

# TABLE DES MATIERES

Table des matières.....	9
Table des figures.....	10
Table des tableaux.....	11
<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>13</b>
<b>I. ETAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES.....</b>	<b>15</b>
A. Rappels.....	15
1. Généralités anatomiques.....	15
2. L'os compact.....	15
B. Etude biomécanique.....	16
1. Notions de bases [5, 6].....	16
2. Etat des connaissances actuelles.....	24
<b>II. ETUDE EXPERIMENTALE.....</b>	<b>27</b>
A. Matériel et méthode.....	27
1. Critère d'inclusion des animaux.....	27
2. Préparation et conservation des échantillons osseux.....	30
3. Etude mécanique.....	32
B. Acquisition des données.....	34
1. Courbe Charge / Déplacement.....	35
2. Courbe Contrainte / déformation.....	35
3. Limites élastiques.....	37
4. Analyses statistiques.....	37
<b>III. RESULTATS.....</b>	<b>39</b>
A. Résultats bruts.....	39
1. Répétabilité des tests mécaniques.....	39
2. Résultats par grandeur biomécanique.....	39
B. Analyses statistiques.....	45
1. Analyse de la variance par groupes.....	45
2. Tests post-hoc de Bonferroni.....	46
<b>IV. DISCUSSION.....</b>	<b>49</b>
A. Matériel et méthode.....	49
1. Echantillons d'os cortical de fémur de chien.....	49
2. Etude mécanique.....	50
B. Résultats.....	54
1. Répétabilité des tests.....	54
2. Module de Young.....	54
3. Limite élastique et rupture.....	55
<b>CONCLUSION.....</b>	<b>57</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>58</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>59</b>
<b>ANNEXES.....</b>	<b>63</b>
Annexe A : Résultats chiffrés bruts.....	63
Annexe B : Moyennes du module de Young.....	64
Annexe C : Moyennes des paramètres à la limite élastique et à la rupture.....	65
Annexe D : Calculs rapports force cisaillement / force flexion.....	66

## TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Répartition de l'os compact et spongieux dans un os long. ....	15
Figure 2 : Aspect structural de l'os compact et de l'os spongieux .....	16
Figure 3 : Schéma représentant un test de flexion en 3 points .....	17
Figure 4 : Déformation plastique d'un échantillon d'os cortical.....	17
Figure 5 : Courbe représentant le déplacement en fonction de la force appliquée. .	18
Figure 6 : Courbe représentant la contrainte en fonction de la déformation de l'os. 19	
Figure 7 : Courbe contrainte-déformation d'un matériau viscoélastique en fonction de la vitesse d'application des forces.....	21
Figure 8 : Courbe charge – décharge d'un test de flexion.....	21
Figure 9 : Schéma des forces appliquées lors d'un test de flexion en trois points. ..	22
Figure 10 : Machine datant de 1940 pour test en flexion. Ici sur un échantillon de béton.....	24
Figure 11 : Radiographie des quatre fémurs sélectionnés pour l'étude.....	28
Figure 12 : Etape de la découpe des échantillons.....	30
Figure 13 : Scie rotative et découpe des diaphyses.....	31
Figure 14 : Tubes à essai numérotés contenant les échantillons.....	32
Figure 15 : Presse électro-magnétique 10MH-MTS et logiciel TestWork 4.8.....	33
Figure 16 : Test de flexion en trois points sur une éprouvette parallélépipédique....	34
Figure 17 : Courbe de la charge en fonction du déplacement lors d'un test de flexion en charge et en décharge .....	35
Figure 18 : Courbe de la contrainte en fonction de la déformation lors d'un test de flexion en trois points en charge puis en décharge .....	36
Figure 19 : Courbe de la contrainte en fonction de la déformation lors d'un test de flexion en trois points jusqu'à la rupture .....	36
Figure 20 : Droite tangente au domaine élastique de la courbe contrainte / déformation .....	37
Figure 21 : Module de Young E en GPa.....	40
Figure 22 : Contrainte à la limite élastique $\sigma_y$ en N/m <sup>2</sup> .....	41
Figure 23 : Déformation à la limite élastique $\varepsilon_y$ en N/m <sup>2</sup> .....	42
Figure 24 : Contrainte à la rupture $\sigma_{ultim}$ en N/m <sup>2</sup> .....	43
Figure 25 : Déformation à la rupture $\varepsilon_{ultim}$ .....	44
Figure 26 : Courbe contrainte/déformation.....	52

## TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Comparaison des modules de Young lors de tests en flexion 3 points sur des échantillons de corticale de fémurs de plusieurs espèces.....	25
Tableau 2 : Comparaison des modules d'élasticité de l'os cortical du fémur de chiens selon diverses méthodes.....	26
Tableau 3 : Caractéristiques morphologiques des 4 fémurs droits représentatifs des fémurs moyens de chaque groupe morphologique.....	29
Tableau 4 : Coefficients de variation (CV) du module de Young E par échantillon. .	39
Tableau 5 : Analyse de la variance de chaque paramètre biomécanique .....	46
Tableau 6 : Post hoc test de Bonferroni comparant les "effets chiens" .....	47



## INTRODUCTION

La chirurgie orthopédique canine est une activité en plein essor [1]. Les fractures du fémur du chien représentent 20 à 25 % des fractures rencontrées en chirurgie vétérinaire [1]. Connaître les caractéristiques mécaniques du fémur entier puis des différents tissus le composant paraît indispensable à une meilleure compréhension de son fonctionnement. Le modèle par élément fini est un outil informatique tridimensionnel permettant de nouvelles approches biomécaniques et dynamiques de l'os. Son étude, appliquée au fémur du chien, est actuellement en développement au sein du service de chirurgie de l'école vétérinaire de Toulouse. Les données mécaniques apportées par ce travail permettront de compléter ce modèle et de développer un matériel d'ostéosynthèse mieux adapté.

Parmi les caractéristiques biomécaniques de l'os, la plus représentative et la plus représentée dans les études mécaniques sur les os animaux ou humains est le module d'élasticité ou module de Young. Pour un tissu donné, il peut être calculé par la relation « contrainte » / « déformation » obtenue par un test mécanique. L'objectif de notre étude est de déterminer au cours d'un test de flexion en trois points le module de Young de l'os cortical du fémur du chien ainsi que quatre autres paramètres biomécaniques : les contraintes et déformations à la limite élastique et les contraintes et déformations à la rupture, tout en tenant compte de la variabilité morphologique existante au sein de l'espèce canine.

En effet, l'espèce canine est composée de nombreux morphotypes de gabarits très hétérogènes allant du yorkshire au saint-bernard ; c'est pourquoi l'ensemble de cette population a été segmenté en quatre groupes homogènes [2]. Pour notre étude, un os représentatif de chacun des quatre groupes a été recruté selon des critères d'inclusion définis dans l'étude de Palierne [2] afin d'obtenir des résultats représentatifs de l'ensemble de l'espèce canine et de les comparer.

Dans la première partie de ce travail, nous rappellerons l'ensemble des données bibliographiques actuellement disponibles ainsi que les lois de mécanique nécessaires à cette étude. Les parties suivantes détailleront le protocole expérimental appliqué et les résultats obtenus. Enfin, une discussion détaillée commentera l'ensemble de cette étude.



# I. ETAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES

## A. Rappels

### 1. Généralités anatomiques

Le fémur est un os long que l'on peut décrire en trois parties : deux épiphyses et une diaphyse. En coupe (figure 1), cet os est formé de deux tissus distincts : l'os compact ou cortical, sur lequel porte notre étude et l'os spongieux.

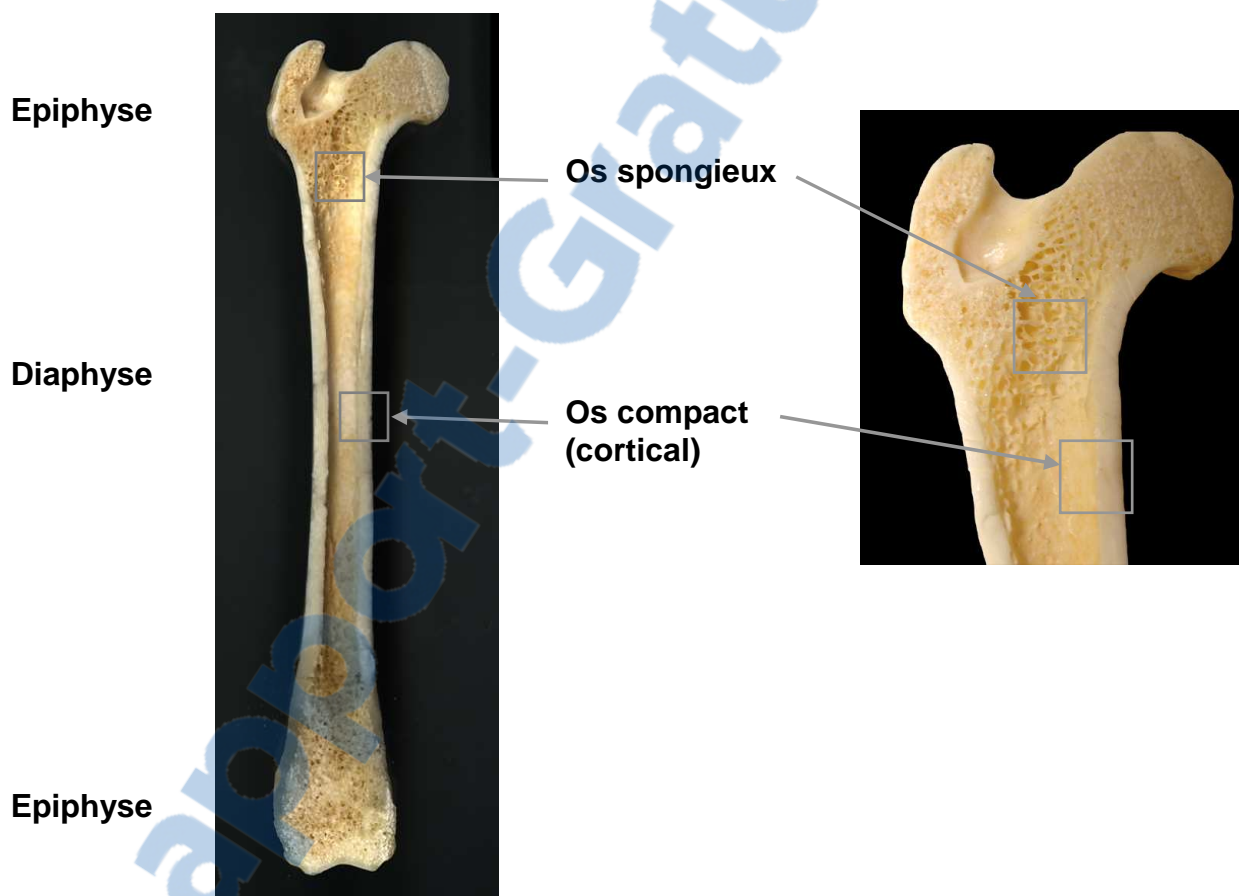


Figure 1 : Répartition de l'os compact et spongieux dans un os long.

### 2. L'os compact

L'os compact, dur et dense est constitué de lamelles osseuses, de 3 à 7  $\mu\text{m}$  d'épaisseur, disposées de façon concentrique autour de canaux vasculaires longitudinaux, formant des unités cylindriques appelées ostéons ou systèmes de Havers, d'environ 200  $\mu\text{m}$  de diamètre sur 2 mm de long. Les ostéons sont reliés

entre eux par de fines lamelles interstitielles. Les canaux vasculaires de Havers sont reliés entre eux par des canaux transversaux ou obliques, les canaux de Volkmann.

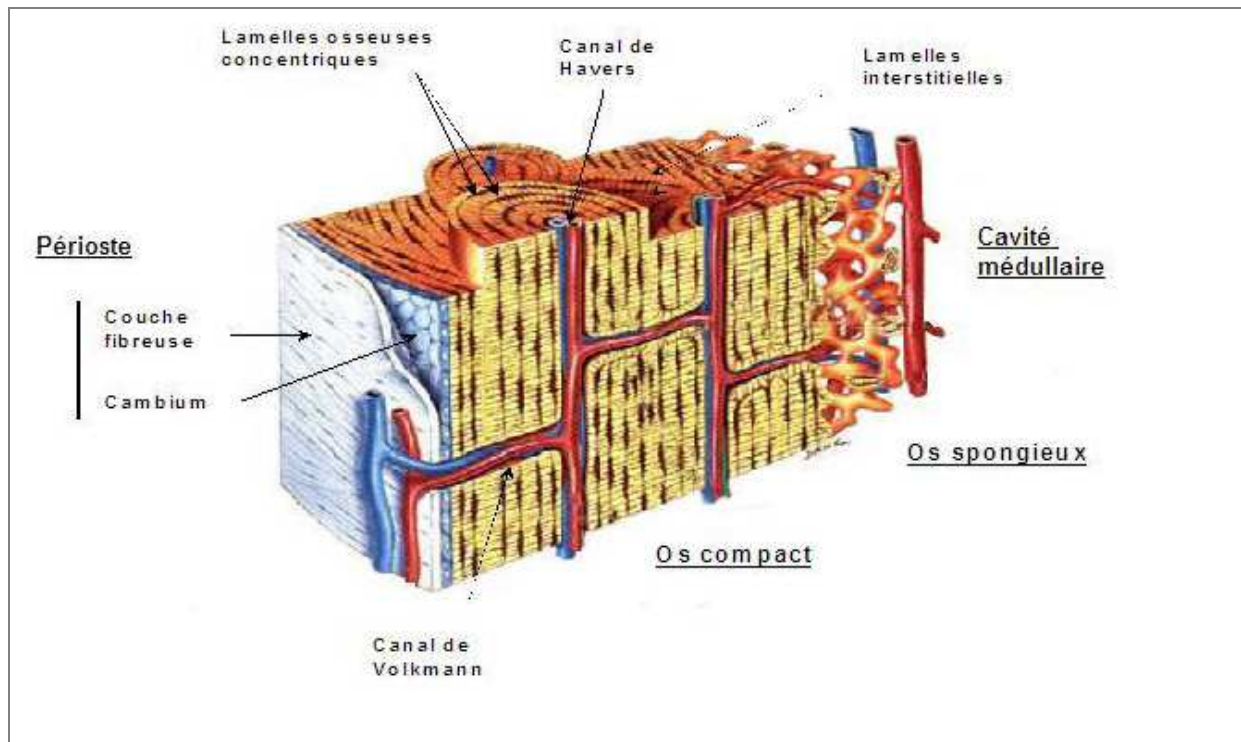


Figure 2 : Aspect structural de l'os compact et de l'os spongieux d'après Grabowski [4]

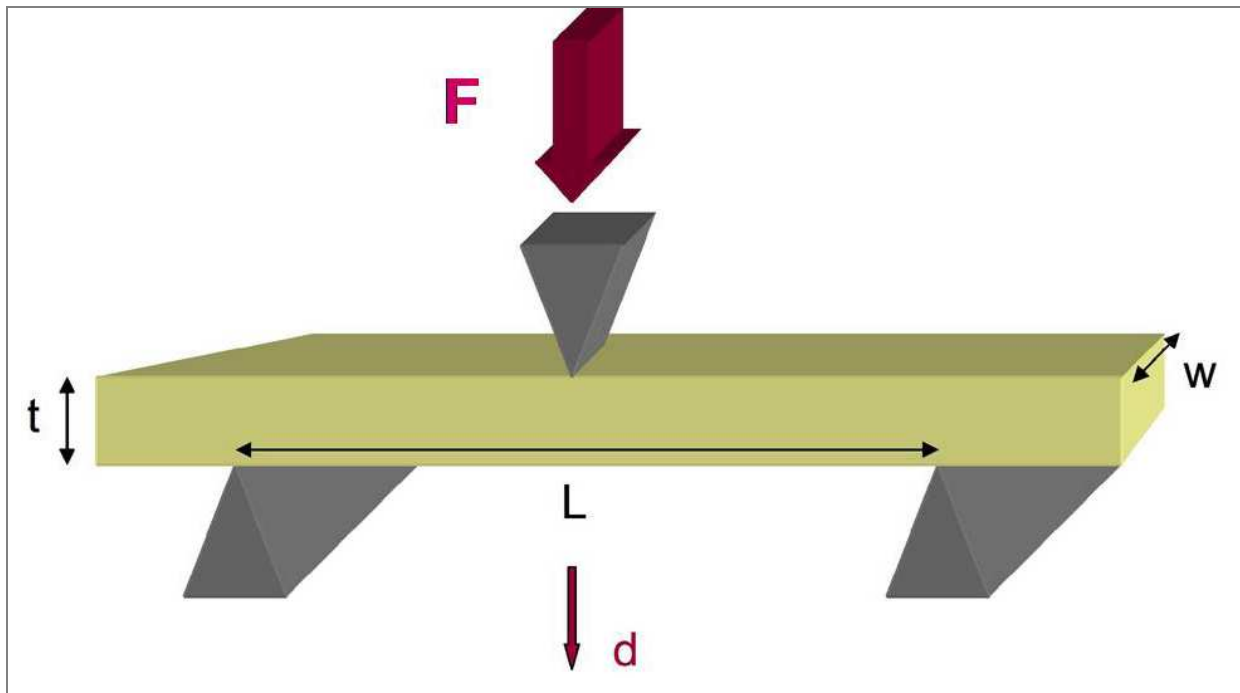
Cet ensemble forme une structure dure et compacte, représentée sur la figure 2. Dans notre étude, nous considérerons que l'os cortical est un tissu homogène et anisotrope.

## ***B. Etude biomécanique***

### **1. Notions de bases [5, 6]**

Toutes les notions de biomécaniques expliquées dans cette partie sont appliquées au test de flexion en trois points qui sera utilisé pour la détermination du Module de Young et des autres paramètres mécaniques. La figure 3 ci-après présente l'échantillon d'os cortical dans la configuration des tests de flexion en trois points.





**Figure 3 : Schéma représentant un test de flexion en 3 points**

**F** : force appliquée en Newton (N)

**t** : épaisseur en mètre (m)

**d** : déplacement vertical de l'échantillon (m)

**w** : largeur en mètre (m)

**L** : longueur de l'échantillon en mètre entre les deux points d'appui (m)

#### a) Force et déplacement

Lorsqu'un objet de longueur **L** est soumis à une force verticale **F**, il se produit un déplacement **d**, la déflexion.

La courbe de l'intensité des forces exercées en fonction du déplacement (figure 5) est constituée d'une partie linéaire qui correspond à un déplacement élastique. Dans cette configuration, l'os se comporte comme un ressort et reprend sa taille et sa forme initiale dès que la force n'est plus appliquée. La pente de cette partie linéaire donne la raideur (**S**) du matériau. À partir d'un certain déplacement, la courbe n'est plus linéaire. Le déplacement occasionné par la force est dit plastique, ce qui signifie que la suppression de la force ne provoque pas le retour à l'état initial de l'os, qui conserve un déplacement résiduel (figure 4). Enfin, au-delà d'une certaine force,  $F_{rupt}$ , l'os modifie tellement sa forme et sa structure qu'il finit par se rompre. L'aire sous la courbe représente le travail nécessaire à la rupture de l'os :  $W_{rupt}$ .



**Figure 4 : Déformation plastique d'un échantillon d'os cortical**

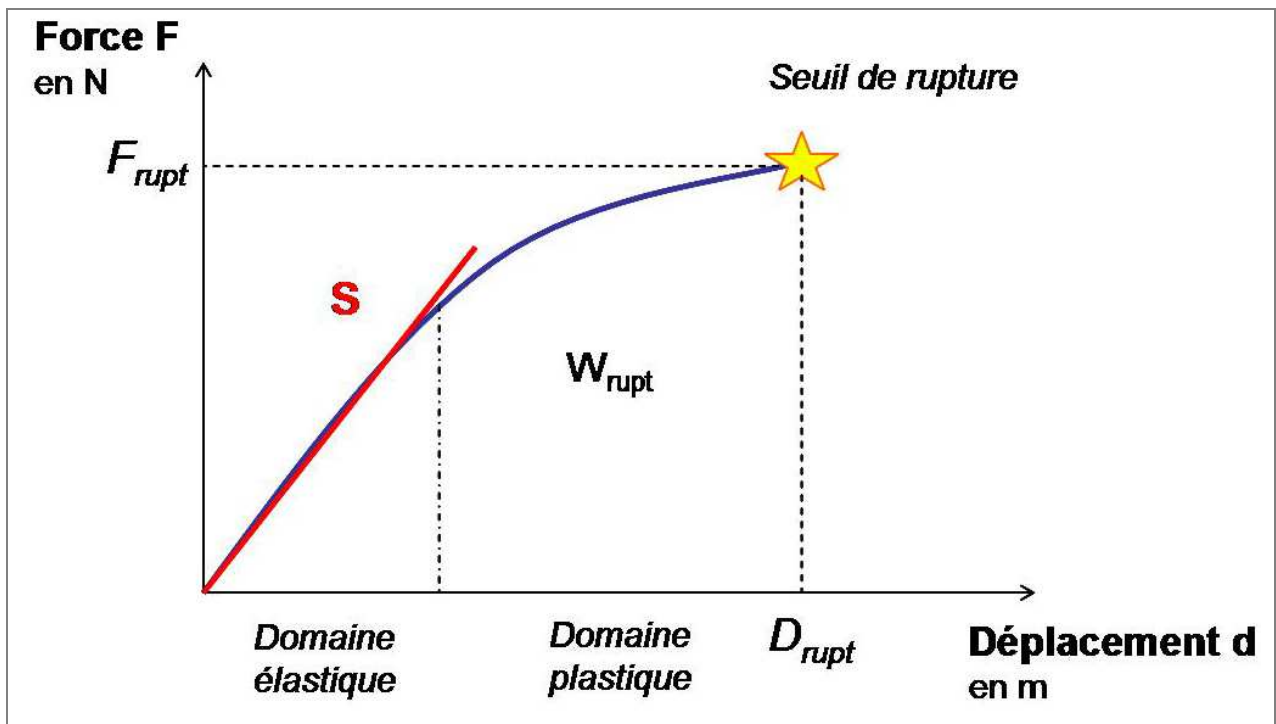


Figure 5 : Courbe représentant le déplacement en fonction de la force appliquée à la structure.

$S$  : raideur de la structure ;  $F_{rupt}$  : force entraînant la rupture ;  $D_{rupt}$  : déplacement à la rupture ;  
 $W_{rupt}$  : travail nécessaire à la rupture.

### b) Contrainte et déformation

Pour s'affranchir de la géométrie de la structure testée et évaluer les propriétés mécaniques intrinsèques d'un matériau, on établit la courbe (Figure 6) représentant la contrainte appliquée ( $\sigma$ ) en fonction de la déformation ( $\epsilon$ ).

LA DEFORMATION, notée  $\epsilon$ , correspond au déplacement produit sous la charge, rapporté à la dimension du matériau testé.

Dans le cadre des flexions en trois points, la déformation est définie par la formule suivante [5] :

$$\text{Déformation} = \epsilon = d ( 6 t / L^2 )$$

$d$  : déplacement (m) ;  $t$  : épaisseur (m) et  $L$  : longueur (m)

La déformation est une grandeur qui s'exprime sans unité.

LA CONTRAINTE, notée  $\sigma$ , correspond à la force appliquée sur le matériau par unité de surface.

Dans le cadre des flexions en trois points, elle est définie par la formule suivante [5] :

$$\text{Contrainte} = \sigma = F ( 3 L / 2 w t^2 ) \text{ en N/m}^2 \text{ ou Pa}$$

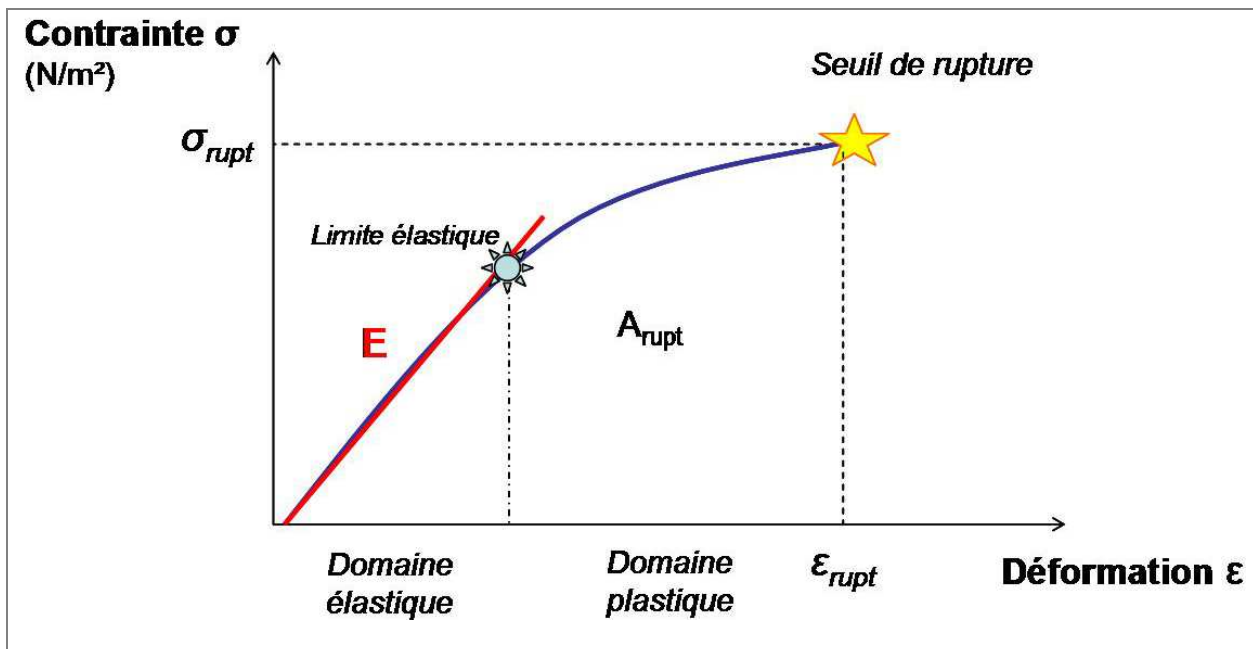
F = force appliquée en N

w = largeur en m

L = longueur en m

t = épaisseur en m

Sur cette courbe, les mêmes domaines de déformation sont retrouvés. La courbe permet de mettre en relief une relation linéaire entre la contrainte appliquée et la déformation obtenue. Cette proportionnalité n'est valable que dans le domaine élastique du matériau.



**Figure 6 : Courbe représentant la contrainte en fonction de la déformation de l'os.**

**E** : Module d'élasticité ;  $\sigma_{rupt}$  : Contrainte à la rupture ;  $\epsilon_{rupt}$  : Déformation à la rupture ;  $A_{rupt}$  : Energie nécessaire à la rupture.

La contrainte maximale  $\sigma_{rupt}$  correspond donc à la résistance du matériau. Autrement dit, la résistance est représentée par la contrainte maximale conduisant à la rupture de l'os. L'aire sous la courbe représente l'énergie nécessaire à la rupture de l'os :  $A_{rupt}$ .

La limite élastique ou « yield point » [5] qui sépare les domaines élastique et plastique, est constituée par une transition graduelle qui rend parfois difficile sa caractérisation. Ce point est souvent défini comme étant celui où la courbe contrainte/déformation devient non linéaire. Il peut également être estimé par une

limite élastique conventionnelle établie originalement pour les métaux, notée R<sub>0,2%</sub> qui correspond à la contrainte pour laquelle le matériau connaît une déformation plastique de 0,2% (Figure 6).

La raideur correspond à la pente de la droite qui décrit le déplacement en fonction de la force. Le MODULE DE YOUNG ou module d'élasticité correspond à la pente de la droite qui décrit la contrainte en fonction de la déformation. Il est régi par la loi de Hooke.

**Loi de Hooke :  $\sigma = E.\varepsilon$**

$\sigma$  : contrainte appliquée en N/m<sup>2</sup> ou en Pa

E : module d'élasticité de Young en N/m<sup>2</sup> ou en Pa

$\varepsilon$  : déformation, sans unité

c) Viscoélasticité du tissu osseux [8]

L'os est un matériau viscoélastique. C'est à dire qu'une force d'intensité identique appliquée sur l'os avec une vitesse différente induira une déformation osseuse différente.

La vitesse de déformation obtenue est définie en fonction de la déformation et de la durée d'application de la force.

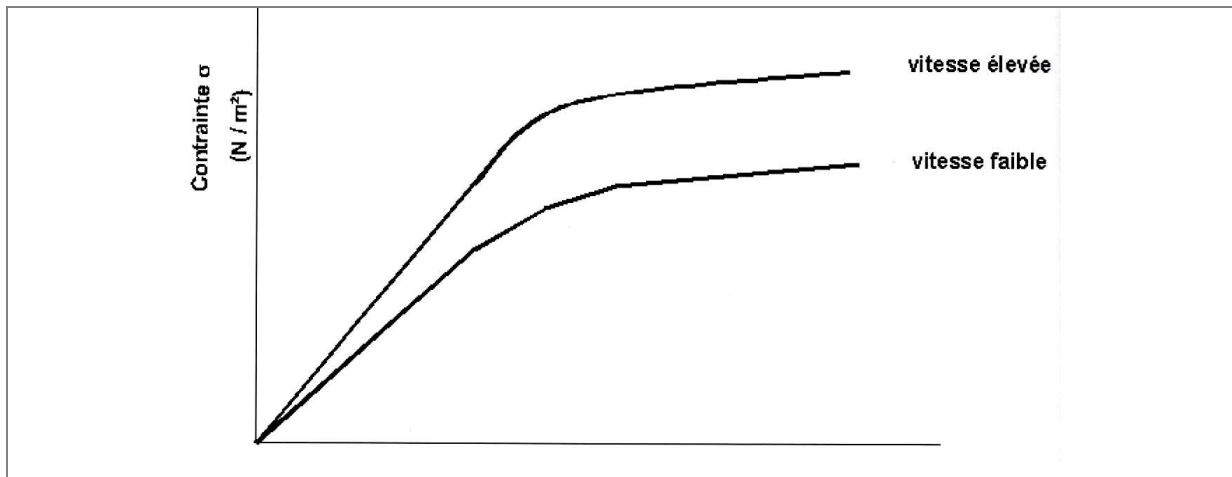
$$V = \frac{\varepsilon}{t}$$

V : la vitesse de déformation en s<sup>-1</sup>

$\varepsilon$  : la déformation occasionnée par l'application de la force

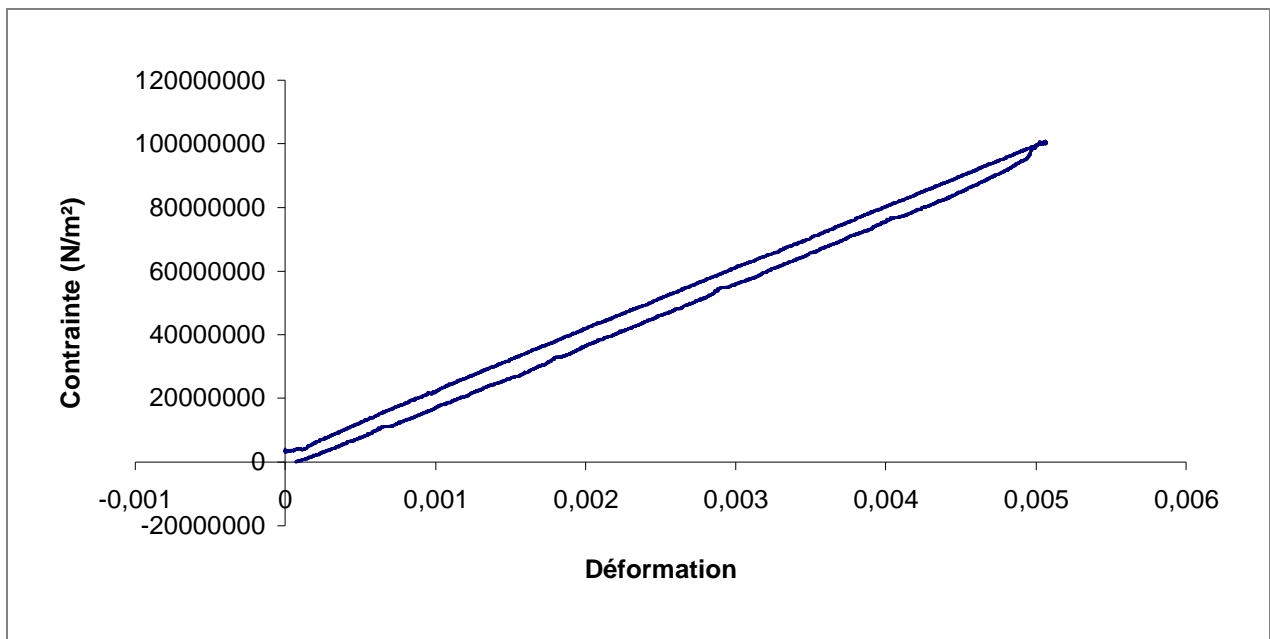
t : le temps en s

Ainsi, sur la figure 7, pour une contrainte identique la déformation de l'os est plus importante à vitesse élevée qu'à vitesse faible. Lorsque la vitesse de déformation est élevée l'os est plus raide ; ce qui correspond à une augmentation du module de Young.



**Figure 7 : Courbe contrainte - déformation d'un matériau viscoélastique en fonction de la vitesse d'application des forces.**

Le caractère viscoélastique de l'os peut être estimé par l'obtention d'une courbe à effet d'hystérésis (figure 8), ce qui signifie que l'os dissipe une partie de l'énergie entre la mise en charge et la décharge. Dans notre expérience, la détermination du module de Young dans les quatre groupes morphologiques se fera à vitesse de déformation faible et constante de 0,1 mm/min afin de diminuer au maximum l'effet de la viscoélasticité de l'os en minimisant la dissipation d'énergie.



**Figure 8 : Courbe charge – décharge d'un test de flexion**

#### d) Forces de cisaillements

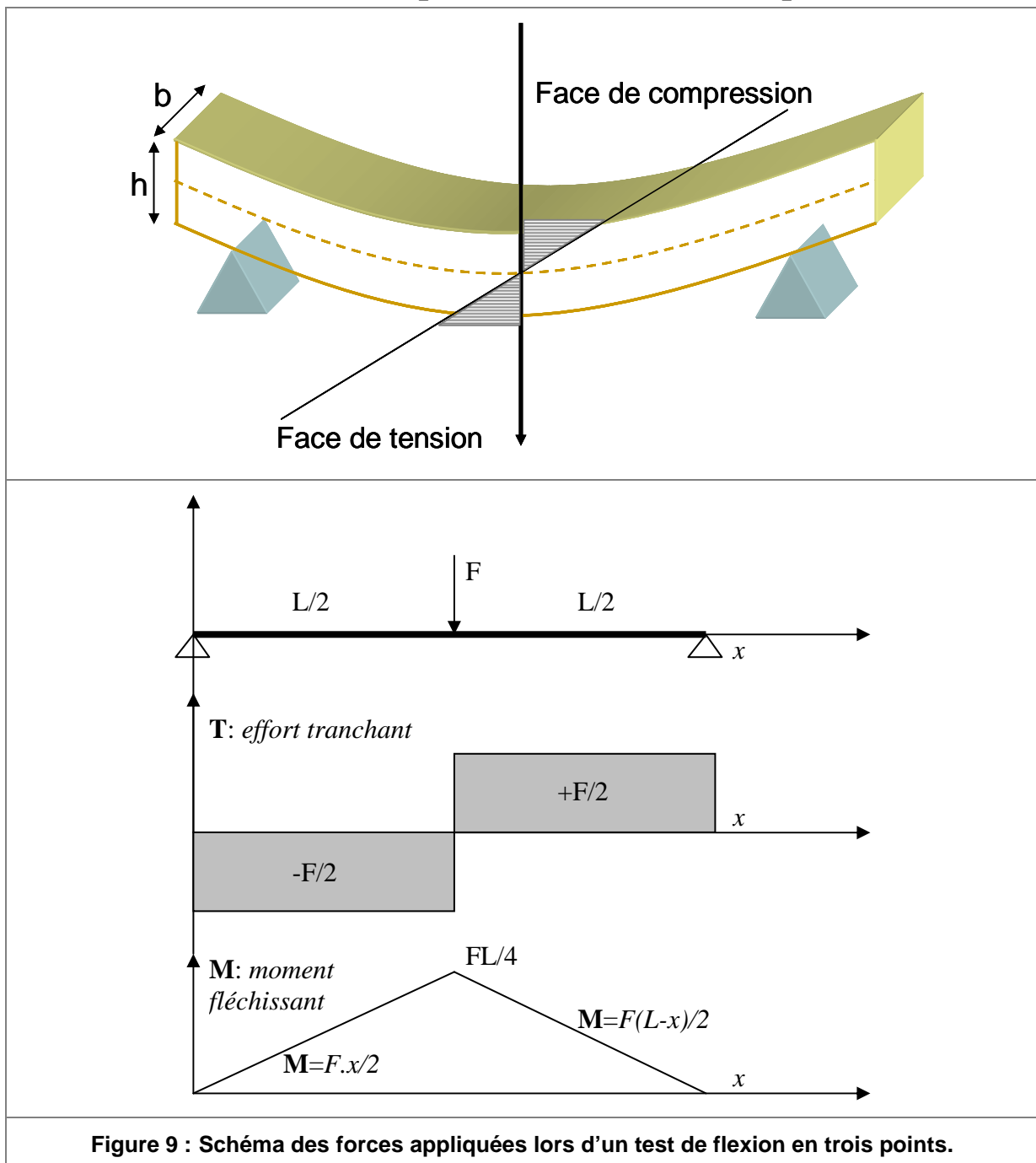
Au cours de la flexion d'un échantillon, il se produit des effets de cisaillements dans le matériau. Ces effets peuvent être négligés lorsque le rapport entre la longueur et l'épaisseur de l'échantillon testé est supérieur à 20 [7]. Dans ce cas, les

formules de calcul du module d'élasticité précédemment décrites peuvent être appliquées avec une erreur minime.

Lors d'un test de flexion en trois points et quand les forces de cisaillement ne sont pas négligeables, le travail total fourni pour fléchir l'échantillon est la somme du travail de flexion :  $W_M$  et du travail de cisaillement :  $W_T$ .

Energie de déformation :  $W = W_M + W_T$

$$W_M = \frac{1}{2} \int_L \frac{M^2}{EI} dx = \frac{1}{2EI} \left[ \int_0^{L/2} \left( \frac{Fx}{2} \right)^2 dx + \int_{L/2}^L \left( \frac{F(L-x)}{2} \right)^2 dx \right] = \frac{F^2 L^3}{96EI}$$



L'énergie associée à la flexion est :  $w_M = \frac{\partial W_M}{\partial F} = \frac{FL^3}{48EI}$

$$W_T = \frac{1}{2} \int_L \frac{T^2}{kSG} dx = \frac{1}{2kSG} \left[ \int_0^{L/2} \left( \frac{-F}{2} \right)^2 dx + \int_{L/2}^L \left( \frac{F}{2} \right)^2 dx \right] = \frac{F^2 L}{8kSG}$$

L'énergie associée au cisaillement est :

$$w_T = \frac{\partial W_T}{\partial F} = \frac{FL}{4kSG}$$

avec  $S = b \times h$  et  $E = G / (2 \cdot (1 + \nu))$

$$W_T = \frac{1}{2} \int_L \frac{T^2}{kSG} dx = \frac{1}{2kSG} \left[ \int_0^{L/2} \left( \frac{-F}{2} \right)^2 dx + \int_{L/2}^L \left( \frac{F}{2} \right)^2 dx \right] = \frac{F^2 L}{8kSG}$$

$$w = w_T + w_M = F \left[ \frac{L^3}{48EI} + \frac{L}{4kSG} \right]$$

On peut en déduire E, soit :

$$E = \frac{F}{4bh^3} \left[ \frac{L^3}{h^2} + \frac{2L(1+\nu)}{k} \right]$$

b= largeur frite; h=hauteur frite; k= coefficient de section réduite (ou de cisaillement) = 5/6 pour une section quadrangulaire;  $\nu$ : coeff. de Poisson = 0.3.

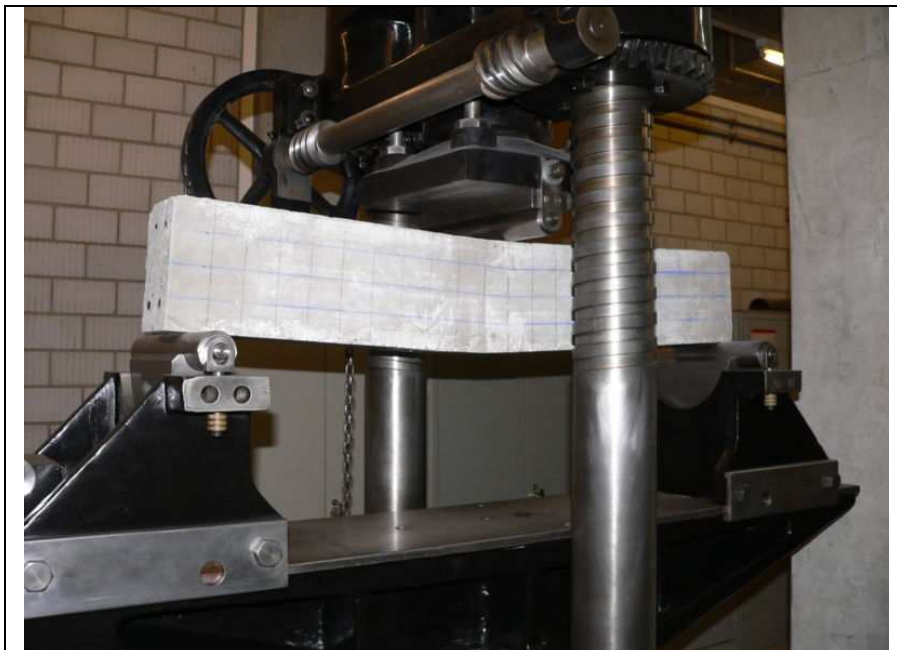
Pour déterminer l'importance de l'énergie de cisaillement, on peut regarder le rapport entre énergie de flexion et énergie de cisaillement :

$$\frac{w_T}{w_M} = \left( \frac{h}{L} \right)^2 \times \frac{2L(1+\nu)}{k}$$

Plus ce rapport est faible, plus l'énergie de cisaillement peut-être négligée. Plus simplement, ce rapport étant directement lié à la longueur et à l'épaisseur de l'échantillon, on peut calculer le rapport entre la longueur et l'épaisseur. Si ce rapport est supérieur à 20, les forces de cisaillements sont négligeables.

## 2. Etat des connaissances actuelles

Le test de flexion en trois points est une méthode bien connue et fréquemment utilisée en mécanique afin de déterminer les propriétés mécaniques d'un matériau quel qu'il soit. La figure 10 montre un banc de flexion de 1940 entièrement mécanique utilisé sur un échantillon de béton.



**Figure 10 : Machine datant de 1940 pour test en flexion. Ici sur un échantillon de béton.**

D'une manière générale, l'os cortical a été moins étudié que l'os spongieux et le test de flexion en trois points n'a pas été utilisé chez le chien. Les données acquises par ce procédé sont regroupées dans la partie a) et les données obtenues avec différentes méthodes sur l'os cortical du fémur du chien dans la partie b).

### a) Tissu cortical du fémur de différentes espèces

Le test de flexion en trois points est aussi utilisé en biomécanique et notamment sur les os. Ainsi, déjà en 1966, Sedlin [16] utilise cette méthode dans une étude des différents facteurs affectant les propriétés mécaniques de l'os cortical du fémur humain. La valeur du module de Young trouvée est proche de celle trouvée par Grimal [14] en 2007 dans une étude sur les propriétés biomécaniques de « baguettes » d'os cortical de fémur humain. Certaines études ont pour but la détermination des propriétés biomécaniques de l'os cortical comme celle réalisée par McAlister [19] en 1983 sur celui de l'oie ou Grimal sur l'être humain. D'autres ont



étudié les effets de facteurs comme la radiation ionique (Currey, 1997, [15]) ou des hormones de croissance sur ces propriétés comme Jorgensen en 1991 [22]. Toutes ces études ont permis d'extraire des valeurs du module de Young ainsi que quelques valeurs des contraintes à la rupture. Ces données sont regroupées dans le tableau 1.

Espèce	Auteur	Module de Young (GPa)	Contrainte à la rupture (MPa)
Homme	Currey, 1997 [15]	9,1 – 14,4	142 - 170
	Sedlin, 1966 [16]	15,5	181
	Grimal, 2007 [14]	17,3	195,3
	Bayraktar 2004 [26]	19,9 ± 1,8	-
Bovin	Currey, 1988 [17]	19,4 ± 0,7	225 ± 5
	Currey, 1995 [18]	18,1 ± 0,5	209 ± 13
Cheval	Currey, 1988 [17]	21,2 ± 1,9	-
Oie	McAlister, 1983 [19]	16,9 – 20,7	232 - 283
Chat	Ayers, 1996 [20]	7,1 ± 0,9	36 ± 9,5
Lapin	An, 1996 [21]	13,6 ± 0,4	130 ± 5
	Ayers, 1996 [20]	10,7 ± 2,5	88 ± 20
Rat	Jorgensen, 1991 [22]	6,9 ± 0,3	180 ± 6
	Barengolts, 1993 [23]	8 ± 0,4	134 ± 4
Souris	Ayers, 1996 [20]	5,3 ± 1,8	40 ± 13
	Simske, 1992 [24]	8,8 – 11,4	104-173
	Wergedal, 2005 [25]	3,4 – 10,9	124,0 – 262,9

**Tableau 1 : Comparaison des modules de Young lors de tests de flexion en 3 points sur des échantillons de corticale de fémurs de plusieurs espèces.**

Les résultats trouvés dans les études du tableau 1 montrent que les modules d'élasticité de la plupart des espèces sont autour de 16 GPa tandis que ceux du rat, de la souris et du chat sont plus faibles.

Les valeurs de la contrainte à la rupture sont assez disparates. Exceptés le chat et la souris, on retrouve néanmoins des valeurs en moyenne autour de 190 MPa.

Bayraktar en 2004 [26] compare les modules de Young et les paramètres mécaniques à la limite élastique des os cortical et trabéculaire du fémur humain en tension. Il trouve un module de Young de 19,9 GPa, une contrainte à la limite élastique  $\sigma_y$  de 107,9 ± 12,3 MPa et une déformation  $\epsilon_y$  de 0,73 ± 0,05 pour l'os cortical.

b) Tissus cortical du fémur du chien

Méthode de test	Auteur	Module d'élasticité en GPa
Ultrasons	Ashman, 1984 [9]	20,10
Tension et flexion	Romanus, 1974 [10]	17,20
Compression d'une coupe de diaphyse	Behrens, 2006 [11]	16,40
Compression de parallélépipèdes	Kenner, 1979 [12]	4,14
Torsion sur os entier	Boutros, 2000 [13]	1,95

**Tableau 2 : Comparaison des modules d'élasticité de l'os cortical du fémur de chien selon diverses méthodes**

Bien que peu nombreuses, quelques études ont été menées sur l'os cortical du fémur de chien afin d'en définir les propriétés biomécaniques. Malheureusement, toutes les méthodes utilisées sont différentes et ne permettent pas de comparer les résultats entre eux de façon rigoureuse.

En outre, les études conduites sur différentes espèces montrent des résultats variables en fonction de la taille des individus (chat et rat par exemple) mais il n'y a pas de données relatives à la taille de l'animal étudié entre les différentes espèces ni au sein d'une seule espèce. Compte tenu de la grande variabilité morphologique de l'espèce canine, il était intéressant d'étudier les propriétés mécaniques de l'os cortical du fémur du chien dans quatre groupes morphologiques différents.

## II. ETUDE EXPERIMENTALE

La plupart des expériences réalisées sur les caractéristiques biomécaniques du fémur du chien n'utilisent que peu d'échantillons et la plupart du temps choisis « au hasard ».

Cette étude s'attachera donc à établir une méthode répétable et à donner des résultats représentatifs de l'ensemble de la population canine en sélectionnant les échantillons selon l'étude de Palierne ; celle-ci montrant la possibilité de segmenter cette population en groupes morphologiques homogènes [2].

### A. Matériel et méthode

#### 1. Critère d'inclusion des animaux

L'inclusion des échantillons testés a nécessité la mesure de 24 paramètres morphologiques étudiés par Palierne [2]. Les différents paramètres ont été mesurés ou calculés sur des clichés radiographiques en tir direct, c'est à dire en plaçant les spécimens directement sur la cassette afin d'éviter le phénomène d'agrandissement.

Seuls les fémurs qui ne montraient pas de différence significative avec l'os moyen de chaque groupe morphologique, en considérant l'ensemble des 24 paramètres, ont été retenus pour cette étude. Pour cela, la différence entre les paramètres du fémur moyen théorique et ceux du fémur pressenti, a été comparée à une loi normale centrée réduite, pour l'ensemble des groupes morphologiques.

Les fémurs sélectionnés ont été prélevés par paires sur des chiens euthanasiés pour raisons médicales à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse durant l'année 2006. N'ont été retenus que les fémurs de chiens âgés de plus d'un an, afin de n'obtenir que des os de chiens adultes. Ont également été écartés les os d'animaux souffrant de pathologies traumatiques, infectieuses ou néoplasiques affectant la structure osseuse du fémur. Dans les limites de ces critères, il n'a pas été fait de discrimination de sexe, de taille ou d'âge.

Dans notre étude, seuls les fémurs droits ont été utilisés, les gauches ayant été utilisés en compression statique sur l'os entier par Paulin [3].

Le tableau 3 représente les caractéristiques morphologiques des 4 fémurs représentatifs des fémurs moyens de chaque groupe morphologique. Les fémurs sélectionnés (figure 11) se rapprochent significativement des fémurs moyens

représentatifs de chacun de ces groupes (appelés clusters) et reflètent ainsi l'ensemble de la population canine.

- Le cluster T : est représenté par un caniche toy mâle de 14 ans, pesant 5 kg ;
- Le cluster C : par un caniche moyen mâle de 10 ans et pesant 12 kg ;
- Le cluster B : par un braque allemand femelle de 13 ans et pesant 25 kg et
- Le cluster D : par un doberman mâle de 7 ans et pesant 50 kg.

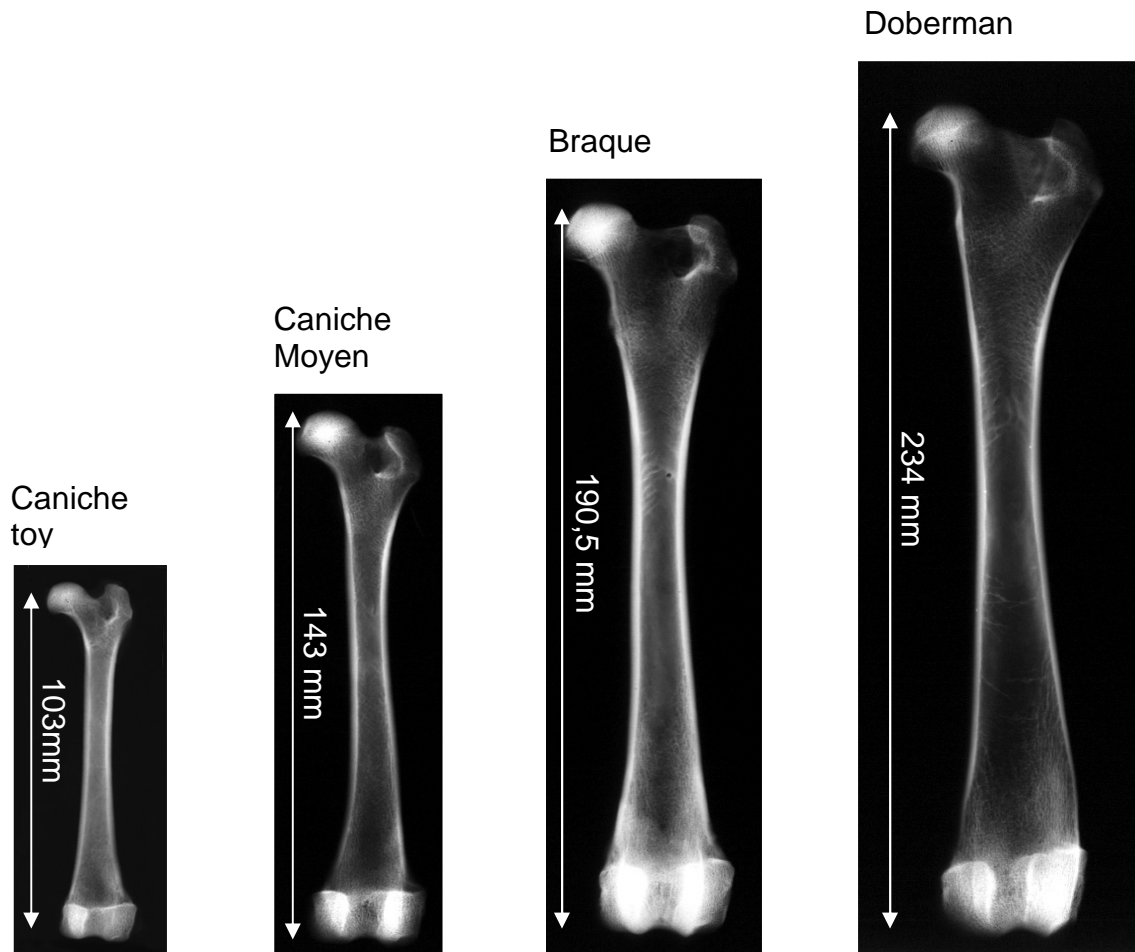


Figure 11 : Radiographie des quatre fémurs sélectionnés pour l'étude.

Paramètres morphologiques	Groupe 1		Groupe 2		Théorique
	Théorique	Réel	Théorique	Réel	
Distance intertrochantérienne (mm)	19,63	17,00	23,44	24,00	32,00
Excentration de la tête fémorale de face (mm)	9,48	9,00	11,05	12,00	14,00
Diamètre de la tête fémorale de face (mm)	12,88	11,00	16,00	15,00	22,00
Diamètre de la tête fémorale de profil (mm)	12,55	11,50	15,73	15,00	22,00
Position de la tête fémorale (mm)	12,23	11,00	15,72	17,00	23,00
Largeur du canal médullaire à la pointe du petit trochanter (mm)	8,08	7,00	12,81	10,00	19,00
Largeur du canal médullaire à l'extrémité proximale du petit trochanter (mm)	9,98	9,00	15,53	13,00	23,00
Largeur du canal médullaire à l'extrémité distale du petit trochanter (mm)	6,97	5,50	11,20	9,00	17,00
Largeur médullaire de l'isthme de face (mm)	4,50	4,00	6,48	6,00	9,00
Largeur extracorticale de l'isthme de face (mm)	8,34	7,50	10,94	11,00	14,00
Position proximale de l'isthme de face (mm)	17,16	17,00	28,13	29,50	42,00
Position distale de l'isthme de face (mm)	29,06	33,50	40,24	41,00	55,00
Angle céphalo-cervico-diaphysaire (°)	135,63	134,00	141,02	141,00	144,00
Longueur du col fémoral de face (mm)	11,98	11,50	15,19	16,00	20,00
Longueur totale du fémur (mm)	104,34	103,00	138,02	143,00	190,00
Largeur médullaire de l'isthme de profil (mm)	3,70	3,00	6,08	5,00	9,00
Largeur extracorticale de l'isthme de profil (mm)	7,50	7,00	10,42	10,00	13,00
Excentration de la tête fémorale de profil (mm)	4,41	4,00	6,17	7,00	9,00
Index d'évasement fémoral proximal	2,26	2,25	2,43	2,17	2,50
Index d'évasement fémoral métaphysaire	1,45	1,64	1,40	1,44	1,50
Angle d'antéversion fémorale (°)	24,84	23,96	29,14	30,30	32,00
Index cortico-médullaire	0,46	0,47	0,41	0,46	0,50
Index de position proximale de l'isthme de face	35,33	33,00	37,42	37,40	38,00
Index de position distale de l'isthme de face	46,93	49,00	46,19	45,50	48,00

**Tableau 3 : Caractéristiques morphologiques des 4 fémurs représentatifs des fémurs moyens de chaque groupe morphologique [2]**

## 2. Préparation et conservation des échantillons osseux

### a) Hydratation des spécimens

Les fémurs fraîchement prélevés ont été maintenus entre et au cours de toutes les étapes des manipulations dans une alèse trempée de solution physiologique (NaCl 0,9%, Versol<sup>®</sup>) afin d'éviter toute déshydratation. En effet, des variations d'hydratation de l'os modifieraient les propriétés biomécaniques de celui-ci.

### b) Dégraissage des spécimens

Les épiphyses et les métaphyses des fémurs ont été sectionnées puis la moelle osseuse retirée. La corticale de la diaphyse étant très peu grasse, les échantillons n'ont pas subi de trempage dans l'alcool mais ont été directement stockés dans les alèses humidifiées.

### c) Conservation

Pour les conserver, les échantillons ont été congelés à  $-20^{\circ}\text{C}$  au sein d'alèses imbibées de chlorure de sodium. Une fois découpés, chaque échantillon a été conservé séparément dans des tubes à essai contenant du chlorure de sodium et à température ambiante.

### d) Découpe des spécimens

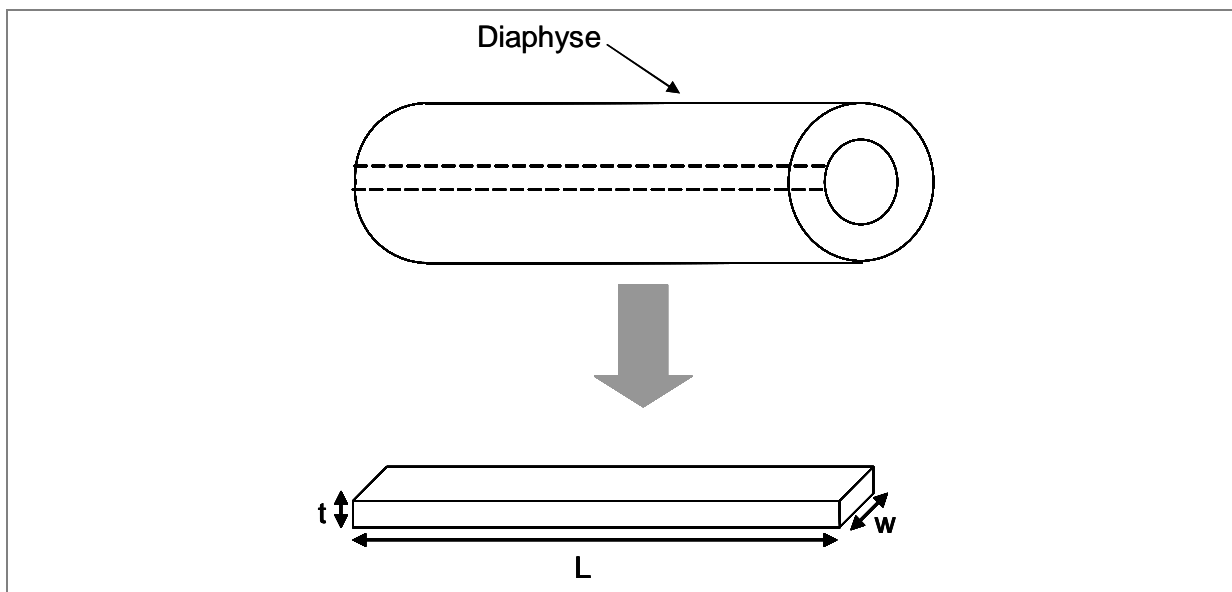
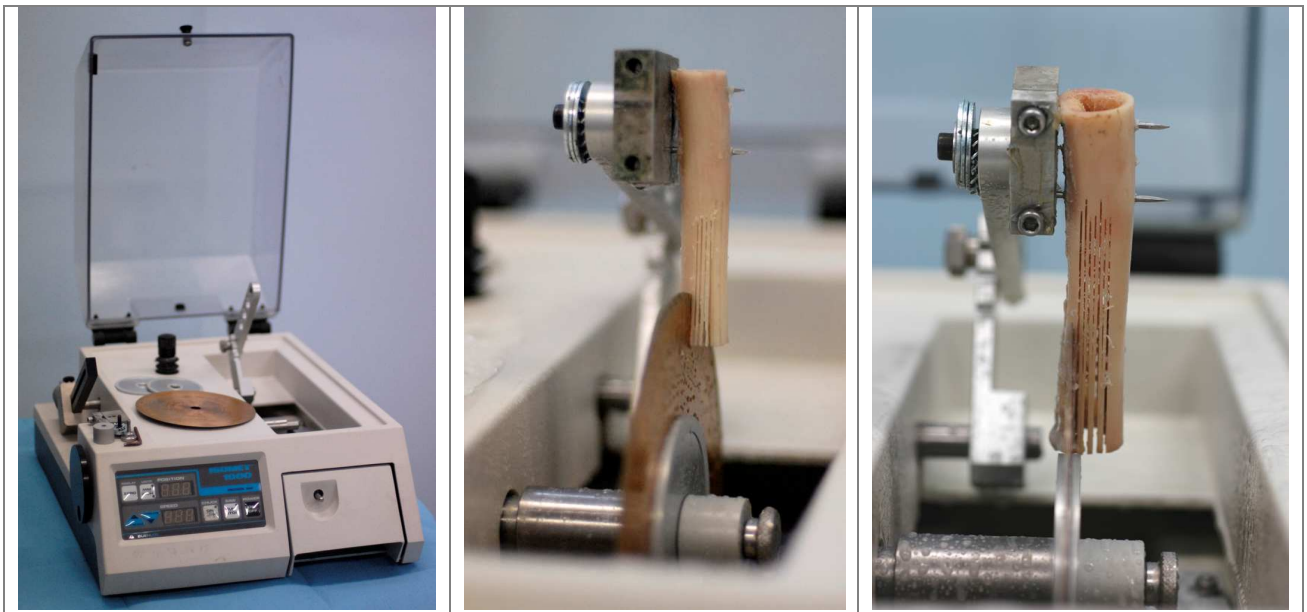


Figure 12 : Etape de la découpe des échantillons

Sur chaque fémur droit, les épiphyses ont été sciées afin de ne garder que la diaphyse. Les diaphyses ont été coupées dans le sens latéro-médial et crânio-caudal pour certaines en lamelles grâce à une scie rotative dotée d'une lame en diamant (ISOMET 2000 ® 2900rpm et BUEHLER® diamond wafering blade 1/2") (figures 12 et 13). Selon la taille de l'os, on obtient ainsi 3 à 5 lamelles d'os cortical d'épaisseur  $t$  pour un même os et d'une longueur  $L$  minimale de 2 cm.

Pour deux des clusters, des échantillons crâniens et caudaux ont également été découpés.



**Figure 13 : Scie rotative et découpe des diaphyses**

Chacune des lamelles obtenues a été débarrassée des restes d'os spongieux à l'aide d'une lame de scalpel sous microscope opératoire. La face interne a ensuite été poncée avec une lime diamantée extrêmement fine. On a ainsi obtenu des éprouvettes parallélépipédiques types.

#### e) Identification des échantillons osseux

Sur chaque lamelle, un point de peinture acrylique bleue (indélébile une fois sèche) a été appliqué sur la face externe de la corticale et du côté proximal.

Chaque lamelle a ensuite été placée dans un tube rempli de solution saline identifié selon les critères suivants (figure 14) :

Lettre du cluster concerné (T, C, B ou D) puis lettre L pour latéral ou M pour médial et enfin le n°1 à 4 de la lamelle la plus crâniale vers la plus caudale.

Ainsi pour les lamelles de corticale du fémur du doberman, nous avons obtenu les lamelles DL1, DL2, DL3, DL4 et DM1, DM2...

Pour les lamelles crânielles et caudales, la numérotation a été effectuée de la plus latérale vers la plus médiale.



**Figure 14 : Tubes à essai numérotés contenant les échantillons dans la solution saline à 0,9%**

f) Mesure des échantillons

Les dimensions des échantillons d'os cortical obtenus ont toutes été mesurées à l'aide d'un pied à coulisses précis au  $2/100^{\text{ème}}$  de millimètre.

### 3. Etude mécanique

a) Température et hydratation

Les expériences se sont déroulées dans une pièce à température ambiante de 23°C. Les échantillons ont été réhydratés abondamment entre chaque mise en charge.

b) Technique de mise en charge

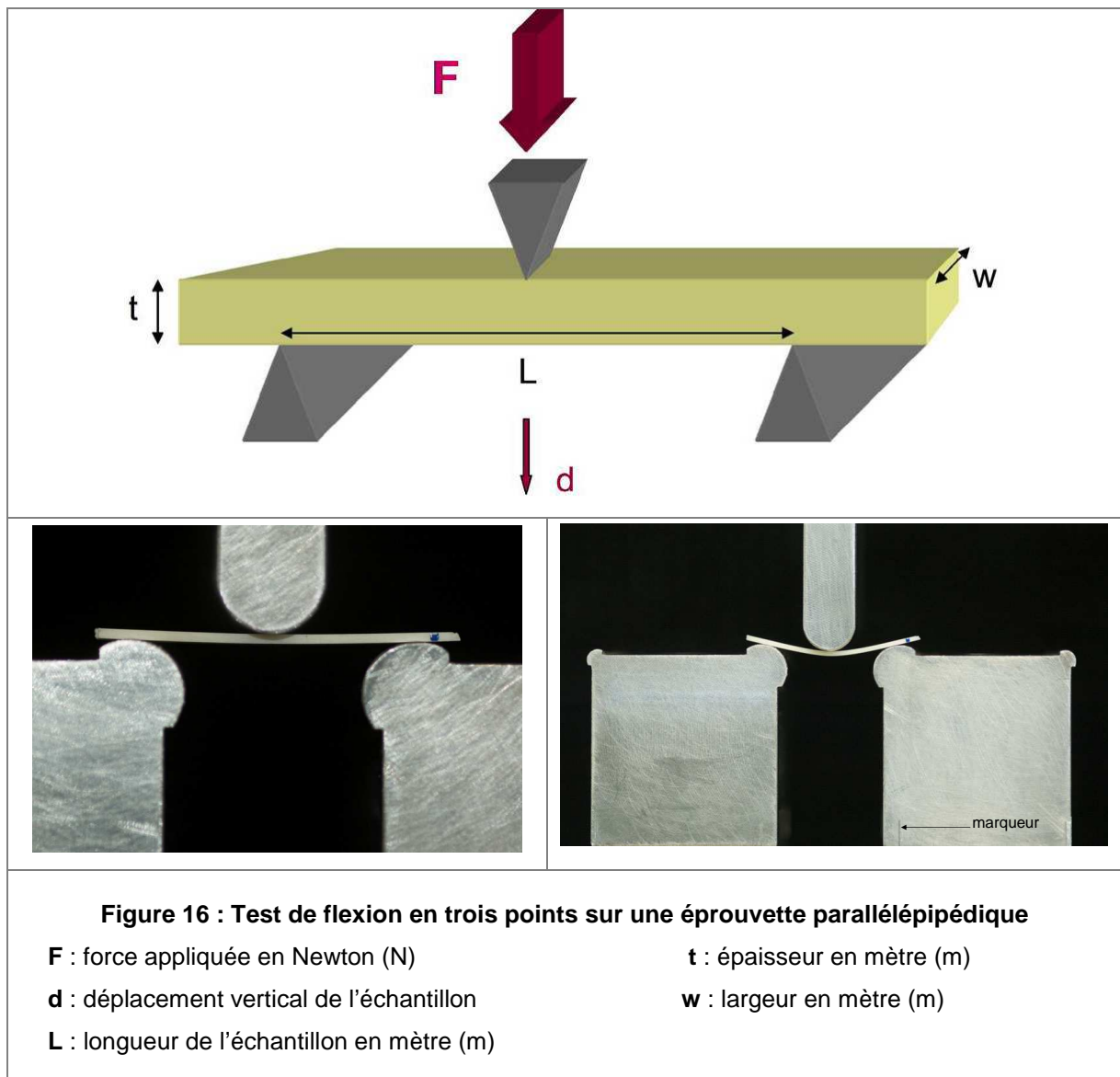
La technique utilisée a consisté à poser les échantillons de façon libre sur un banc de flexion en trois points constitué de deux cales à espacement fixe et d'une traverse venant appliquer une pression ponctuelle au centre de l'échantillon (figure 16). L'écartement des cales a été ajusté grâce à la graduation de la traverse sur laquelle elles sont fixées et vérifié en mesurant au pied à coulisse l'écart entre les marqueurs des cales (figure 16). Cet écartement a été de 2 à 3 cm selon les échantillons et l'effort a été exercé en leur centre. La compression statique a été effectuée grâce à une presse électromécanique (10 MH MTS, MTS Corporation® – Eden Prairie, MN



USA, figure 15) délivrant une force verticale.



Figure 15 : Presse électromécanique 10MH-MTS et logiciel TestWork 4.8.



c) Vitesse de mise en charge

La mise en charge de l'échantillon a été effectuée grâce à la traverse dont le déplacement a été fixé à la vitesse de 0,1 mm / min. La presse électromécanique permet un déplacement **d** au micron près (données constructeur).

### **B. Acquisition des données**

La force **F** appliquée a été mesurée grâce à une cellule de force de 1kN intégrée à la traverse effectuant le déplacement vertical.

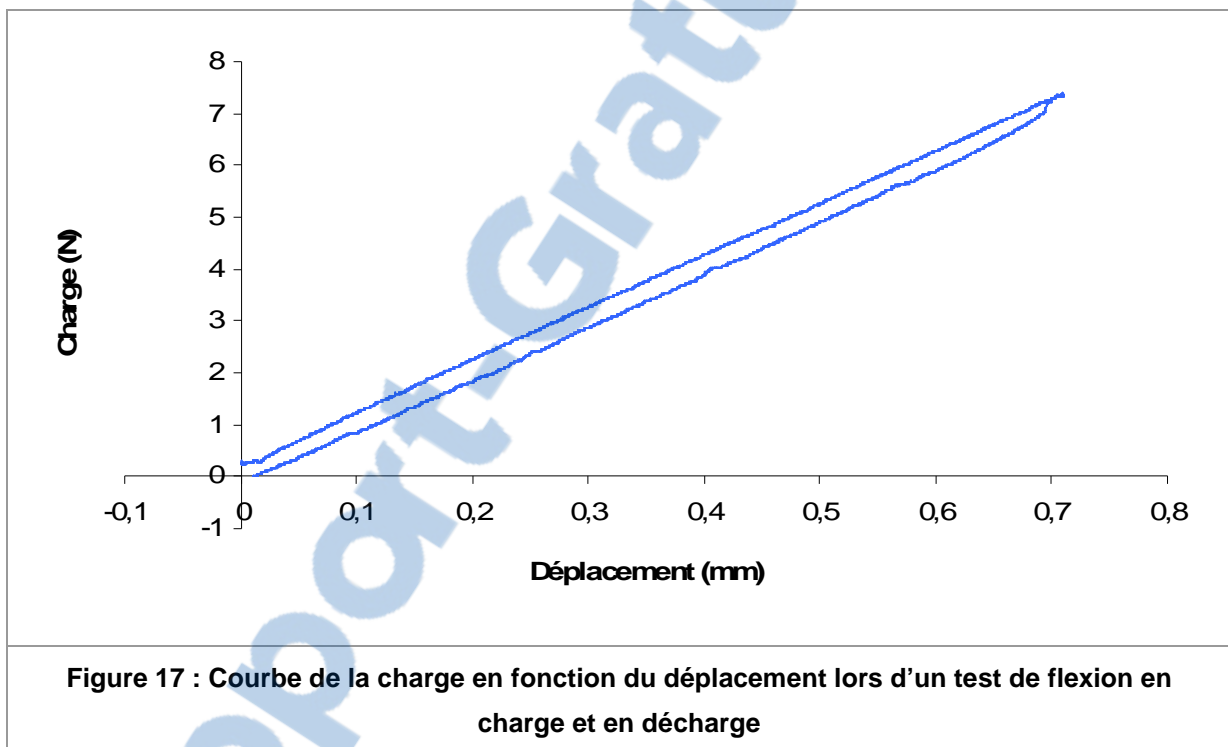
Le déplacement vertical **d** de l'échantillon a été mesuré par le déplacement de la traverse au micron près.

Ces données ont été obtenues grâce à un logiciel d'acquisition : TestWork® version 4.8, qui pilote la presse électromécanique MTS et qui a enregistré 10 mesures par secondes.

Pour chacun des échantillons testés, 3 cycles de charge/décharge ont été effectués. Puis une 4ème mise en charge, cette fois-ci jusqu'à la rupture de l'échantillon.

## 1. Courbe charge / déplacement

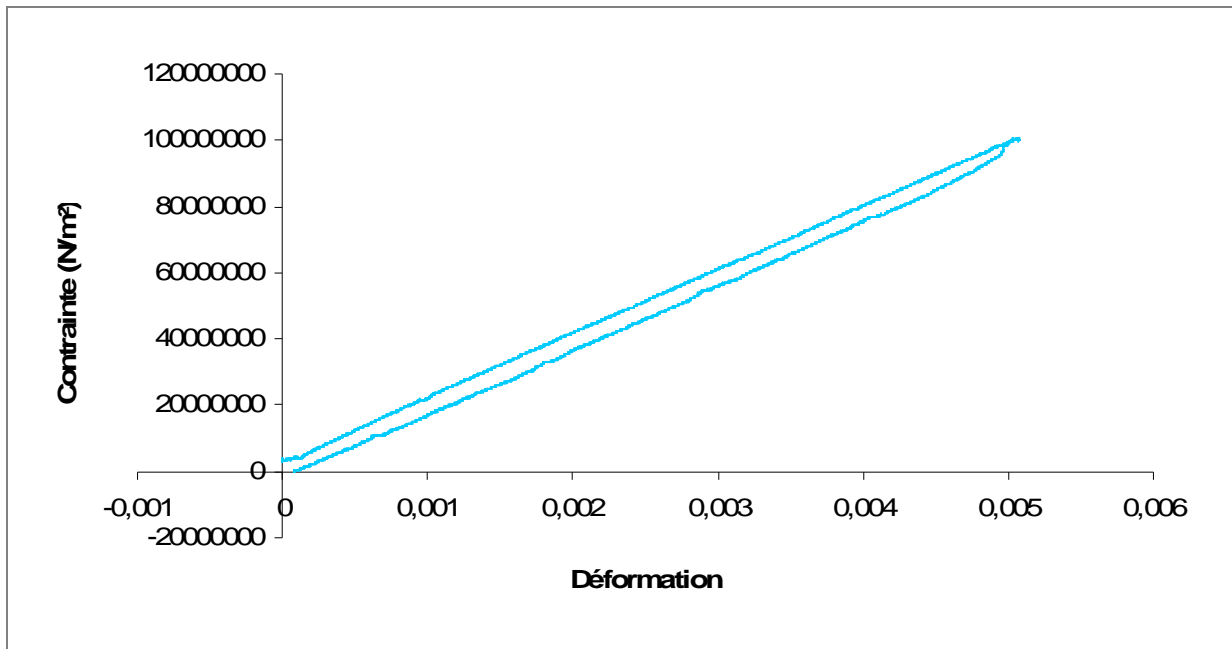
A partir des données numériques acquises par TestWork®, on obtient la courbe charge/déplacement.



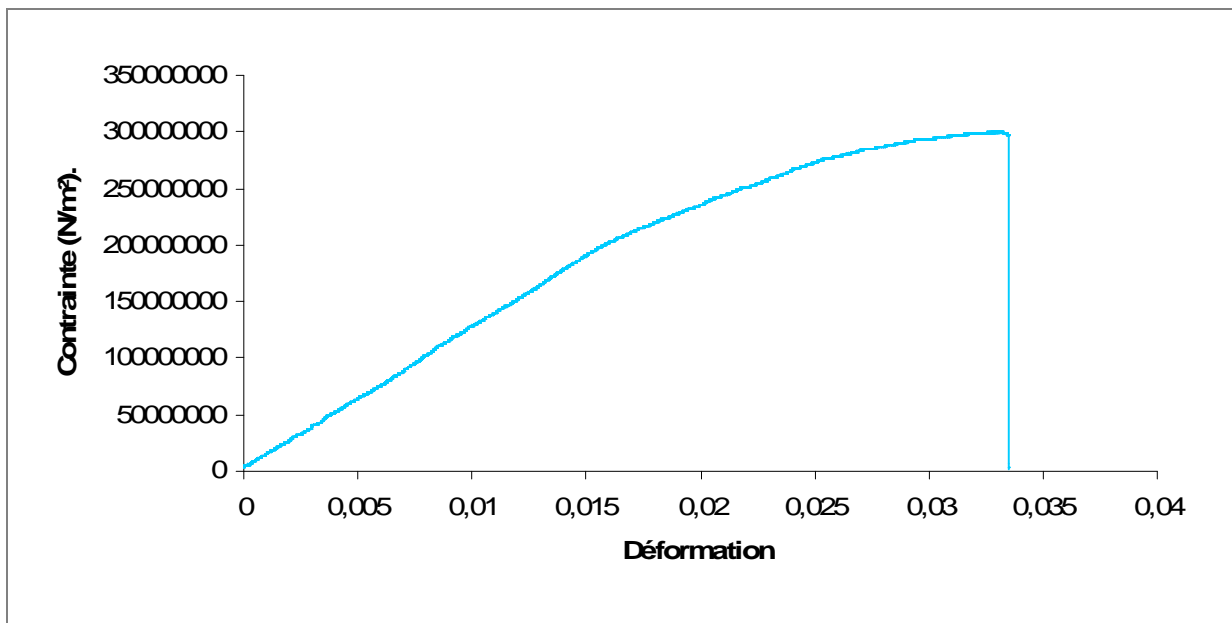
Comme la théorie le laissait entendre, une courbe à effet d'hystérésis a été obtenue. Cet effet reste toutefois très limité grâce à la vitesse de mise en charge lente de l'échantillon. La pente de cette courbe correspond à la raideur du tissu composant l'échantillon.

## 2. Courbe contrainte / déformation

A partir des données numériques de la charge et du déplacement acquises avec TestWork®, la déformation et la contrainte de l'échantillon ont été calculées dans un tableau Excel® grâce aux formules établies et citées précédemment. Les courbes suivantes ont été obtenues.



**Figure 18 : Courbe de la contrainte en fonction de la déformation lors d'un test de flexion en trois points en charge puis en décharge dans le domaine élastique**



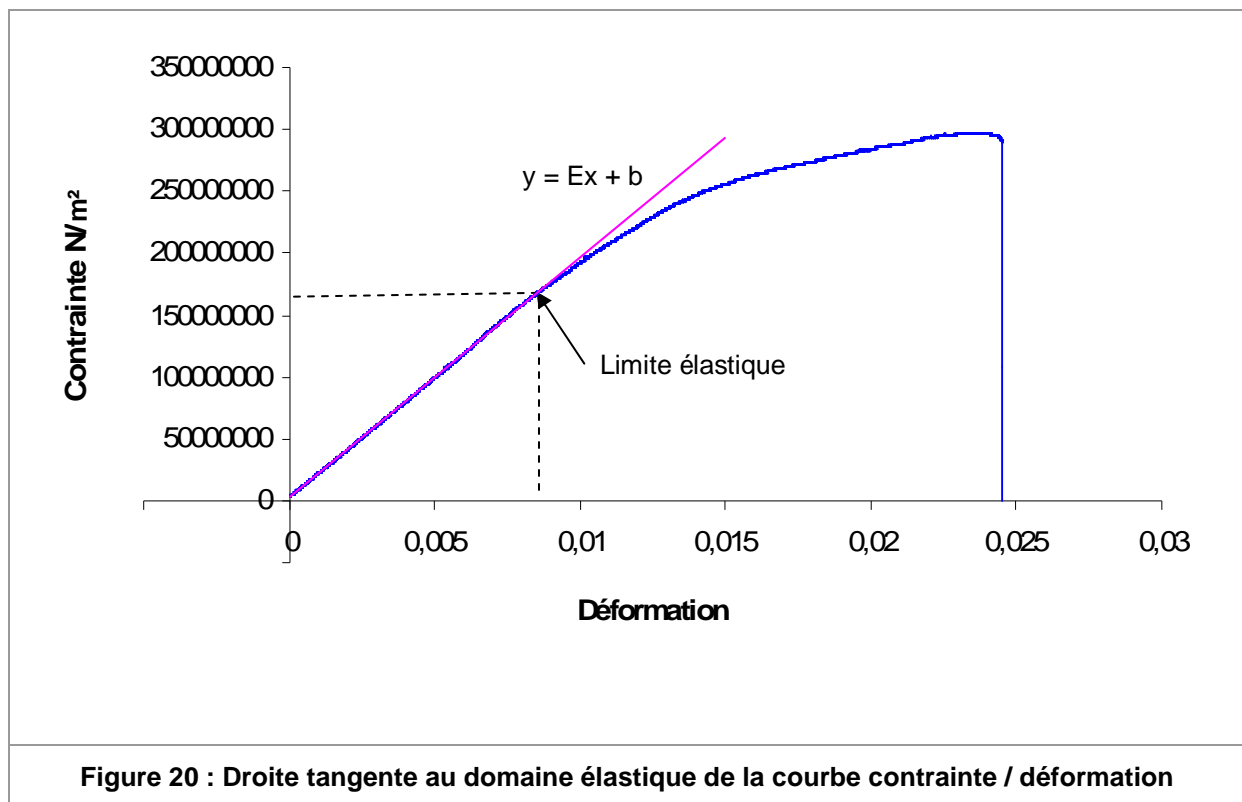
**Figure 19 : Courbe de la contrainte en fonction de la déformation lors d'un test de flexion en trois points jusqu'à la rupture**

Une fois ces courbes obtenues, la pente de la partie linéaire de la courbe a été calculée donnant ainsi le Module de Young de l'échantillon testé. Le test à la rupture nous a également permis d'obtenir la contrainte et la déformation à la rupture.

### 3. Limites élastiques

Afin d'obtenir les valeurs de la contrainte et de la déformation à la limite élastique, une méthode mathématique a été utilisée. L'équation de la droite de régression associée à la partie linéaire de la courbe a été calculée. Elle est du type  $y = Ex + b$  où  $E$  est le module de Young. La méthode a consisté à calculer l'écart maximal entre les contraintes de la courbe dans la partie linéaire et celles de la droite de régression. Les coordonnées du point à partir duquel l'écart est strictement supérieur de 10% à l'écart maximal calculé dans la partie linéaire ont été considérées comme celles du point de limite élastique.

Ce point correspond à l'endroit où la courbe n'est plus une droite et où on ne se trouve donc plus dans le domaine linéaire. C'est la limite élastique (figure 20).



### 4. Analyses statistiques

Une fois les paramètres mécaniques de l'os cortical calculés, ils seront comparés les uns aux autres par une méthode statistique : l'analyse de la variance.

L'analyse de la variance est une méthode qui permet de calculer les différences de moyennes entre plusieurs populations. Il s'agit d'une généralisation à  $n$  populations du classique test de comparaison de deux moyennes : le test du T.

Ce test ne permet pas de « classer » les moyennes mais simplement de dire si, parmi l'ensemble, au moins une d'entre elles diffère des autres. Le but de cette analyse dans le cas de notre étude sera de savoir s'il existe une différence significative des moyennes des différentes propriétés mécaniques trouvées entre chacun des clusters et également au sein de chacun des clusters entre les différentes orientations des échantillons d'os cortical.

Le logiciel Systat<sup>®</sup> est utilisé pour calculer la probabilité  $p$  de commettre une erreur en déclarant qu'il existe une différence entre les groupes analysés. Le seuil de signification de  $p$  est de 5%. Si  $p$  est supérieur à cette valeur, on considère qu'il n'y a pas de différence significative entre les valeurs trouvées pour les groupes analysés et inversement. Si la valeur de  $p$  est inférieure à 5%, il faut faire un test post hoc, c'est-à-dire analyser les variables deux à deux à l'intérieur de chaque groupe analysé. Le test post-hoc le plus adapté à notre étude étant le test de Bonferroni puisque ce test permet de gérer des groupes de données dont les effectifs ne sont pas homogènes.

### III. RESULTATS

#### A. Résultats bruts

Les résultats chiffrés bruts des 5 paramètres biomécaniques par échantillon sont regroupés dans le tableau en annexe A.

#### 1. Répétabilité des tests mécaniques

Lors de leur manipulation, chacun des échantillons a subi 4 tests. Afin de déterminer si la méthode est répétable, nous avons établi le coefficient de variation de E, c'est-à-dire la moyenne des 4 valeurs de E divisée par l'écart type. Ce coefficient représente la variabilité des résultats entre chacun des 4 tests effectués par échantillon. Les résultats sont regroupés dans le tableau ci-dessous.

Doberman		Braque		Caniche moyen		Caniche Toy	
	CV		CV		CV		CV
<b>DL1</b>	0,0198	<b>BM1</b>	0,0196	<b>CM1</b>	0,0260	<b>TL1</b>	0,0333
<b>DL2</b>	0,0143	<b>BM2</b>	0,0150	<b>CM2</b>	0,0391	<b>TL2</b>	0,0760
<b>DL3</b>	0,0118	<b>BM3</b>	0,0358	<b>CM3</b>	0,0055	<b>TL3</b>	0,0709
<b>DL4</b>	0,0525	<b>BM4</b>	0,0258	<b>CL1</b>	0,0917	<b>TL4</b>	0,0854
<b>DL5</b>	0,0144	<b>BL1</b>	0,0343	<b>CL2</b>	0,0094	<b>TM1</b>	0,0181
<b>DL6</b>	0,0197	<b>BL2</b>	0,0145	<b>CCr1</b>	0,0424	<b>TM2</b>	0,0500
<b>DM1</b>	0,0491	<b>BCr1</b>	0,0043	<b>CCr2</b>	0,0174	<b>TM3</b>	0,0193
<b>DM2</b>	0,0111	<b>BCr2</b>	0,0195	<b>CCr3</b>	0,0343	<b>TM4</b>	0,0034
<b>DM3</b>	0,0778	<b>BCr3</b>	0,0061	<b>CCd1</b>	0,0060		
<b>DM4</b>	0,0032	<b>BCr4</b>	0,0096	<b>CCd2</b>	0,0143		
<b>DM5</b>	0,0039	<b>BCr5</b>	0,0071	<b>CCd3</b>	0,0027		
<b>DM6</b>	0,0050	<b>BCd1</b>	0,0155				
		<b>BCd2</b>	0,0078				
		<b>BCd3</b>	0,0037				
		<b>BCd4</b>	0,0166				
<b>Moyenne CV</b>	<b>0,0235</b>		<b>0,0157</b>		<b>0,0263</b>		<b>0,0446</b>

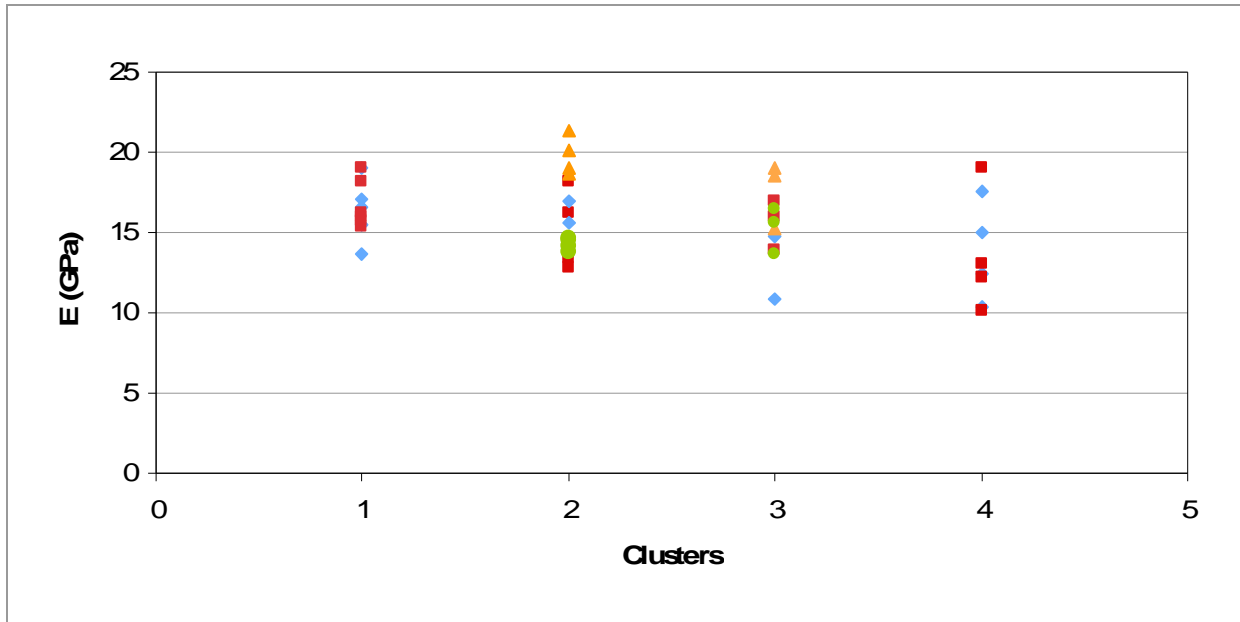
Tableau 4 : Coefficients de variation (CV) du module de Young E par échantillon.

#### 2. Résultats par grandeur biomécanique

A partir des résultats chiffrés bruts, 5 graphiques pour chacune des 5 grandeurs biomécaniques ont été tracés. Ces graphiques ont été établis en fonction des clusters et de l'orientation des corticales par cluster. Les moyennes ont été regroupées en annexes B et C.

### a) Module de Young par cluster et par orientation

La figure 21 présente les valeurs du Module de Young E pour tous les échantillons. Les valeurs sont présentées sous forme d'un graphique où les chiffres de 1 à 4 représentent les 4 clusters étudiés. Les échantillons sont représentés par des formes différentes selon leur orientation.



**Figure 21 : Module de Young E en GPa**

Cluster 1 = doberman ; 2 = braque ; 3 = caniche ; 4 = toy

◆ = échantillon latéral ; ■ = médial ; ▲ = crânial ; ● = caudal

Le module de Young moyen de tous les échantillons confondus est de **15,71 GPa** avec un coefficient de variation (CV) de 16%.

Pour le Doberman (cluster 1), le module de Young moyen est de **16,49 GPa** (CV 9,6%). Les modules d'élasticité moyens des échantillons latéraux et médiaux sont respectivement de 16,23 GPa (CV 11%) et 16,75 GPa (CV 8,8%).

Les os du Braque et du caniche moyen nous ont permis d'obtenir des données sur les échantillons d'orientations caudale et crâniale en plus des latérales et médiales.

Pour le braque (cluster 2), le E moyen est de **16,27 GPa** (CV 16%). Pour les échantillons latéraux et médiaux, 16,29 GPa (CV 5,6%) et 15,18 GPa (CV 16,5%). Les échantillons crâniens et caudaux ont des modules de Young de 18,74 GPa (CV 13,9%) et de 14,29 GPa (CV 2,5%).

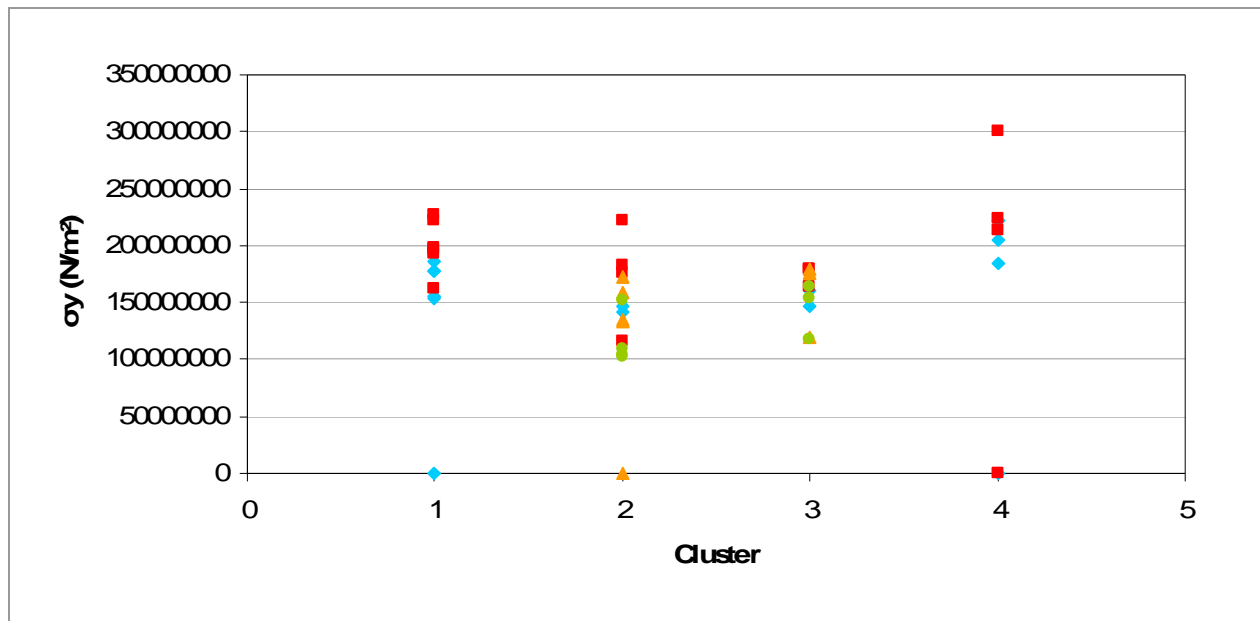
La valeur moyenne de E pour le caniche moyen (cluster 3) est de **15,54 GPa** (CV 14,8%). Pour les échantillons latéraux et médiaux de 12,83 GPa (CV 21,6%) et



15,62 GPa (CV 10,2%). Les échantillons crâniux et caudaux ont des valeurs de E de 17,58 GPa (CV 11,7%) et 15,24 GPa (CV 9,5%).

Pour le caniche toy (cluster 4), la valeur moyenne de E est de **13,71 GPa** (CV 23,34%) avec une moyenne de 13,81 (CV 22,45%) et 13,61 GPa (CV 27,78 %) pour le échantillons latéraux et médiaux.

### b) Contrainte et déformation à la limite élastique



**Figure 22 : Contrainte à la limite élastique  $\sigma_y$  en N/m<sup>2</sup>**

Cluster 1 = doberman ; 2 = braque ; 3 = caniche ; 4 = toy

◆ = échantillon latéral ; ■ = médial ; ▲ = crânial ; ● = caudal

Les figures 22 et 23 regroupent les valeurs de la contrainte  $\sigma_y$  et de la déformation  $\varepsilon_y$  à la limite élastique pour chaque échantillon. On retrouve à peu près la même répartition graphique dans les deux figures.

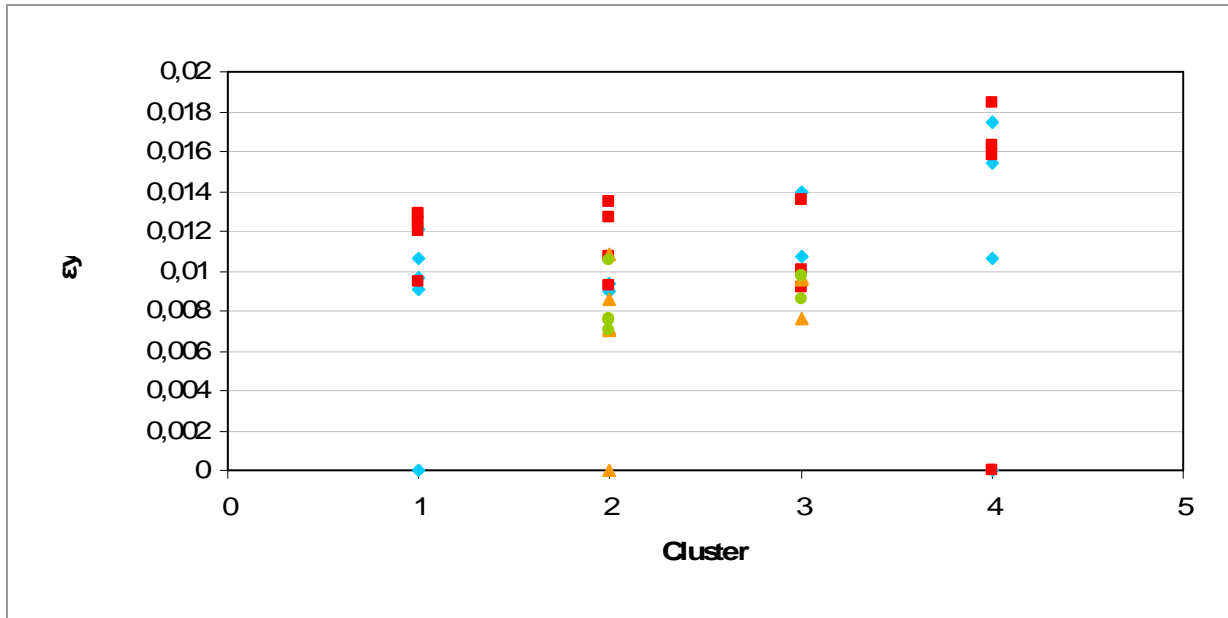
Pour le doberman, les valeurs des contraintes à la limite élastique varient de 153,53 MPa à 227,09 MPa avec une moyenne de 186 MPa (CV 13,14%) et une moyenne de 0,0112 (CV 13,45%) pour la déformation avec une fourchette allant de 0,0091 à 0,0130.

Les valeurs du braque varient de 102,45 à 222,58 MPa avec une moyenne de 146,8 MPa (CV 23,26%) et de 0,0094 (CV 22,28%) pour la déformation, les valeurs extrême étant de 0,0070 et 0,0135.

Le caniche moyen présente le plus petit éventail de valeurs, la contrainte à la limite élastique variant de 117,03 à 179,95 MPa avec une moyenne de 157,93 MPa

(CV 14,22%) et une moyenne de 0,0105 (CV 18,59%) pour la déformation, avec une fourchette de valeurs de 0,0077 à 0,0141.

Les contraintes à la limite élastique du caniche toy varient de 183,67 à 300,94 MPa avec une moyenne de 224,73 MPa (CV 17,86%) et de 0,0158 (CV 16,47%) pour la déformation dans une fourchette de 0,0110 à 0,0185.



**Figure 23 : Déformation à la limite élastique  $\epsilon_y$  en N/m<sup>2</sup>**

Cluster 1 = doberman ; 2 = braque ; 3 = caniche ; 4 = toy

◆ = échantillon latéral ; ■ = médial ; ▲ = crânial ; ● = caudal

Les moyennes générales sont de **171,18 MPa** (CV 23,12%) pour  $\sigma_y$  et **0,0110** (CV 25,58%) pour  $\epsilon_y$ .

### c) Contrainte et déformation à la rupture

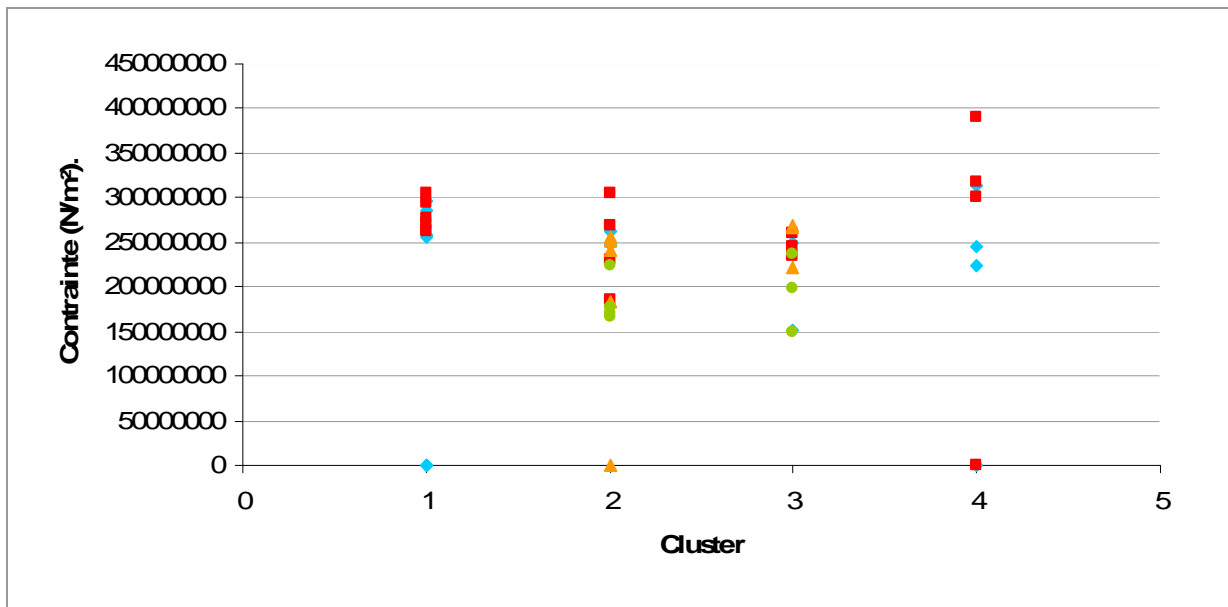
Les valeurs de la contrainte et de la déformation à la rupture sont comme leur nom l'indique les valeurs auxquelles les échantillons se sont rompus.

Les valeurs moyennes globales sont de **249 MPa** (CV 19,9%) pour  $\sigma_{\text{ultim}}$  et de **0,0219** pour  $\epsilon_{\text{ultim}}$ .

Pour le doberman, les contraintes à la rupture s'échelonnent de 255,39 MPa à 304,99 MPa avec une moyenne de 277,13 MPa (CV 6,37%). Les déformations s'échelonnent de 0,0201 à 0,0288 avec une moyenne de 0,0246 (CV 12,36%).

Pour le Braque, les valeurs de la contrainte à la rupture vont de 165,45 MPa à 268,55 MPa avec une moyenne de 225,93 MPa (CV 19,08%) et une moyenne de 0,0191 (CV 21,56%) dans une fourchette de 0,0140 à 0,0267.

Les valeurs de la contrainte à la rupture du caniche moyen varient de 150,08 MPa à 268,19 MPa avec une moyenne de 225,64 MPa (CV 18,69%) et de 0,0133 à 0,0276 avec une moyenne de 0,0194 pour les déformations.

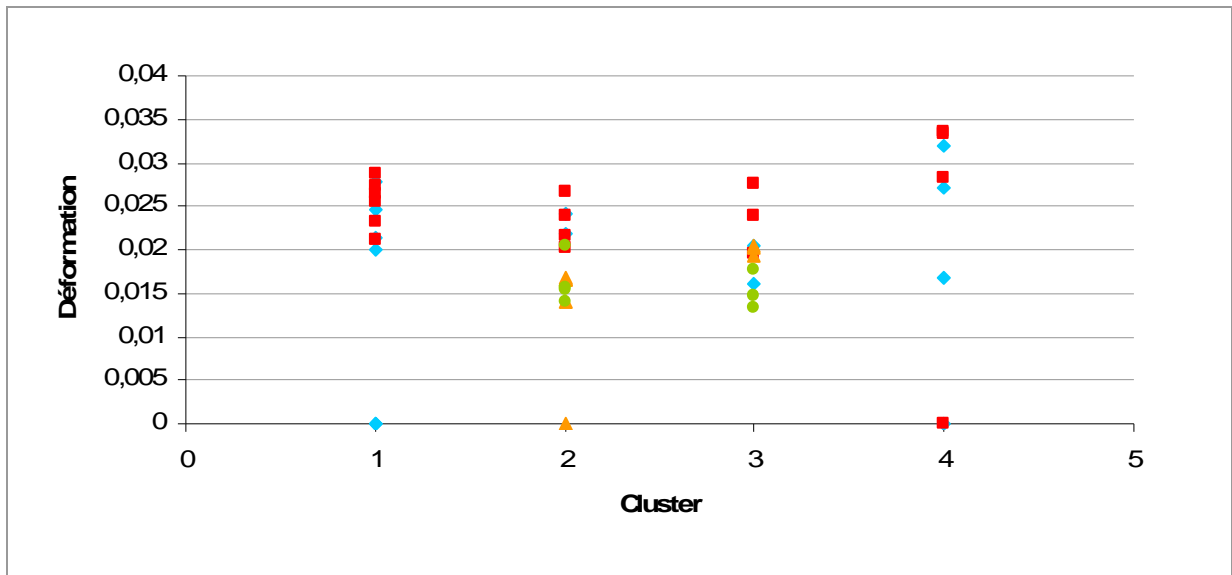


**Figure 24 : Contrainte à la rupture  $\sigma_{ultim}$  en N/m<sup>2</sup>**

Cluster 1 = doberman ; 2 = braque ; 3 = caniche ; 4 = toy

◆ = échantillon latéral ; ■ = médial ; ▲ = crânial ; ● = caudal

Enfin, les valeurs des contraintes à la rupture du caniche toy s'échelonnent de 224,88 MPa à 390,60 MPa avec une moyenne de 298,77 MPa (CV 19,68%) et celles des déformations de 0,0168 à 0,0335 avec une moyenne de 0,0285 (CV 22,08%).



**Figure 25 : Déformation à la rupture  $\epsilon_{ultim}$**

Cluster 1 = doberman ; 2 = braque ; 3 = caniche ; 4 = toy

◆ = échantillon latéral ; ■ = médial ; ▲ = crânial ; ● = caudal

## **B. Analyses statistiques**

### **1. Analyse de la variance par groupes**

Les résultats de  $p$  regroupés dans le tableau 5 montrent qu'il n'y a pas de différences significatives entre les modules de Young  $E$  des quatre clusters. Cependant, il existe une différence significative de  $E$  entre les corticales crânielles et caudales du braque et du caniche moyen, leur module d'élasticité moyen étant respectivement de 18,74 GPa et 17,58 GPa pour les corticales crânielles et de 14,29 et 15,24 GPa pour les corticales caudales.

L'analyse de la variance des contraintes et déformations à la limite élastique montre qu'il existe une différence significative entre les quatre groupes de chiens et entre les corticales latérales et médiales.

A la rupture, les valeurs de  $p$  montrent qu'il existe une différence significative entre les quatre clusters pour la déformation ainsi que pour la contrainte. Une différence existe également entre les corticales latérales et médiales pour la déformation et entre les corticales crânielles et caudales pour la contrainte.

Seule l'interprétation de la déformation à la rupture pour les corticales crânielles et caudales sera impossible en raison de l'interaction entre les chiens et les corticales.

Afin de détailler ces comparaisons et de savoir de quel cluster proviennent les différences, des tests post-hoc sont effectués.

<b>Module de Young</b>		
Corticales	Latérales et médiales	Crâniales et caudales
	<b><i>p</i></b>	<b><i>p</i></b>
<b>CHIEN</b>	0,080281	0,917471
<b>CORTIC</b>	0,597882	0,006372
<b>CHIEN*CORTIC</b>	0,607879	0,320747
<b>Contrainte à la limite élastique <math>\sigma_y</math></b>		
Corticales	Latérales et médiales	Crâniales et caudales
	<b><i>p</i></b>	<b><i>p</i></b>
<b>CHIEN</b>	0,002640	0,214082
<b>CORTIC</b>	0,012565	0,113860
<b>CHIEN*CORTIC</b>	0,931608	0,481658
<b>Déformation à la limite élastique <math>\epsilon_y</math></b>		
Corticales	Latérales et médiales	Crâniales et caudales
	<b><i>p</i></b>	<b><i>p</i></b>
<b>CHIEN</b>	0,000133	0,278753
<b>CORTIC</b>	0,051709	0,874175
<b>CHIEN*CORTIC</b>	0,467220	0,691776
<b>Contrainte à la rupture <math>\sigma_{ultim}</math></b>		
Corticales	Latérales et médiales	Crâniales et caudales
	<b><i>p</i></b>	<b><i>p</i></b>
<b>CHIEN</b>	0,015631	0,397305
<b>CORTIC</b>	0,059826	0,013257
<b>CHIEN*CORTIC</b>	0,204655	0,817743
<b>Déformation à la rupture <math>\epsilon_{ultim}</math></b>		
Corticales	Latérales et médiales	Crâniales et caudales
	<b><i>p</i></b>	<b><i>p</i></b>
<b>CHIEN</b>	0,027024	0,220143
<b>CORTIC</b>	0,036319	0,071708
<b>CHIEN*CORTIC</b>	0,487907	0,039217

**Tableau 5 : Analyse de la variance de chaque paramètre biomécanique**

**CHIEN** = analyse de la variance des valeurs de l'ensemble des 4 clusters

**CORTIC** = analyse de la variance des valeurs des corticales latérales et médiales puis crâniales et caudales

## 2. Tests post-hoc de Bonferroni

Le test de Bonferroni permet également d'obtenir des valeurs de  $p$  qui sont interprétées de la même manière que celles obtenues dans l'analyse de la variance. Le tableau 6 regroupe les valeurs de  $p$  pour les paramètres à la limite élastique et à la rupture. Il va permettre de comprendre quel est le cluster parmi les quatre qui est significativement différent des autres.

Contrainte à la limite élastique $\sigma_y$					Contrainte à la rupture $\sigma_{ultim}$				
Cluster	1	2	3	4	Cluster	1	2	3	4
1	1,0000				1	1,0000			
2	0,5653	1,0000			2	1,0000	1,0000		
3	1,0000	1,0000	1,0000		3	0,0976	1,0000	1,0000	
4	0,0593	0,0043	0,0101	1,0000	4	1,0000	0,2310	0,0176	1,0000
Déformation à la limite élastique $\epsilon_y$					Déformation à la rupture $\epsilon_{ultim}$				
Cluster	1	2	3	4	Cluster	1	2	3	4
1	1,0000				1	1,0000			
2	1,0000	1,0000			2	1,0000	1,0000		
3	1,0000	0,8528	1,0000		3	0,7285	1,0000	1,0000	
4	0,0003	0,0003	0,0156	1,0000	4	0,3263	0,1650	0,0269	1,0000

**Tableau 6 : Post hoc test de Bonferroni comparant les "effets chiens"**

1 = cluster n°1 soit le doberman

2 = cluster n°2 soit le braque

3 = cluster n°3 soit le caniche moyen

4 = cluster n°4 soit le caniche toy

Pour la contrainte à la limite élastique, le caniche toy a des valeurs significativement plus élevées que celles du braque et du caniche moyen.

Pour la déformation à la limite élastique, le caniche toy a des valeurs significativement plus élevées que celles des trois autres clusters.

Pour les deux paramètres à la rupture, le caniche toy a des valeurs significativement plus élevées que celles du caniche moyen.





## IV. DISCUSSION

### A. Matériel et méthode

#### 1. Echantillons d'os cortical de fémur de chien

##### a) Choix des fémurs étudiés

Les fémurs sélectionnés sont proches de l'os moyen de chaque cluster. L'étude aurait pu porter sur plusieurs os d'un même cluster, donc un plus grand échantillon, mais dans un premier temps, il semblait intéressant de comparer les os moyens de chacun des quatre groupes qui, sélectionnés selon les critères de l'étude de Palierno [2], sont représentatifs de l'ensemble de la population canine.

Une autre étude avec le même protocole pourrait être réalisée sur un plus grand nombre de fémurs appartenant à un même cluster afin de vérifier la véracité des résultats trouvés avec les échantillons d'un seul os de chaque groupe. Les fémurs sélectionnés pourraient être de types morphologiques différents : un brachycéphale, un dolichocéphale et un médioligne.

Notons par ailleurs que le fait de travailler sur les fémurs droits ne biaise pas les résultats. En effet, des études sur l'asymétrie des membres postérieurs droits et gauches ont montré que les propriétés mécaniques de l'os ne changent pas mais que seules les masses musculaires diffèrent d'un membre à l'autre [40].

##### b) Propriétés mécaniques et conservation des échantillons

Tout au long de l'étude, les propriétés biomécaniques des échantillons osseux doivent rester intactes. Il est donc important de connaître les effets de cycles de congélation / décongélation sur les propriétés biomécaniques et les conditions de stockage optimales.

En effet, la modification de la teneur en eau de l'os entraîne un effet significatif sur ses propriétés mécaniques. Evans et Lebow [27] ont montré une augmentation de 17% du module de Young et de 31% de la contrainte au seuil de rupture sur des échantillons d'os cortical de fémurs humains secs, testés en tension par rapport à des os frais.

Kang en 1997 [28] a montré qu'un os frais subissant cinq cycles de congélation / décongélation de -20°C à 20-22°C conserve des propriétés biomécaniques intactes sous réserve de lutter contre la déshydratation. A -20°C, les protéases et les lipases ne sont pas totalement inhibées. Il est donc conseillé dans cette étude de ne pas dépasser sept à huit mois de stockage.

Dans leur étude, Griffon et Wallace [29] démontrent qu'il n'y a pas de différence significative des propriétés biomécaniques de l'os suite à un stockage à -20°C de plus de huit mois mais toujours à condition de garder l'os correctement hydraté.

Il est donc primordial de préserver les os de la déshydratation de leur prélèvement sur des cadavres frais à la congélation, de la découpe à la conservation et pendant les tests.

C'est pourquoi les fémurs prélevés sur des cadavres frais ont été congelés à -20°C entourés dans des alèses imbibées de solution physiologique (Versol® NaCl 0,9%). Une fois décongelés, ils ont été hydratés par pulvérisation lors de la découpe. Les échantillons ont ensuite été conservés immergés dans le liquide physiologique et hydratés pendant et entre chaque test effectué afin de ne pas fausser les résultats des propriétés biomécaniques obtenues.

### c) Mesure de la dimension des échantillons

Chacun des 46 échantillons a été mesuré à l'aide d'un pied à coulisse de précision 0,02 mm. Seul Grimal [14] précise que ces échantillons ont été mesurés à l'aide d'un pied à coulisse de précision 0,01 mm. Les autres articles ne précisent pas leur méthode de mesure.

Dans notre étude, les échantillons d'os cortical sont très petits, moins d'un millimètre d'épaisseur pour certains d'entre eux. La mesure de ces échantillons pourrait être un biais pour le calcul des paramètres biomécaniques.

## **2. Etude mécanique**

### a) Choix de la méthode

Parmi les méthodes permettant d'établir les propriétés biomécaniques d'un matériau, plusieurs étaient envisageables pour notre étude :

- le test de flexion en trois points est une méthode dont la mise en œuvre et l'acquisition des résultats est assez simple et qui permet de fléchir des échantillons de petite taille,

- la méthode de traction sur l'échantillon est aussi une méthode de choix pour de petits échantillons mais la mise en œuvre est très compliquée,
- les tests en compression ou torsion présentent quant à eux trop de biais dus aux forces de frottements à l'intérieur des échantillons étudiés.

Dans notre étude, les échantillons obtenus sont de très petites tailles et le choix s'est donc naturellement porté sur le test de flexion en trois points.

Pour garantir l'exactitude d'un test en flexion, il est primordial de respecter un certain rapport entre la longueur et la largeur de l'éprouvette. Si l'éprouvette est trop courte, elle subit des contraintes en cisaillement plus qu'en flexion. Spatz et al. dans une étude sur les forces de cisaillements dans les tests de flexion en trois points en 1996 [7] recommandent un rapport longueur sur épaisseur de 20 qui permet d'obtenir des valeurs à 95% du vrai module de Young. Ce rapport est impossible à obtenir sur des os entiers, mais envisageable sur des éprouvettes.

Dans notre étude, les rapports des forces de cisaillement et de flexion et de la longueur par rapport à l'épaisseur ont été calculés pour chacune des éprouvettes ; les calculs sont regroupés dans le tableau en annexe D. Les rapports des forces ont été calculés en utilisant la formule décrite en première partie (I. B. 1. d)) et les longueurs et épaisseurs des échantillons mesurés au pied à coulisse. Les valeurs obtenues confirment que nos échantillons étaient bien adaptés au test de flexion en trois points. Les rapports des forces étaient compris entre  $0,38 \cdot 10^{-4}$  et  $2,4 \cdot 10^{-4}$  et les rapports épaisseurs sur longueurs entre 19,74 et 46,43 montrant que les forces de cisaillement pouvaient être négligées.

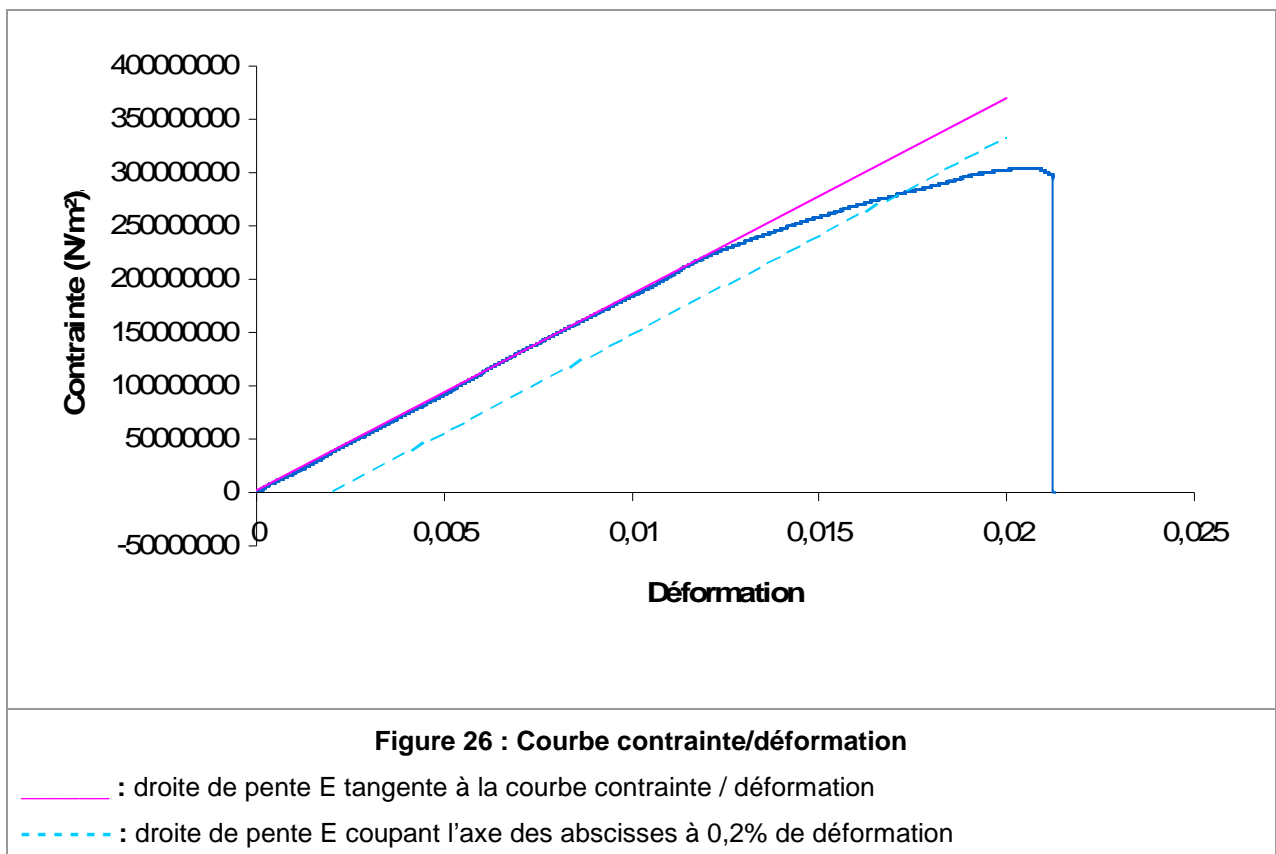
#### b) Avantages et inconvénients du protocole

Les avantages du test de flexion en trois points sont donc sa simplicité de mise en œuvre, l'absence de biais liés aux forces de cisaillement dès lors que le rapport minimum de 20 entre la longueur et l'épaisseur est respecté et l'extraction aisée des paramètres biomécaniques du matériau à partir de la courbe contrainte/déformation obtenue.

Cependant, la mesure indirecte de la déflexion de l'échantillon par la mesure du déplacement de la traverse manque de précision [30]. Il serait préférable d'utiliser une jauge, un capteur de déplacement électromagnétique ou optique (laser) ou un extensomètre directement sur la zone d'intérêt.

### c) Acquisition des résultats

Le calcul des contraintes et déformations à la limite élastique s'effectue dans les études antérieures grâce la méthode des 0,2% de déformation. Cette méthode consiste à tracer la droite de pente E (module de Young) qui coupe l'axe des abscisses à 0,2% de déformation. L'intersection de cette droite avec la courbe contrainte/déformation définit la limite élastique. Hors cette méthode a été établie pour des matériaux métalliques tels que l'acier et dans le cas du tissu cortical, elle semble inadaptée.



Sur la figure 26, la droite en pointillé représente la droite de pente E qui passe par l'abscisse de déformation 0,2%. La droite superposée à la partie linéaire de la courbe est celle qui a servi à déterminer les valeurs à la limite élastique selon notre méthode comme expliqué dans la partie II.B.3.. On constate graphiquement que la méthode du 0,2% de déformation n'est pas adaptée au tissu cortical puisque cette droite coupe la courbe largement après le passage dans le domaine plastique. C'est pourquoi cette méthode n'a pas été utilisée dans notre étude bien qu'elle l'ait été dans la plupart des études sur la biomécanique osseuse qui ont calculé les limites élastiques (Vahey, 1987 [31] ; Kopperdahl, Keaveny, 1998 [32] ; Morgan, Keaveny, 2001 [33] ; Bayraktar et al., 2004 [26] ).

## d) Conditions expérimentales

### (1) *Température*

Comme pour la plupart des matériaux biologiques, les propriétés mécaniques de l'os sont dépendantes de la température environnante. Dans les conditions idéales pour l'obtention de résultats fiables, il est recommandé de travailler à des températures physiologiques pour l'os, de l'ordre de 37° C pour l'os humain. Mais cette contrainte alourdit considérablement les protocoles et n'a pas souvent été suivie. La réalisation des tests mécaniques à température ambiante (23° C) augmente la raideur de l'os de 2 à 4 % par rapport aux tests réalisés à 37° C (Bonfield, 1968 [34]). Cette tendance a été confirmée sur l'os spongieux de bovin, lors de tests en compression (Brear, 1988 [35]). Cette équipe a montré une réduction de 7 % du module de Young, de 13 % de la contrainte et 5 % de la déformation au seuil de rupture et de 22 % de l'énergie emmagasinée lors de l'essai, lorsque la température passe de 20° C à 37° C [35]. Cette différence est de faible importance pour des tests statiques, en revanche, lors de tests dynamiques les spécimens testés à température ambiante supportent deux fois plus de cycles de chargement avant rupture que ceux testés à 37° C (Carter, 1976 [36]).

### (2) *Vitesse de déformation*

La vitesse à laquelle l'os se déforme pendant un test mécanique constitue un point important du protocole. Le caractère viscoélastique de l'os explique l'existence de frictions internes entre les composants des différentes phases, qui produisent une dissipation d'énergie lors de la mise en charge. Ce pouvoir d'amortisseur de l'os humide varie proportionnellement à la vitesse de déformation à laquelle la charge est appliquée sur l'os.

Carter et Hayes ont étudié la résistance de l'os spongieux en compression à des vitesses de déformation variant de  $0,001\text{s}^{-1}$  à  $10\text{ s}^{-1}$ . Ils ont montré que la résistance de l'os était proportionnelle à la vitesse de déformation à la puissance 0,06 [37]. Ces résultats sont en accord avec ceux de Linde sur l'os spongieux testé en compression à des vitesses de déformation de  $0,0001\text{ s}^{-1}$  à  $10\text{ s}^{-1}$  [38]. En effet, dans cette étude, la résistance de l'os était proportionnelle à la vitesse de déformation à la puissance 0,07 et la raideur était proportionnelle à la vitesse de déformation à la puissance 0,05 [38]. Cette relation montre que la vitesse de déformation doit être contrôlée lors de tests mécaniques.

## **B. Résultats**

### **1. Répétabilité des tests**

La répétabilité des tests a été évaluée par le calcul des coefficients de variation lors des quatre tests successifs. Parmi les 46 échantillons testés, 41 ont des coefficients de variation (CV) très faibles compris entre 2,7% et 5%. Cinq échantillons ont néanmoins des CV supérieurs à 5% mais inférieurs à 10% (DM3 a un coefficient de 0,078, CL1 de 0,092, TL2 de 0,076, TL3 de 0,074 et TL4 de 0,085).

Si la très faible variabilité entre les tests pour la majorité des essais permet de considérer la méthode répétable, on peut noter que ce sont principalement les échantillons du caniche toy qui ont les CV les plus élevés. De même, l'imprécision de la mesure des échantillons est plus importante lorsqu'ils sont de très petite taille, la variabilité entre les tests est alors plus importante.

### **2. Module de Young**

Bien que l'échantillon des fémurs étudié soit faible (un seul fémur est étudié au sein de chaque cluster), Palierno [2] a montré que la variabilité morphologique des fémurs au sein d'un cluster est plus faible que la variabilité entre les clusters. Comme il n'apparaît pas de différence significative entre les clusters pour le module de Young, il n'y a à priori pas de différence entre les modules de Young d'un même cluster.

Le module de Young moyen de l'os cortical du fémur du chien, quel que soit le groupe auquel il appartient, est donc de  $15,71 \pm 2,56$  GPa. Cette valeur semble cohérente puisqu'elle se rapproche de la moyenne des valeurs trouvées sur l'os cortical de différents mammifères regroupées dans le tableau 1 et d'environ 16 GPa.

Cependant, ces statistiques montrent qu'il existe une différence significative du module d'élasticité entre les corticales crânielles et caudales. Pour le braque, la moyenne de E en face crâniale est de 18,74 GPa et de 14,29 GPa pour la face caudale, pour le caniche moyen, le module de Young de la face crâniale est également plus élevé, 17,58 GPa et de 15,24 GPa pour la face caudale. Ces corticales ne sont malheureusement représentées que pour deux clusters, le braque et le caniche moyen et cette différence serait à confirmer par une autre expérience incluant ces corticales au sein des deux autres clusters, doberman et caniche toy.

Carter en 1981 [39], étudie les contraintes appliquées sur le fémur *in vivo* grâce à des jauges d'extensométrie. Il montre que lors de la phase d'appui maximale, des forces en tension s'appliquent sur la face crâniale du fémur tandis que des forces en compression s'appliquent sur la face caudale du fémur. Les différences du module d'élasticité des corticales crâniales et caudales pourraient s'expliquer de ce fait. La structure osseuse s'adapterait aux contraintes qu'elle subi.

Paulin [3], dans son étude sur le comportement mécanique du fémur du chien en compression, montre que la raideur globale de chacun des quatre fémurs représentant les quatre clusters de l'espèce canine n'est pas semblable. D'après notre étude, cette différence de raideur n'est pas due à une disparité du module d'élasticité de l'os cortical du fémur. Elle pourrait être due à des différences du module de Young de l'os spongieux ou à des variations géométriques (épaisseur, forme...) des tissus.

### **3. Limite élastique et rupture**

Pour les paramètres à la limite élastique et à la rupture, l'analyse de la variance conclue à l'existence d'un effet "chien" et le test post-hoc de Bonferroni montre que le caniche toy diffère systématiquement d'un ou de plusieurs clusters alors que les trois autres clusters ne diffèrent pas entre eux.

L'os cortical du fémur du caniche toy possède à priori des paramètres différents des autres groupes dans le domaine plastique. Pour les quatre paramètres à la limite élastique et à la rupture, les valeurs obtenues sont plus élevées pour le caniche toy que pour les trois autres clusters.

D'après ces résultats, l'os cortical du fémur du caniche toy serait moins cassant que celui des autres clusters. Cependant, les échantillons d'os cortical issus du fémur du caniche toy sont très petits et l'incertitude de mesure qui leur est associée trop importante.

L'étude ne permet donc pas d'affirmer que l'os cortical du fémur du caniche toy est moins cassant que celui des autres groupes.

Néanmoins, cette étude nous a permis de déterminer un ordre de grandeur de ces paramètres pour le fémur du chien. Si certaines études se sont intéressées aux contraintes et déformations à la rupture de l'os spongieux du fémur du chien, aucune n'a été menée pour l'os cortical. Seules quelques études dont les valeurs sont

regroupées dans le tableau 1 se sont intéressées à la contrainte à la rupture  $\sigma_{\text{ultim}}$  pour quelques espèces. La moyenne des valeurs trouvées est de  $\sigma_{\text{ultim}} = 190$  MPa. Dans notre étude, la contrainte à la rupture moyenne de 249 MPa. Ces résultats, qu'ils concernent des variations entre les espèces ou des variations entre les clusters de l'espèce canine, présentent une forte disparité et ne peuvent en conséquence être comparés.

Aucune donnée sur les limites élastiques de l'os cortical du chien n'est actuellement disponible. Certaines études ont été réalisées sur l'os spongieux. Seule une étude sur l'os cortical du fémur humain a été conduite. Bayraktar [26] trouve une contrainte à la rupture de 107 MPa et une déformation de 0,73%. Les moyennes de ces paramètres dans notre étude sont de 171 MPa et de 1%. Notons que Bayraktar a déterminé ces valeurs par la méthode du 0,2% de déformation.



## CONCLUSION

L'étude menée sur l'os cortical des fémurs de quatre groupes morphologiques a permis de montrer qu'il n'existait pas de différences significatives du module d'élasticité entre l'os moyen des groupes représentatifs de la population canine : le doberman, le braque, la caniche moyen et le caniche toy. Les résultats montrent cependant que le module de Young de l'os cortical des faces crâniales est significativement différent de celui des faces caudales. Ceci pourrait être dû à une adaptation du tissu cortical aux efforts de traction ou compression auxquels il est soumis *in vivo*.

Les différences de raideur globale du fémur entier des quatre groupes pourraient être dues à des variations de leur morphologie : géométrie, épaisseur variable des composants selon leur nature ou des différences de propriétés mécaniques de l'os spongieux. Pour valider cette hypothèse, des études complémentaires sur l'os spongieux du fémur du chien sont nécessaires. En appliquant un protocole similaire, elles préciseront si celui-ci a les mêmes propriétés biomécaniques dans les quatre groupes morphologiques de l'espèce canine.

La première limite de cette étude est le faible nombre de fémurs testés. En effet, seul les échantillons issus d'un fémur au sein de chaque cluster ont été soumis au test de flexion en trois points. Paliarne [2] a montré que la variabilité morphologique des fémurs d'un même cluster était plus faible que la variabilité entre les clusters. Comme il n'apparaît pas de différence de module de Young entre les clusters, il n'existe a priori pas de différences entre les os d'un même cluster. Pour vérifier cette hypothèse, une étude équivalente incluant plusieurs fémurs de chaque cluster devrait être réalisée. Les fémurs de chaque cluster pourraient être sélectionnés suivant des profils morphologiques divers tels qu'un brachycéphale, un dolichocéphale et un médioligne.

La seconde limite à cette étude est l'incertitude des mesures sur les plus petits échantillons (caniche toy). Cependant, cette limite est imposée par les dimensions anatomiques des os des petits chiens plus que par l'outil de mesure.

En perspective, la détermination précise du module d'élasticité de l'os cortical permet d'alimenter un modèle numérique du fémur (méthode des éléments finis) ainsi qu'une application possible et l'optimisation des systèmes d'ostéosynthèse mis en œuvre lors de fractures.

**AGREMENT ADMINISTRATIF**

Je soussigné, A. MILON, Directeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, certifie que

**Mlle CHARRON Clémentine, Marie**

a été admis(e) sur concours en : 2001

a obtenu son certificat de fin de scolarité le : 13 septembre 2007

n'a plus aucun stage, ni enseignement optionnel à valider.

**AGREMENT SCIENTIFIQUE**

Je soussigné, A. AUTEFAGE, Professeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,

autorise la soutenance de la thèse de :

**Mlle CHARRON Clémentine, Marie**

intitulée :

*«Détermination du module de Young de l'os cortical du fémur du chien : étude sur quatre groupes morphologiques représentatifs de l'espèce canine»*

**Le Professeur  
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse  
Professeur André AUTEFAGE**



**Vu :  
Le Directeur  
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse  
Professeur Alain MILON**



**Vu :  
Le Président de la thèse :  
Professeur Paul BONNEVIALLE**



**Vu le : 20 DEC. 2007  
Le Président  
de l'Université Paul Sabatier  
Professeur Jean-François SAUTEREAU**



## BIBLIOGRAPHIE

- 1) JOHNSON J., AUSTIN C., BREUR G., Incidence of canine appendicular musculoskeletal disorders in 16 veterinary teaching hospitals from 1980 through 1989, *Vet Comp Orthop traumatol*, 7:56-69, 1994.
- 2) PALIERNE S., ASIMUS E., MATHON D., CONCORDET D., MEYNAUD-COLLARD P., AUTEFAGE A. : Segmentation of the canine population in different femoral morphological groups, *Res Vet Sci.*, 85(3):407-17, Dec 2008.
- 3) PAULIN A. : Comparaison du comportement mécanique de quatre fémurs de chiens, *Thèse de doctorat vétérinaire, TOU 3 – 4018, 2007.*
- 4) GRABOWSKI S. R. and TORTORA G. J. : Principles of Anatomy and Physiology, *Harpercollins College Div ; Édition : 8 ed, juin 1996.*
- 5) TURNER C.H. and BURR D.B. : Experimental techniques for bone mechanics, *Bone Mechanics handbook, S.C. Cowin, Editor. 2001, CRC Press LLC.*
- 6) CORDEY J. : Introduction : Basics concepts and definitions in mechanics, *Injury, Int. J. Care injure* 31, 1-13, 2000.
- 7) SPATZ H.-Ch., O'LEARY E.J., VINCENT J.F.V. : Young's moduli and shear moduli in cortical bone, *Proc. R. Soc. Lond. B. Biol. Sci.*, 263 : 287-294, 1996.
- 8) LAKES R.S: Viscoelastic properties of cortical bone. *Bone Mechanics handbook, S.C. Cowin, Editor. 2001, CRC Press LLC.*
- 9) ASHMAN RB, COWIN SC, VAN BUSKIRK WC, RICE JC. : A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *Journal of Biomechanics*, 17(5):349-61, 1984.
- 10) ROMANUS B. : Physical properties and chemical content of canine femoral cortical bone in nutritional osteopenia: its reversibility and the effect of fluoride. *Acta Orthop Scand Suppl.*, 155:1-10, 1974.
- 11) BEHRENS B. A. et al. : Determination of the elastic properties of the compacta in canine femoral bone, *Dtsch. Tierärztl. Wschr*, 113 : 24-27, 2006.
- 12) KENNER G. H., TAYLOR L. C. and PARK J. B. : Compressive strength of canine femur, *J. Biomech.*, Vol. 12(7):519-526, 1979.
- 13) BOUTROS et al. : Similarities in the disturbances in cortical information processing in alcoholism and aging: a pilot evoked potential study, *Int Psychogeriatr.* ; 12(4):513-25, dec 2000.

- 14) GRIMAL Q. et al. : Propriétés mécaniques de baguettes d'os cortical : association de mesures mécaniques et ultrasonores, *18<sup>ème</sup> congrès français de biomécanique, Grenoble, 27-31 août 2007.*
- 15) CURREY J.D. et al. : Effects of ionising radiation on the mechanical properties of human bone, *J. Orthop. Res.*, 15 : 111, 1997.
- 16) SEDLIN E.D. and HIRSCH C. : Factors affecting the physical properties of femoral cortical bone, *Acta Orthop. Scand.*, 37: 29, 1966.
- 17) CURREY J.D. : The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone, *Journal of biomechanics*, 21 : 439, 1988.
- 18) CURREY J.D. et al. : Effect of formaldehyde fixation on some mechanical properties of bovine bone, *Biomaterials*, 16 : 1267, 1995.
- 19) McALISTER G.B. and MOYLE D.D. : Some mechanical properties of goose femoral cortical bone, *Journal of biomechanics*, 16 : 577, 1983.
- 20) AYERS R.A.: Correlation of flexural structural properties with bone physical properties : a four species survey, *Biomed. Sci. Instrum.*, 32 : 251, 1996.
- 21) AN Y.H., KANG Q. and FRIEDMAN R.J. : The mechanical symmetry of rabbit long bones studied by bending and indentation test, *American journal of veterinary research*, 57 : 1786, 1996.
- 22) JORGENSEN P.H., BAK B. and ANDREASSEN T.T. : mechanical properties and biochemical composition of rat cortical femur and tibia after long-term treatment with biosynthetic human growth hormone, *Bone*, 12, 353, 1991.
- 23) BARENGOLTS E.I. et al. : Effects of endurance exercise on bone mass and mechanical properties in intact and ovariectomized rats, *J. Bone Miner. Res.*, 8: 937, 1993.
- 24) SIMSKE S.J. et al. : The physical and mechanical effects of suspension-induced osteopenia on mouse long bone, *Journal of biomechanics*, 25:489, 1992.
- 25) WERGEDAL J. E., SHENG M.H. et al. : Genetic variation in femur extrinsic strength in 29 different inbred strains of mice is dependent on variations in femur cross-sectional geometry and bone density, *Bone*. 2005 Jan, 36(1):111-22, 2005.
- 26) BAYRAKTAR H. H. MORGAN E.F. et al. : Comparison of the elastic and yield properties of human femoral cortical and trabecular bone tissue, *J. of Biomech.* 37 : 27-35, 2004.
- 27) EVANS F. G, LEBOW M. : Regional differences in some of the physical properties of the human femur, *J Appl Physiol.*, 3(9):563-72, Mar 1951.

- 28) KANG Q., AN Y.H., FRIEDMAN R.J. : Effects of multiple freezing-thawing cycles on ultimate indentation load and stiffness of bovine cancellous bone, *American Journal of Veterinary research*, 58 (10) : 1171-1173, Oct 1997.
- 29) GRIFFON D., WALLACE L. : Biomechanical properties of corticocancellous bone frozen in normal saline solution, *American Journal of Veterinary research*, 56 (6):822-825, 1995.
- 30) TURNER C.H. : Measurements of Young's modulus in bending test can be highly inaccurate (comment). *Journal of Bone Joint and Surgery*, 11, 462-463, 1993.
- 31) VAHEY J.W., LEWIS J.L., VANDERBY R. Jr. : Elastic moduli, yield stress, and ultimate stress of cancellous bone in the canine proximal femur, *J. Biomech.*, 20 (1) : 29-33 ; 1987.
- 32) KOPPERDAHL D.L., KEAVENY T.M. : Yield strain behaviour of trabecular bone, *J. Biomech.*, 31 : 601-608, 1998.
- 33) MORGAN E.F., KEAVENY T.M. : Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site, *J. Biomech.*, 34 : 569-577, 2001.
- 34) BONFIELD W., LI C.H. : The temperature dependence of the deformation of bone, *J. Biomech.*, 1(4):323-9, Dec 1968.
- 35) BREAR K., CURREY J.D., RAINES S., SMITH K.J. : Density and temperature effects on some mechanical properties of cancellous bone, *Eng. Med.* 17 (4) : 163-167, oct 1988.
- 36) CARTER D.R., HAYES W.C. : Bone compressive strength: the influence of density and strain rate, *Science*, 10 :194 (4270) : 1174-1176, 1976.
- 37) CARTER D.R., HAYES W.C. : The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure, *J. Bone Joint surg. Am.*, 59 (7) : 954-962, 1977.
- 38) LINDE F. et al. : Mechanical properties of trabecular bone. Dependency on strain rate, *J. Biomech.*, 24 (9) : 803-809, 1991.
- 39) CARTER D.R., et al. : Stress fields in the unplated and plated canine femur calculated from in vivo strain measurements, *J. Biomech.*, 14(1) : 63-70, 1981.
- 40) BETTI E. : Asymétrie osseuse et musculaire chez le chien, *Revue de médecine vétérinaire*, 151(2) : 127-142, 2000.

Bibliographie non citée dans cette thèse mais complémentaire à ce travail :

- AUTEFAGE A. : Os et fractures. In Y. LATTE et J. MEYNARD, *Manuel de fixation externe, applications au chien et au chat, Edition PMCAC, Paris, chapitre 4.1 : p32-38, 1997.*
- AUTEFAGE A. : The point of view of the veterinary surgeon: bone and fracture. *Injury, 31 (3):50-55, 2000.*
- BRAMER J.A.M., BARENTSEN R.H., vd ELST M., de LANGE E.S.M., PATKA P. and HAARMAN H.: Representative assessment of long bone shaft biomechanical properties: an optimized testing method, *Journal of Biomechanics, 31 : 741-745, June 1998.*
- CHAROT V.: Contribution à l'élaboration d'un modèle par éléments finis du fémur de chien. *Thèse de doctorat vétérinaire, Toulouse, TOU 3 – 4101, 2005.*
- GONZALES-BARCENAS L.A., TREJO-CAMACHO H., SUAREZ-ESTRELLA I., HEREDIA A., MAGANA C., BUCIO L. And OROZCO E. : Three point bending test of human femoral tissue : an essay in ancient and modern bone, *American Institute of Physics 0-7354-0151-9/03, 2003.*
- LINDE F., SORENSEN, H.C.F. : The effect of different storage methods on the mechanical properties of the trabecular bone. *Journal of biomechanics 26, 1249-1252, 1993.*
- PALAU J.: Contribution à l'étude des propriétés mécaniques de l'os. *Thèse de doctorat vétérinaire, Toulouse, TOU 3 – 4074, 2005.*
- PALIERNE S. : Etude morphométrique du fémur chez le chien. *Thèse de doctorat vétérinaire, Toulouse, TOU 3 – 4127, 2002.*
- PRESSEL T., BOUGHECHA A., VOGT U., MEYER-LINDENBERG A., BEHRENS B., NOLTE I. And WINDHAGEN H.: Mechanical properties of femoral trabecular bone in dogs, *Biomedical engineering online, 17 March 2005.*
- SCHILTZ G.: Biomécanique osseuse: 1-bases théoriques et biomécanique des fractures. *Point Vétérinaire, 20 (115) : 619-630, 1988.*
- TURNER C.H. : Biomechanics of bone : Determinants of skeletal fragility and bone quality, *Osteoporosis International Foundation, Osteoporos Int, 13:97-104, 2002.*
- YUEHUEI H. AN & RICHARD J. FRIEDMAN : Animal models in orthopaedics research, *CRC Press LLC, 1999.*

# ANNEXES

## Annexe A : Résultats chiffrés bruts des 5 paramètres biomécaniques par échantillons.

Echantillon	Moyenne E en GPa	$\sigma_y$ en N/m <sup>2</sup>	$\epsilon_y$	$\sigma_{ultim}$ en N/m <sup>2</sup>	$\epsilon_{ultim}$	
Doberman	DL1	18,97	178236090	0,0091	296832693	0,0245
	DL2	15,53	153534583	0,0097	255390627	0,0277
	DL3	16,56	177587940	0,0107	258452261	0,0201
	DL4	13,66	abs	abs	abs	abs
	DL5	15,53	185343809	0,0121	abs	abs
	DL6	17,12	155695859	0,0093	284761400	0,0213
	DM1	19,03	227098389	0,0124	304988305	0,0212
	DM2	15,37	198001975	0,0129	278175028	0,0256
	DM3	18,15	222022961	0,0130	295326085	0,0233
	DM4	16,18	193664951	0,0120	264117715	0,0288
	DM5	15,73	195824176	0,0125	270824176	0,0273
	DM6	16,03	161461441	0,0099	262453989	0,0265
Braque	BM1	12,80	115363636	0,0092	185113636	0,0203
	BM2	16,25	176694569	0,0109	268554130	0,0267
	BM3	13,47	181985294	0,0135	230238971	0,0216
	BM4	18,19	222584696	0,0127	304298992	0,0240
	BL1	15,63	142442704	0,0095	248041775	0,0240
	BL2	16,94	146636488	0,0089	261937792	0,0219
	BCr1	18,62	133973036	0,0073	240907877	0,0168
	BCr2	21,38	abs	abs	abs	abs
	BCr3	19,05	135688854	0,0070	250761388	0,0165
	BCr4	20,17	173113402	0,0086	255010309	0,0166
	BCr5	14,49	158019269	0,0108	183229445	0,0140
	BCd1	14,53	102454157	0,0071	170604466	0,0140
	BCd2	13,82	104314445	0,0075	165451781	0,0155
	BCd3	14,21	109740230	0,0077	175995252	0,0154
	BCd4	14,62	152128904	0,0106	222882348	0,0205
	Caniche moyen	CM1	17,00	163080058	0,0101	260103935
CM2		13,88	179611195	0,0136	233580218	0,0276
CM3		15,97	179165276	0,0116	245187163	0,0195
CL1		10,88	146709387	0,0141	151691409	0,0161
CL2		14,79	160153413	0,0108	249375311	0,0204
CCr1		15,22	119575372	0,0077	222080679	0,0204
CCr2		18,55	179947786	0,0097	268194962	0,0192
CCr3		18,99	175052375	0,0095	266388783	0,0202
CCd1		13,63	117033248	0,0086	150076726	0,0133
CCd2		15,64	153772973	0,0098	197800488	0,0146
CCd3	16,45	163465296	0,0098	237549730	0,0177	
Caniche toy	TL1	14,96	222732491	0,0154	313815538	0,0319
	TL2	10,36	abs	abs	abs	abs
	TL3	17,50	183673469	0,0110	224882261	0,0168
	TL4	12,43	204408687	0,0175	245617478	0,0271
	TM1	18,98	300939371	0,0164	390604057	0,0284
	TM2	10,15	abs	abs	abs	abs
	TM3	13,07	212633625	0,0158	317201166	0,0333
	TM4	12,25	223994755	0,0185	300480769	0,0335

**Module d'élasticité, contrainte  $\sigma_y$  et déformation  $\epsilon_y$  à la limite élastique et contrainte  $\sigma_{ultim}$  et déformation à la rupture  $\epsilon_{ultim}$ .**

**Annexe B** : Tableaux des moyennes de E (module de Young) par clusters et par corticales par clusters.

	<b>Doberman</b>	<b>Braque</b>	<b>Caniche moyen</b>	<b>Caniche Toy</b>
<b>E (GPa)</b>	16,49	16,27	15,54	13,71
Ecart-type	1,59	2,65	2,3	3,2
CV	9,64%	16,29%	14,8%	23,34%
<b>E moyen</b>	<b>15,71 GPa</b>			
Ecart-type	2,56			
CV	16,3%			

	<b>Latéraux</b>	<b>Médiaux</b>	<b>Crâniens</b>	<b>Caudaux</b>
<b>Doberman</b>				
<b>E (GPa)</b>	16,23	16,75	-	-
Ecart-type	1,79	1,48	-	-
CV	11,03%	8,84%	-	-
<b>Braque</b>				
<b>E (GPa)</b>	16,29	15,18	18,74	14,29
Ecart-type	0,92	2,5	2,6	0,36
CV	5,65%	16,47%	13,87%	2,52%
<b>Caniche moyen</b>				
<b>E (GPa)</b>	12,83	15,62	17,58	15,24
Ecart-type	2,77	1,59	2,06	1,45
CV	21,6%	10,18%	11,72%	9,51%
<b>Caniche Toy</b>				
<b>E (GPa)</b>	13,81	13,61	-	-
Ecart-type	3,1	3,78	-	-
CV	22,45%	27,77%	-	-



**Annexe C :** Tableau des valeurs moyennes des paramètres à la limite élastique et à la rupture par clusters.

	$\sigma_y$ (MPa)	$\epsilon_y$	$\sigma_{\text{ultim}}$ (MPa)	$\epsilon_{\text{ultim}}$
<b>Doberman</b>				
Moyenne	186,22	0,0112	277,13	0,0246
Ecart-type	24,48	0,0015	17,64	0,0030
CV	13,14%	13,45%	6,37%	12,36%
<b>Braque</b>				
Moyenne	146,8	0,0094	225,93	0,0191
Ecart-type	34,15	0,0021	43,11	0,0041
CV	23,26%	22,28%	19,08%	21,56%
<b>Caniche moyen</b>				
Moyenne	157,96	0,0105	225,64	0,0194
Ecart-type	22,47	0,0019	42,16	0,0041
CV	14,22%	18,58%	18,69%	20,97%
<b>Caniche Toy</b>				
Moyenne	224,73	0,0158	298,77	0,0285
Ecart-type	40,14	0,0026	58,80	0,0063
CV	17,86%	16,47%	19,68%	22,08%
<b>Valeurs moyennes des contraintes et déformations à la limite élastique et la rupture.</b>				

**Annexe D** : Calculs des rapports force de flexion sur force de cisaillement et épaisseur sur longueur des échantillons démontrant que l'on peut négliger les forces de cisaillements.

Echantillon	w	Epaisseur t en mm	Longueur L en m	Rapport Cisaillement/Flexion	Rapport t/L
DL1	2,88	1,07	0,03	0,000119	28,04
DL2	2,85	0,94	0,03	0,000092	31,91
DL3	2,985	1	0,03	0,000104	30,00
DL4	3,01	0,94	0,03	0,000092	31,91
DL5	2,88	0,92	0,03	0,000088	32,61
DL6	2,97	0,98	0,03	0,000100	30,61
DM1	2,635	0,94	0,03	0,000092	31,91
DM2	2,64	0,94	0,03	0,000092	31,91
DM3	2,595	0,95	0,03	0,000094	31,58
DM4	2,9	0,88	0,03	0,000081	34,09
DM5	2,73	1	0,03	0,000104	30,00
DM6	2,96	0,98	0,03	0,000100	30,61
BM1	1,32	1	0,03	0,000104	30,00
BM2	1,885	0,94	0,03	0,000092	31,91
BM3	2,04	0,8	0,03	0,000067	37,50
BM4	2,195	1,14	0,03	0,000135	26,32
BL1*	1,915	0,9	0,03	0,000084	33,33
BL2*	1,605	0,96	0,03	0,000096	31,25
BCr1	2,6	1,46	0,03	0,000222	20,55
BCr2	2,29	1,46	0,03	0,000222	20,55
BCr3	2,36	1,44	0,03	0,000216	20,83
BCr4	2,425	1,5	0,03	0,000234	20,00
BCr5	2,565	1,52	0,03	0,000240	19,74
BCd1	2,695	1,48	0,03	0,000228	20,27
BCd2	2,605	1,38	0,03	0,000198	21,74
BCd3	2,4	1,48	0,03	0,000228	20,27
BCd4	2,625	1,38	0,03	0,000198	21,74
CL1	1,43	0,92	0,03	0,000088	32,61
CL2	1,41	1,22	0,03	0,000155	24,59
CM1	2,42	0,95	0,03	0,000094	31,58
CM2	2,035	0,88	0,03	0,000081	34,09
CM3	2,35	0,86	0,03	0,000077	34,88
CCr1	2,355	1,5	0,03	0,000234	20,00
CCr2	2,055	1,42	0,03	0,000210	21,13
CCr3	2,05	1,42	0,03	0,000210	21,13
CCd1	1,955	1,5	0,03	0,000234	20,00
CCd2	1,98	1,44	0,03	0,000216	20,83
CCd3	1,955	1,44	0,03	0,000216	20,83
TL1	1,66	0,76	0,026	0,000069	34,21
TL2	1,505	0,56	0,026	0,000038	46,43
TL3	1,56	0,7	0,026	0,000059	37,14
TL4	1,96	0,78	0,026	0,000073	33,33
TM1	1,86	0,76	0,026	0,000069	34,21
TM2	1,62	0,56	0,02	0,000049	35,71
TM3	1,575	0,7	0,02	0,000076	28,57
TM4	2,145	0,8	0,02	0,000100	25,00

