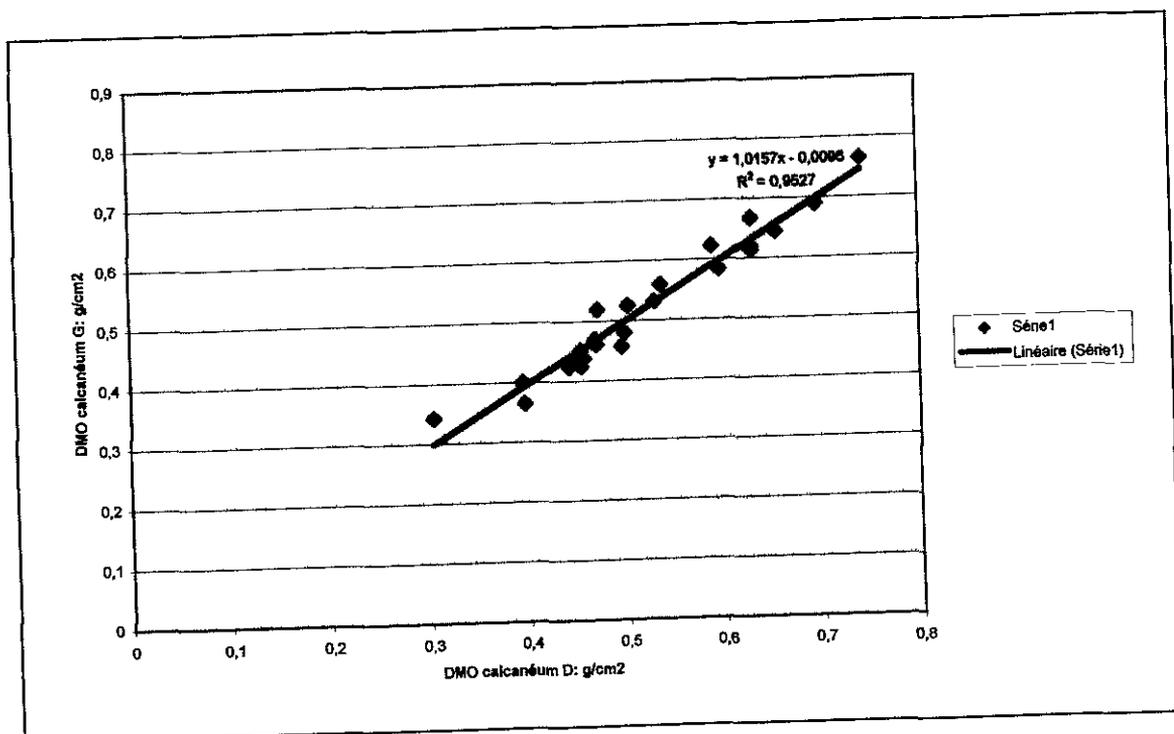


Figure 16 : Droite de régression entre la DMO du calcanéum droit et gauche.

Nous obtenons une relation linéaire d'équation $y=1,0157x-0,0097$ avec un R^2 de 0,9527 proche de 1 ce qui nous montre que la DMO du calcanéum droit est sensiblement égale à celle du calcanéum gauche avec une erreur de 1,57% inférieure à l'erreur de la machine de 2%.

3.2.1.3. Tibia :

La DMO du tibia droit a été rapportée en abscisse et la DMO du tibia gauche a été rapportée en ordonnée. Nous obtenons la relation linéaire suivante :

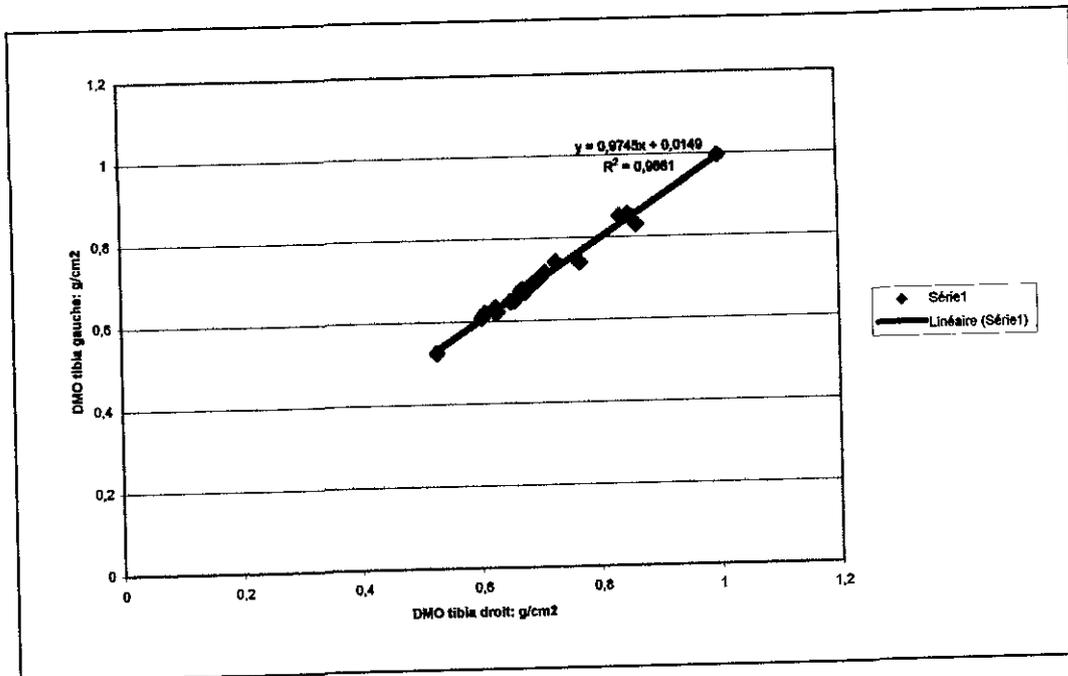


Figure 17 : Droite de régression entre la DMO du tibia droit et gauche.

Nous obtenons une relation linéaire d'équation $y=0,9745x-0,0149$ avec un R^2 de 0,9881 proche de 1 ce qui nous montre que la DMO du tibia droit est sensiblement égale à la DMO du tibia gauche avec une erreur de 2,55% légèrement supérieure à l'erreur de la machine de 2%.

3.2.2. Etude comparative en fonction de l'âge, du sexe et du poids de l'animal :

Parmi les chiens faisant partie de notre échantillon, nous pouvons noter l'absence de chien en croissance. Dès lors nous ne prendrons pas en compte la date de fermeture des cartilages de croissance qui aurait pu influencer la DMO mesurée.

3.2.2.1. Comparaison des DMO en fonction du poids de l'animal :

Pour cette étude nous avons utilisé un test de Student afin de mettre en évidence une relation statistique entre le poids de l'animal et la DMO pour chacun des sites mesurés. Les valeurs obtenues sont récapitulées dans le tableau suivant :

Site de mesure	Radius D	Radius G	Calcaneum D	Calcaneum G	Tibia D	Tibia G
Résultats du test de Student	p<0,001	p<0,001	p<0,001	P<0,001	p<0,001	p<0,001

Tableau 7 : Résultats du test de Student pour la comparaison des DMO en fonction du poids de l'animal.

Nous obtenons des p très fortement inférieurs à 0,001 donc le poids influence très fortement la DMO quelque soit le site de mesure. Pour confirmer cette relation nous avons par la suite calculé le coefficient de corrélation entre le poids de l'animal et la DMO pour chaque site de mesure. Les résultats obtenus sont récapitulés dans le tableau suivant :

Site de mesure	Radius D	Radius G	Calcaneum D	Calcaneum G	Tibia D	Tibia G
Coefficient de corrélation	0,908	0,898	0,834	0,819	0,731	0,715

Tableau 8 : Coefficients de corrélation entre le poids et la DMO pour chaque site de mesure.

Plus le coefficient de corrélation est proche de 1 plus les paramètres entrant dans cette comparaison sont liés. Aux vues des valeurs obtenues, il est clair que le poids influence de manière très significative la DMO. Cependant nous pouvons noter que le poids a une influence plus importante sur la DMO du radius puis du calcaneum et enfin du tibia.

D'après les résultats du test de Student et du coefficient de corrélation nous avons essayé de mettre en évidence une relation linéaire entre le poids de l'animal et la DMO. Les résultats obtenus sont résumés dans les graphiques suivants :

- Etude de la relation linéaire entre le poids et la DMO du radius :

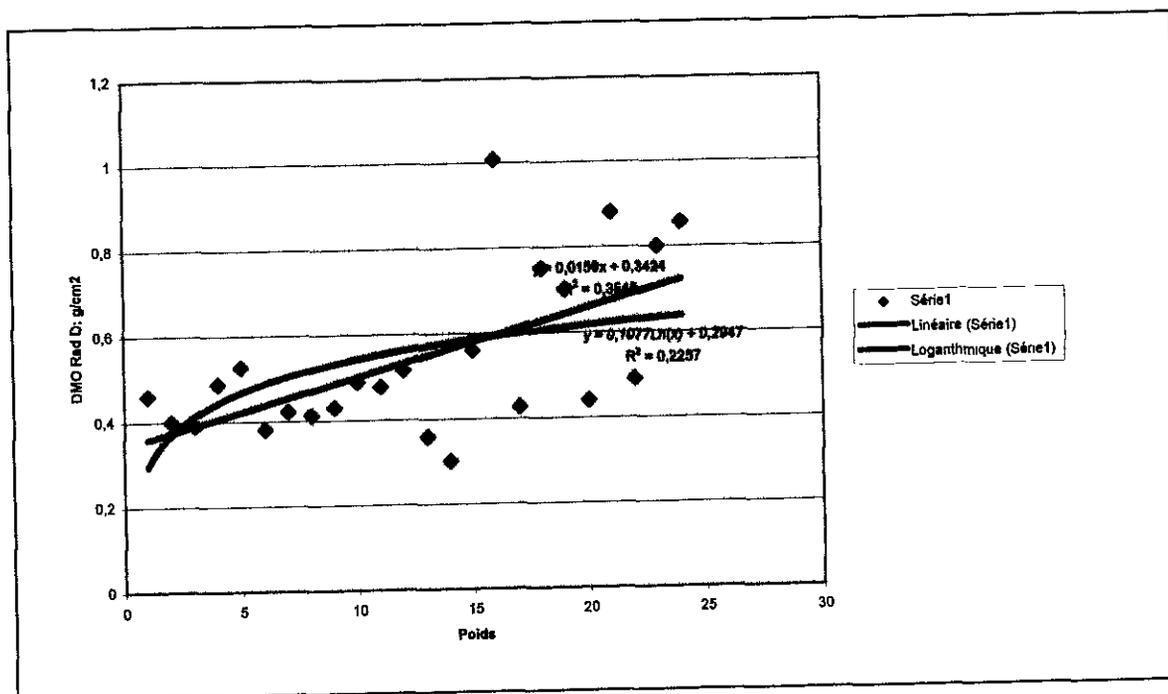


Figure 18: Recherche d'une relation mathématique entre le poids et la DMO du radius D.

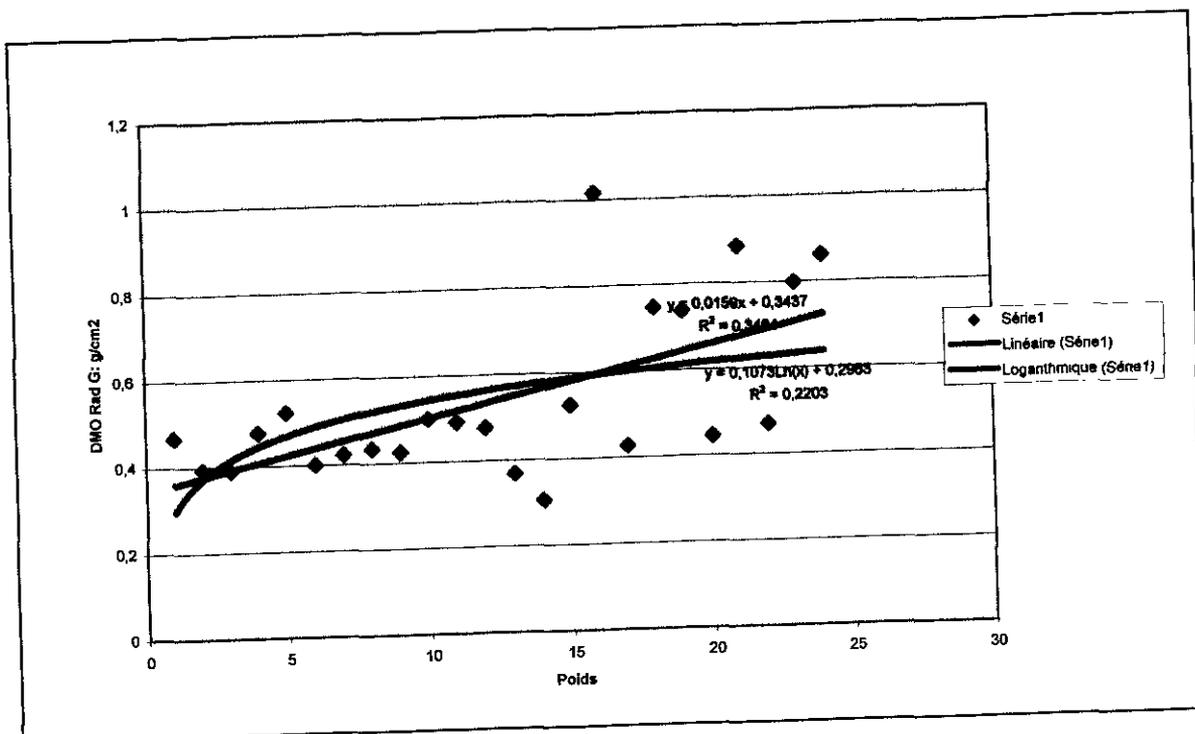


Figure 19 : Recherche d'une relation mathématique entre le poids et la DMO du radius G.

Malgré des coefficients de corrélation très importants entre le poids de l'animal et la DMO du tibia droit ou gauche, il n'est pas possible de mettre en évidence une relation linéaire entre ces paramètres, le coefficient de régression linéaire étant au maximum de 0,3464.

- Etude de la relation linéaire entre le poids et la DMO du calcanéum :

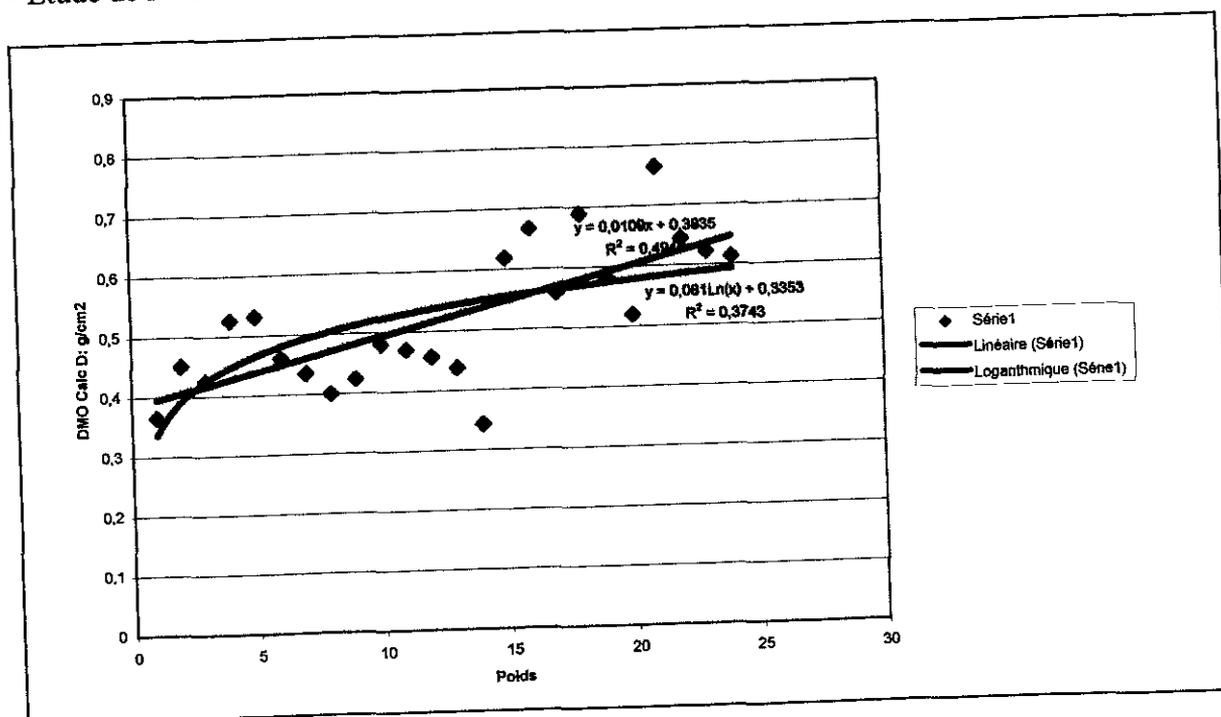


Figure 20 : Recherche d'une relation mathématique entre le poids et la DMO du calcanéum D.

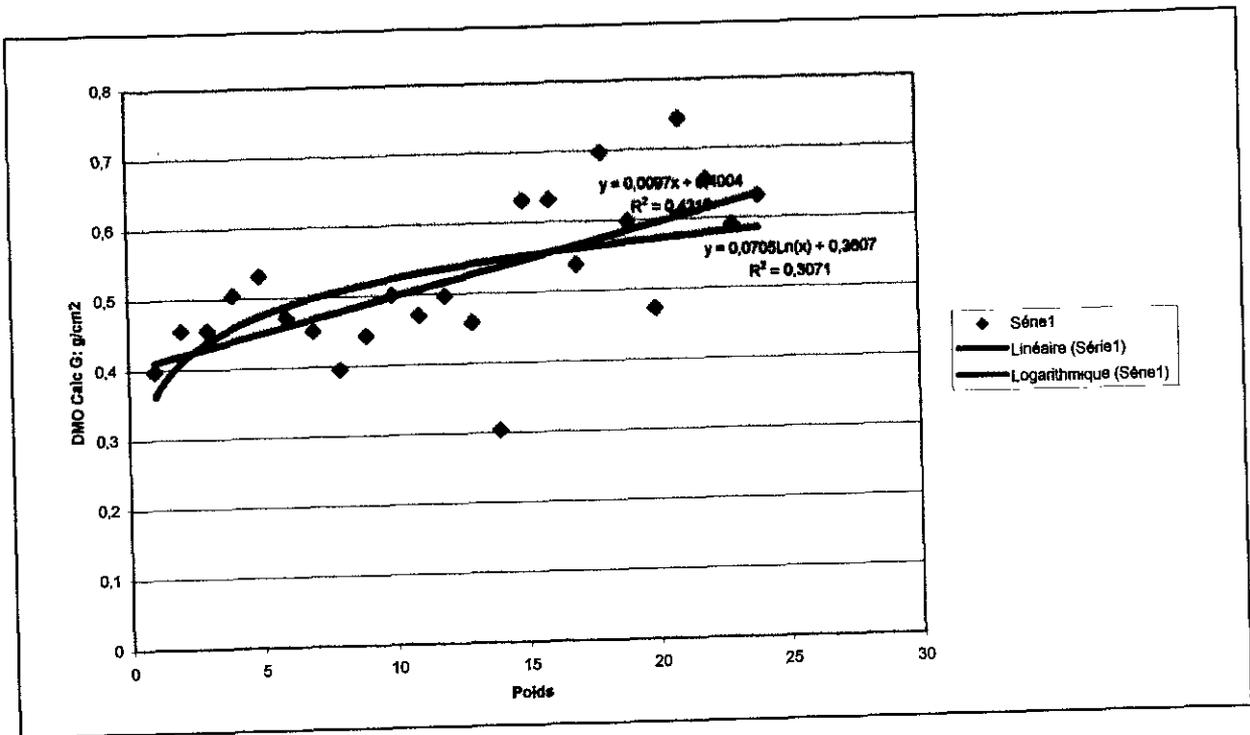


Figure 21 : recherche d'une relation mathématique entre le poids et la DMO du calcaneum G.

Malgré des coefficients de corrélation très importants entre le poids de l'animal et la DMO du calcaneum droit ou gauche, il n'est pas possible de mettre en évidence une relation linéaire entre ces paramètres, le coefficient de régression linéaire étant au maximum de 0,4948.

- Etude de la relation linéaire entre le poids et la DMO du tibia :

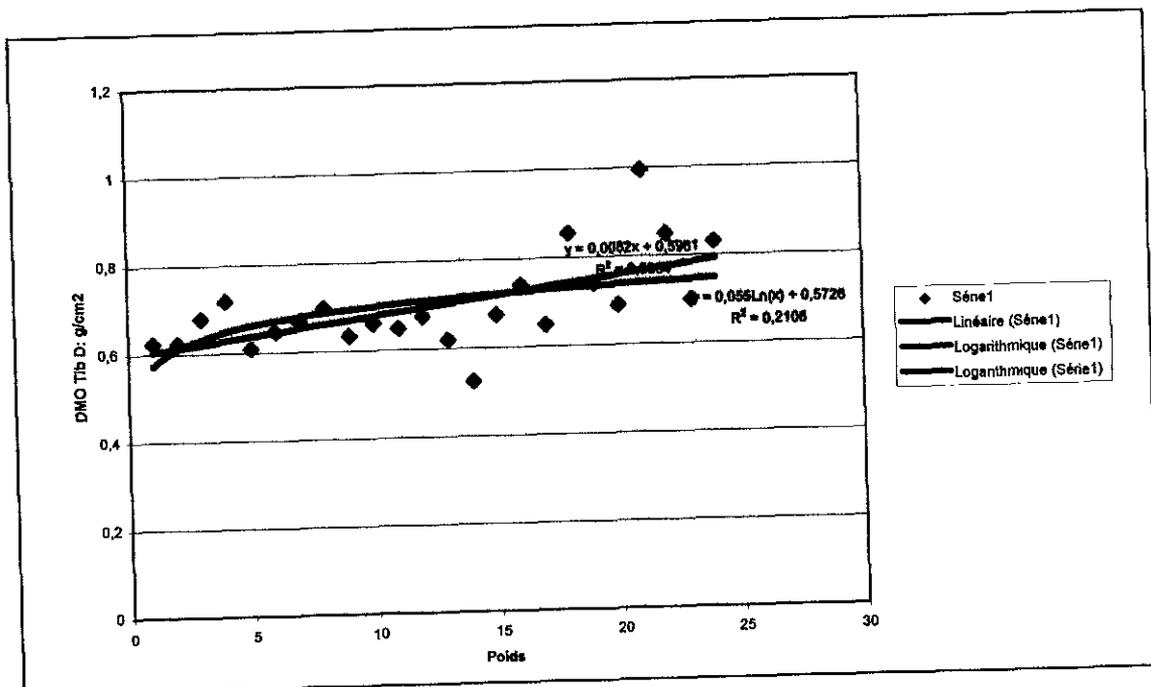


Figure 22: recherche d'une relation mathématique entre le poids et la DMO du tibia D.

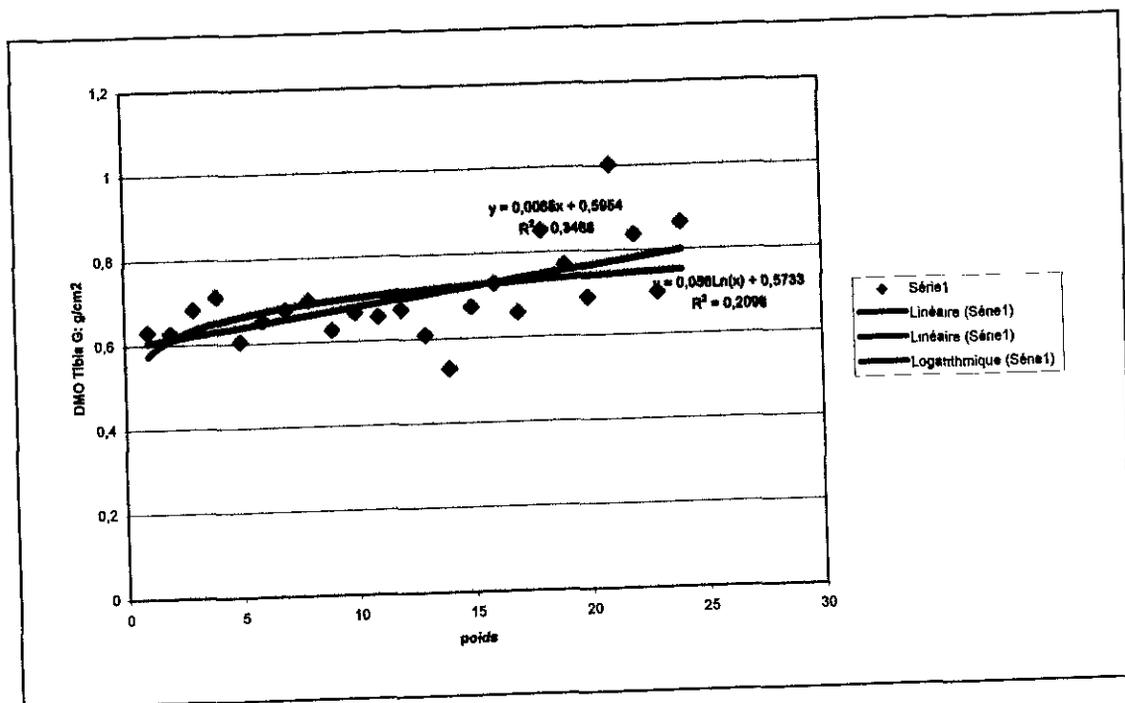


Figure 23 : recherche d'une relation mathématique entre le poids et la DMO du tibia G.

Malgré des coefficients de corrélation très importants entre le poids de l'animal et la DMO du tibia droit ou gauche, il n'est pas possible de mettre en évidence une relation linéaire entre ces paramètres, le coefficient de régression linéaire étant au maximum de 0,3468.

3.2.2.2 . Comparaison des DMO en fonction de l'âge de l'animal :

Pour cette étude nous avons calculé le coefficient de corrélation qui lie l'âge de l'animal à la DMO obtenue pour chaque site de mesure. Les résultats obtenus sont récapitulés dans le tables suivant :

Sire de mesure	Radius D	Radius G	Calcaneum D	Calcaneum G	Tibia D	Tibia G
Coefficient de corrélation	0,368	0,370	0,213	0,245	0,234	0,225

Tableau 9 : Coefficients de corrélation liant l'âge de l'animal à la DMO pour chaque site de mesure.

Plus le coefficient de corrélation est proche de 1, plus les paramètres entrant dans cette comparaison sont liés. Aux vues des valeurs obtenues, il est clair que l'âge n'influence pas de manière significative la DMO.

Nous avons donc montré que le poids influence de manière très significative les DMO. Or le poids de l'animal est fortement corrélé à sa race, c'est la raison pour laquelle une étude intra raciale chez le Beagle nous a paru intéressante.

3.3. ETUDE DE LA POPULATION DE BEAGLES :

Cette partie va nous permettre d'étudier les valeurs de DMO région d'intérêt par région d'intérêt à l'intérieur d'une race pure. Le but de cette partie est de montrer s'il y a une réelle influence du sexe de l'animal sur les valeurs de DMO à l'intérieur d'un échantillon homogène au niveau du poids .

Cette étude est composée d'un échantillon de 13 sujets (8 femelles et 5 mâles), c'est la raison pour laquelle nous avons utilisé un test statistique non paramétrique de Mann-Whitney.

3.3.1. Comparaison des membres droits et gauches :

Vu que nous avons montré dans notre étude multiraciale que la différence n'était pas significative entre les valeurs de DMO des différents sites de mesure pour le membre droit et le membre gauche, nous nous sommes contentés de montrer que les moyennes étaient centrées sur la même valeur grâce à des représentations graphiques plus faciles à visualiser que l'on retrouvera en annexe pour les sites calcaneum et tibia.

3.3.1.1. Comparaison radius droit et gauche :

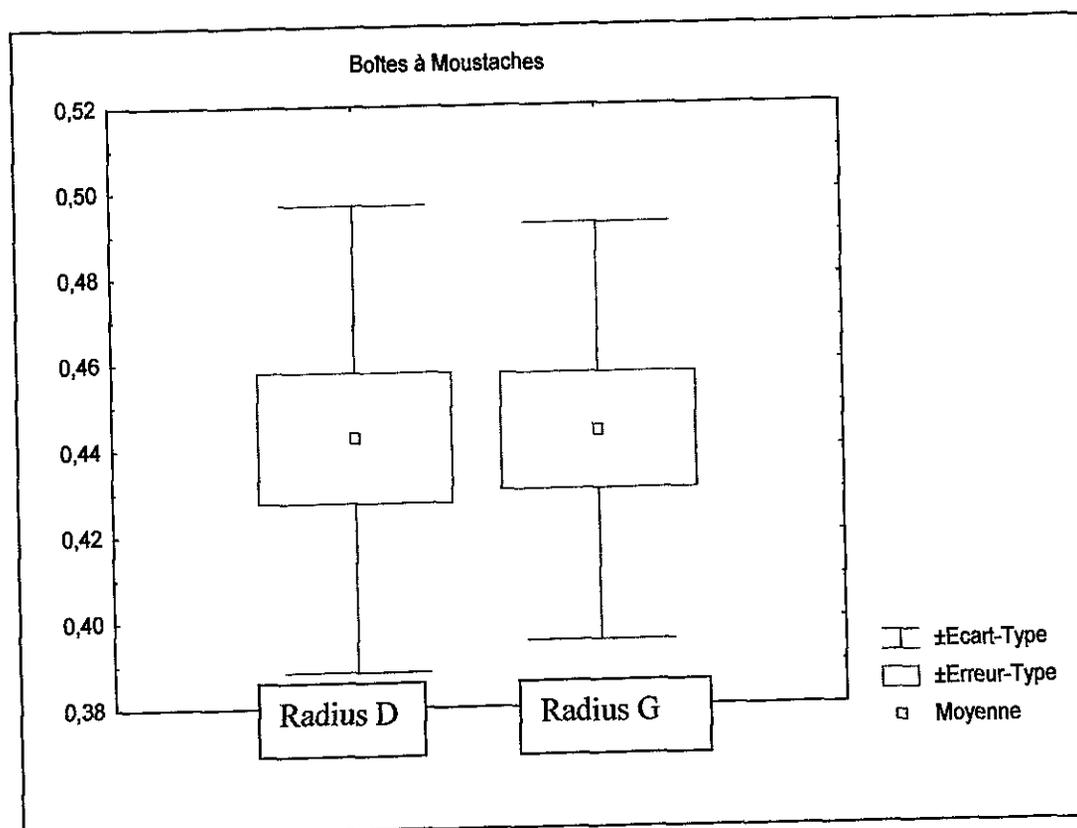


Figure 24 : Comparaison des moyennes et écarts-type entre le radius droit et gauche chez le Beagle.

Les "box plot" sont symétriques donc la représentation graphique nous montre qu'il n'y a pas lieu de faire de différence entre le Radius droit et le radius G.

	Radius droit	Radius G
Moyenne de DMO (g/cm ²)	0,443	0,444
Ecart type	5,4%	4,8%

Tableau 10 : Moyennes et écarts-type des valeurs de DMO du radius droit et gauche chez le Beagle.

3.3.1.2. Comparaison calcanéum droit et gauche :

Les boîtes à moustaches qui se trouvent en annexe montrent une faible différence entre le membre droit et le membre gauche (écart type et erreur type équivalents) mais les moyennes sont légèrement décentrées (Annexe 2).

	Calcaneum droit	Calcaneum gauche
Moyenne (g/cm ²)	0,451	0,463
Ecart type	3,9%	3,3%

Tableau 11 : Moyennes et écarts-type des valeurs de DMO du calcaneum droit et gauche chez le Beagle.

3.3.1.3. Comparaison des tibia droit et gauche :

Les boîtes à moustaches sont symétriques ce qui nous montre qu'il n'y a pas lieu de faire de différence entre le tibia droit et le tibia gauche (Annexe 3).

	Tibia droit	Tibia gauche
Moyenne (g/cm ²)	0,654	0,655
Ecart type	3,2%	3,2%

Tableau 12 : Moyennes et écarts- type des valeurs de DMO du tibia droit et gauche chez le Beagle.

3.3.2. Comparaison des DMO en fonction du sexe de l'animal :

3.3.2.1. Comparaison des DMO de radius en fonction du sexe de l'animal :

	Radius droit	Radius gauche
Moyenne Femelles (g/cm ²)	0,407	0,413
Moyenne Mâles (g/cm ²)	0,5	0,494

Tableau 13 : Moyennes de DMO des radius droit et gauche chez la femelle et le mâle Beagle.

Les moyennes que ce soit pour le membre droit ou le membre gauche sont très décentrées. Les moyennes de DMO des mâles étant supérieures à celles des femelles. La différence est significative dès lors que $p < 0,05$. Les résultats obtenus sont résumés dans le tableau suivant :

Site de mesure	Radius D	Radius G
Résultats du test de Mann-Whitney (p)	0,0034	0,0034

Tableau 14 : Résultats du test de Mann-Whitney pour la comparaison des DMO du radius en fonction du sexe.

Le degré de signification est donc fortement inférieur à 0,05 ce qui nous permet de dire qu'il y a une différence significative de DMO entre les mâles et les femelles au sein de la race Beagle, les mâles ayant une DMO supérieure à celle des femelles pour le site de mesure Radius (Annexes 8 et 9).

3.3.2.2. Comparaison des DMO du calcanéum en fonction du sexe de l'animal :

	Calcaneum droit	Calcaneum gauche
Moyenne femelles (g/cm ²)	0,425	0,44
Moyenne mâles (g/cm ²)	0,493	0,5

Tableau 15 : Moyennes de DMO des calcaneums droit et gauche chez la femelle et le mâle Beagle.

Les moyennes que ce soit pour le membre droit ou le membre gauche sont décentrées. Les moyennes de DMO des mâles étant supérieures à celles des femelles. La différence est significative dès lors que $p < 0,05$. Les résultats obtenus sont résumés dans le tableau suivant :

Site de mesure	Calcanéum D	Calcanéum G
Résultats du test de Mann-Whitney (p)	0,0054	0,0053

Tableau 16 : Résultats du test de Mann-whitney pour la comparaison des DMO du calcanéum en fonction du sexe.

Le degré de signification est donc fortement inférieur à 0,05 ce qui nous permet de dire qu'il y a une différence significative de DMO entre les mâles et les femelles au sein de la race Beagle, les mâles ayant une DMO supérieure à celle des femelles pour le site de mesure Calcanéum (Annexes 6 et 7).

3.3.2.3. Comparaison des DMO de Tibia en fonction du sexe de l'animal : (Annexes 4 et 5).

	Tibia droit	Tibia gauche
Moyenne femelles (g/cm ²)	0,65	0,65
Moyenne mâles (g/cm ²)	0,662	0,663

Tableau 17 : moyennes de DMO des tibia droit et gauche chez la femelle et le mâle Beagle.

Les moyennes que ce soit pour le membre droit ou le membre gauche sont décentrées. Les moyennes de DMO des mâles étant supérieures à celles des femelles. La différence est significative dès lors que $p < 0,05$. Les résultats obtenus sont résumés dans le tableau suivant :

Site de mesure	Radius D	Radius G
Résultats du test de Mann-Whitney (p)	0,028	0,040

Tableau 18 : Résultats du test de Mann-whitney pour la comparaison des DMO du radius en fonction du sexe.

Le degré de signification est donc inférieur à 0,05 ce qui nous permet de dire qu'il y a une différence significative de DMO entre les mâles et les femelles au sein de la race Beagle, les mâles ayant une DMO supérieure à celle des femelles pour le site de mesure Tibia. Mais nous pouvons déjà remarquer que le degré de signification est très supérieur aux autres sites de mesure, donc la relation liant ces facteurs est moins importante que pour les autres sites.

3.3.2.4. Etude de la relation sexe/ poids dans le lot de

Beagles :

Les moyenne du poids des mâles et des femelles sont très peu décentrées.

	Femelles	Mâles
Moyenne (Kg)	9,963	10,160

Tableau 19 : Moyenne du poids des mâles et des femelles dans le lot de Beagles.

Afin de montrer si cette différence est significative nous avons utilisé un test de Mann-Whitney, la différence entre le poids des mâles et des femelles à l'intérieur de ce lot étant significative dès lors que $p < 0,05$. Les résultats obtenus sont résumés dans le tableau suivant :

	Comparaison des poids des mâles et des femelles dans le lot de Beagles.
Résultats du test de Mann-Whitney (p)	0,510

Tableau 20 : Résultats du test de Mann-Whitney pour la comparaison des poids entre mâles et femelles à l'intérieur du lot de Beagles.

Le degré de signification est donc supérieur à 0,05 ce qui nous permet de dire qu'il n'y a pas de différence significative entre le poids des mâles et celui des femelles à l'intérieur du lot de Beagles.

Chapitre III :

DISCUSSION

De part la rapidité d'acquisition, l'exactitude, la précision des mesures et le coût des examens, l'absorptiométrie biphotonique n'a plus à faire ses preuves en médecine humaine, notamment dans le diagnostic et le suivi de l'ostéoporose chez la femme ménopausée. L'utilisation chez l'animal en est par contre au stade expérimental avec l'ambition de trouver sa place en médecine vétérinaire. Cette technique nous apparaît primordiale vu les difficultés d'interprétation d'une ostéopénie par méthode radiographique (Viguié, 1990). C'est dans ce but que nous allons étudier, analyser et discuter la méthode et les résultats de ce travail.

1. Discussion de la méthode :

1.1. Avantages et contraintes liés à l'appareillage :

1.1.1. Avantages :

La prise en main de l'appareillage est relativement aisée. Par contre il ne faut en aucun cas négliger certaines étapes comme le contrôle de qualité à chaque nouvelle utilisation. Les faibles dimensions de l'appareillage nous permettent de le déplacer facilement. Nous pouvons donc, vu la rapidité de réalisation des clichés, effectuer les mesures en pré ou post opératoire sans augmenter le temps d'anesthésie pour l'animal, critère important pour le respect du bien être de celui-ci.

1.1.2. Contraintes :

Une immobilité parfaite est nécessaire, elle est obtenue grâce à une anesthésie générale qui, même de courte durée, présente des risques pour l'animal, ce qui peut être un inconvénient en pratique. Nous pensons actuellement que l'utilisation de cet appareillage sur l'animal non anesthésié n'est pas fiable.

Notre appareillage ne dispose que d'une petite fenêtre de mesure, non mobile, et ne peut donc mesurer que la DMO des sites périphériques. Entre chaque site il est nécessaire de repositionner l'animal contrairement à d'autres appareils d'absorptiométrie biphotonique capables de mesurer la densité de l'organisme complet.

Cet appareillage est destiné à réaliser des mesures de DMO sur l'avant bras et le calcanéum chez l'homme. Le logiciel n'est donc pas adapté à l'espèce canine, c'est la raison pour laquelle la détermination des contours osseux et l'ajustement des régions d'intérêt nous a parfois posé problème. En effet, le logiciel présente souvent des difficultés de reconnaissance de la zone analysable ainsi que des difficultés d'acquisition ou de positionnement de la région d'intérêt sur le site précis que nous avons défini. Pour palier à cette contrainte, nous avons remarqué qu'il est préférable, pour les os longs, de scanner l'os avec l'articulation voisine pour avoir des structures denses et faciliter la reconnaissance pour le logiciel.

Malgré ces contraintes nous avons tenté d'obtenir des valeurs de DMO chez le chien en différents sites.

1.2. Détermination du site de mesure :

Les mesures réalisées sur le calcanéum n'ont posé que peu de difficulté car la région d'intérêt occupe la totalité du corps du calcanéum. En revanche, il est plus difficile de déterminer avec précision la région d'intérêt sur les os longs compte tenu de la difficulté à déterminer une hauteur exacte, proportionnelle à la hauteur de l'os, très différente selon les races. Afin de minimiser ces erreurs nous avons choisi un site de mesure assez grand.

1.3. Reproductibilité :

L'erreur pouvant être imputée à l'appareillage est de 2%, or, quand nous observons les écarts type pour chaque site de mesure, nous constatons que pour le radius et le tibia cette erreur est supérieure. (3,5% pour le radius droit, 2,7% pour le radius gauche, 4% pour le tibia droit , 4,2% pour le tibia gauche). En revanche en ce qui concerne les mesures du calcanéum cette erreur est inférieure. (1,3% pour le calcanéum droit et 1,7% pour le calcanéum gauche). D'après ces premières observations nous pouvons noter que la reproductibilité des mesures est décroissante du site calcanéum au site radius puis au site tibia.

Pour le site calcanéum, la valeur de l'écart type peut être imputée à l'erreur de la machine. Le positionnement de cet os est facile et sa forme limite les erreurs de placement de la région

d'intérêt. Pour les sites radius et tibia qui sont des os longs, d'autres facteurs sont entrés en ligne de compte. Le degré de rotation du membre peut faire varier les valeurs obtenues. Pour chaque rotation de 5°, la densité osseuse varie de 2%. De plus, la taille de la région d'intérêt tient un rôle important car ses variations peuvent créer des erreurs : l'élargissement de la région d'intérêt de 40 pixels fait augmenter la densité de 5%. Enfin, un déplacement latéral de la région d'intérêt peut entraîner une variation de densité de 3% même si la taille de celle-ci n'a pas été modifiée (Kolta et Roux, 1999). Le positionnement de la région d'intérêt est une étape primordiale de la détermination de la DMO, car elle joue un rôle majeur dans la reproductibilité des mesures et donc le suivi des patients. Afin de limiter ces erreurs il faudrait modifier le programme informatique en l'adaptant à l'animal pour qu'il ajuste et positionne lui-même les régions d'intérêt ce qui limiterait les variations de DMO dues aux erreurs de positionnement par un même manipulateur et d'un manipulateur à l'autre. Il serait intéressant aussi de pouvoir modifier la forme de la région d'intérêt, en effet, pour le calcaneum, un rectangle serait plus approprié. Donc l'écart type élevé (au maximum 6,8% pour le radius et 7,9% pour le tibia) est la conséquence d'une erreur ou d'un manque de standardisation du positionnement.

Afin d'améliorer ces résultats le positionnement de l'avant bras doit se faire en pronation pour limiter au maximum les erreurs dues à la rotation et éviter la superposition du radius et de l'ulna. Le positionnement du tibia sera toujours très difficile car l'évaluation du degré de rotation avant la mesure est compliqué.

Notons qu'en médecine humaine, le pied est positionné de sorte à dégager au maximum le calcaneum : le patient est assis et place son pied sur des cales pour avoir une angulation de 90° entre le tibia et les métatarses. Nous avons essayé de reproduire cette angulation en mettant le membre en flexion mais le degré n'est pas déterminé avec précision.

Il faut absolument standardiser le positionnement (Haidekker, 2003) pour limiter au maximum toute erreur de positionnement et pouvoir reproduire les mesures entre différents manipulateurs. Pour limiter les erreurs dues aux difficultés de positionnement de l'animal, nous préconisons l'utilisation d'une cale radiotransparente en équerre pour maintenir le membre à angle droit dégagant au maximum le corps et la tête du calcaneum, tout en permettant un positionnement stable et une orientation facilement reproductible d'une mesure à l'autre.

2. Discussion des résultats :

Nous avons pu réaliser des mesures chez le chien sur les différents sites de mesure définis au préalable. Ces mesures, comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, n'ont pas toujours été faciles à réaliser et des différences parfois importantes au niveau des mesures de la DMO du radius et du tibia sont apparues. La moyenne des trois mesures effectuées sur chaque site a permis de pondérer ces variations.

Dans cette partie, nous allons répondre aux objectifs de cette étude :

2.1. Des mesures sont elles réalisables chez le chien ?

Pour comprendre la relative facilité chez le chien à obtenir des images exploitables, il faut mettre en relation le logiciel de l'appareillage, programmé pour détecter et analyser des sites pauvres en tissus mous, avec les sites définis dans cette étude qui possèdent les mêmes caractéristiques. En effet, les sites radius, calcanéum et tibia chez le chien sont entourés d'une faible épaisseur musculaire et les régions entourant ces sites sont pauvres en graisse.

Au début de cette expérimentation, nous avons essayé de réaliser des mesures sur une vue de profil au niveau des vertèbres lombaires. Il s'est avéré que très peu d'images ont été analysables (1 sur 9 en moyenne) compte tenu de l'épaisseur importante de tissus mous dans cette région.

Valeurs obtenues lors de cette étude :

	m		e.ty		m		e.ty		m		e.ty		m		e.ty	
chien 1	0,460	0,010	0,365	0,006	0,623	0,015	0,467	0,021	0,397	0,007	0,631	0,016	0,627	0,019	0,683	0,040
chien 2	0,400	0,028	0,451	0,019	0,623	0,022	0,393	0,018	0,455	0,016	0,627	0,019	0,683	0,040	0,711	0,057
chien 3	0,390	0,023	0,425	0,010	0,679	0,038	0,390	0,016	0,455	0,017	0,683	0,040	0,711	0,057	0,605	0,036
chien 4	0,487	0,014	0,525	0,008	0,717	0,075	0,477	0,031	0,504	0,015	0,605	0,036	0,605	0,036	0,653	0,071
chien 5	0,527	0,016	0,531	0,023	0,609	0,019	0,523	0,030	0,531	0,014	0,653	0,071	0,653	0,071	0,677	0,047
chien 6	0,380	0,017	0,461	0,005	0,647	0,026	0,400	0,028	0,471	0,017	0,677	0,047	0,677	0,047	0,698	0,031
chien 7	0,423	0,032	0,435	0,020	0,669	0,017	0,423	0,034	0,451	0,019	0,698	0,031	0,698	0,031	0,628	0,063
chien 8	0,413	0,029	0,400	0,013	0,698	0,039	0,434	0,026	0,395	0,014	0,628	0,063	0,628	0,063	0,667	0,030
chien 9	0,430	0,018	0,424	0,005	0,634	0,035	0,425	0,014	0,443	0,021	0,667	0,030	0,667	0,030	0,657	0,073
chien 10	0,490	0,024	0,480	0,013	0,661	0,020	0,500	0,016	0,500	0,011	0,657	0,073	0,657	0,073	0,671	0,053
chien 11	0,478	0,039	0,470	0,010	0,649	0,059	0,492	0,045	0,470	0,018	0,671	0,053	0,671	0,053	0,610	0,041
chien 12	0,517	0,062	0,457	0,025	0,675	0,035	0,477	0,039	0,497	0,020	0,610	0,041	0,610	0,041	0,529	0,079
chien 13	0,359	0,055	0,438	0,012	0,620	0,037	0,369	0,023	0,458	0,019	0,529	0,079	0,529	0,079	0,675	0,025
chien 14	0,301	0,047	0,343	0,023	0,525	0,059	0,305	0,049	0,304	0,018	0,675	0,025	0,675	0,025	0,729	0,070
chien 15	0,561	0,026	0,619	0,021	0,675	0,019	0,525	0,022	0,631	0,016	0,729	0,070	0,729	0,070	0,659	0,053
chien 16	1,008	0,058	0,667	0,012	0,741	0,049	1,017	0,068	0,631	0,018	0,659	0,053	0,659	0,053	0,851	0,056
chien 17	0,427	0,032	0,559	0,002	0,649	0,017	0,427	0,026	0,538	0,026	0,851	0,056	0,851	0,056	0,770	0,028
chien 18	0,751	0,042	0,689	0,016	0,855	0,068	0,747	0,017	0,697	0,017	0,770	0,028	0,770	0,028	0,690	0,025
chien 19	0,701	0,034	0,583	0,016	0,740	0,052	0,737	0,018	0,598	0,024	0,690	0,025	0,690	0,025	1,003	0,016
chien 20	0,441	0,038	0,519	0,017	0,690	0,047	0,445	0,035	0,473	0,017	1,003	0,016	1,003	0,016	0,837	0,036
chien 21	0,881	0,066	0,764	0,012	0,995	0,049	0,885	0,021	0,743	0,012	0,837	0,036	0,837	0,036	0,700	0,017
chien 22	0,490	0,037	0,644	0,012	0,850	0,079	0,470	0,016	0,656	0,021	0,700	0,017	0,700	0,017	0,864	0,032
chien 23	0,800	0,026	0,622	0,012	0,700	0,042	0,798	0,014	0,590	0,010	0,864	0,032	0,864	0,032		
chien 24	0,857	0,061	0,613	0,010	0,830	0,049	0,861	0,025	0,631	0,019						

Rappel tableau 5.

	RAD D		CAL D		TIB D		RAD G		CAL G		TIB G	
	m	e.ty										
<u>Moyenne</u> <u>population totale</u>	0,541	0,035	0,520	0,013	0,698	0,040	0,541	0,027	0,522	0,017	0,701	0,042
<u>Moyenne</u> <u>population</u> <u>Beagles</u>	0,443	0,028	0,451	0,013	0,654	0,034	0,444	0,026	0,464	0,016	0,655	0,044

Tableau 21 : Récapitulatif des moyennes et des écarts-types de DMO pour la population totale et celle de Beagles.

	<u>Race</u>	<u>Poids (Kg)</u>	<u>Sexe</u>	<u>Age (ans)</u>
<u>Chien 1</u>	Beagle	9	F	3
<u>Chien 2</u>	Beagle	9	F	7
<u>Chien 3</u>	Beagle	12	F	5
<u>Chien 4</u>	Beagle	11	M	9
<u>Chien 5</u>	Beagle	11	M	2
<u>Chien 6</u>	Beagle	10	F	7
<u>Chien 7</u>	Beagle	9	F	4
<u>Chien 8</u>	Beagle	9,7	F	5
<u>Chien 9</u>	Beagle	12	F	7
<u>Chien 10</u>	Beagle	9,8	M	10
<u>Chien 11</u>	Beagle	9	M	3
<u>Chien 12</u>	Beagle	10	M	5
<u>Chien 13</u>	Beagle	9	F	4
<u>Chien 14</u>	Bichon	5	F	1
<u>Chien 15</u>	Briard	14	F	8
<u>Chien 16</u>	Berger allemand	25	F	7
<u>Chien 17</u>	Croisé	13	F	4
<u>Chien 18</u>	Croisé	18	F	8
<u>Chien 19</u>	Berger pyrénéen	13	F	7
<u>Chien 20</u>	Jack Russel	9	F	3
<u>Chien 21</u>	Berger allemand	21	M	4
<u>Chien 22</u>	Croisé	13	M	3
<u>Chien 23</u>	Labrador	15	M	1
<u>Chien 24</u>	Croisé	17	M	7
<u>Moyenne population totale</u>		5,17		12,23
<u>Moyenne Beagles</u>		5,47		10,03

Rappel tableau 6.

Toutes les études ayant utilisé la méthode DEXA pour la quantification de la DMO ont été réalisées sur des animaux scannés entièrement (Lauten, 2000) ou sur des sites non testés dans cette étude (Schneider, 2004) sur le fémur. Cependant nous pouvons d'ores et déjà mettre en parallèle certains résultats. Dans l'étude de Lauten en 2000, les écarts type des valeurs de DMO des différentes races étudiées sont sensiblement égaux aux nôtres. Ces valeurs passent de 2% chez le Beagle à 7% chez les races croisées, dans notre étude ces valeurs varient entre 1,7% et 4,2% chez le Beagle en fonction du site étudié.

Ces valeurs nous montrent que la moyenne des DMO du Calcanéum ($0,540 \text{ g/cm}^2$) sont inférieures aux moyennes des DMO du radius ($0,521 \text{ g/cm}^2$) elles même inférieures aux moyennes des DMO du tibia ($0,699 \text{ g/cm}^2$). Le tibia fait partie du squelette porteur, ce qui explique sa densité élevée (Renous, 1994), mais le fait que le tibia possède une densité plus élevée que le radius est difficilement explicable. En effet 60% du poids corporel est porté par les membres thoraciques donc nous nous attendions à obtenir des valeurs de DMO supérieures pour le radius par rapport au tibia.

En ce qui concerne la comparaison des paires droit et gauche, nous les avons toujours retrouvé avec des valeurs assez proches que ce soit pour l'étude de la population totale que pour l'étude chez les Beagles. Une étude a montré de la même manière une relation de proportionnalité entre le calcanéum droit et gauche de l'homme (Yamada, 1993). Cependant, il vaut mieux mesurer les deux membres du fait de l'hétérogénéité de l'os et de la présence potentielle de kystes intra-osseux.

	Radius D	Radius G	Calcaneum D	Calcaneum G	Tibia D	Tibia G
Moyenne des DMO (g/cm ²)	0,540	0,541	0,520	0,521	0,698	0,701

Tableau n°19 : Moyenne des DMO des différents sites de la population totale.

	Radius D	Radius G	Calcaneum D	Calcaneum G	Tibia D	Tibia G
Moyenne des DMO (g/cm ²)	0,443	0,444	0,450	0,463	0,654	0,655

Tableau n°20 : Moyenne des DMO des différents sites de mesures de la population de Beagles.

Il n'existe pas de différence significative. Les variations observées peuvent être imputées à une erreur de positionnement de l'animal ou de positionnement de la région d'intérêt. Cependant, il est aussi possible que le chien s'appuie plus sur un côté.

2.2. Etude des variations de densité en fonction de la masse, de l'âge , du sexe et de la race de l'animal :

2.2.1. Etude des variations en fonction du poids :

Le test de Student ($p < 0,001$) nous montre que le poids influence de manière très significative la valeur de la DMO. Ces résultats sont en accord avec ceux de Delise (Delise, 2004) qui a montré que la DMO augmentait en fonction du poids de l'animal. Dans son étude il a réalisé trois classes d'animaux : les chiens toys $< 7\text{Kg}$, les chiens moyens $8 < \text{poids} < 20 \text{KG}$ et les grands chiens $> 20\text{Kg}$, les différences de DMO sont significatives entre ces trois groupes d'animaux. Les coefficients de corrélation entre poids et valeurs de DMO sont en accord avec le test et nous montrent que le poids influence de manière plus importante la DMO du radius (coefficient de corrélation égal à 0,900 en moyenne) que la DMO du calcanéum (coefficient de corrélation égal à 0,823 en moyenne) et enfin la DMO du tibia (coefficient de corrélation égal à 0,723 en moyenne).

Il est logique que les chiens de grande taille qui sont par définition plus lourds que les chien de petite taille aient de plus gros os. Vu que l'absorption des photons dépend de l'épaisseur à traverser, il est logique que les DMO des chiens de grande taille soient supérieures à celui des races de petite taille. Nous pouvons noter que ce résultat est aussi valable chez le cheval (Donabedian, 2004).

Cependant, la DMO ne dépend pas que du poids, car dans ce cas, le coefficient de corrélation aurait tendu vers 1 et nous aurions trouvé une relation linéaire liant les valeurs de DMO au poids ce qui n'a pas été le cas.

2.2.2 Etude des variations en fonction de l'âge :

Nous n'avons pas montré de différence significative des valeurs de DMO en fonction de l'âge de l'animal (p toujours supérieur à 0,213). Ceci est en accord avec les résultats publiés par Gröblinger (Gröblinger, 2004). Notons que cette étude est composée de chiens adultes et que les modifications des valeurs de DMO lors de la croissance n'ont donc pas été étudiées. Par contre Schneider a montré en 2004 dans son étude par méthode DEXA sur le fémur que la DMO augmente en fonction de l'âge de l'animal chez le chien en croissance.

2.2.3. Etude des variations en fonction du sexe de l'animal :

Cette étude a été réalisée à l'intérieur de la population de Beagles. En effet nous avons voulu limiter au maximum les variations de poids, facteurs ayant une très grande influence sur les valeurs de DMO. Dans cette étude intraraciale, la relative homogénéité de poids limite les variations trop importantes de DMO, pour preuve les écarts type autour de la moyenne à l'intérieur de la population entière sont de l'ordre de 4,8% pour le radius, 3,9% pour le calcaneum et 3,4% pour le tibia.

Nous avons montré dans un premier temps que, chez le Beagle, le sexe de l'animal n'avait pas d'influence sur son poids (résultat du test de Mann-Whitney : $p= 0,510$). En effet le poids influence de manière telle la DMO que si l'on avait trouvé une relation entre poids et sexe, il aurait été impossible de conclure à une relation entre valeur de DMO et sexe. Les résultats du test de Mann-Whitney nous montrent qu'il y a une différence significative des DMO en fonction du sexe de l'animal. ($p<0,0034$ pour le radius, $p<0,0054$ pour le calcaneum et $p<0,04$ pour le tibia.). Ceci est en accord avec les résultats publiés par Gröblinger (Gröblinger, 2004) sur différents sites du fémur et de l'humérus. Ces résultats montrent que les moyennes des valeurs de DMO pour nos 3 sites de mesures sont supérieurs chez le mâle. Lauten (Lauten, 2000) a montré qu'il existe une différence significative des valeurs de DMO chez différentes races dont le Golden Retriever par contre dans la race Pembroke cette différence n'existe pas ce qui tend à nous montrer que les tables de référence doivent être réalisées race par race. Il faut noter aussi que les mesures de DMO de cette étude ont été réalisées sur l'animal entier.

2.3. En Dédire les sites les plus appropriés :

Il ressort de cette étude que la reproductibilité des mesures est croissante du site tibia distal (écart type de 4,1%) au site radius distal (écart type de 3,1%) puis au site calcanéum (écart type de 1,5%), ce dernier nous apparaît comme le meilleur à analyser vu les moindres difficultés de positionnement et de standardisation que nous avons rencontré pour son étude. Cependant, le site radius présente un écart type proche de l'erreur pouvant être imputée à l'appareillage, il représente donc un site d'étude intéressant. Pour le site tibia, nous préconisons l'utilisation d'une cale radio-transparente afin de standardiser l'angulation du tibia par rapport au tarse et de limiter la rotation du tibia, des mesures devront alors être reproduites pour vérifier l'efficacité de ce système.

CONCLUSION

L'intérêt et l'originalité de notre étude est la réalisation de mesures de densité minérale osseuse (DMO) chez le chien par méthode DEXA sur des sites spécifiques contrairement à ce qui a été réalisé jusqu'à présent sur le corps entier.

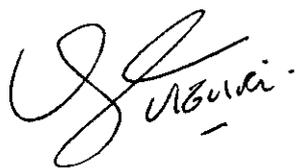
Il ressort de cette étude que la reproductibilité des mesures est croissante du site tibia au site radius puis au site calcanéum, ce dernier nous apparaissant comme le meilleur à analyser vu les moindres difficultés de positionnement et de standardisation que nous avons rencontré pour son étude.

Les études statistiques quant à elles mettent l'accent sur l'influence majeure du poids sur la valeur de DMO, ce qui est comparable aux études déjà effectuées. D'autre part l'influence du sexe sur la valeur de DMO est marquée à l'intérieur d'une race pure, les mâles ayant une DMO supérieure aux femelles. Cependant, certaines publications donnant des résultats de DMO sur le corps entier ont montré que l'influence du sexe n'existe pas à l'intérieur de toutes les races pures. Il faut également souligner que certaines variations individuelles telles que la nutrition et l'entraînement physique n'ont pu être pris en compte.

Cette expérimentation nous a confronté à certaines difficultés particulières à cette espèce : comme le positionnement de l'animal ainsi que l'utilisation d'un logiciel programmé pour la médecine humaine. Pour palier à ces contraintes, certaines solutions ont été appliquées et d'autres préconisées. En effet, nous avons remarqué qu'il est préférable pour les os longs de scanner l'os avec l'articulation voisine pour avoir des structures denses et faciliter leur reconnaissance par le logiciel. Nous préconisons l'utilisation d'une cale radiotransparente en équerre pour le positionnement du calcanéum et du tibia.

Pour une utilisation raisonnée en médecine vétérinaire de la méthode DEXA il semble donc primordial de référencer dans des registres des valeurs moyennes physiologiques pour chaque race et chaque sexe chez l'adulte. Par la suite, il sera intéressant d'évaluer la DMO d'animaux atteints de déséquilibre du métabolisme phosphocalcique.

**Le Professeur responsable
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon**



**Vu : Le Directeur
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon**



LE DIRECTEUR

**Le Président de la thèse
Professeur André MORIN**

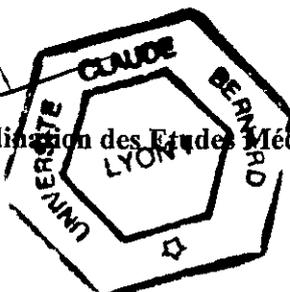


Stéphane MARTINOT

Vu et permis d'imprimer

Lyon, le 31 Mars 1997

**Pour le Président de l'Université,
Le Président du Comité de Coordination des Etudes Médicales,
Professeur D. VITAL-DURAND**



REFERENCES

BIBLIOGRAPHIQUES

1. ADAMI S., KANIS J.A. (1995): *Perspectives assesment of involutitional bone loss: methodological and conceptual problems*. J. Bone Min. Res., **10**, 4, 511-516
2. BANU J., WANG L., KALU D.N. (2002): *Age-related changes in bone mineral content and density in intact male F344 rats*. Bone, **30**, 1, 125-130
3. BOUTSEN Y. (2000): *Les méthodes d'exploration du tissu osseux*. Louvain Méd., **119**, S501-S503
4. BRAILLON P. (2002): *Techniques de mesure de la densité minérale osseuse et de la composition corporelle*. Encycl. Med. Chir. (Elsevier,Paris), 31-100-F-10, 17 p
5. BRUNET J. (1990): *Mesure du contenu minéral osseux par absorptiométrie biphotonique aux rayons X chez les nouveaux-nés à terme et prématurés et chez le nourrisson*. Thèse de doctorat en médecine, Université Claude Bernard, Lyon, 78 p
6. CARTER D.R., BOUXSEIN M.L., MARCUS R. (1992): *New approaches for interpreting projected bone densitometry data*. J. Bone Min. Res., **7**, 2, 137-145
7. CHEN T, CHEN P-J., FUNG C-S., LIN C-J., YAO W-J. (2004): *Quantitative assesment of osteoporosis from the tibia shaft by ultrasound techniques*. Med. Eng. Phys., **26**, 141-145
8. COHEN SOLAL M.E., GRAULET A.M., DENNE M.A. (1993): *Peripheral monocyte culture supernants of menopausal women can induce bone resorption: involvement of cytokines*. J. Clin. Endocrinol. Metab., **77**, 1648-1653
9. COLLARD P. (1998): *La densitométrie osseuse digitalisée (DOD): étude expérimentale*. Thèse de doctorat vétérinaire, Toulouse, 89 p
10. Consensus development conference (1993): *Diagnosis, prophylaxis and treatment of osteoporosis*. Am. J. Med., **94**, 646-650
11. CORTET B., BOUTRY N., MARCHANDISE X., ROUX C. (1999): *Méthodes non traumatiques d'évaluation de la densité minérale et de la structure osseuse*. Encycl. Med. Chir. (Elsevier, Paris), 14-002-D-10, 11 p

12. DEGUEURCE Y., ROUX C. (1993): *Déminéralisation diffuse du squelette*. Imp. internat., **2**, 85-93
13. DREZNER M.K., NESBITT T. (1990): *Role of calcitriol in prevention of osteoporosis : Part I*. Metabolism, **39**, 18-23
14. DUBOEUF F. (1990): *L'absorptiométrie à rayons X: évolution par rapport aux appareils à source isotopique*. Thèse de doctorat en médecine, Université Claude Bernard, Lyon, 115 p
15. DUBOURG G., ORCEL P. (1998): *Ostéoporose*. Encycl. Med. Chir. (Elsevier,Paris), 7-0630, 10 p
16. ECKERT P., CASEZ J.P., THIEBAUD D., SCHNYDER P., BURCKHARDT P. (1996): *Bone densitometry of the forearm: comparison of single-photon and dual-energy X-ray absorptiometry*. Bone, **18**, 6, 575-579
17. ELLIOTT M.E., BINKLEY N. (2004): *Evaluation and measurement of bone mass*. Epilepsy Behav., **5**, S16-S23
18. EYRES K.S, BELL M.J., KANIS J.A. (1993): *Methods of assessing new bone formation during limb lengthening – ultrasonography, dual energy X-ray absorptiometry and radiography compared*. J. Bone Joint Surg. [Br], **75-B**, 3, 358-364
19. EYRES K.S., KANIS J.A. (1995): *Bone loss after tibial fracture evaluated by dual energy X-ray absorptiometry*. J. Bone Joint Surg. [Br], **77-B**, 473-478
20. FREEMEN L.M., KEHAYIAS J.J., ROUBENOFF R. (1996): *Correspondence*. J. vet. inter. Med., **10**, 2, 99-100
21. FUKUDA S., IIDA H. (1994): *Changes in histomorphometric values of iliac trabecular bone and serum biochemical constituents related to bone metabolism in beagle dogs during growth*. Exp. Anim., **43**, 2, 159-165
22. GAFNI R.I., BARON J. (2004): *Overdiagnosis in children due to misinterpretation of dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA)*. J. Pediatr., **144**, 253-257

23. GRAMPP S., LANG P., JERGAS M., GLÜER C.C., MATHUR A., ENGELKE K., GENANT H.K. (1995): *Assessment of the skeletal status by peripheral quantitative computed tomography of the forearm: short-term precision in vivo and comparison to dual X-ray absorptiometry.* J. Bone Min. Res., **10**, 10, 1566-1576
24. GRARDEL B., SUTTER B., FLAUTRE B., VIGUIER E., LAVASTE F., HARDOUIN P. (1994): *Effects of glucocorticoids on skeletal growth in rabbits evaluated by dual-photon absorptiometry, microscopic connectivity and vertebral compressive strength.* Osteoporos. Int., **4**, 4, 204-210
25. GRIER S.J., TURNER A.S. (1996): *The use of dual-energy X-ray absorptiometry in animals.* Invest. Radiol., **31**, 1, 50-62
26. GRIFFIN M.G., KIMBLE, HOPFER W., PACIFICI R. (1993): *Dual-energy x-ray absorptiometry of the rat : Accuracy, precision, and measurement of bone loss.* J. Bone Miner. Res., **8**, 795-800
27. HAGIWARA S., ENGELKE K., YANG S-O., DHILLON M.S., GUGLIELMI G., NELSON D.L., GENANT H.K. (1994): *Dual X-ray absorptiometry forearm software: accuracy and intermachine relationship.* J. Bone Min. Res., **9**, 9, 1425-1427
28. HAIDEKKER M.A., STEVENS H.Y., FRANGOS J.A. (2004): *Computerized methods for X-ray-based small bone densitometry.* Comput. Methods Programs Biomed., **73**, 35-42
29. HIDEKI YAMAUCHI, KAZUHIRO KUSHIDA, KAORU YAMAZAKI, TETSUO INOUE (1995): *Assesment of spine bone mineral density in ovariectomized rats using DXA.* J. Bone Min. Res., **10**, 7, 1033-1039
30. HUI S.L., SLEMENDA C.W., JOHNSTOA C.C. (1988): *Age and bone mass as predictors of fracture in a prospective study.* J. Clin. Invest., **81**, 1804-1809
31. IHAKA R., GENTLEMAN R. (1996): *R: a language for data analysis and graphics.* J. Comput. Graph. Stat., **5**, 299-314

32. JANES G.C., COLLOPY D.M., PRICE R., SIKORSKI J.M. (1993): *Bone density after rigid plate fixation of tibial fracture- A dual-energy x-ray absorptiometry study*. J. Bone Joint Surg. [Br], **75-B**, 914-917
33. JERGAS M., BREITENSEHER M., GLÜER C.C., WEI YU, GENANT H.K. (1995): *Estimates of volumetric bone density from projectional measurements improve the discriminatory capability of dual energy X-ray absorptiometry*. J. Bone Min. Res., **10**, 7, 1101-1110
34. KANIS J.A., MELTON L.J., CHRISTIANSEN C., JOHNSTON C.C., KHALTAEV N. (1994): *The diagnosis of osteoporosis*. J. Bone Min. Res., **9**, 8, 1137-1140
35. KASTL S., SOMMER T., KLEIN P., HOHENBERGER W., ENGELKE K. (2002): *Accuracy and precision of bone mineral density and bone mineral content in excised rat humeri using fan beam dual-energy X-ray absorptiometry*. Bone, **30**, 1, 243-246
36. KOLTA S., ROUX CH. (1999): *Contrôle de qualité en densitométrie osseuse*. J. Radiol., **80**, 93-98
37. KOWALCHUK R.M., DALINKA M.K. (1998): *The radiologic assessment of osteoporosis*. Orthopaedic J., **11**, 67-72
38. LAUTEN S.D., COX N.R., BAKER G.H., PAINTER D.J., MORRISON N.E., BAKER H.J. (2000): *Body composition of growing and adult cats as measured by use of dual energy X-ray absorptiometry*. Comp. Med., **50**, 2, 175-183
39. LAUTEN S.D., COX N.R., BRAUNER W.R. Jr, BAKER H.J. (2001): *Use of dual energy X-ray absorptiometry for noninvasive body composition measurements in clinically normal dogs*. Am. J. Vet. Res., **62**, 8, 1295-1301
40. LAVAL-JEANTET M., LAVAL-JEANTET A.M.: *Densitométrie et absorptiométrie du tissu osseux*. Encycl. Med. Chir., Radiodiagnostic I., 4-3-05, Fasc. 30230 A¹⁰

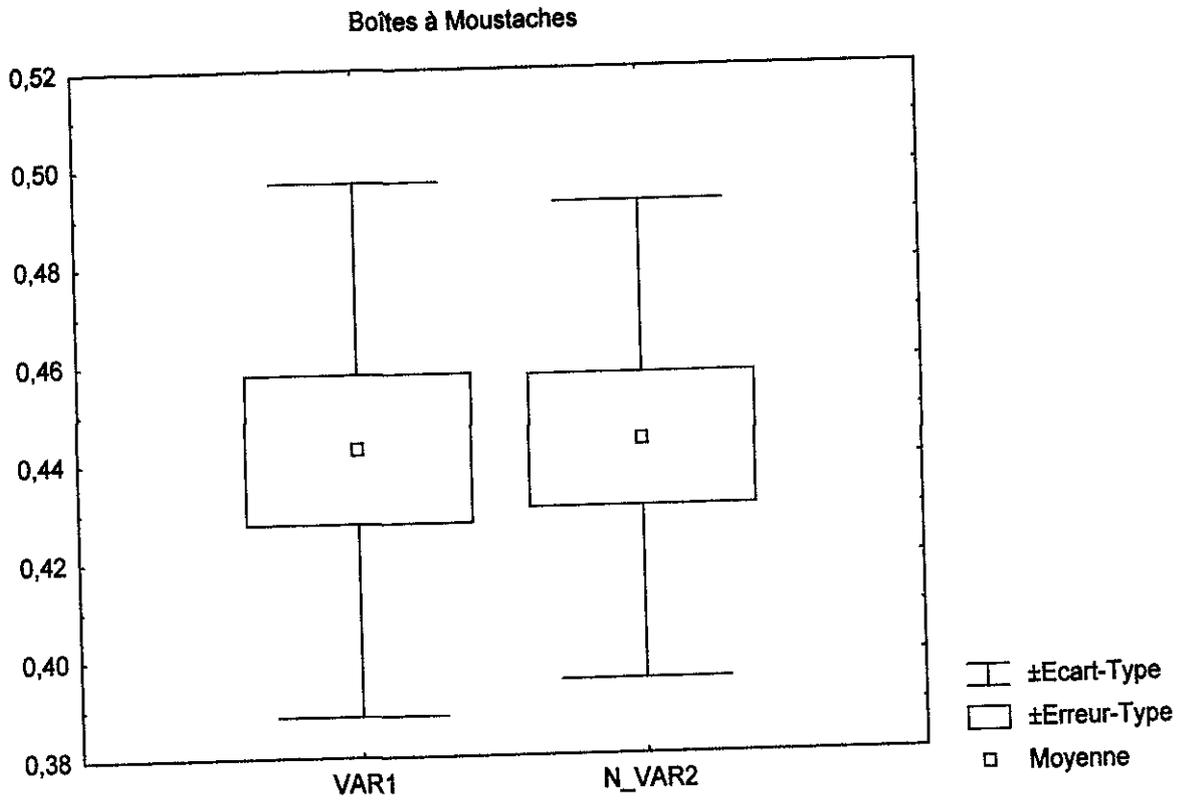
41. LEVASSEUR R., GUAYDIER-SOUQUIERES G., MARCELLI C., SABATIER J-P. (2003): *T-score en ostéodensitométrie: influence du choix de la population de référence pour son expression. Réflexions sur son utilisation.* Rev. Rhum., **70**, 604-608
42. LITNIEWSKI J., NOWICKI A., SAWICKI A. (2000): *Detection of bone disease with ultrasound-comparison with bone densitometry.* Ultrasonics, **38**, 693-697
43. MEEMA H.E., MEINDOK H. (1992): *Advantages of peripheral radiogrammetry over dual-photon absorptiometry of the spine in the assessment of prevalence of osteoporotic vertebral fractures in women.* J. Bone Min. Res., **7**, 8, 897-902
44. MELTON L.J., ATKINSON E.J., O'FALLON W.M., WAHNER H.W., RIGGS B.L. (1993): *Long-term fracture prediction by bone mineral assessed at different skeletal sites.* J. Bone Miner. Res., **8**, 1227-1233
45. MEYNAUD-COLLARD P., MATHON D., ASIMUS E., AUTEFAGE A. (2001): *La densitométrie: revue bibliographique.* Revue Méd. Vét., **152**, 1, 49-60
46. MEYNAUD-COLLARD P., MATHON D., DARMANA R., ASIMUS E., FRAYSSINET P., AUTEFAGE A. (2001): *La densitométrie osseuse digitalisée (DOD): étude expérimentale.* Revue Méd. Vét., **152**, 2, 171-182
47. MOYAD M.A. (2003): *Osteoporosis: a rapid review of risk factors and screening methods.* Urol. Oncol.: Seminars and Original Investigations, **21**, 375-379
48. NANYAN P., POTHUAUD L., BENHAMOU L., COURTEIX D. (2003): *Semi-automated evaluation of the cortico-medullar index on radius radiographs: a study in prepubertal girls.* Eur. J. Radiol., **47**, 47-53
49. NEWMAN E., TURNER A.S., WARK J.D. (1995): *The potential of sheep for the study of osteopenia : current status and comparison with other animal models.* Bone, **16**, 277S-284S
50. PICAUD J.C. (1999): *Evaluation de l'absorptiométrie biphotonique à rayons X pour mesurer la composition corporelle des nouveaux-nés.* Thèse de doctorat en médecine, Université Claude Bernard, Lyon, 89 p

51. PRINCE R.L. (2001): *How to diagnose the presence of osteoporosis and assess the risk of fracture*. Best Pract. Res. Clin. Rheumatol., **15**, 3, 345-358
52. PROUTEAU S., COURTEIX D. (2003): *Les outils d'investigation du système squelettique: informations quantitatives et qualitatives. Intérêt dans le suivi des sportifs*. Revue Française des Laboratoires, **350**, 45-51
53. PUUSTJARVI K., KARJALAINEN P., NIEMINEN J., et al. (1991): *Effects of long-term running on spinal mineral content in dogs*. Calcif. Tissue Int., **49** (suppl), S81- S82
54. QUARLES L.D., LYLES K.W. (1992): *Spinal and femoral bone density in the beagle : use of dual energy x-ray absorptiometry to assess experimental osseous disorders*. Hologic Technical Paper, 1-4
55. RINGERTZ H., MARSHALL D., JOHANSSON C., JOHNELL O., KULLENBERG R.J., LJUNGHALL S., SAAF M., WEDEL H., HALLERBY N., JONSSON E., MARKE L.A., WERKO L. (1997): *Bone density measurement – A systematic review*. J. Int. Med., **241**, suppl. 739, 1-60
56. ROSEN H.N., SULLIVAN E.K., MIDDELBROOKS V.L. et al. (1993): *Parental pamidronate prevents thyroid hormone- induce bone loss in rats*. J. Bone Res., **8**, 1255- 1261
57. ROSEN H.N., TOLLIN S., BALENA R., MIDDELBROOKS V.L., BEAMER W.G., DONOHUE L.R., ROSEN C., TURNER A., HOLICK M., GREENSPAN S.L. (1995): *Differentiating between orchietomized rats and controls using measurements of trabecular bone density: A comparison among DXA, histomorphometry and peripheral quantitative tomography*. Calcif. Tissue Int., **57**, 35-39
58. ROUX C. (1999): *Quantification de l'ostéoporose postménopausique*. Encycl. Med. Chir. (Elsevier, Paris), Radiodiagnostic-Neuroradiologie-Appareil locomoteur, 31-312-A-30, 13 p
59. SCHEBITZ H., WILKENS H. (1986): *Atlas of radiographic anatomy of the dog and cat*. Paul Parey scientific publishers, 189-190

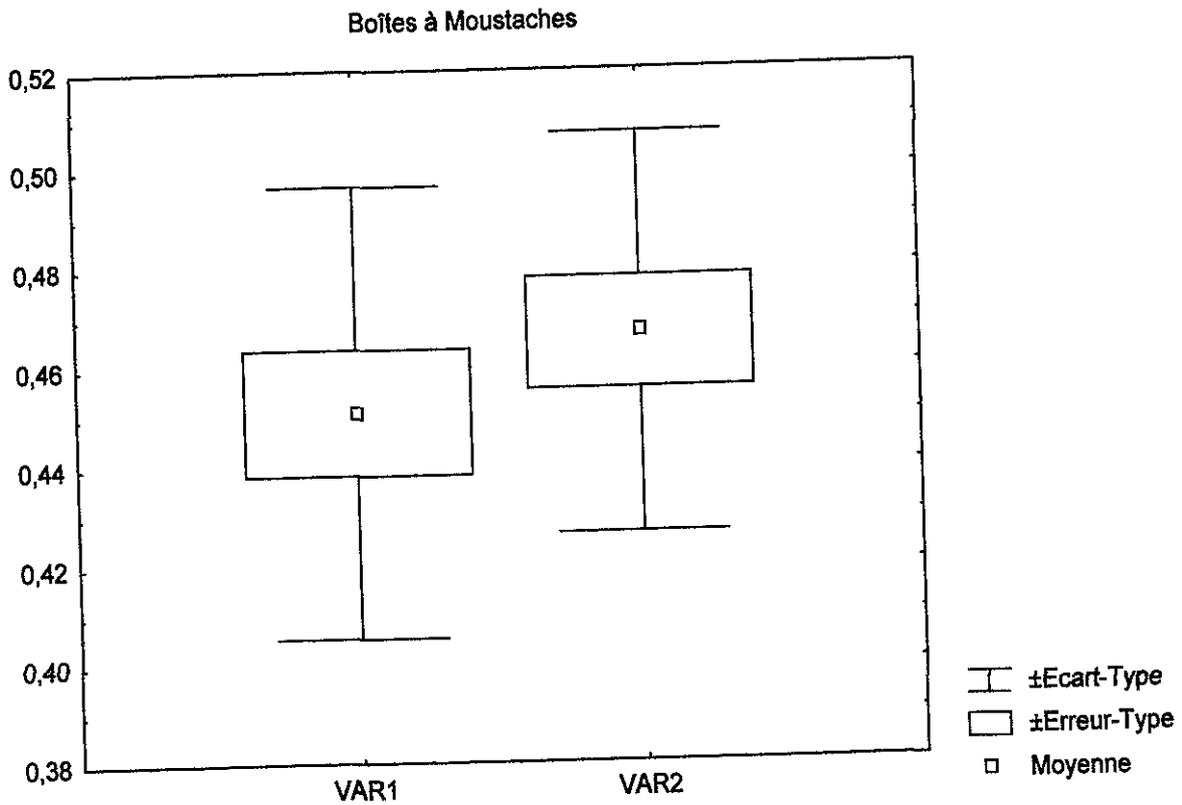
60. SCHMIDT J., BOURGOIN G., ROGER T., VIGUIER E.: *Studie der Knochendichte bei der ausgewachsenen Katze (Studie in vitro)*, 50. Jahreskongress der FK-DVG, 23-26 septembre 2004, Hambourg, 165-169
61. SIEVÄNEN H., KANNUS P., OJA P., VUORI I. (1994): *Dual energy x-ray absorptiometry is also an accurate and precise method to measure the dimensions of human long bones*. *Calcif. Tissue Int.*, **54**, 101-105
62. SVENDSEN O.L., HASSAGER C., SKØDT V., CHRISTIANSEN C. (1995): *Impact of soft tissue on in vivo accuracy of bone mineral measurements in the spine, hip, and forearm: a human cadaver study*. *J. Bone Min. Res.*, **10**, 6, 868-873
63. SYMMONS R. (2004): *Digital photodensitometry: a reliable and accessible method for measuring bone density*. *J. Archaeol. Sc.*, **31**, 711-719
64. TAGAKI T., YAMAMOTO T., ASANO S., TAMAKI H. (1993): *Effect of prostaglandin D2 on the femoral bone density in ovariectomized rats*. *Calcif. Tissue Int.*, **52**, 442-446
65. TURNER A.S., NORRDIN R.W., GAARDE S., CONNALLY H.E., THRALL M.A. (1995): *Bone mineral density in feline mucopolysaccharidosis VI measured using dual-energy x-ray absorptiometry*. *Calcif. Tissue Int.*, **57**, 191-195
66. VAN DER WIEL H.E., LIPS P., GRAAFMANS W.C., et al. (1995): *Additional weight-bearing during exercise is more important than duration for exercise for anabolic stimulus of bone : A study of running exercise in female rats*. *Bone*, **16**, 73-80
67. VIGUIER E, SUTTER B., PAKULA S., MATTELIN R., HARDOUIN P., LAVASTE F.: *What kind of biochemical tests for experimental osteoporosis?* 22nd European symposium on calcified tissues, 13 mars 1991, Vienne
68. VIGUIER E. (septembre 1990): *Raréfaction osseuse chez les carnivores domestiques âgés*. *Point vét.*, numéro spécial "gériatrie", 167-178
69. VOGEL J.M., WASNICH R.D., ROSS P.D. (1988): *The clinical relevance of calcaneus bone mineral measurements: a review*. *Bone Miner.*, **5**, 35-58

70. WAHNER H.W. (1996): *Use of densitometry in management of osteoporosis.* Osteoporosis, Ed. MARCUS R., FELDMAN D., KELSEY J., Academic Press, San Diego, 1055-1074
71. WAMBERSIE A. (1988): *Affection provoquée par les rayonnements ionisants.* Actes du colloque nucléaire-santé-sécurité, Montauban, 41-69
72. WANG L., BANU J., McMAHAN C.A., KALU D.N. (2001): *Male rodent model of age-related bone loss in men.* Bone, **29**, 2, 141-148
73. WAUD C.E., MARKS S.C., LEW R., BARAN D.T. (1994): *Bone mineral density in the femur and lumbar vertebrae decreases after twelve weeks of diabetes in spontaneously diabetic-prone BB/Worcester rats.* Calcif. Tissue Int., **54**, 237-240
74. WERYHA G., LECLERE J., REGENT D. (1991): *La densitométrie osseuse: principes techniques et intérêt pratique.* Ann. Endocrinol. (Paris), **52**, 298-304
75. YAMADA M., ITO M., HAYASHI K., NAKAMURA T. (1993): *Calcaneus as a site for assessment of bone mineral density: evaluation in cadavers and healthy volunteers.* A. J. R., **161**, 621-627
76. YAMAUCHI H., KUSHIDA K., YAMAZAKI K., INOUE T. (1995): *Assessment of spine bone mineral density in ovariectomized rats using DXA.* J. Bone Miner. Res., **7**, 1033- 1039
77. YEH J.K., ALOIA J.F., CHEN M.M., TIERRY J.M., SPRINTZ S. (1993): *Influence of exercise on cancellous bone of the age female rat.* J. Bone Min. Res., **8**, 1117-1125
78. YEH J.K., ALOIA J.F., TIERNEY J.M., SPRINTZ S. (1993): *Effect of treadmill exercise on vertebral and tibial bone content and bone mineral density in the aged rat : determined by dual energy X-ray absorptiometry.* Calcif. Tissue Int., **52**, 234-238

ANNEXES :

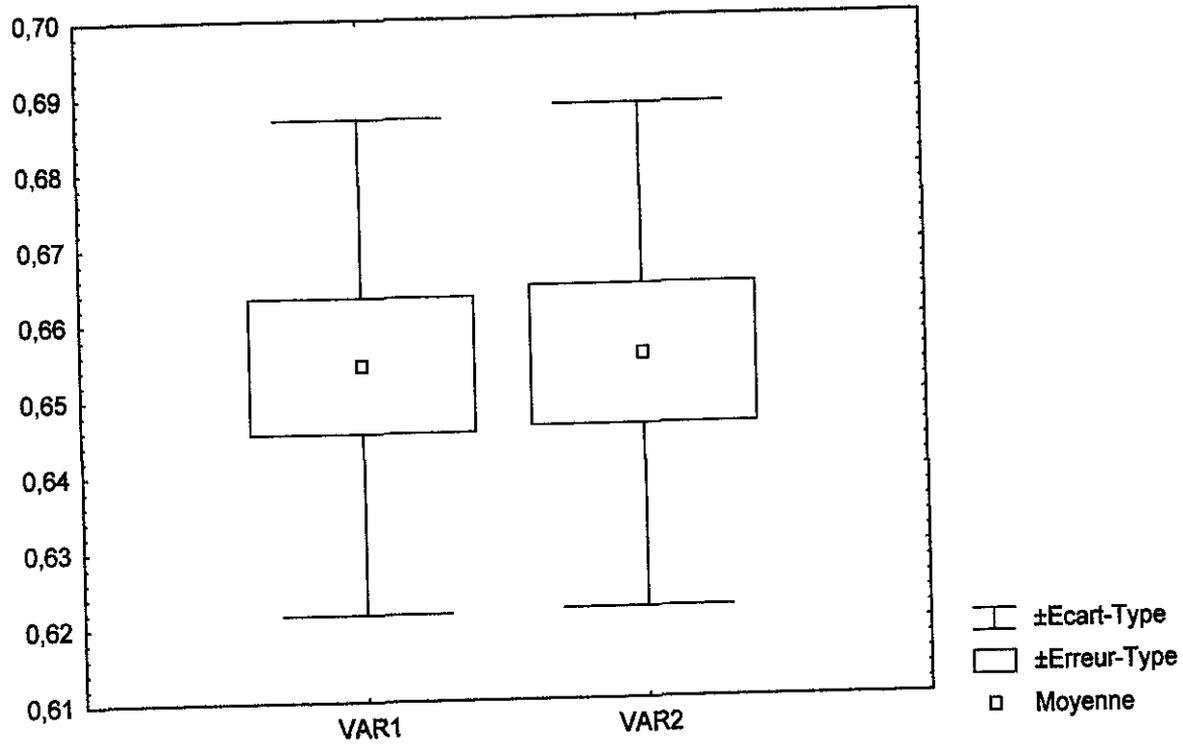


Annexe 1 : Comparaison des moyennes et écarts-types entre le radius droit et gauche chez le Beagle.



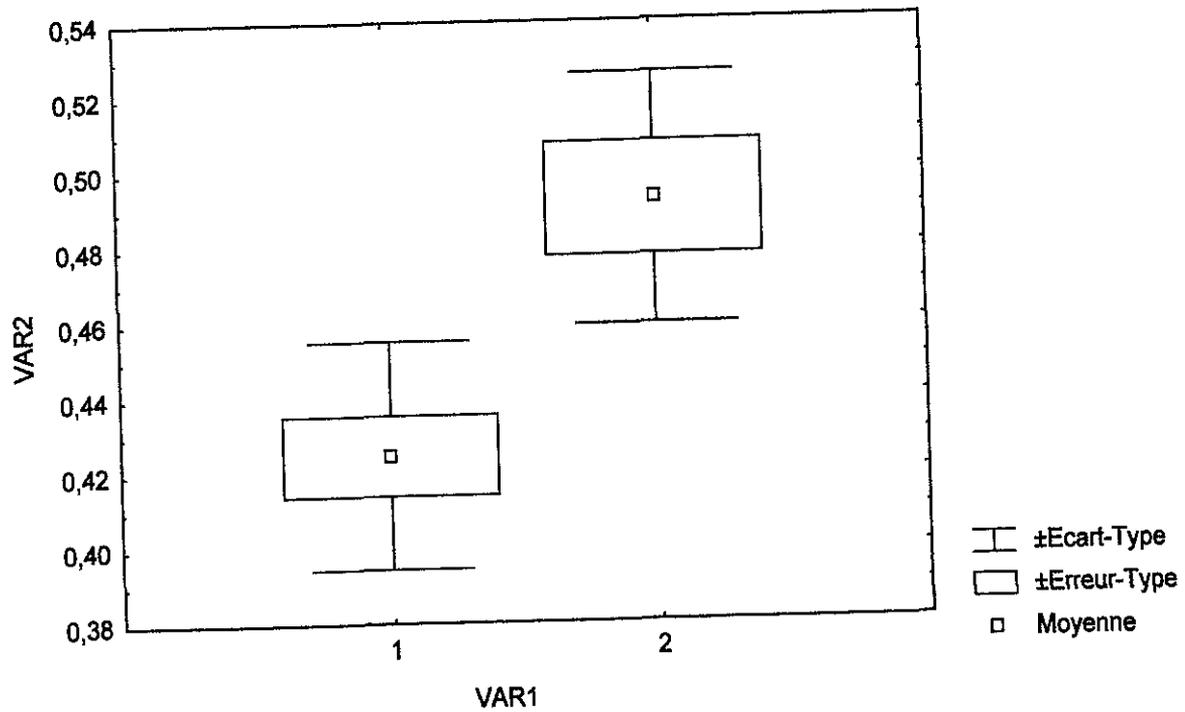
Annexe 2 : Comparaison des moyennes et écarts-types entre le calcanéum droit et gauche chez le Beagle.

Boîtes à Moustaches

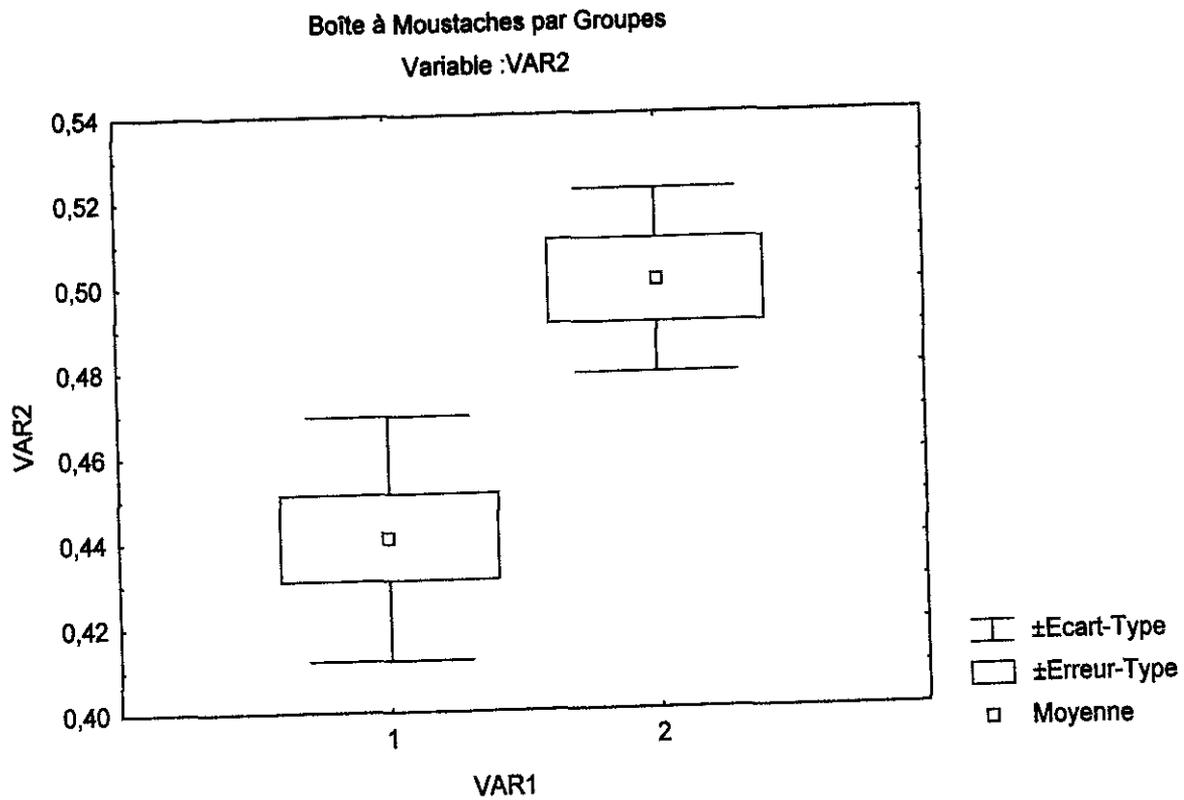


Annexe 3 : Comparaison des moyennes et écarts-types entre le tibia droit et gauche chez le Beagle.

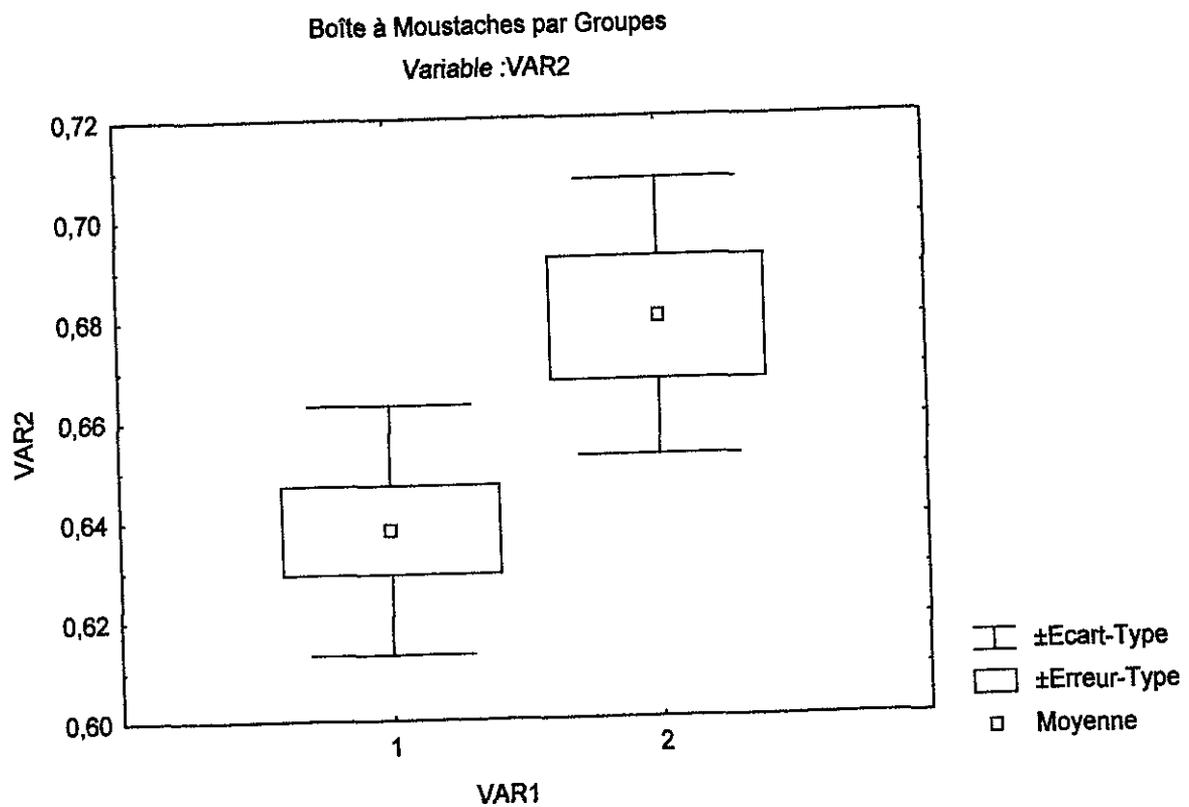
Boîte à Moustaches par Groupes Variable :VAR2



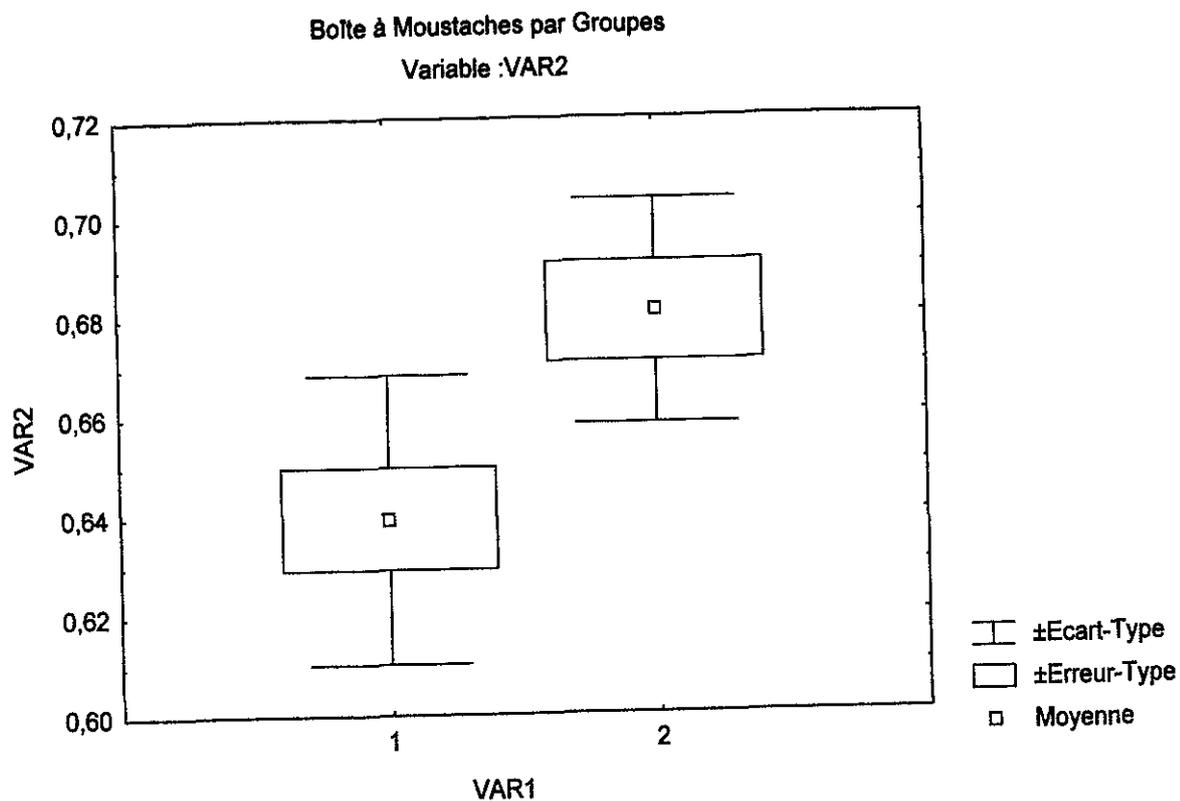
Annexe 4 : Comparaison des moyennes et écarts-types de DMO du tibia droit entre les mâles et les femelles Beagles.



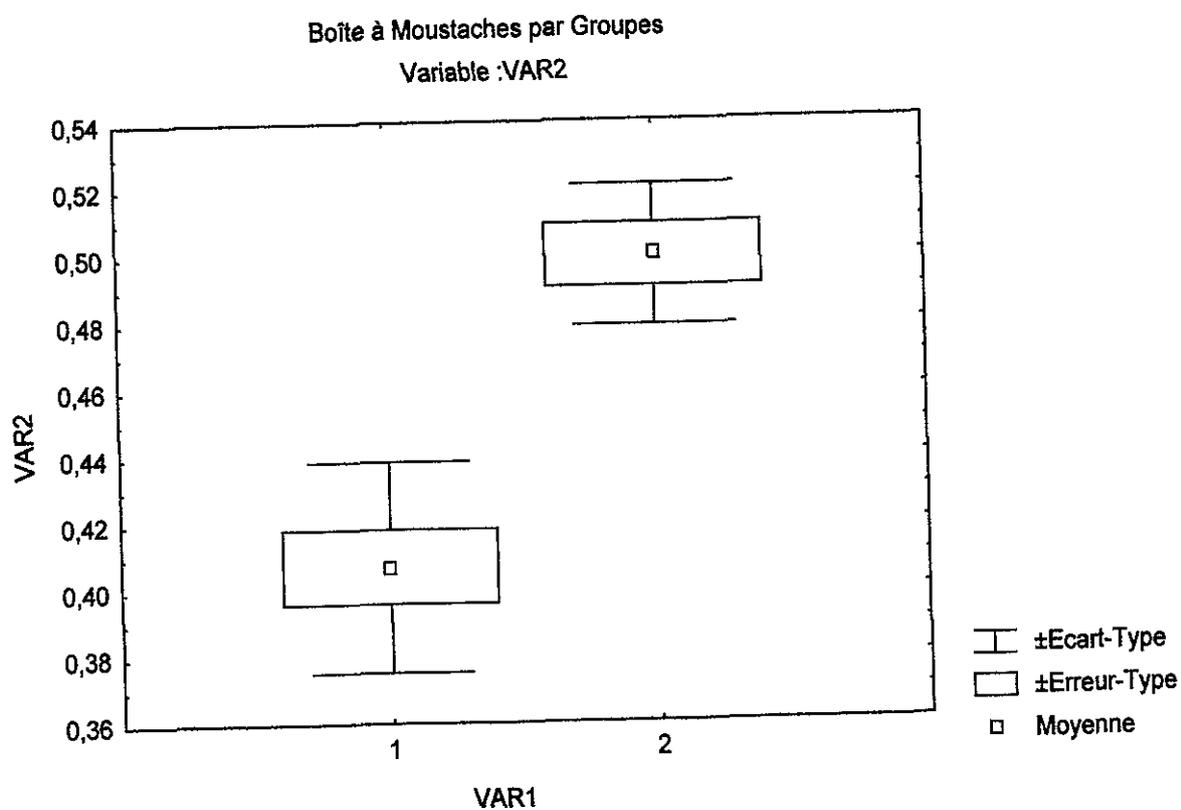
Annexe 5 : Comparaison des moyennes et écarts-types de DMO du tibia gauche entre les mâles et les femelles Beagles.



Annexe 6 : Comparaison des moyennes et écarts-types de DMO du calcaneum droit entre les mâles et les femelles Beagles.

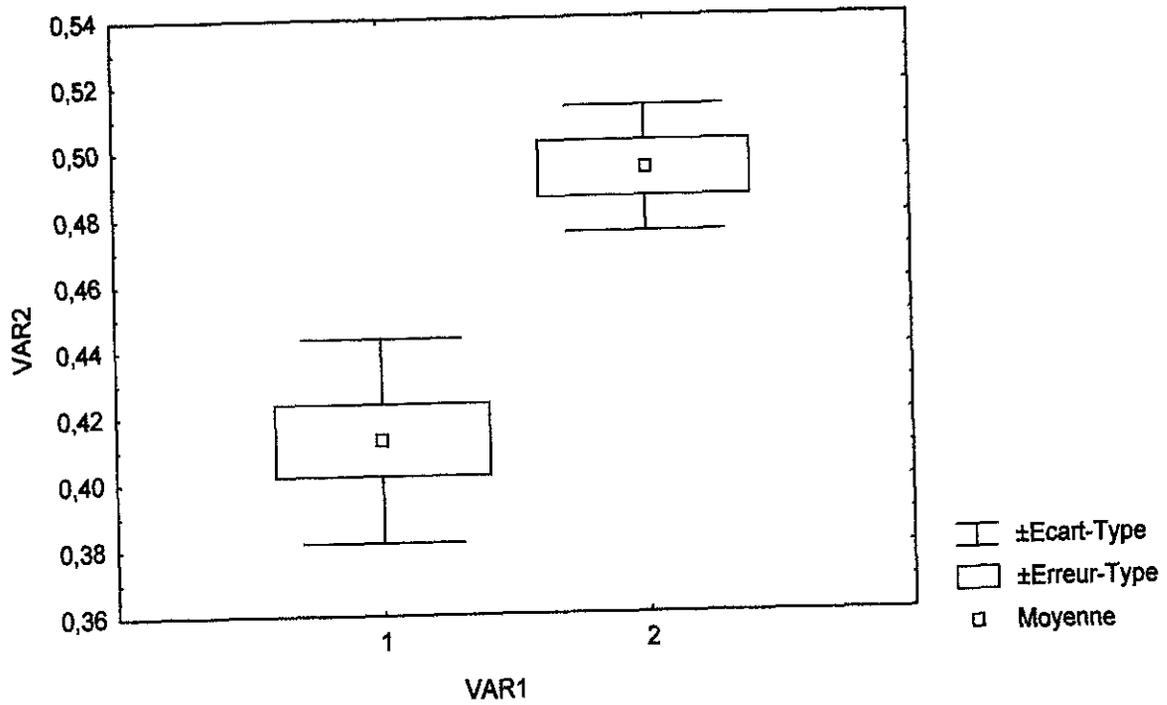


Annexe 7 : Comparaison des moyennes et écarts-types de DMO du calcaneum gauche entre les mâles et les femelles Beagles.



Annexe 8 : Comparaison des moyennes et écarts-types de DMO du radius droit entre les mâles et les femelles Beagles.

Boîte à Moustaches par Groupes
Variable :VAR2



Annexe 9 : Comparaison des moyennes et écarts-types de DMO du radius gauche entre les mâles et les femelles Beagles.

ROFFET Mathieu

Influence de la race, du poids, du sexe et de l'âge sur la densitométrie osseuse (méthode DEXA) chez le chien.

Thèse Vétérinaire : Lyon , le 25 Mars 2005.

RESUME : Ce travail expérimental évalue la densité minérale osseuse(DMO) chez le chien à l'aide d'un appareil de type DEXA à l'ENV de LYON.

Nous avons décrit les différents appareils et techniques d'évaluation de la DMO, ainsi que les principes et conditions de validation de ces mesures.

L'expérimentation a été effectuée sur 24 chiens, le but étant de constituer une banque de données de la DMO sur différents sites osseux du chien et de sélectionner les sites qui présentent la meilleure répétitivité de mesure.

Cette étude a montré la faisabilité de la mesure de DMO chez le chien à l'aide d'un appareil PIXI destiné à l'homme. Il apparaît que la reproductibilité va croissante du tibia distal, au radius distal et au calcanéum. Les études statistiques montrent qu'il existe une différence significative de DMO en fonction du poids des animaux et du sexe chez le Beagle.

MOTS CLES :

- densitométrie osseuse
- chien
- DEXA

JURY :

Président :	Monsieur le Professeur André MORIN
1er Assesseur :	Monsieur le Professeur Eric VIGUIER
2ème Assesseur :	Monsieur le Professeur Didier FAU

DATE DE SOUTENANCE :

25 Mars 2005

ADRESSE DE L'AUTEUR :

15 rue Jean Bouveri
71 300 Montceau les Mines
Matroffet@aol.com