

# TABLE DES MATIERES

<b>INTRODUCTION</b>	<b>17</b>
<b>PREMIERE PARTIE: ETAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES</b>	<b>19</b>
<b>I. Rappels anatomiques</b>	<b>19</b>
I.1. Le fémur	19
I.1.1. Morphologie externe	19
I.1.2. Architecture interne	25
I.2. L'articulation coxo-fémorale	26
<b>II. Biomécanique du fémur</b>	<b>28</b>
II.1. A l'échelle de l'animal : analyse de la marche	28
II.2. A l'échelle de l'os : analyse biomécanique	31
II.2.1. Notions mécaniques	31
II.2.2. Orientation et norme de la force de réaction articulaire	35
II.2.3. Etudes des contraintes corticales lors de la mise en charge du fémur	38
<b>DEUXIEME PARTIE : ETUDE EXPERIMENTALE DU COMPORTEMENT MECANIQUE DE QUATRE FEMURS</b>	<b>43</b>
<b>I. Matériel et méthodes</b>	<b>43</b>
I.1. Choix des échantillons	43
I.2. Préparation et conservation des échantillons	44
I.3. Etude mécanique	50
I.3.1. Technique de mise en charge	50
I.3.2. Jauges de mesure et pont de jauge	52
I.3.3. Dépouillement des jauges	61

<b>II. Résultats</b>	<b>63</b>
II.1. Profils morphologiques des fémurs recrutés	63
II.2. Evaluation de la position des jauges	65
II.3. Comportement mécanique global	66
II.4. Comportements mécaniques locaux	66
II.4.1. Profil des courbes de déformation en fonction du temps	66
II.4.2. Variabilité inter-essais des déformations	69
II.4.3. Déformations principales	70

<b>TROISIEME PARTIE : DISCUSSION</b>	<b>75</b>
------------------------------------------	-----------

<b>I. Matériel et méthodes</b>	<b>75</b>
I.1. Propriétés mécaniques et conservation des échantillons	<b>76</b>
I.2. Etude mécanique	76
I.2.1. Orientation de la force appliquée	79
I.2.2. Position des jauges	80
I.2.3. Technique de mise en charge	
<b>II. Résultats</b>	<b>82</b>
II.1. Répétabilité des tests	82
I.2.1. Comportement mécanique global	82
I.2.2. Comportement mécanique local	83
II.2. Raideur globale	84
II.3. Les axes de déformation	89
II.4. Intensité des déformations principales	
II.5. Confrontation des résultats expérimentaux et des données Bibliographiques	91

<b>CONCLUSION</b>	<b>95</b>
-------------------	-----------

<b>BIBLIOGRAPHIE</b>	<b>97</b>
<b>ANNEXES</b>	<b>101</b>
ANNEXE A : méthode de dépouillement des rosettes de jauges à 45°	101
ANNEXE B : Tables pour le dépouillement des jauges : tableau 3	102
ANNEXE C : Table pour le dépouillement des jauges : tableau 3 (suite) et tableau 4	103

## TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Face crâniale de la partie proximale de fémur	20
Figure 2 : Face caudale de la partie proximale du fémur	20
Figure 3 : Face latérale de la partie proximale du fémur	22
Figure 4 : Face médiale de la partie proximale du fémur	22
Figure 5 : Face crâniale de la partie distale du fémur	24
Figure 6 : Face caudale de la partie distale du fémur	24
Figure 7 : Coupe sagittale de fémur de chien	25
Figure 8 : Vue de face du bassin de chien	26
Figure 9 : Diagramme montrant les pics des forces horizontales et verticales mesurées sur un tapis roulant au cours du cycle de marche	29
Figure 10 : Position du fémur lors de la phase d'attaque au sol d'après Mariaud	29
Figure 11 : Forces verticales enregistrées par le tapis au cours de la marche du chien selon Page	30
Figure 12 : Orientation relative du fémur de chien par rapport au bassin lors de l'appui maximum d'après Page	31
Figure 13: Relation entre la force appliquée et la déformation à l'échelle globale de l'os	33
Figure 14 : Relation entre la contrainte appliquée $\sigma$ et la déformation $\epsilon$ produite à l'échelle du matériel	34
Figure 15 : Courbes contrainte-déformation d'un matériau viscoélastique en fonction de la vitesse d'application des forces	35
Figure 16 : Orientation de la force de réaction articulaire selon Bergmann	37
Figure 17 : Orientation de la force de réaction articulaire selon Page	37
Figure 18: Analyse graphique par des jauges d'extensométrie en zone latérale et médiale de fémurs de chiens lors de la locomotion	38
Figure 19 : Pics des déformations de l'os cortical enregistrés lors de la marche chez le chien	39
Figure 20 : Direction des déformations principales sur un fémur de chien chargé à 300 N soit environ une fois le poids du corps	40

Figure 21 : Schéma de la boîte conçue pour un fémur gauche	45
Figure 22 : Boîte conçue pour un fémur gauche de chien	45
Figure 23 : Verticalisation du fémur dans la boîte grâce à un système de potences	46
Figure 24 : Face crâniale du fémur avant et après démoulage	47
Figure 25 : Vue latérale du fémur avant et après démoulage	48
Figure 26 : Radiographie du fémur stabilisé dans son socle de résine par deux broches de Kirschner	49
Figure 27 : Photographie du montage de mise en charge	50
Figure 28 : Pièce d'adaptation pour appliquer la force de compression sur la tête de chaque fémur testé.	51
Figure 29 : A :Système de tables de glissement à mouvements croisés perpendiculaires, B : mise en place sur la traverse, lors de la réalisation d'un test.	52
Figure 30 : Structure d'une jauge d'extensométrie	52
Figure 31 : Rosettes de jauges à 45°	53
Figure 32 : Position des rosettes en face crâniale (A) à 25 et 50 % de la longueur totale du fémur, en face latérale (B) et caudale (C), exemple du cluster 3	55
Figure 33 : Vérification de la position des rosettes sur les clichés radiographiques	57
Figure 34 : Principe du pont de Wheastone	58
Figure 35 : Principe du montage en quart de pont	59
Figure 36 : Photographie des trois ponts de jauges utilisés	60
Figure 37 : Photographie du dispositif expérimental	60
Figure 38 : Déformations enregistrées par une rosette de jauge à 45 °	61
Figure 39 : Direction de la déformation principale à partir de l'angle $\phi$	62
Figure 40 : Courbes de l'effort en fonction du déplacement obtenues lors du quatrième test pour chacun des quatre fémurs	67
Figure 41 : Courbes de micro déformations enregistrées par les rosettes de jauges du cluster 3	68
Figure 42 : Représentation graphique des résultats du dépouillement des rosettes du fémur du caniche moyen et détermination de la direction des déformations principales directement sur l'os	72

Figure 43 : (A) : Orientation de la force de réaction articulaire dans le plan sagittal par rapport à la diaphyse fémorale d'après Page ; (B) : Position de l'os dans le plan sagittal lors de l'application d'une force verticale	77
Figure 44 : (A) : Orientation de la force de réaction articulaire dans le plan frontal par rapport à la diaphyse fémorale d'après Page (B) : Position de l'os dans le plan frontal lors de l'application d'une force verticale	77
Figure 45 : (A) Orientation de la force de réaction articulaire selon Bergmann (B) : Position de l'os dans le plan frontal lors de l'application d'une force verticale	78
Figure 46 : Rupture de pente observée par Charot sur les courbes de déformation en fonction du temps pour la jauge crâniale médio-diaphysaire	80
Figure 47 : Evolution de la raideur globale des fémurs en fonction du poids des chiens	84
Figure 48 : Comparaison des directions de la déformation principale maximale (en tension) des rosettes crânielles situées à 25 de la longueur totale des fémurs entre les 4 types de fémurs testés	85
Figure 49 : Position relative de la rosette crâniale proximale par rapport à la transition entre l'os spongieux métaphysaire et le canal médullaire pour les clusters 1, 2 et 3	86
Figure 50 : Comparaison des directions de la déformation principale maximale (en tension) des rosettes crânielles situées à 50 % de la longueur totale des fémurs entre les 4 types de fémurs testés	88
Figure 51 : Comparaison des directions de la déformation principale minimale (en compression) des rosettes latérales situées à 40 % de la longueur totale des fémurs entre les 4 types de fémurs testés	88
Figure 52 : Comparaison des directions de la déformation principale minimale (en compression) des rosettes caudales situées à 65 % de la longueur totale des fémurs entre les 4 types de fémurs testés	92
Figure 53 : Comparaison des directions des déformations principales des rosettes latérales (A) et crâniale (B) de l'étude de Pernell et de la rosette latérale (C) de la rosette crâniale proximale(D), du caniche moyen de notre étude	93
Figure 54 : Distribution des contraintes sur une coupe de fémur de chien en région médiodiaphysaire, lors de la phase d'appui maximum du cycle de marche	86

## TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Valeurs des déformations principales minimales et maximales des 5 rosettes mises en place sur 12 fémurs de greyhounds	41
Tableau 2 : Caractéristiques morphologiques des 4 fémurs gauches représentatifs des fémurs moyens de chaque groupe morphologique	64
Tableau 3 : Détermination de la position réelle de la jauge par rapport au sommet du grand trochanter et évaluation de l'erreur de position par rapport au pourcentage théorique	65
Tableau 4 : Valeurs moyenne et paramètres de dispersion de la raideur globale de chaque représentant des groupes morphologiques.	66
Tableau 5 : Déformations enregistrées pour une charge équivalent à 160% du poids du corps, lors des 4 tests répétés, pour l'ensemble des rosettes des 4 fémurs testés	69
Tableau 6 : Résultats du dépouillement des rosettes pour les 4 tests réalisés sur chacun des fémurs représentatifs des groupes morphologiques	71
Tableau 7 : Valeurs numériques des déformations principales maximales (en tension) et minimales (en compression) s'exerçant dans l'axe de la plus forte déformation pour l'ensemble des rosettes des 4 fémurs testés	89



# INTRODUCTION

La chirurgie orthopédique vétérinaire est une activité en plein essor depuis quelques années. Les avancées techniques de cette spécialité proviennent pour la plupart d'une extrapolation de données de la chirurgie humaine.

Cependant les études spécifiques sont essentielles à la compréhension de la biomécanique de l'os, et particulièrement le fémur de chien dont l'importance épidémiologique est majeure en chirurgie vétérinaire.

En effet, l'incidence des fractures du fémur représente de 20 à 25 % de la totalité des fractures du chien [1,2]. De plus, une étude épidémiologique montre que la dysplasie coxo-fémorale est l'affection ostéo-articulaire la plus souvent diagnostiquée chez le chien avec une incidence de 21,1 à 28,1 pour 1000 patients [2].

La connaissance de la biomécanique du fémur de chien est très importante pour le développement d'implants spécifiques tels que les prothèses totales de hanche ou de matériel d'ostéosynthèse. Or, la plupart des études biomécaniques du fémur concernent en majorité le fémur humain.

L'objectif de cette étude est donc de concevoir un protocole expérimental permettant d'évaluer le comportement mécanique du fémur du chien en compression, tout en tenant compte de la variabilité morphologique existant au sein de cette espèce.

L'ensemble de la population de fémurs de chien a été segmentée en quatre groupes homogènes [3]. Nous avons été amenés à faire cette étude sur un os représentatif de chaque groupe. Pour ce faire, quatre os ont été recrutés selon des critères d'inclusion définis dans l'étude de Palierne [3], afin de comparer le comportement mécanique de fémurs appartenant à des groupes morphologiques différents.



# PREMIERE PARTIE: ETAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES

## I. Rappels anatomiques

### I.1. Le fémur

Le fémur est l'os principal de la cuisse. C'est un os long, le plus lourd du squelette [1], qui est articulé par son épiphyse proximale à l'acétabulum de l'os coxal pour former la hanche et par son épiphyse distale au tibia, pour former le grasset. Un os sésamoïde volumineux et constant s'annexe à l'os fémoral : la patelle ou "rotule".

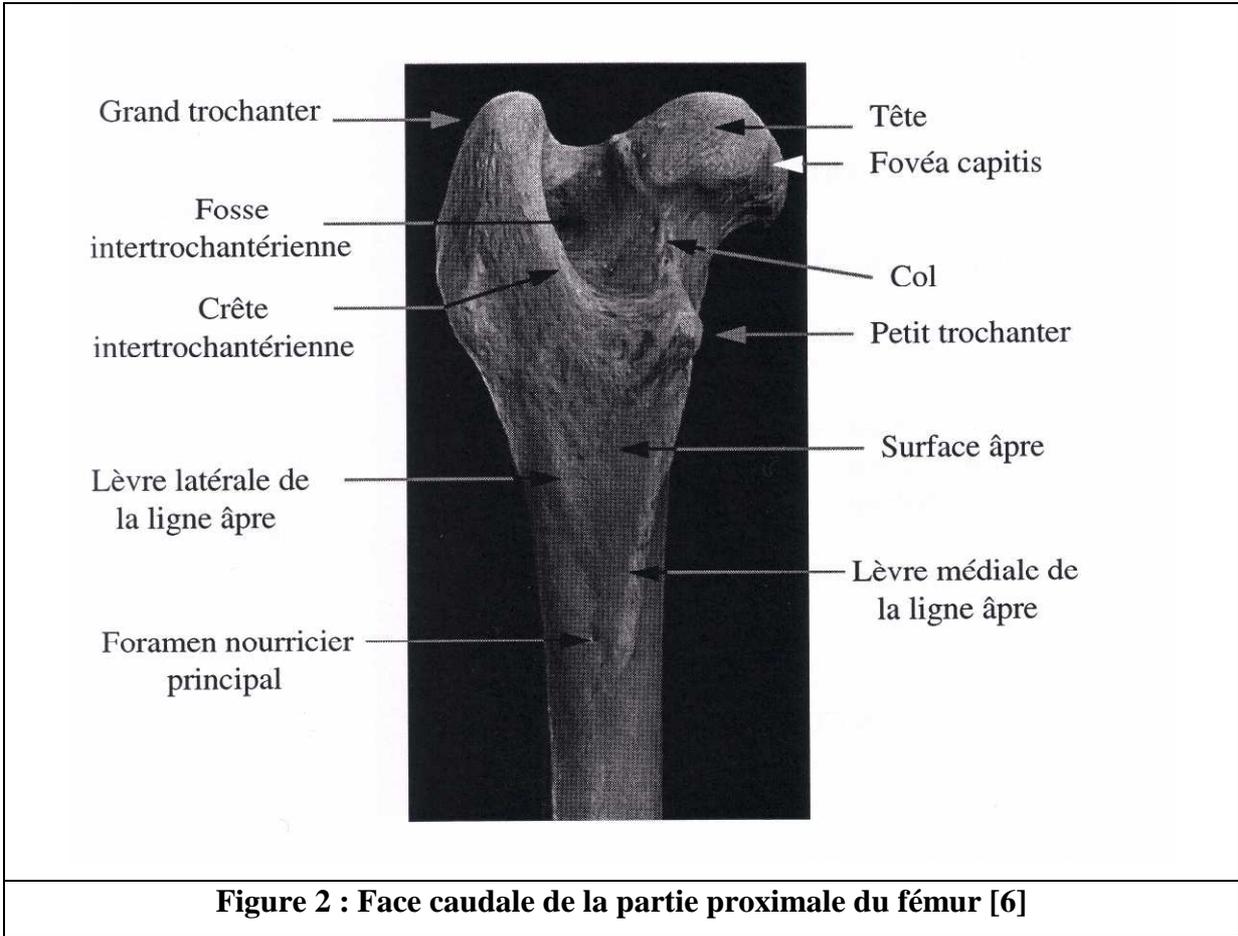
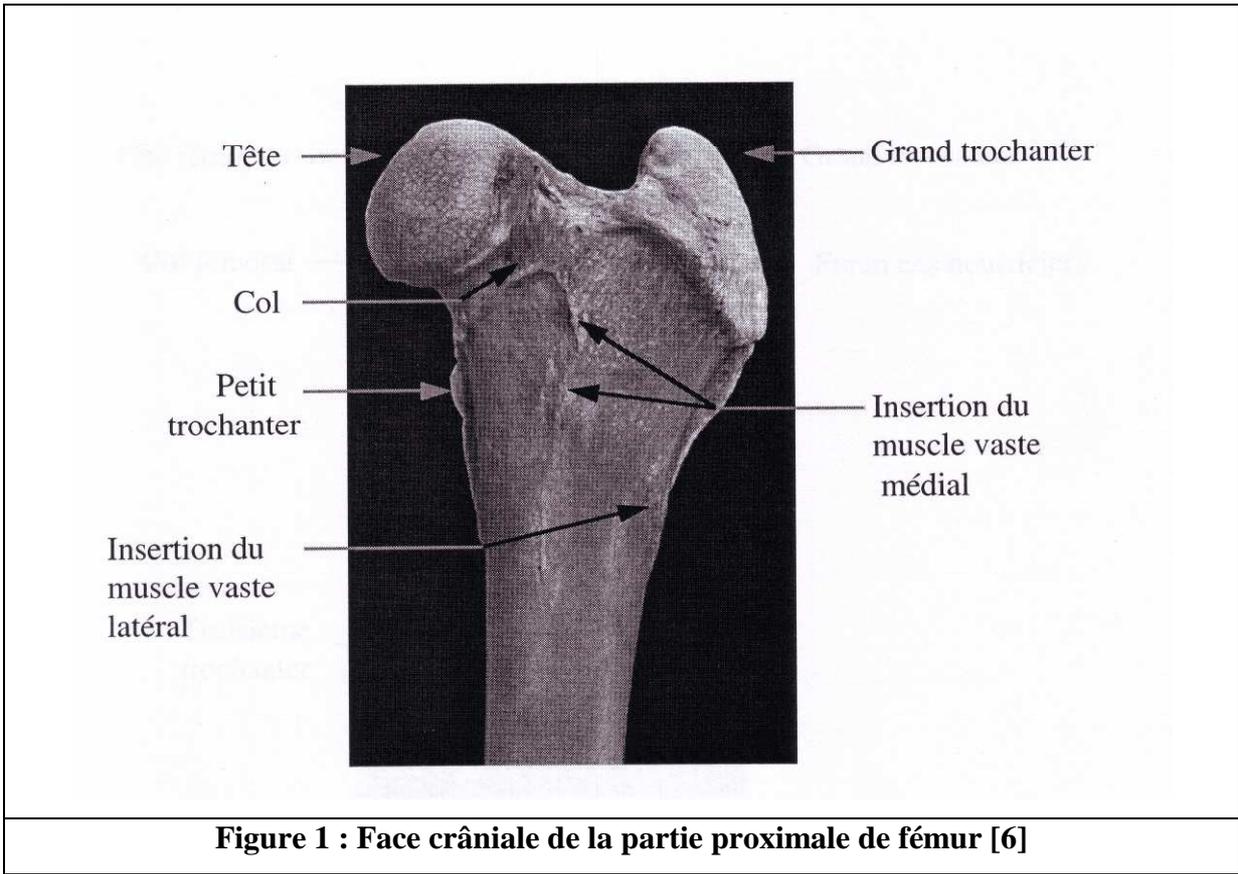
#### I.1.1. Morphologie externe

L'os fémoral appartient à la famille des os longs dont la caractéristique essentielle réside dans le fait que la longueur est très supérieure à la largeur. Le périoste, formé de tissu conjonctif dense, aux fibres longitudinales, recouvre entièrement l'os, à l'exception des surfaces articulaires. Les surfaces articulaires proximale et distale sont quant à elles recouvertes de cartilage articulaire, très adhérent à l'os, dont la surface est lisse et brillante.

#### ➤ Epiphyse proximale [4-6] (Cf. figures 1 à 4 )

L'épiphyse proximale comprend la **tête de l'os fémoral** portée par un **col**. La tête, éminence articulaire de forme presque sphérique, est destinée à répondre à l'acétabulum de l'os coxal. Elle y est rattachée par le ligament rond qui s'insère dans une petite échancrure peu profonde : **la fossette de la tête**.

Le col fémoral est net, relativement long, aplati crânio-caudalement et renforcé par une crête osseuse dorsale qui relie la tête au grand trochanter.

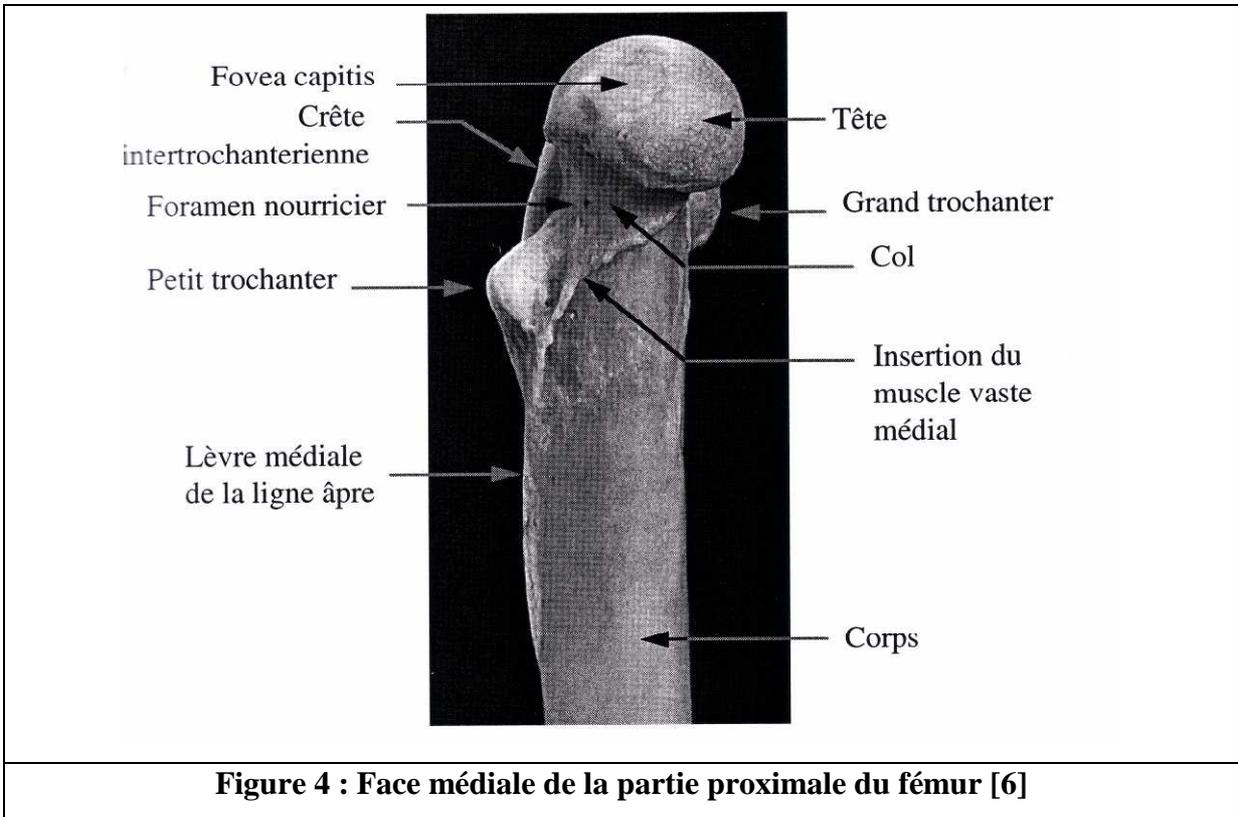
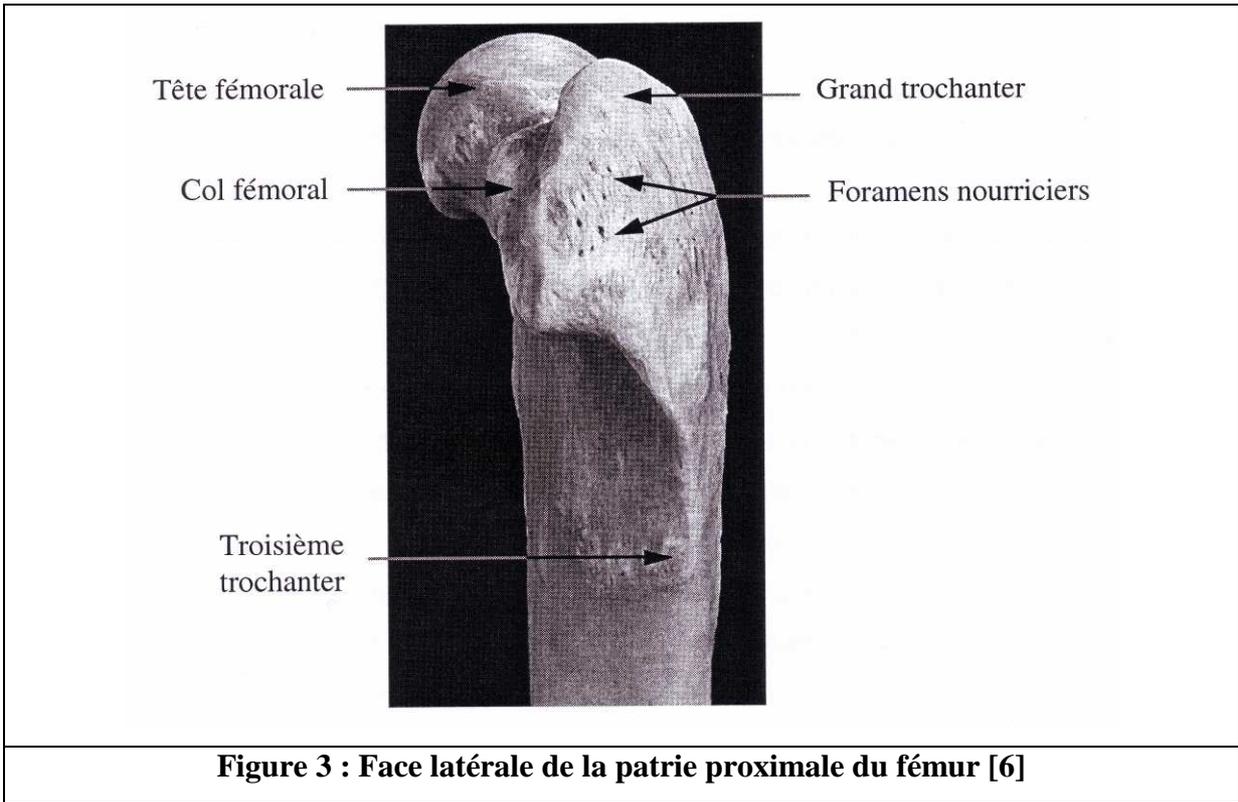


- Sa face latérale porte le **grand trochanter**, presque aussi volumineux que la tête, qui est la plus grande tubérosité du fémur. Il constitue le lieu d'insertion des muscles fessiers moyen et profond et du muscle piriforme. Son sommet est légèrement moins haut que celui de la tête.
- En région caudo-médiale, sous la tête et le col, se situe le **petit trochanter**. C'est un petit tubercule de forme pyramidale qui constitue le lieu d'insertion du muscle iliopsoas.
- Sur la face caudale se dessine la **fosse trochantérique** entre le grand trochanter et l'ensemble tête-col. Particulièrement profonde, elle renferme l'insertion des muscles jumeaux et obturateurs interne et externe. Cette fosse est bordée distalement par la **crête intertrochantérique** qui relie le grand trochanter au petit.

➤ Corps fémoral [4-6] (Cf. figures 1 à 4)

La partie moyenne du fémur représente le **corps de l'os fémoral** qui est grossièrement cylindrique, rectiligne en partie proximale, puis s'incurve caudalement dans sa moitié distale.

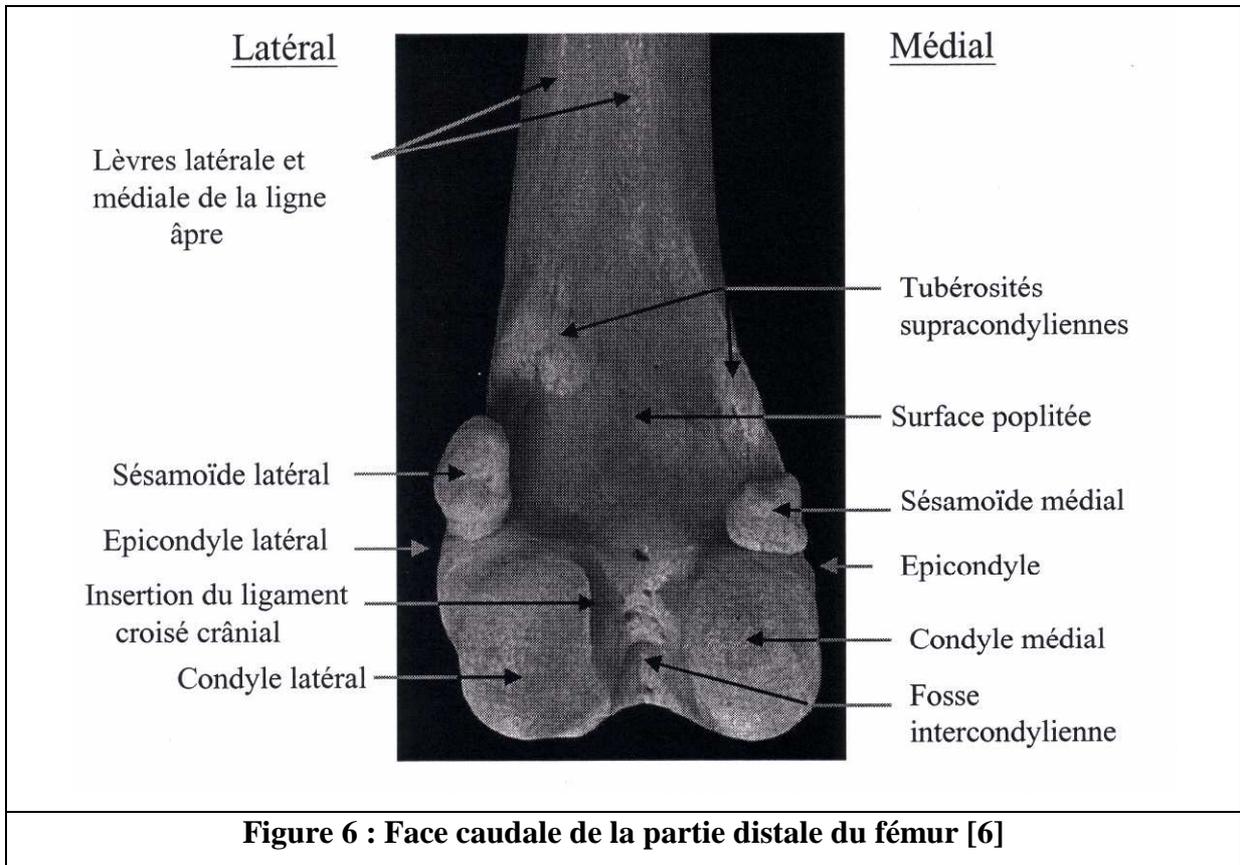
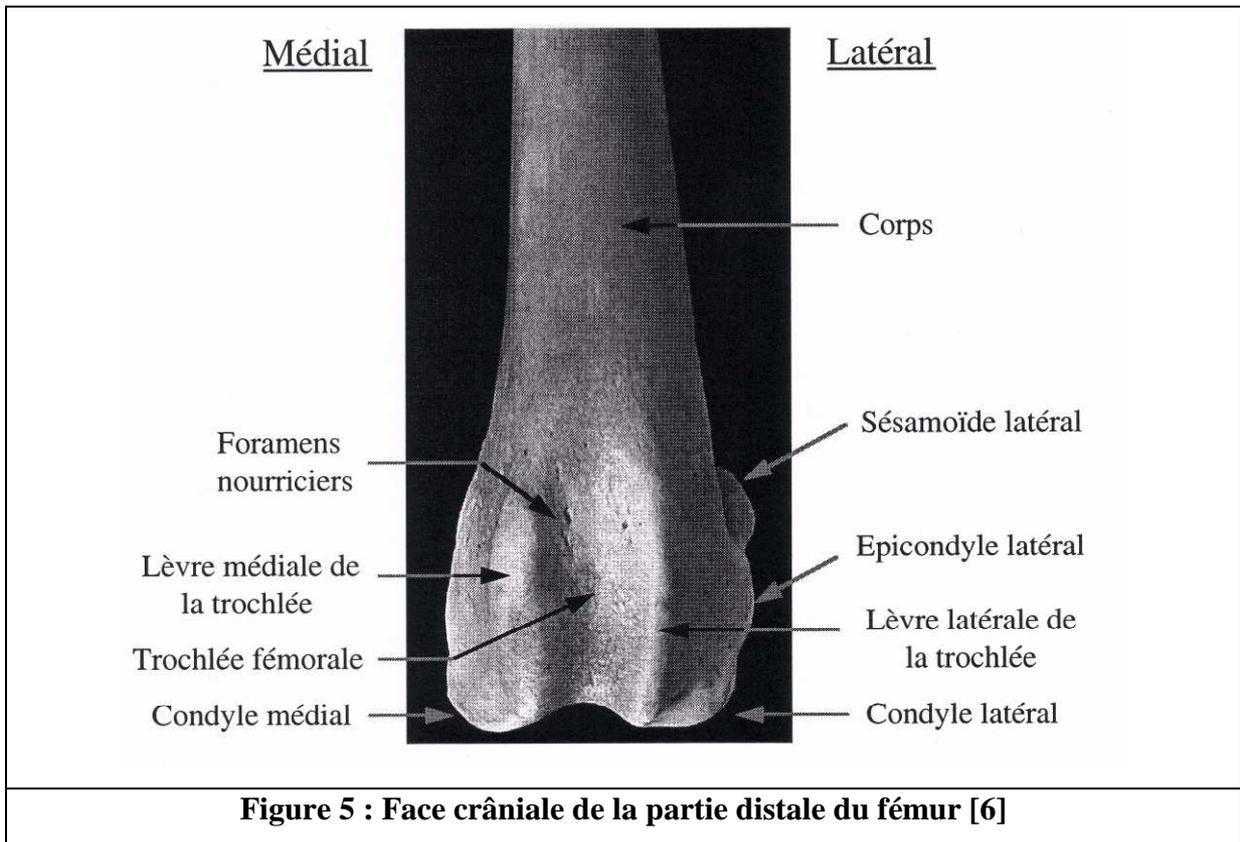
- Sa face latérale porte dans sa partie proximale la **tubérosité glutéale** également appelée **troisième trochanter**, lieu d'insertion du muscle fessier superficiel.
- Sur la partie proximale de la face crâniale se dessine un léger relief osseux qui correspond à l'attache des muscles vastes latéral et médial.
- Sa face caudale porte la **surface âpre** zone plate et rugueuse, qui est le lieu d'insertion du muscle adducteur de la cuisse. Cette surface est bordée d'une **lèvre latérale**, et d'une **lèvre médiale**. La lèvre latérale débute sur le troisième trochanter et se termine sur la tubérosité supracondylienne latérale. La lèvre médiale, s'étend du petit trochanter, où elle forme un crête bien distincte, jusqu'à la tubérosité supracondylienne médiale. Sur cette surface âpre, à la jonction tiers proximal - tiers moyen, se trouve le **foramen nourricier principal**. Par celui-ci pénètre l'artère nourricière principale du fémur.



➤ Epiphyse distale [4-6] (Cf. figures 5, 6 )

L'épiphyse distale est déjetée vers l'arrière par rapport au grand axe de l'os. Elle présente plusieurs surfaces articulaires portées par de forts reliefs.

- La face crâniale porte la **trochlée fémorale** et répond à la patelle. La trochlée est formée par une gorge médiane bordée par deux lèvres égales.
- La face caudale porte deux condyles : un **condyle médial** et un **condyle latéral** répondant au tibia. Chacun deux est surmonté d'un **épicondyle** : un médial, lieu d'attache du ligament collatéral médial, et un latéral, lieu d'attache du ligament collatéral latéral.
- Le condyle latéral porte une **fosse de l'extenseur**, petite gorge située entre le bord latéral de la trochlée et l'épicondyle latéral constituant l'insertion du muscle extenseur commun des doigts.
- Chez le chien, il y a présence de deux os sésamoïdes du muscle gastrocnémien. **Chaque condyle** est taillé d'une **facette sésamoïdienne** qui s'articule avec l'os sésamoïde du gastrocnémien.
- Au dessus de ces facettes se trouvent deux **tubérosités supracondylaires**, l'une latérale, lieu d'origine du chef latéral du muscle gastrocnémien ainsi que du muscle fléchisseur superficiel des doigts et l'autre médiale, lieu d'origine du chef médial du muscle gastrocnémien.
- Les condyles sont séparés par la **fosse intercondylienne**, relativement large, qui renferme l'insertion des ligament croisés antérieur et postérieur, l'attache du ligament ménisco-fémoral, ainsi que plusieurs foramens nourriciers.



### I.1.2. Architecture interne

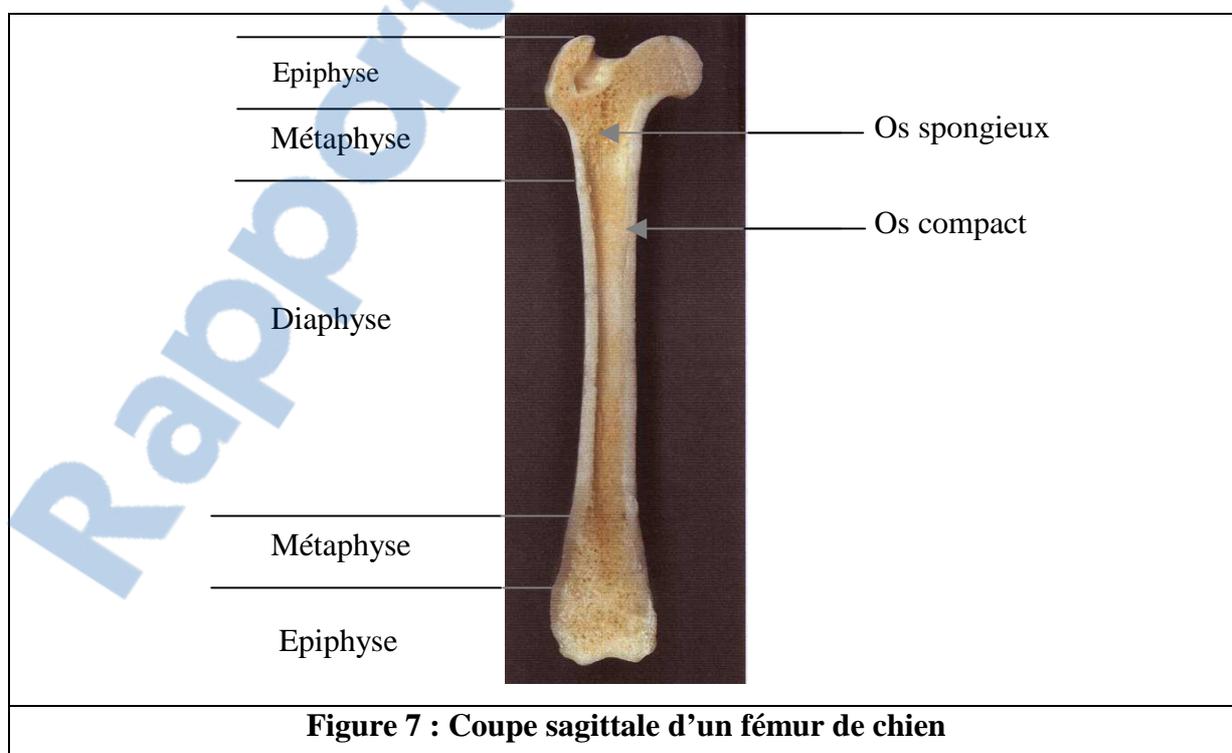
Le fémur est un os long creusé d'une cavité médullaire dans sa partie moyenne, allongée dans le grand axe de l'os.

Comme pour tous les os longs, la cavité médullaire s'étend progressivement avec l'âge principalement vers l'extrémité proximale. Elle contient la moelle osseuse, tissu conjonctif très riche en vaisseaux. Chez l'adulte, la moelle est dite jaune, en référence à sa richesse en cellules adipeuses et à la perte des capacités hématogènes qu'elles possédait quand l'os était en croissance [3].

L'os périphérique, par sa structure dense est qualifié d'os compact ou cortical. Il présente un arrangement concentrique avec des unités cylindriques, les ostéons, entourant un canal vasculaire axial, le canal de Havers.

Les métaphyses et les épiphyses sont constituées d'os spongieux et sont limités par une mince lame d'os compact, à l'exception du bord inférieur du col fémoral, qui présente un renfort par la corticale diaphysaire médiale, appelée éperon sous-cervical de Merkel [6].

L'os spongieux montre une organisation beaucoup moins uniforme avec des ostéons courts et irréguliers ainsi que des canaux vasculaires flexueux et dilatés.

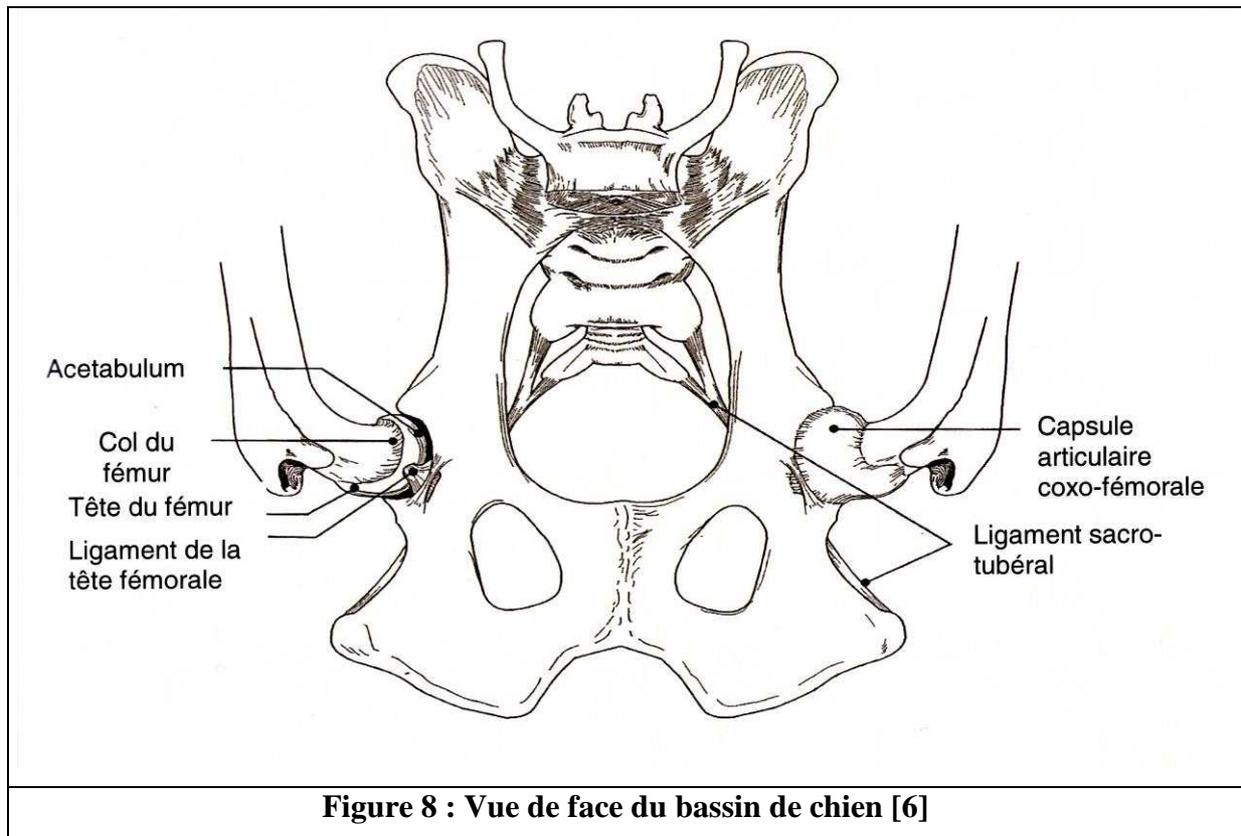


## I.2. L'articulation coxo-fémorale

L'articulation de la hanche est une énarthrose qui unit le fémur à l'os coxal (Figure 8). Ces deux pièces forment un angle ouvert en direction ventro-crâniale.

### ➤ Surfaces articulaires [4-6]

L'acétabulum de l'os coxal est une cavité formée par les trois os de la ceinture pelvienne. Il contient une incisure qui est la voie d'accès à la fosse acétabulaire dans laquelle s'attache le ligament rond. La surface semi-lunaire revêtue de cartilage articulaire entoure cette fosse à la manière d'un croissant. Elle est complétée par le bourrelet périphérique fibro-cartilagineux : le bourrelet acétabulaire qui augmente la surface articulaire. Les bords libres du bourrelet sont reliés par le ligament transverse de l'acétabulum.



➤ Moyens d'union [4-6]

L'articulation coxo-fémorale est renforcée par le ligament rond et la capsule articulaire. Le ligament rond, court et puissant, est situé en position intra-articulaire.

La capsule est vaste et peu épaisse, elle constitue un manchon fibreux qui engaine complètement le bourrelet acétabulaire ainsi que la tête du fémur et une partie du col. L'attache fémorale se fait près de la base du col.

➤ Moyen de glissement [4-6]

Le glissement des surfaces articulaires est assuré par une seule synoviale. La membrane synoviale entoure le ligament de la tête du fémur : le liquide synovial n'est pas en contact avec le ligament.

## II. Biomécanique du fémur

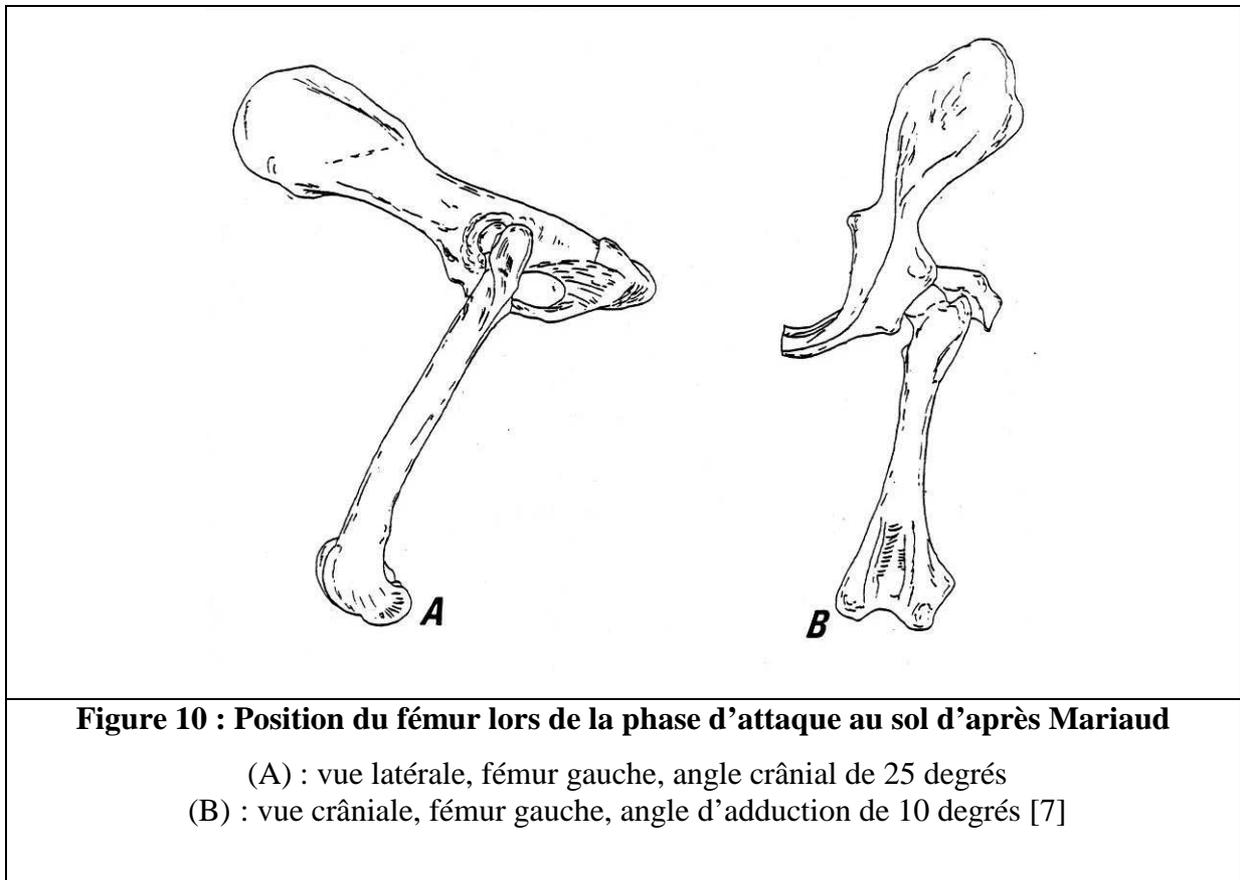
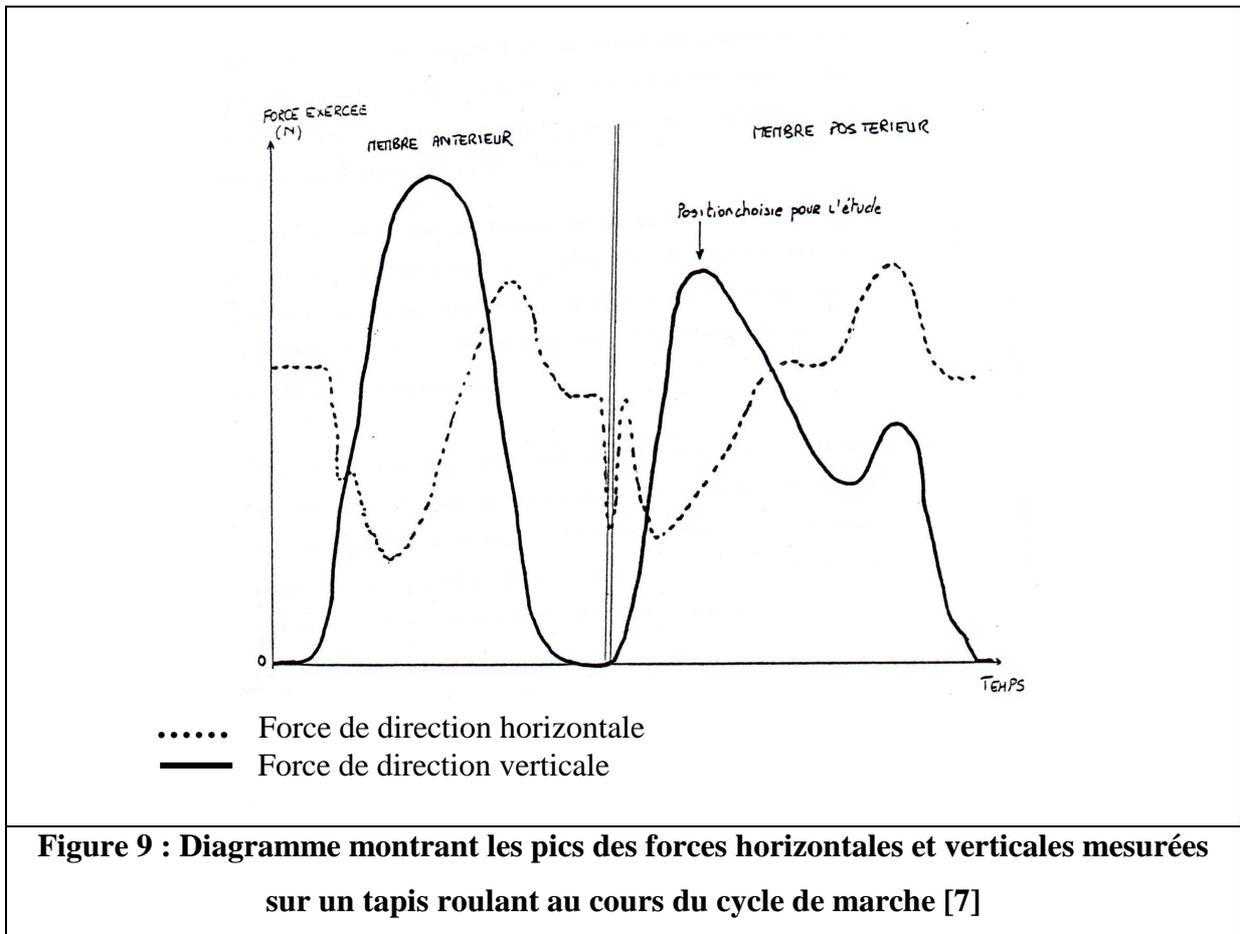
Bien que le modèle du chien ait été très utilisé lors d'études expérimentales visant à évaluer l'efficacité des techniques de prothèses totales de hanche en chirurgie humaine, les détails de la biomécanique du fémur du chien n'ont pas encore été complètement identifiés. Plusieurs aspects spécifiques telles que la marche quadrupèdale et la différence morphologique fémorale suggèrent que le comportement mécanique du fémur du chien pourrait différer de celui de l'homme. Le comportement mécanique du fémur a été étudié, à l'échelle de l'animal par l'analyse de la marche, et à l'échelle de l'os, par l'étude des déformations lors de la mise en charge.

### II.1. A l'échelle de l'animal : analyse de la marche

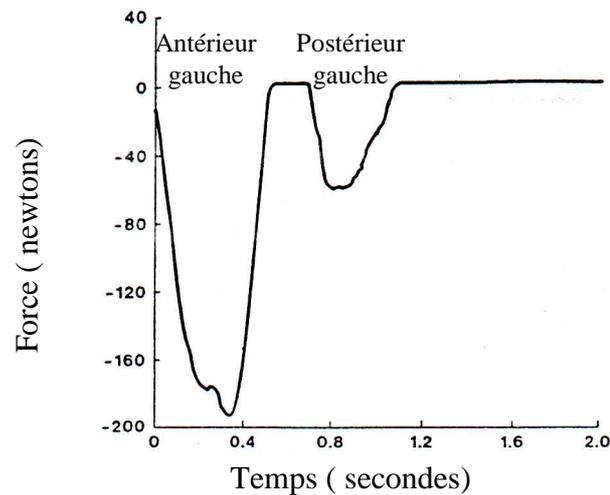
Dans le cadre de la recherche en orthopédie vétérinaire et du diagnostic des boiteries, plusieurs équipes ont travaillé sur l'analyse de la marche afin de connaître les paramètres spatio-temporel du fémur lors de la marche.

**Mariaud**, dans son étude cinématique [7], a filmé le déplacement de trois chiens et estimé ainsi l'orientation du fémur selon deux angles de vision. Il a défini l'axe de cet os lors de l'appui unipodal d'un postérieur. Il a déterminé l'appui maximum comme correspondant à la position du fémur lors de l'attaque au sol (Figure 9).

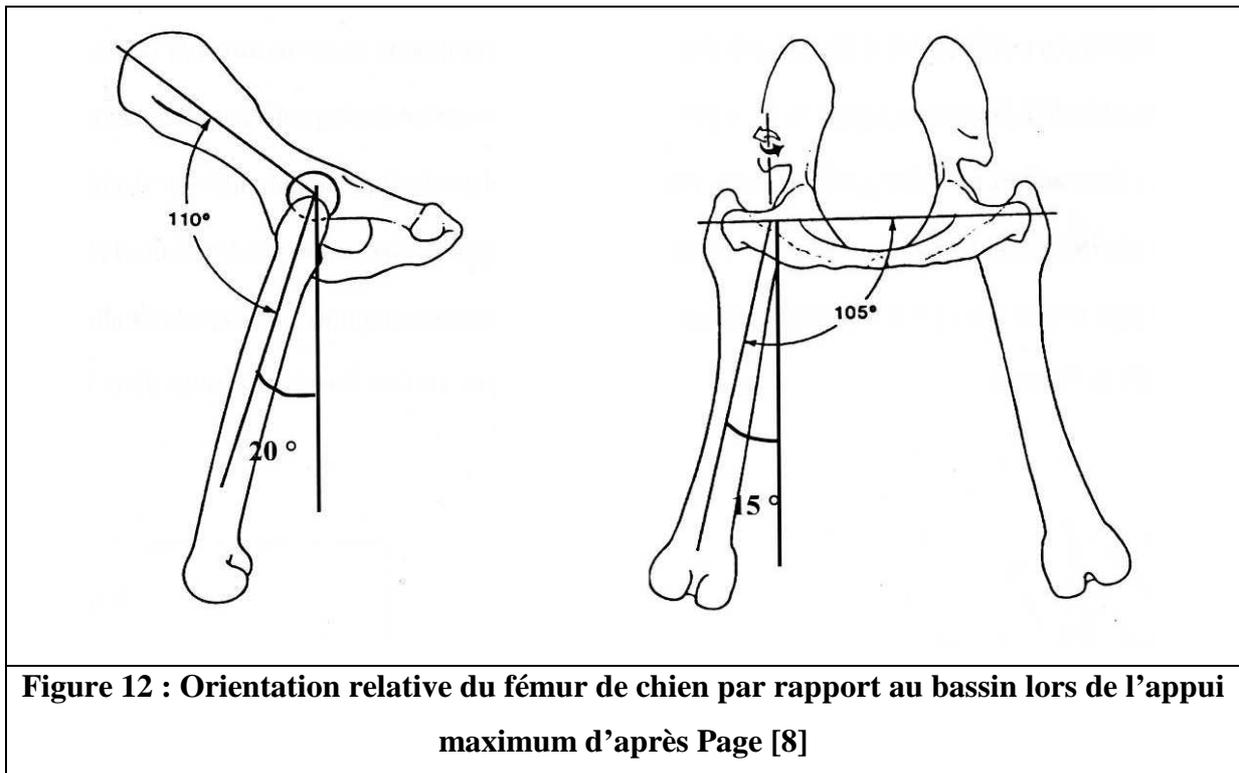
Cette position correspond à un angle de l'axe fémoral de **25° en flexion** et d'environ **10° en adduction** par rapport à la verticale (Figure 10).



**Page** [8] a utilisé la vidéo pour évaluer les angles entre le fémur et l'ilium de chiens se déplaçant sur un tapis de marche, simultanément à l'enregistrement des forces exercées sur ce tapis (Figure 11). Les angles relatifs en flexion/extension, rotation interne/externe et adduction/abduction entre le bassin et le fémur ont été ainsi étudiés lors du déplacement. Elle a montré que la force verticale exercée par le membre postérieur sur le tapis était maximale à la moitié de la phase d'appui du cycle de marche, ce qui diffère des résultats trouvés par Mariaud. Dans les repères qu'elle a choisis, l'appui maximal survient lorsque le fémur se situe à  $110^\circ$  de flexion par rapport au bassin,  $105^\circ$  en abduction et  $0^\circ$  en rotation [8]. Rapportée à la verticale, l'orientation relative du fémur de chien lors de l'appui maximum **selon Page** correspond une position de  $20^\circ$  en flexion et  $15^\circ$  en abduction (Figure 12).



**Figure 11 : Forces verticales enregistrées par le tapis au cours de la marche du chien selon Page [8]**



**Figure 12 : Orientation relative du fémur de chien par rapport au bassin lors de l'appui maximum d'après Page [8]**

## II.2. A l'échelle de l'os : analyse biomécanique

Avant de présenter l'état des connaissances actuelles concernant la biomécanique du fémur, il est tout d'abord utile de rappeler quelques pré-requis utiles à la compréhension des propriétés fonctionnelles de l'os.

### II.2.1 Notions mécaniques

Comme tout matériau, l'os se déforme lorsqu'il est soumis à des forces. Lors de contraintes trop importantes, il se rompt et libère l'énergie absorbée au cours de la déformation [9,10,11].

#### ➤ La déformation [9-13]

Lorsqu'un objet de longueur ( $l$ ) est soumis à une force ( $F$ ), il se produit une variation de longueur ( $dl$ ).

La déformation, notée ( $\epsilon$ ), est définie par le rapport de la variation de la longueur obtenue ( $dl$ ) sur la longueur initiale ( $l$ )

$$\text{Déformation} = \varepsilon = \frac{dl}{l}$$

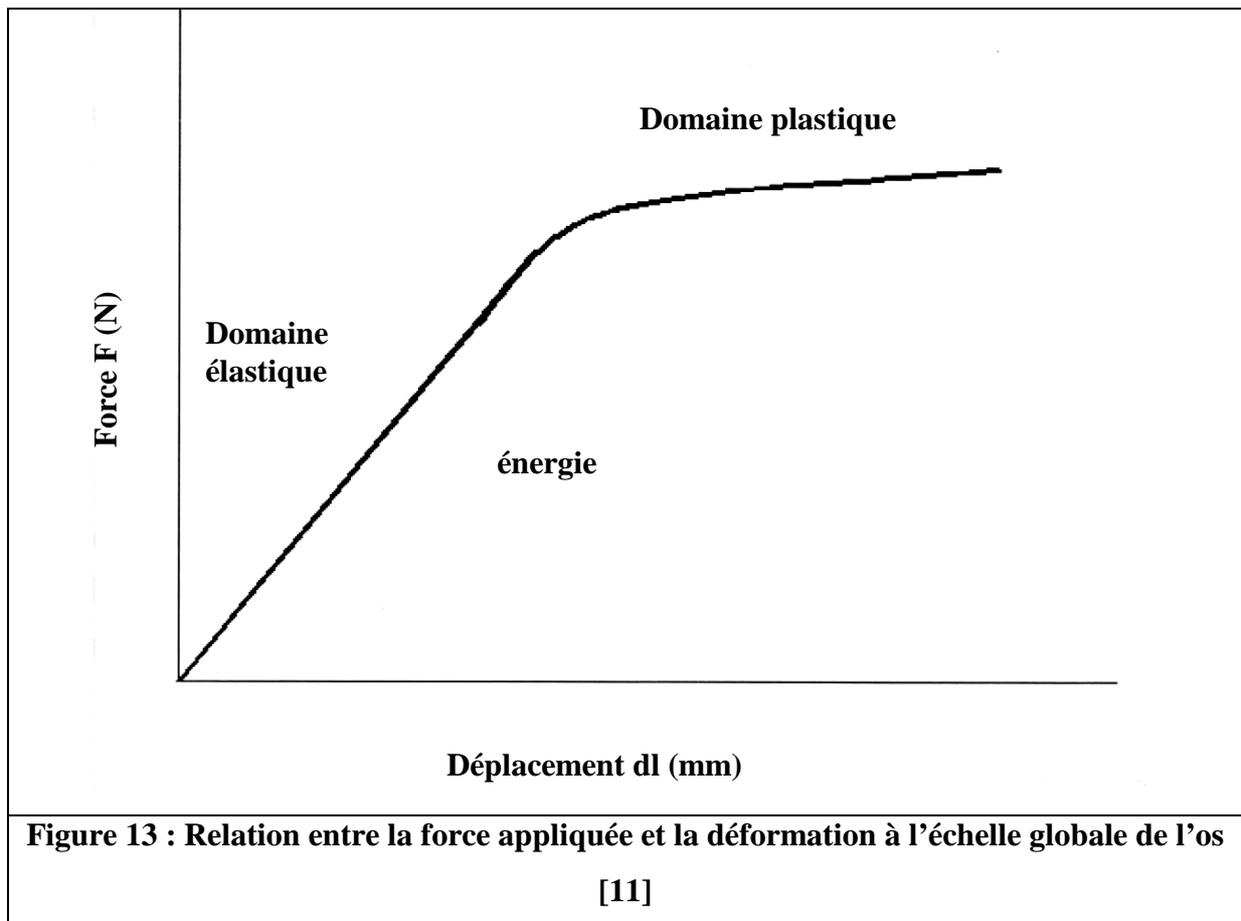
La déformation est une grandeur qui s'exprime sans unité. Cependant, pour un matériau peu déformable comme l'os, cette valeur est très petite et est généralement exprimée en micro déformation ( $\mu\varepsilon$ ).

1  $\mu\varepsilon$  = 1/ 1 000 000, ce qui correspond à une déformation de 1  $\mu\text{m}$  pour une barre de 1 m.

Lors de la mise en charge, le comportement de l'os décrit deux phases : une phase de déformation élastique et une phase de déformation plastique (Figure 13).

Pour des contraintes inférieures à la limite élastique, l'os subit une déformation linéaire et réversible. Lors de cette déformation dite élastique, l'os réagit comme un ressort. Cela signifie qu'à l'arrêt de la stimulation mécanique, l'os retrouve sa forme et son volume de départ.

Dans le cas où les contraintes dépassent le seuil d'élasticité, l'os subit une déformation dite plastique. Dans ces conditions, l'os ne retrouve pas ses propriétés physiques de départ mais garde une déformation résiduelle. Cette déformation plastique est possible jusqu'au seuil de rupture, au delà duquel, la contrainte appliquée provoque la destruction de l'os.



➤ La contrainte [9-13]

Une force (F), appliqué sur un os ou sur un fragment isolé de ce matériau va, une fois rapporté à la surface (A) de l'objet, définir la contrainte ( $\sigma$ ) imposée. Cette contrainte exprime donc l'intensité de la force appliquée localement par unité de surface.

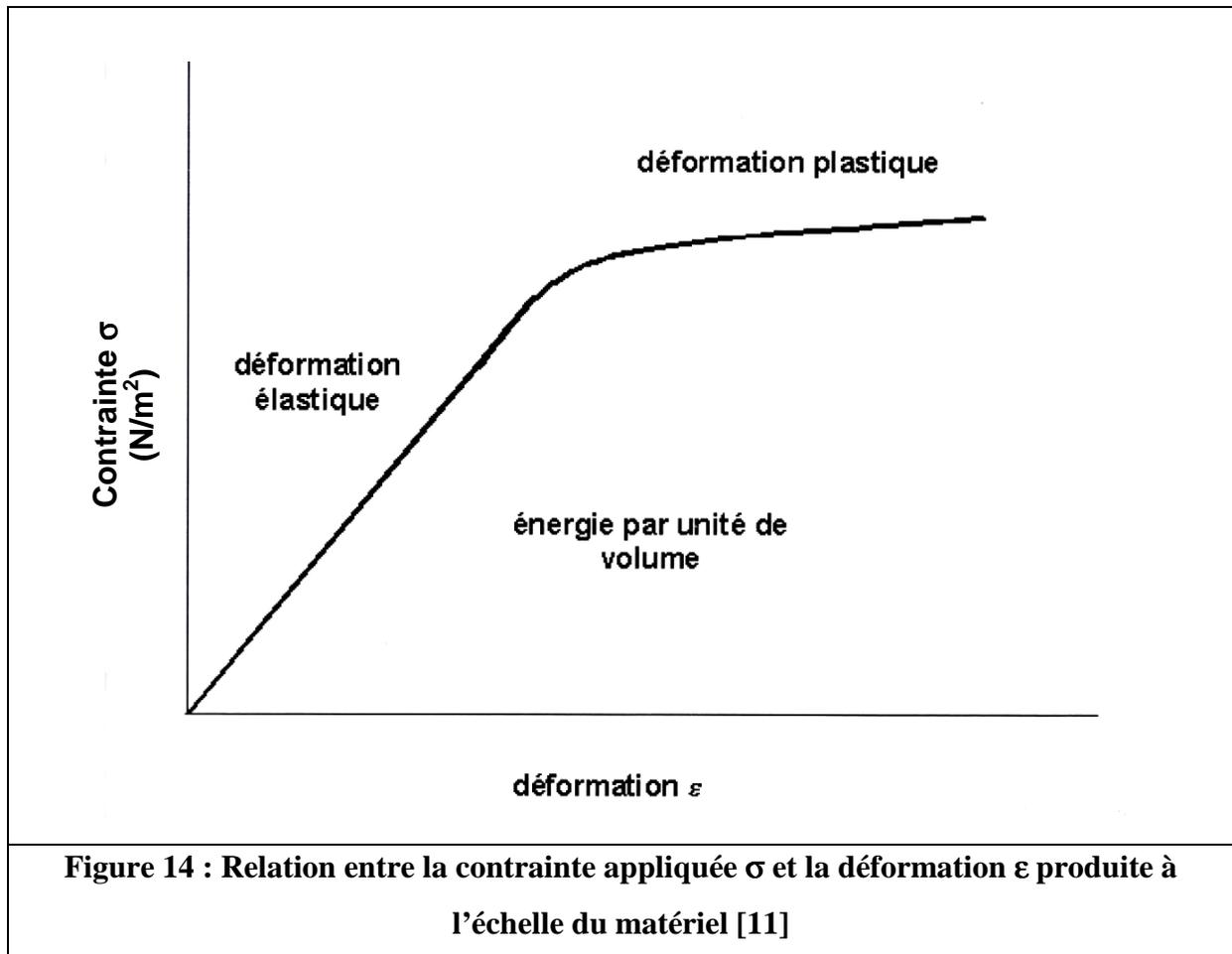
$$\text{Contrainte} = \sigma = \frac{F}{A} \text{ en N/m}^2 \text{ ou en Pa}$$

La contrainte maximale  $\sigma_{\max}$  correspond donc à la résistance du matériau. Autrement dit, la résistance est représentée par la contrainte conduisant à la rupture de l'os.

➤ Raideur de l'os et module de Young

Il est possible de s'affranchir de la géométrie de la structure testée pour évaluer les propriétés mécaniques intrinsèques d'un matériau en travaillant sur des courbes (Figure 14)

représentant la déformation obtenue ( $\frac{dl}{l}$  soit  $\varepsilon$ ) en fonction de la contrainte appliquée ( $\frac{F}{A}$  soit  $\sigma$ ).



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 d'élasticité. 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.

$$\text{Loi de Hooke : } \sigma = E \cdot \varepsilon$$

$\sigma$ : 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 obtenue, sans unité

➤ Viscoélasticité du tissu osseux

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.

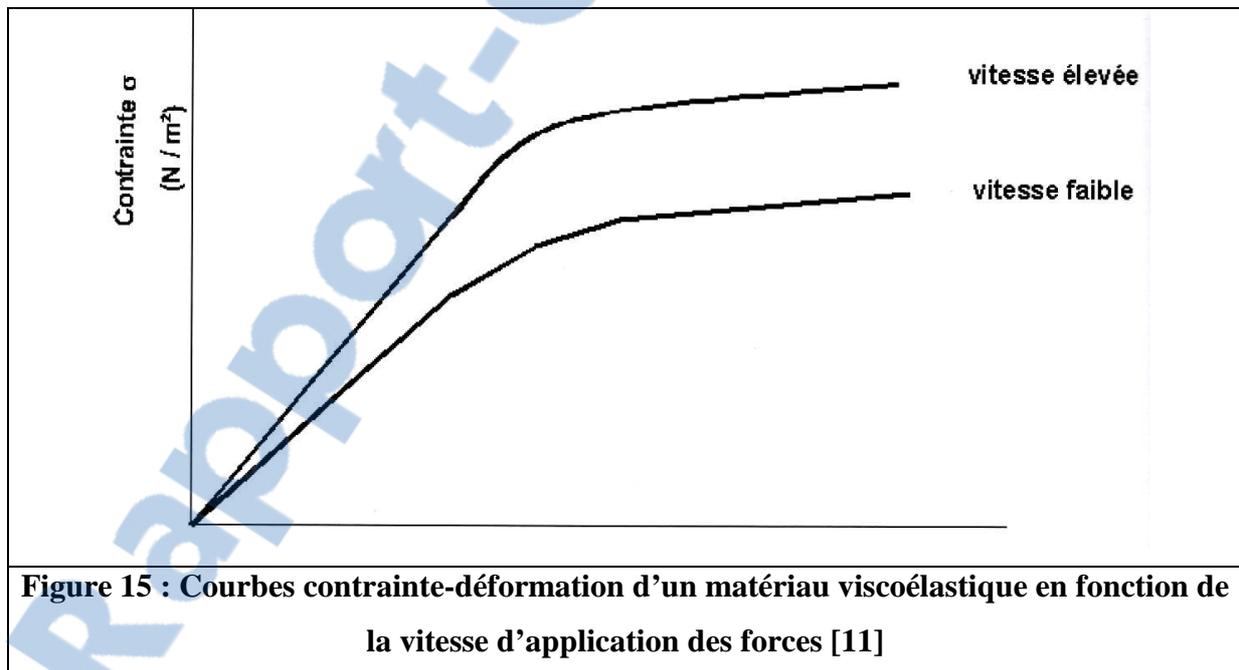
$$\text{Soit } V = \frac{\varepsilon}{t},$$

V étant la vitesse de déformation, en  $s^{-1}$

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

t, le temps en s.

Comme on peut le voir sur la figure 15, 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.



### III.2.2 Orientation et norme de la force de réaction articulaire

La force de réaction articulaire maximale qui s'exerce sur la tête de fémur correspond à l'effort physiologique qui s'applique lors de l'appui maximum au cours du cycle de marche.

L'orientation, et la norme de cette force ont été évaluées par deux expérimentations in vivo à l'aide d'implants fémoraux instrumentés.

Dans le but de déterminer l'amplitude et l'orientation de la force qui s'exerce sur la tête du fémur au cours du déplacement, Bergmann [14] a réalisé une étude grâce à une prothèse totale de hanche avec trois jauges d'extensométrie collées sur le col prothétique sur six chiens. Les mesures des jauges ont été obtenues par un système de télémétrie. Les mesures ont été réalisées à 8 et 16 semaines après l'implantation. Les mesures n'ont pas pu être poursuivies au delà, les chiens ayant développé des infections suite à l'implantation des prothèses. Bergmann a précisé que ce délai est insuffisant pour que l'appui du membre instrumenté soit identique au membre controlatéral. Les résultats ont été obtenus sur deux chiens seulement. Les deux chiens n'ont retrouvé qu'un appui partiel car le dispositif était mal toléré. L'amplitude de la charge enregistrée varie de 50 à 80 % du poids du corps. La direction de la force ne s'écarte pas plus de 20° à 30° latéralement à l'axe fémoral selon les chiens, avec une moyenne de 20° environ ( cf. figure 16).

Page [8] a réalisé une étude mécanique in vivo comparable à celle de Bergmann. Elle a utilisé une prothèse totale de hanche instrumentée de huit jauges d'extensométrie autour du col prothétique sur quatre chiens. Le vecteur de la force est orienté de 20 °caudalement dans le plan sagittal et de 30 ° latéralement vers le bas dans le plan du col fémoral (cf. figure 17). La norme de ce vecteur varie entre 0,8 et 1,65 fois le poids du corps.

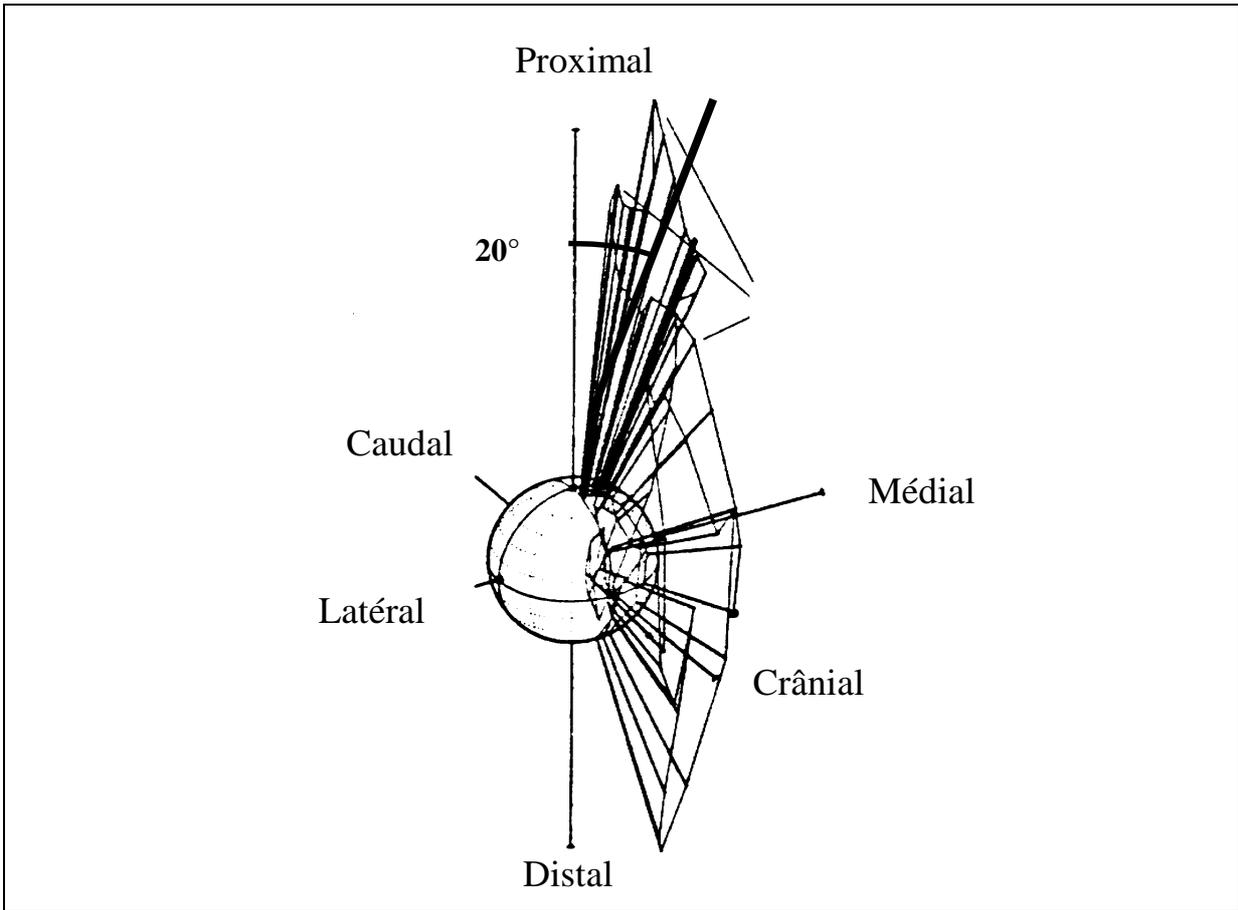


Figure 16 : Orientation de la force de réaction articulaire selon Bergmann [14]

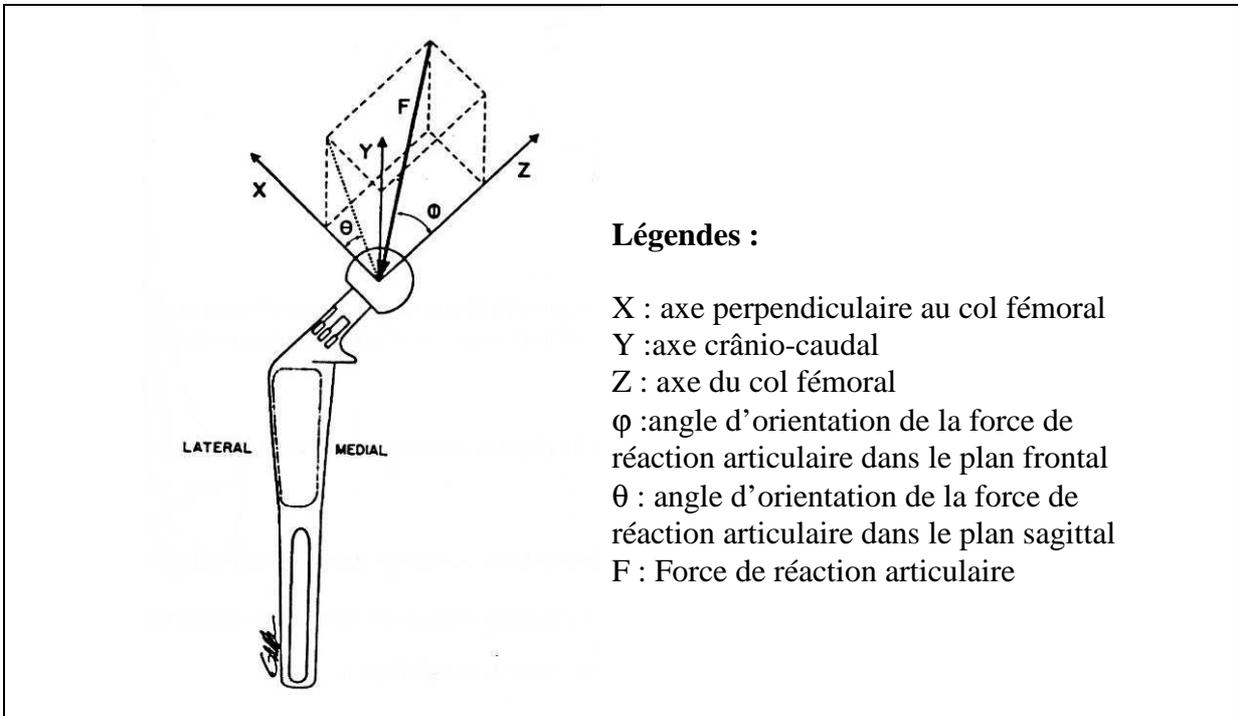


Figure 17 : Orientation de la force de réaction articulaire selon Page [8]

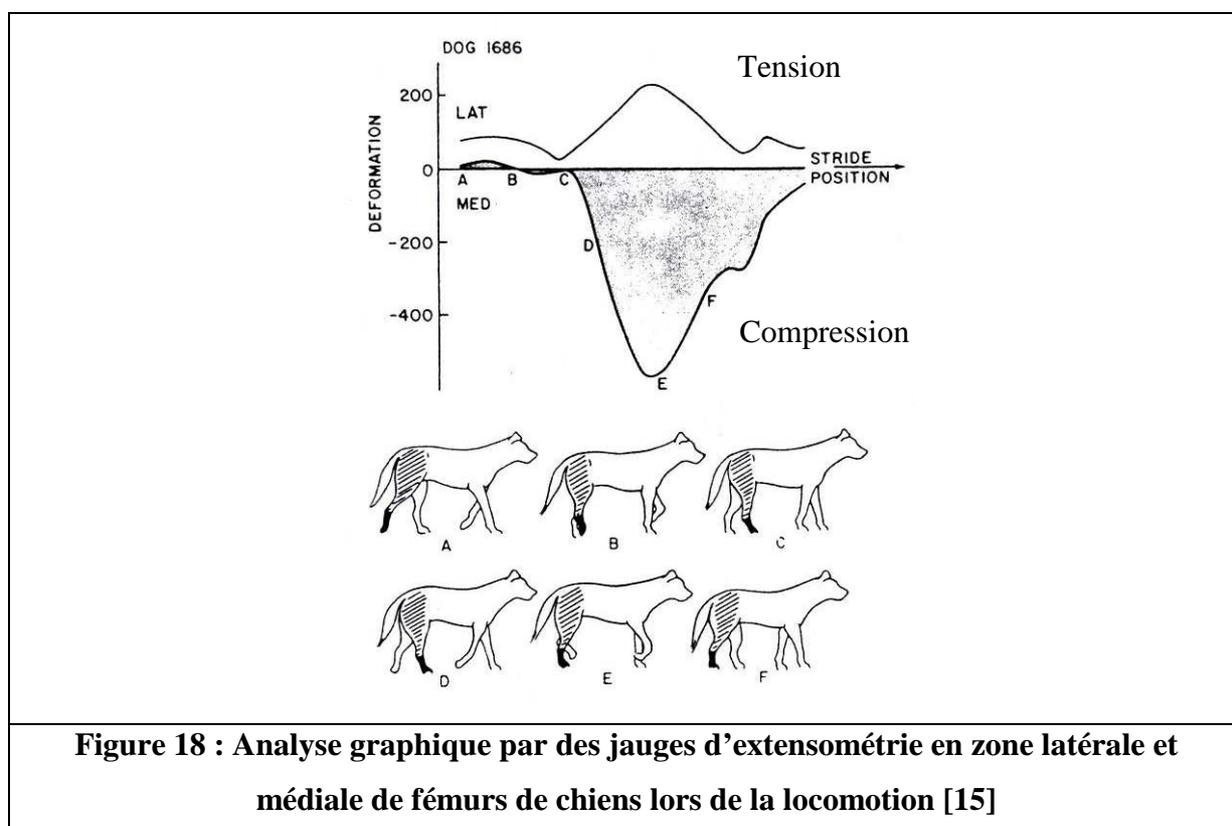
### II.2.3. Etude des contraintes corticales lors de la mise en charge du fémur

Malgré la nécessité de connaître les déformations du fémur en réponse à une charge dans le cadre de la recherche en orthopédie vétérinaire, peu d'études se sont penchées sur l'analyse mécanique du fémur du chien.

#### ➤ Etudes in vivo

**Manley** [15], en 1982 a étudié les contraintes au cours d'un cycle normal de marche en implantant des jauges d'extensométrie en rosette au milieu des faces latérale et médiale du fémur de cinq chiens. Il a recueilli les résultats de ces jauges grâce à un système de télémétrie. Les déplacements des chiens ont été filmés au cours de la marche et les déformations ont été enregistrées tous les millimètres.

Lors de la locomotion, les déformations augmentent brutalement pour atteindre leur maximum au milieu de la phase d'appui puis diminuent jusqu'à zéro lorsque que le postérieur controlatéral touche le sol (Figure 18).



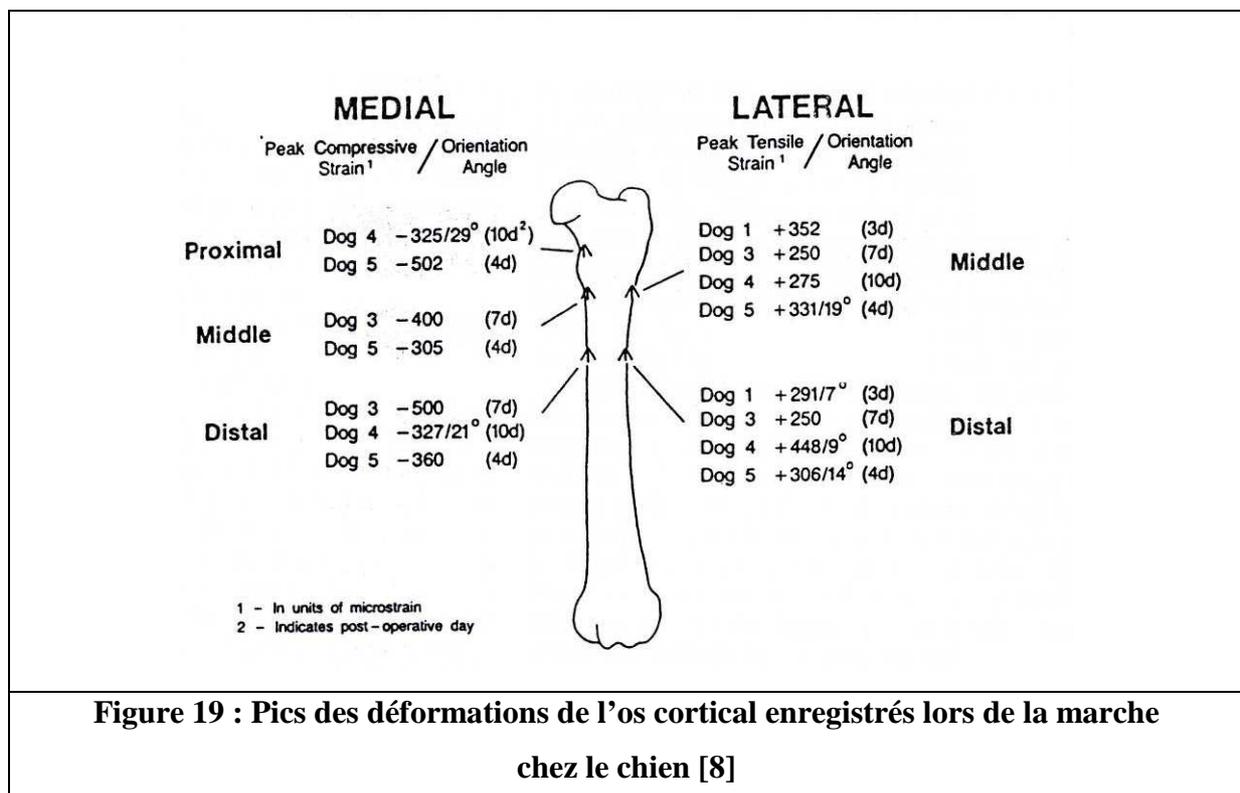
La jauge latérale enregistre une déformation en tension qui varie de 117 à 429 microdéformations selon les chiens au moment de l'appui maximum.

La jauge médiale enregistre une déformation en compression. Elle varie de 350 à 582 microdéformations au moment de l'appui maximum.

Plus tard en 1993, Page a réalisé un étude in vivo [8] afin de mesurer les déformations du fémur lors de la marche chez le chien. Elle a implanté des jauges sur les faces latérale et médiale en région proximale sur le fémur de cinq chiens.

La déformation principale mesurée par la jauge latérale montre une tension qui varie de 250 à 448 microdéformations lors de l'appui maximum. L'axe de déformation principale est orienté de 7° à 19° caudalement à l'axe fémoral (Figure 19).

La jauge médiale enregistre principalement une compression variant de 305 à 502 microdéformations lors de l'appui maximum. Elle est orientée de 21° à 29° caudalement par rapport à l'axe fémoral (Figure 19).



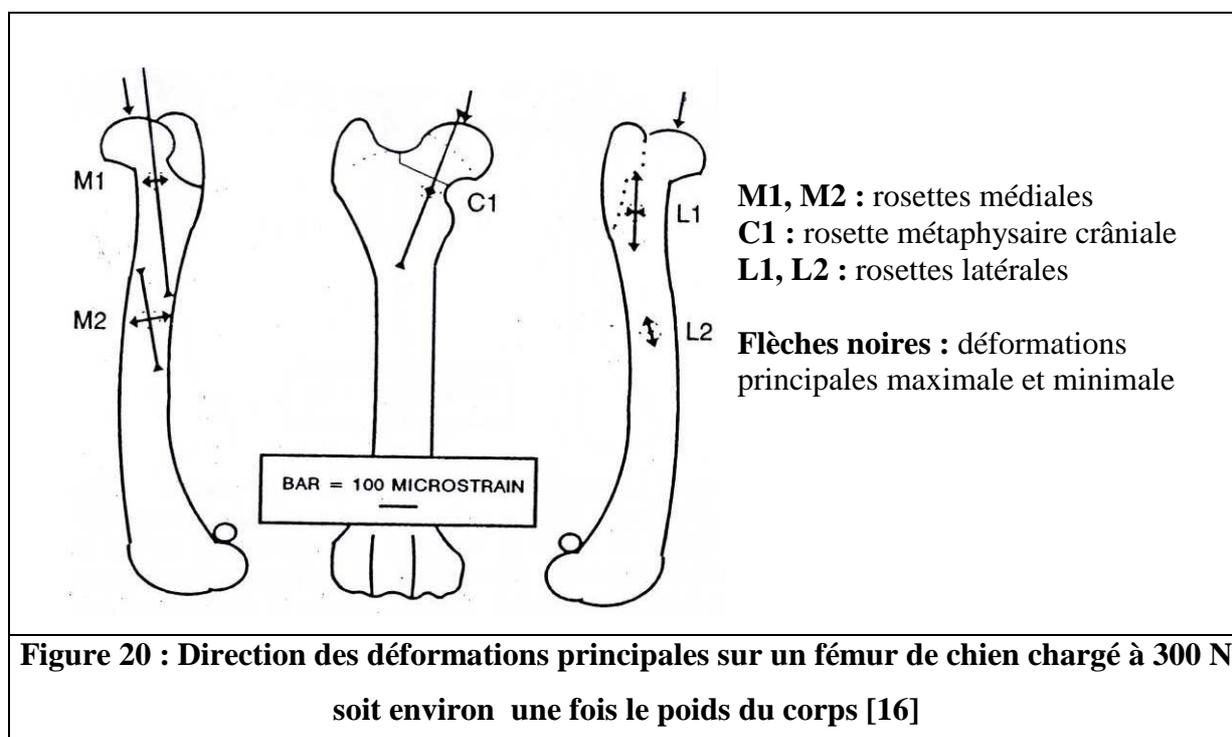
**Figure 19 : Pics des déformations de l'os cortical enregistrés lors de la marche chez le chien [8]**

➤ Etude in vitro

**Pernell** [16] a réalisé des tests de compression de fémurs frais prélevés sur des chiens de race greyhound de 28,6 à 30,5 kg. Les fémurs, orientés de 10° en flexion et de 10° en adduction, ont été mis en charge. Pernell a appliqué, par l'intermédiaire d'une machine d'essai, une compression axiale de 25 newtons par seconde, soit l'équivalent d'une allure de marche de  $1\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ . La force appliquée variait de 10 à 300 N, ce qui correspondait à un effort d'environ une fois le poids du corps des chiens en fin de test.

Les déformations ont été enregistrées par des jauges d'extensométrie en rosette : deux rosette en face médiale, une en région crâniale, et une en région latérale.

Les directions des déformations principales maximales et minimales trouvées au niveau de chaque rosette pour un charge de 300N sont représentées sur la figure 20.



Les déformations enregistrées sont plus élevées en région proximale qu'en région distale.

Le tableau 1 représente les valeurs des déformations principales minimales et maximales des 5 rosettes mises en place sur 12 fémurs de greyhounds.

- Les jauges médiales ( M1, M2) enregistrent majoritairement une force de compression parallèle à l'axe de la force appliquée. Sur le col fémoral en région crâniale s'exerce principalement une compression dont la direction est parallèle à l'axe du col fémoral.

- Les jauges latérales ( L1, L2) enregistrent majoritairement des déformations en tension orientée parallèlement à l'axe longitudinal de l'os

Rosette	Déformation principale minimale	Déformation principale maximale
M1	-623,7 ± 45,8 à -612,5 ± 87,4	81,7 ± 3,5 à 84,7 ± 3,8
M2	-284,6 ± 91,2 à -255,8 ± 47,9	118,1 ± 14,9 à 132,8 ± 17,9
C1	-460,4 ± 109,4 à -427,8 ± 127,8	14,1 ± 11,8 à 21,0 ± 24,6
L1	-48,7 ± 9,4 à -44,3 ± 10,1	198,0 ± 30,0 à 232,8 ± 13,0
L2	-1,0 ± 22,1 à 1,8 ± 9,1	53,3 ± 5,0 à 126,4 ± 66,4

**Tableau 1 : Valeurs des déformations principales minimales et maximales des 5 rosettes mises en place sur 12 fémurs de greyhounds [16]**

M1 : Rosette médiale proximale ; M2 : Rosette médiale distale ; C1 : Rosette crâniale ; L1 : Rosette latérale proximale ; L2 : Rosette latérale distale

L'observation des déformations du fémur en réponse à une charge à conduit les investigateurs à conclure à l'existence d'une face de tension sur la corticale latérale et d'une face de compression sur la corticale médiale, et ce quel que soit le protocole expérimental, in vivo ou in vitro.



## **DEUXIEME PARTIE : ETUDE EXPERIMENTALE DU COMPORTEMENT MECANIQUE DE QUATRE FEMURS**

L'étude bibliographique a montré qu'il existait une variabilité de la morphologie fémorale au sein de l'espèce canine. Il apparaît également que les études mécaniques réalisées sur le fémur ont été effectuées sur quelques chiens appartenant à une ou deux races, mais les résultats n'ont pas été mis en relation avec la morphologie fémorale.

L'étude morphologique de Palierno a montré la possibilité de segmenter la population canine en groupes morphologiques homogènes[3]. Il est donc opportun de s'interroger sur la variabilité du comportement mécanique des fémurs appartenant à ces différents groupes morphologiques.

L'objectif de cette étude est donc de mettre au point un protocole permettant d'étudier le comportement mécanique global et local du fémur mis en charge en compression et de comparer le comportement entre des fémurs de groupes morphologiques différents.

### **I. Matériel et méthodes**

#### **I.1. Choix des échantillons**

Les fémurs testés ont été recrutés afin de représenter au mieux la variabilité morphologique du fémur au sein de l'espèce canine.

Les critères d'inclusion reposent sur les résultats de l'étude de Palierno [3] qui a permis de segmenter la population canine en quatre groupes de morphologie fémorale homogène. L'inclusion des échantillons testés a nécessité la mesure de 24 paramètres morphologiques étudiés par Palierno. Les différents paramètres sont 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 paramètres, ont été retenus pour cette étude. Pour ce faire on a réalisé un test du T de Student au seuil de 5% pour un fémur afin de le comparer à l'os moyen du groupe. 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.

Seuls les fémurs gauche de chiens adultes, euthanasiés pour raison médicale à la consultation de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse durant l'année 2006 ont été retenus. Toutes les affections de l'os, quelles soient traumatiques, infectieuses ou néoplasiques ont été écartées auparavant.

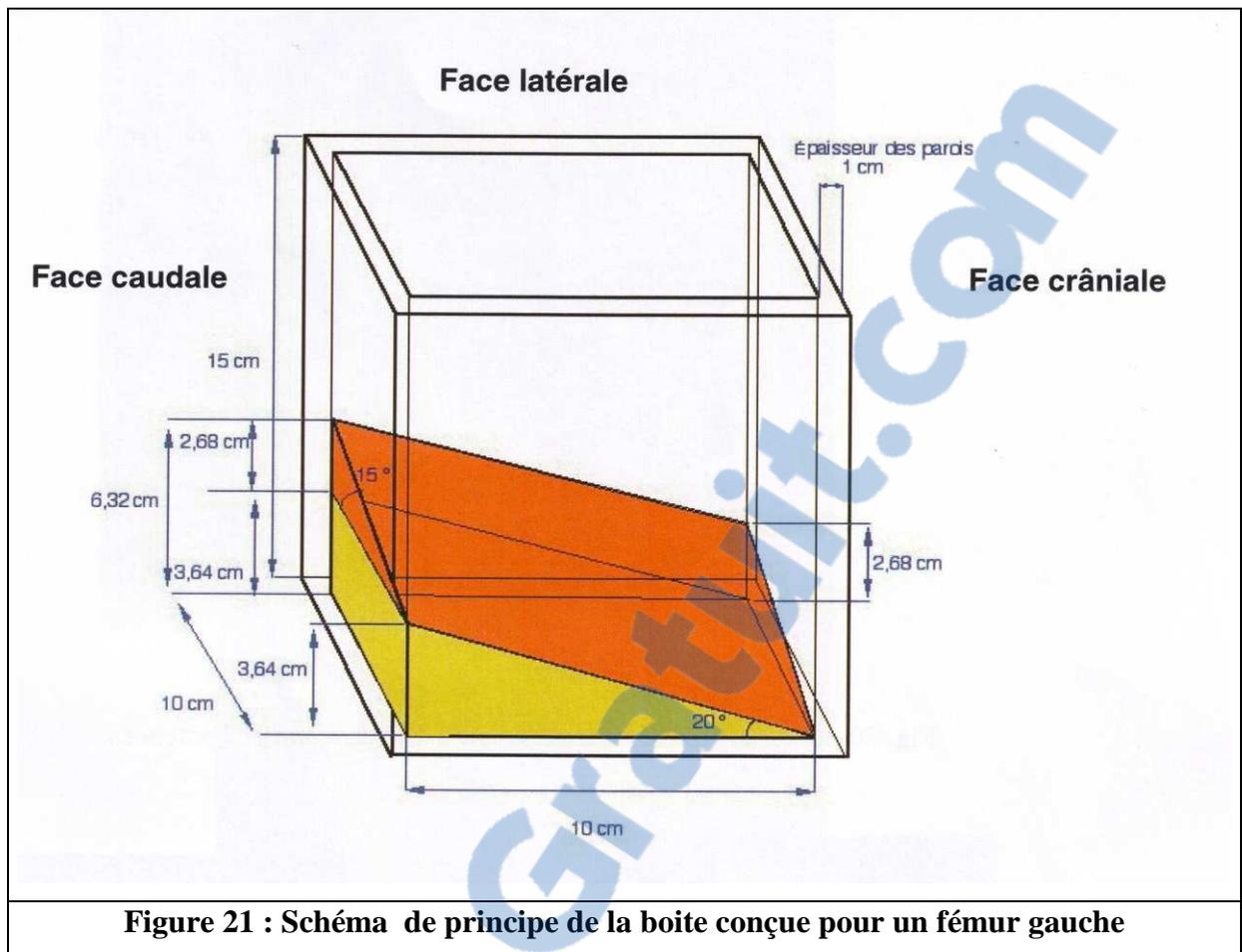
## I.2. Préparation et conservation des échantillons

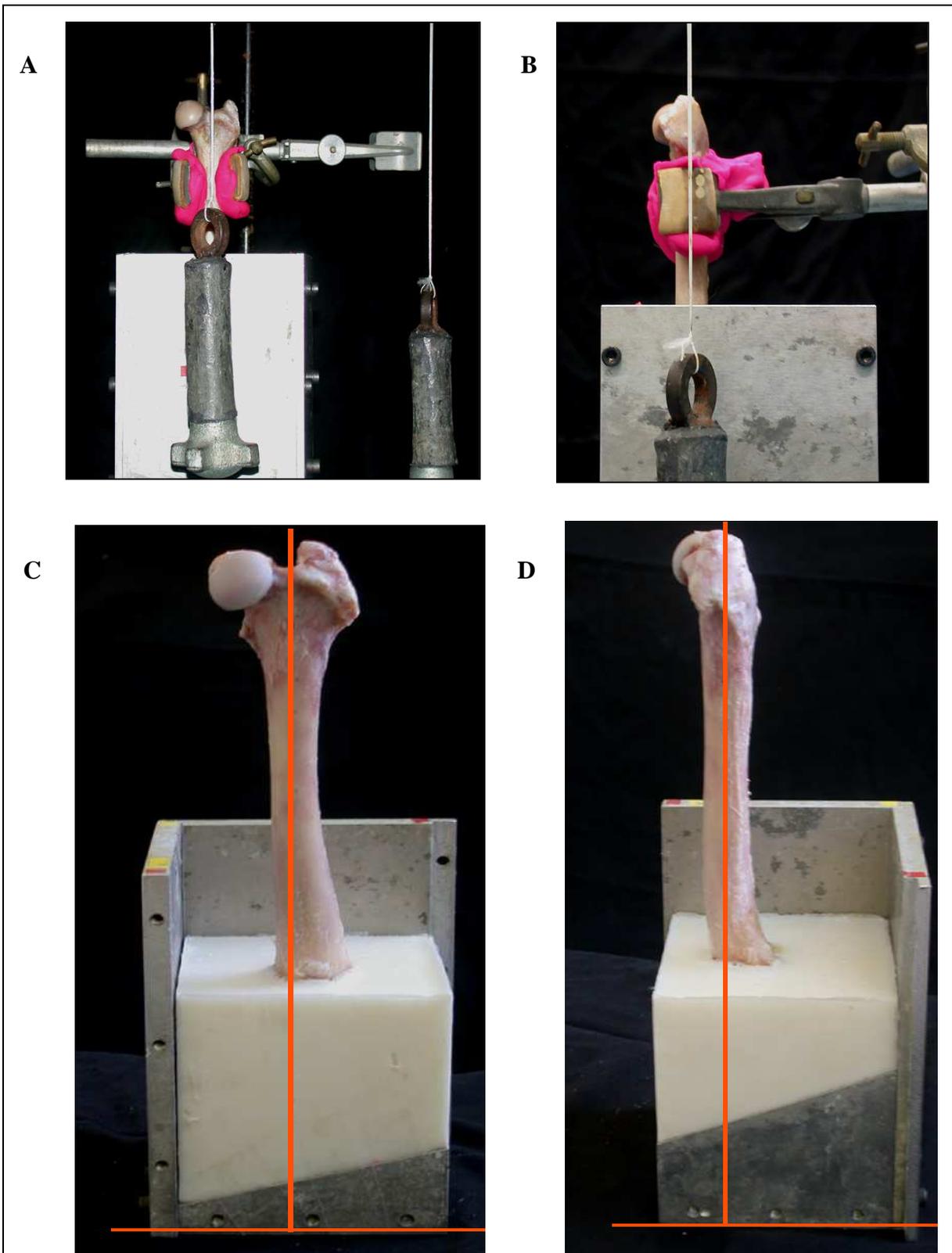
Les fémurs ont été prélevés sur des cadavres de chien et ont été débarrassés des insertions capsulaires et tendineuses. Ils ont été conservés par congélation à moins 20°C. L'hydratation des fémurs au cours de la congélation a été assurée par une alèse imbibée de liquide physiologique ( Versol ® NaCl 0.9% pour irrigation) enroulée autour de l'os. De même, lors de leur manipulation à température ambiante, les fémurs ont été hydratés en permanence soit par des compresses imbibées de liquide physiologique, soit par pulvérisation.

Les fémurs ont été inclus dans une résine de manière à être orientés de 20° en flexion et 15° en adduction par rapport à l'axe verticale. Pour cela, une boîte en aluminium avec un fond incliné dans deux plans (Cf. figure 21 et 22 ) a été utilisée.

Les fémurs ont été inclus en position verticale dans cette boîte, à l'aide d'une potence et d'un système de deux fils à plombs permettant de contrôler l'orientation du fémur dans les plans crânio-caudal et médio-latéral, de façon concomitante (Figure 23). L'axe choisi pour aligner le fémur avec la vertical est l'axe de la partie proximale du fémur déterminé à la moitié et au quart de la longueur totale, en matérialisant l'axe central à l'aide d'un pied à coulisse, sur les faces crâniale et latérale du fémur.

A cause de l'inflexion anatomique du fémur, les repères pour le maintenir en position verticale ont été pris uniquement en région proximale.





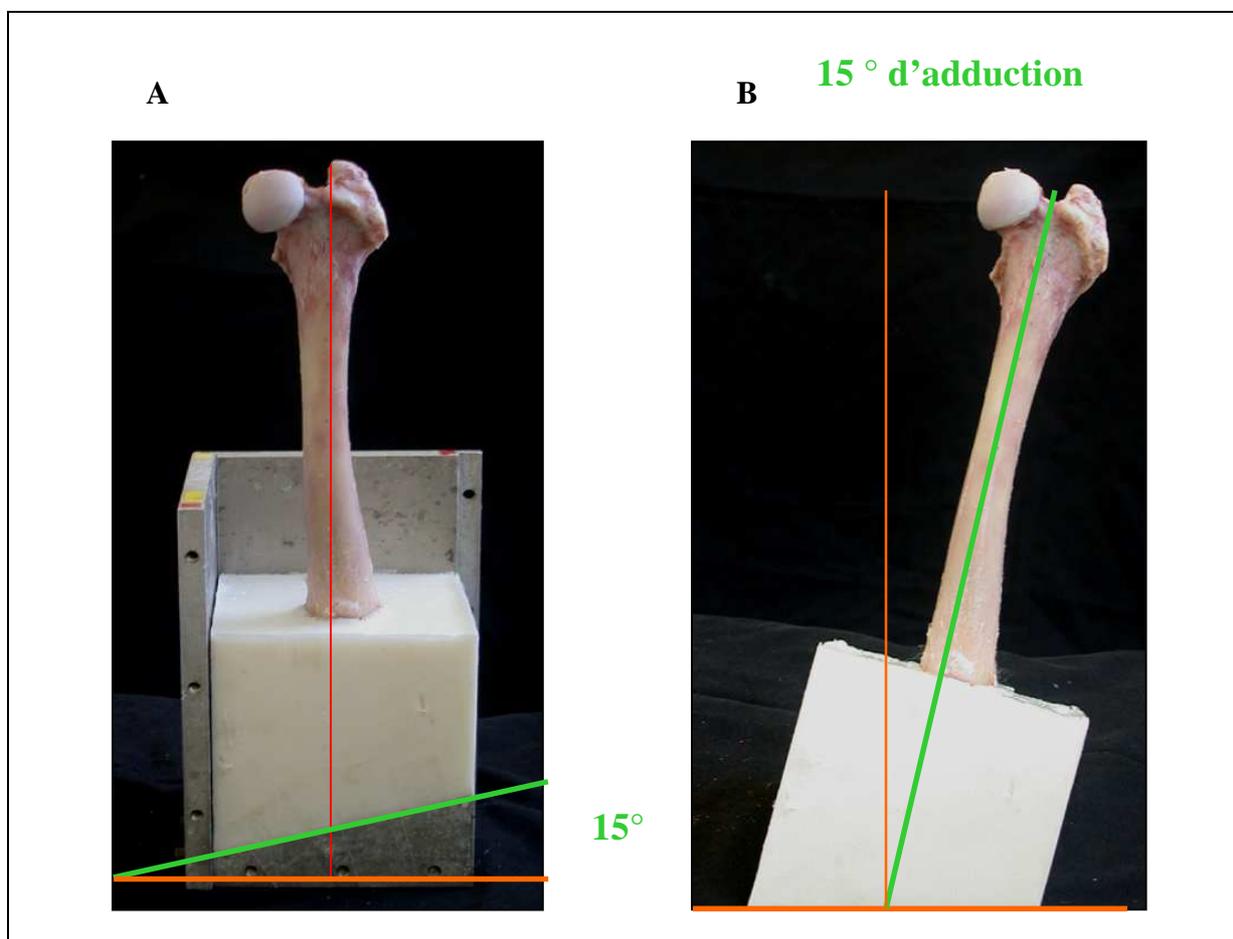
**Figure 23 : Verticalisation du fémur dans la boîte grâce à un système de double potence.**

Dispositif permettant d'inclure le fémur en alignant l'axe proximal du fémur sur les faces crâniale A et latérale B à l'axe vertical déterminé par les fils à plombs de la potence. Représentation graphique de l'axe proximal du fémur sur les faces C crâniale et D latérale, aligné avec la verticale.

Une fois le fémur correctement positionné dans le moule, une résine polyuréthane (système de coulée à prise rapide, Uréol ® FC 52 A/B Polyol/Isocyanate, Isocyanate et polyol non chargés + charge DT 082) a été coulée jusqu'au bord proximal de la trochlée fémorale de manière à assurer une inclusion complète du massif condylien garantissant une bonne tenue du fémur dans son socle ( Figures 23 ).

Pour faciliter le démoulage, un agent démoulant ( Ciba polymères, agent de démoulage QZ 5111) a été appliqué sur les parois de la boîte avant de couler la résine.

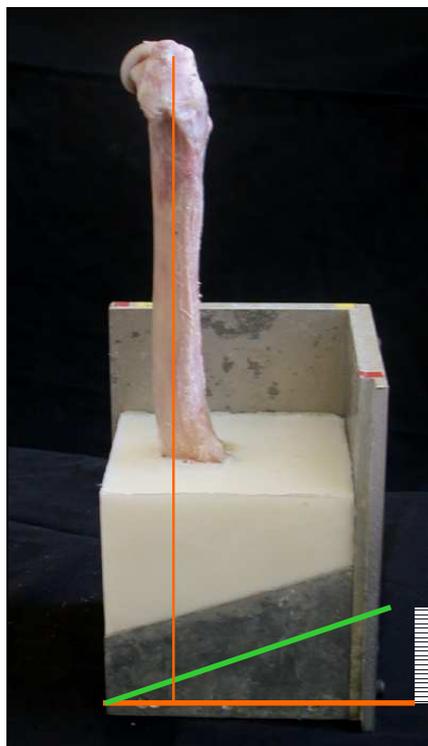
Le fémur étant maintenu à la verticale dans le moule incliné dans deux plans, il possède une orientation de 15 ° en adduction et de 20° en flexion après démoulage ( Figures 24 et 25 ).



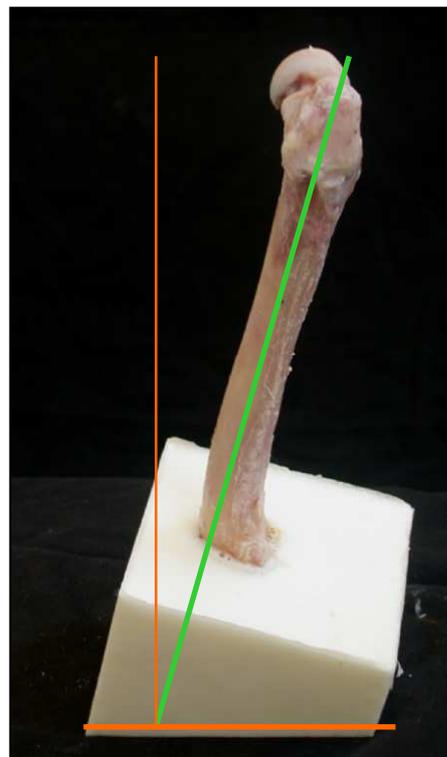
**Figure 24 : Face crâniale du fémur avant et après démoulage**

A : Avant démoulage : fémur vertical (vue crânio-caudale)

B : Après démoulage : fémur orienté à 15° d'adduction



20° en flexion

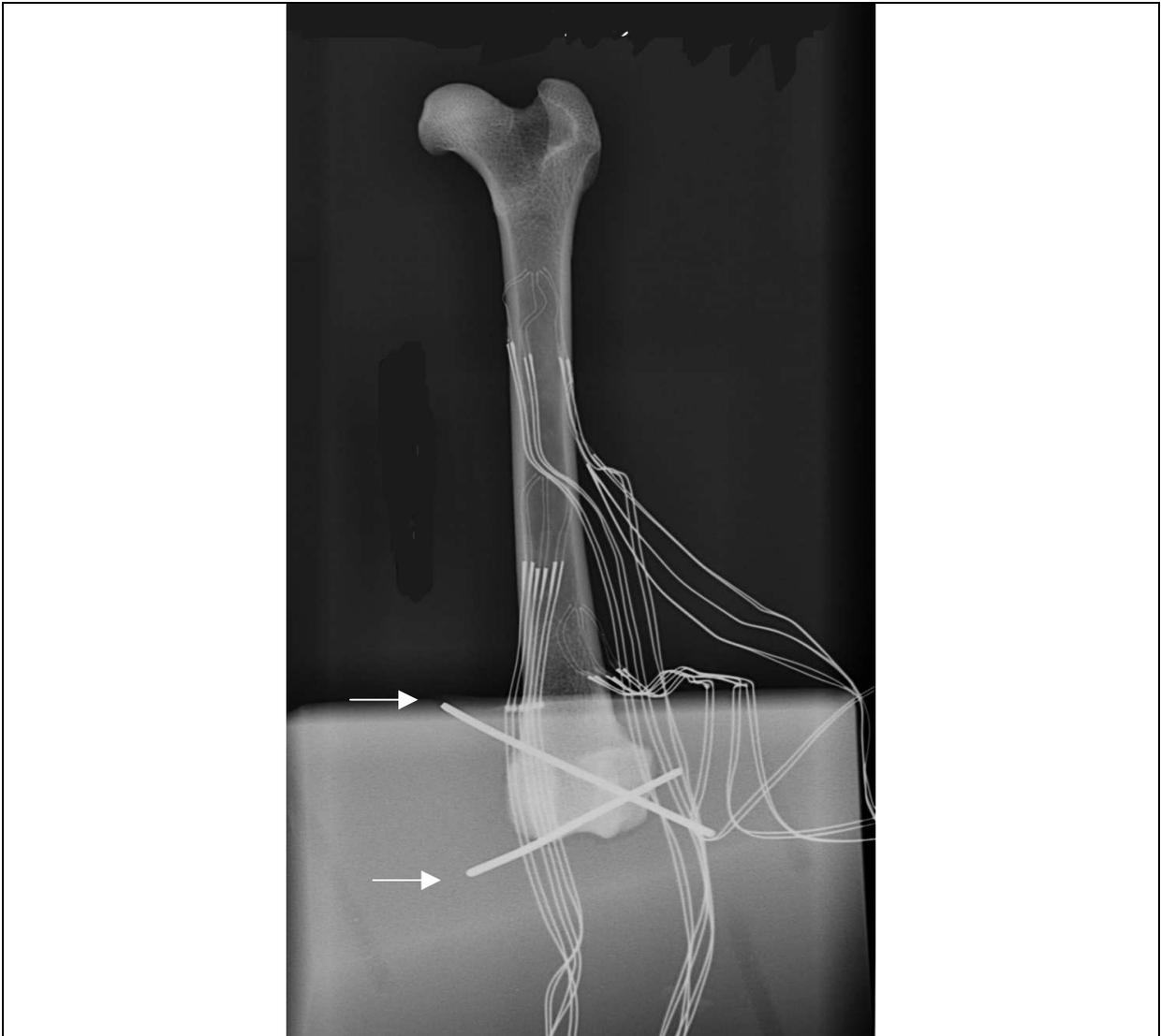


**Figure 25 : Vue latérale du fémur avant et après démoulage**

A : Avant démoulage : fémur vertical (vue crânio-caudale)

B : Après démoulage : fémur orienté à 20° de flexion

Une fois la résine solide -24 heures environ- deux broches de Kirschner ont été implantées en croix dans la résine et le massif condylien pour augmenter la stabilité du fémur et éviter tout mouvement de glissement des condyles fémoraux dans le socle de résine au moment de la mise en charge ( Figure 26).



**Figure 26 : Radiographie du fémur stabilisé dans son socle de résine par deux broches de Kirschner (Flèches)**

### I.3. Etude mécanique

#### I.3.1. Technique de mise en charge

Les tests mécaniques en compression statique ont été effectués grâce à une presse électro-mécanique (10 MH MTS, MTS Corporation<sup>®</sup> – Eden Prairie, MN USA), délivrant une force verticale.

##### ➤ Dispositif de fixation du fémur à la presse

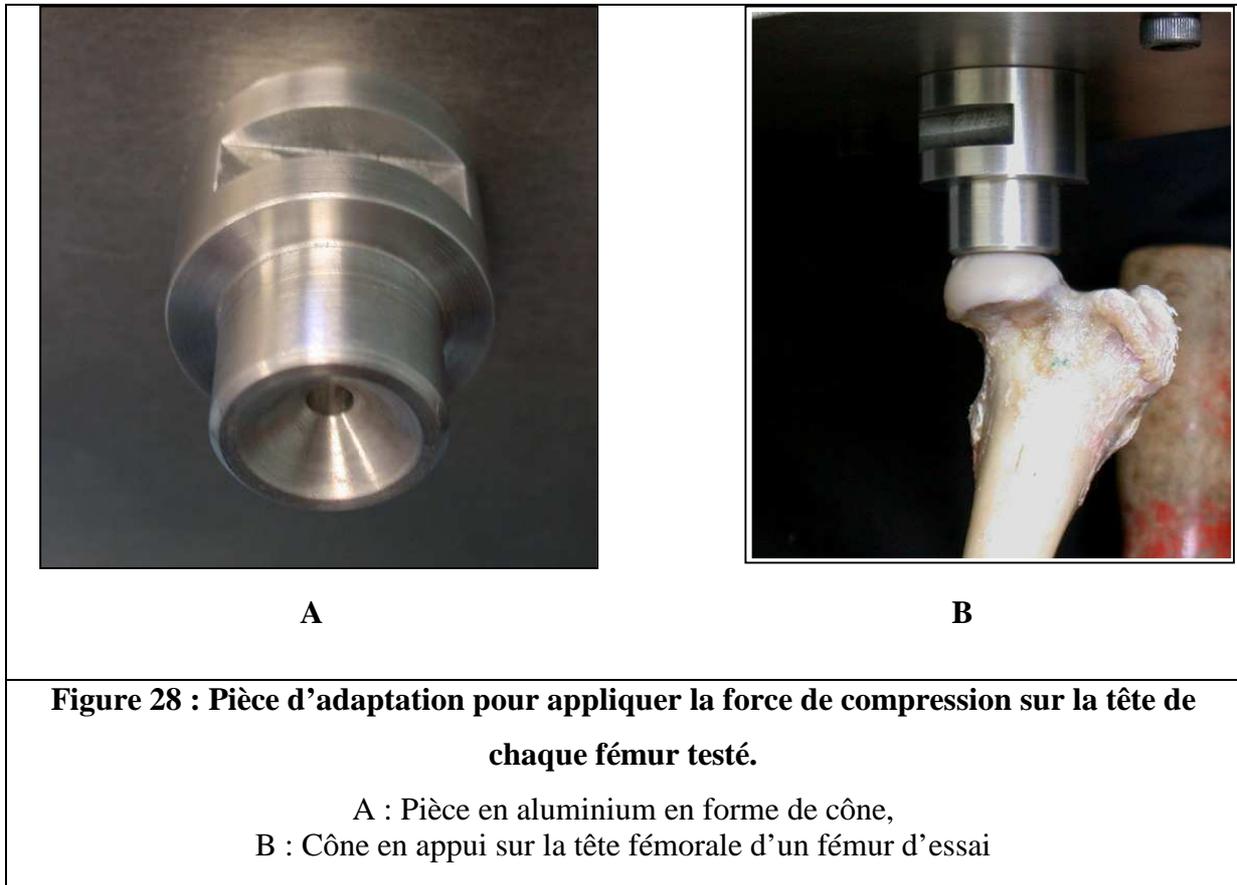
Le socle de résine a été solidement vissé à une plaque d'aluminium à l'aide de 4 vis de 5,5 mm de diamètre, placées aux 4 coins du socle. La plaque, de 25 cm sur 35 cm et de 10 mm d'épaisseur était maintenue sur le support de la machine par un système de 2 barres d'acier verrouillées par 4 serre-joints (Figure 27). Ce dispositif a permis d'une part de garantir une bonne contention du fémur lors de la mise en charge, mais aussi d'apporter la souplesse d'adaptation de la position du socle par rapport à la traverse, pour répondre à la variabilité des fémurs testés.



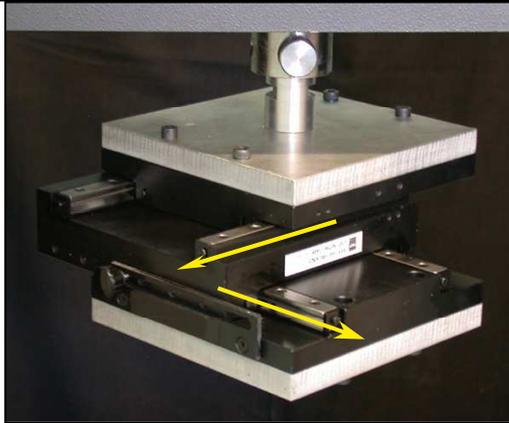
**Figure 27 : Dispositif de fixation de l'ensemble fémur – socle sur la presse électro-mécanique**

➤ Application de la charge

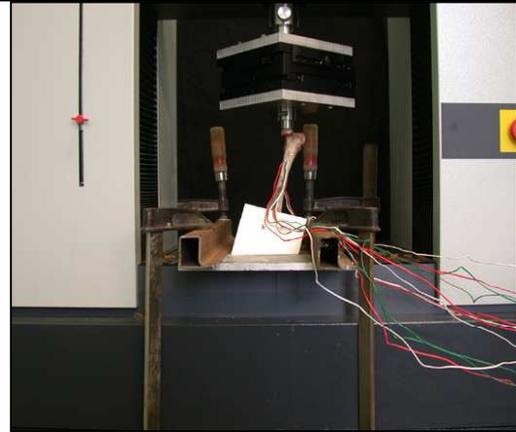
La force de compression a été appliquée aux fémurs, verticalement, par l'intermédiaire d'un cône fixé sur la traverse, qui a permis de s'adapter à des diamètres de tête fémorale différents (Figure 28).



Entre la traverse de la presse électro-mécanique et le cône morse, a été intercalé un dispositif permettant de centrer parfaitement le point d'application de la force de compression sur la tête, lors de la mise en charge, et durant toute la durée du test. Ce dispositif comprend 2 tables compactes de glissement, à mouvements croisés perpendiculaires (type T0 100.160 AR3 de chez SKF®) (Figure 29). En début de test, les tables ont été placées en position zéro, c'est-à-dire parfaitement superposées.



**A**



**B**

**Figure 29 : A : Système de tables de glissement à mouvements croisés perpendiculaires, B : Mise en place sur la traverse, lors de la réalisation d'un test.**

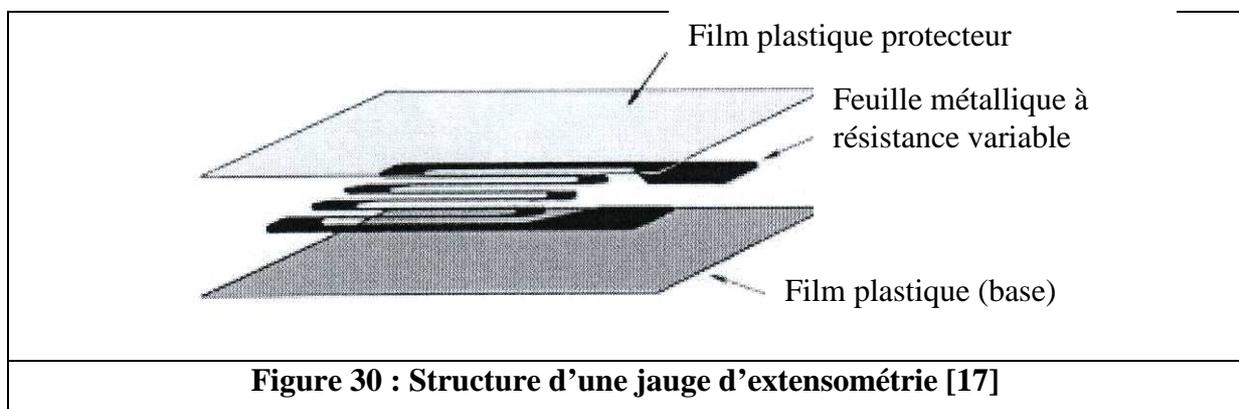
### I.3.2. Jauges de mesure et pont de jauge [17-19]

Les déformations locales à la surface de l'os cortical ont été mesurées dans certaines régions d'intérêt, à l'aide de jauges d'extensométrie.

#### ➤ Jauges

Les jauges sont de petites résistances électriques que l'on fixe à la surface de l'os.

Elles sont constituées par un élément sensible en métallique de forme grillagé pris entre deux films fins (Figure 30).



**Figure 30 : Structure d'une jauge d'extensométrie [17]**

La grille métallique de résistance variable peut s'allonger ou se contracter en suivant les déformations de l'os. La déformation subie par le métal entraîne un changement de résistance. En mesurant la variation de résistance  $dR$ , la déformation peut être déduite grâce à la relation :

$$\varepsilon = \frac{dl}{l} = K \frac{dR}{R}$$

$\varepsilon$  : déformation

$l$  est la longueur initiale du filament

$dL$  est la variation de longueur de la jauge

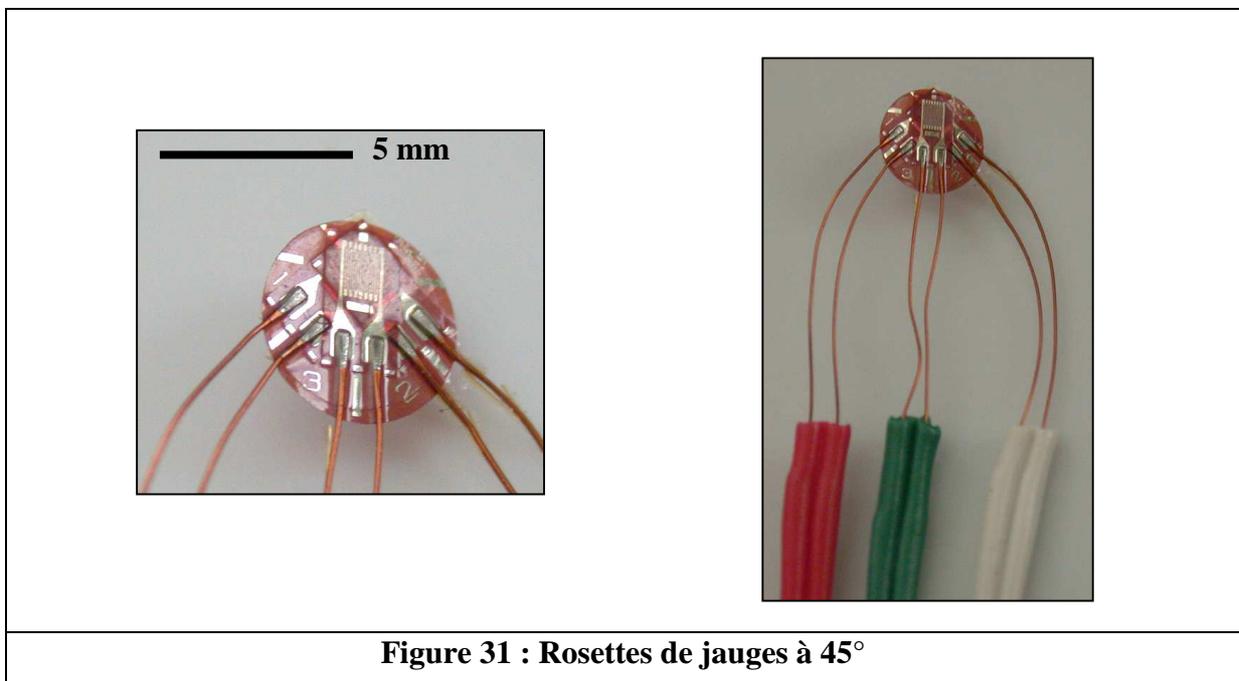
$R$  est la résistance initiale quand le pont de jauge est équilibré

$dR$  est la variation de la résistance de la jauge

$K$  est facteur de jauge donné par le constructeur

Les jauges utilisées dans cette étude sont des jauges en métal de résistance faible : 120 ohms ( jauges KYOWA Electronic Instruments CO., LTD, type : KFG-1-120-D17-11L1M2S).

Chaque rosette est constituée par trois jauges empilées sur un support unique de 5 mm de diamètre. ( Cf. figure 31).



Les jauges sont orientées à 45° les unes aux autres de manière à évaluer l'orientation et la valeur des déformations principales maximales et minimales.

➤ Position des jauges

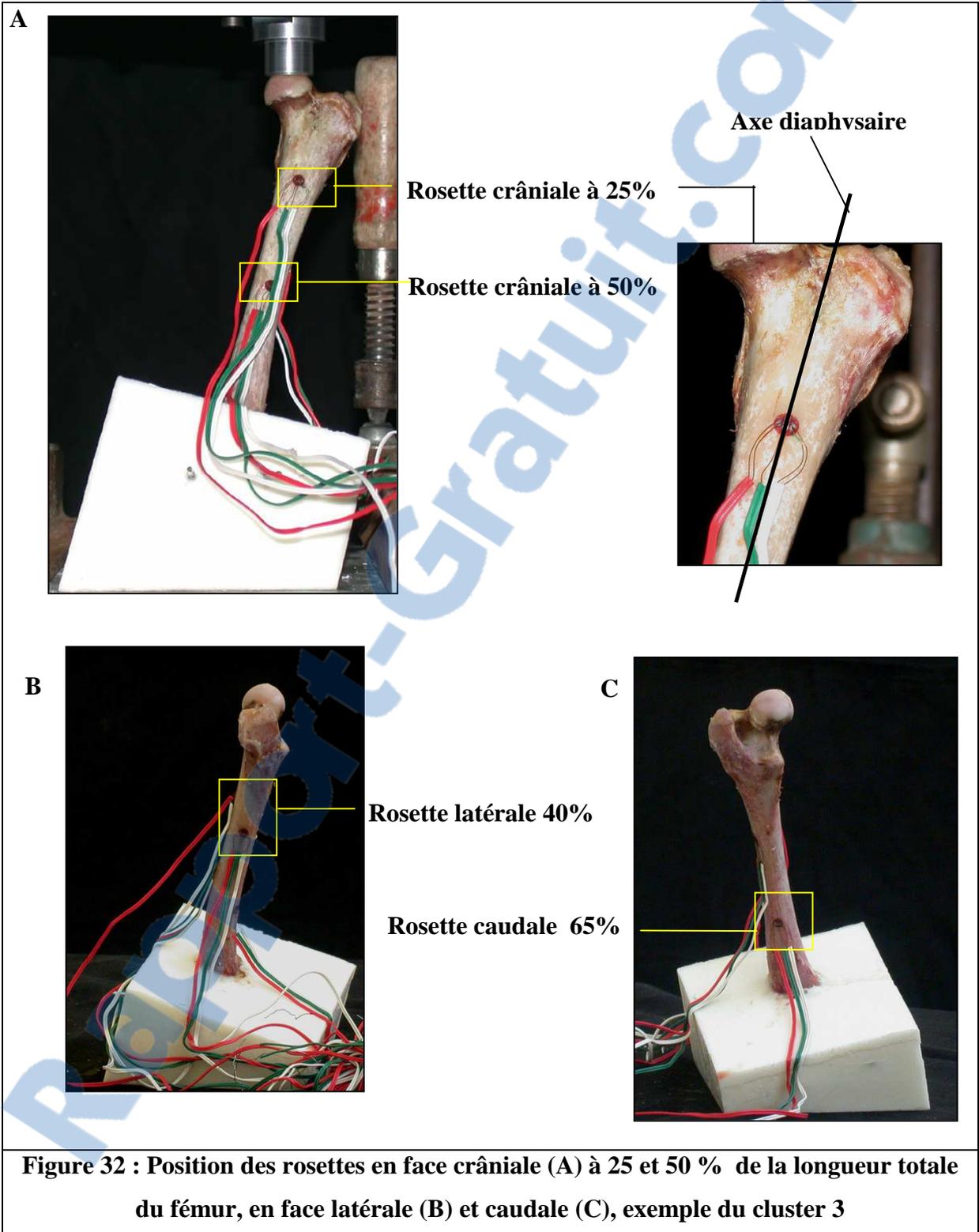
Quatre rosettes ont été fixées sur chaque fémur.

- Deux ont été réparties sur la face crâniale : une en région métaphysaire proximale à 25% de la longueur totale de l'os et une en région médio-diaphysaire à 50% de la longueur totale. La jauge centrale est alignée avec l'axe fémoral (Figure 32).

- Une rosette a été collée sur la face latérale en région médio-diaphysaire à 40 % de la longueur totale. La jauge centrale est alignée avec l'axe diaphysaire de profil, ( Figure 33), comme préconisé par Cordey [18].

- Une sur la face caudale à 65 % de la longueur totale de l'os en région métaphysaire distale au dessus du socle de résine, entre les deux lignes âpres (Figure 33).

Avant de fixer les rosettes de jauges, la surface osseuse a été tout d'abord dégraissée avec de l'alcool et de l'éther, puis poncée à l'aide de papier de verre à petits grains pour la rendre la plus lisse possible. La fixation des rosettes sur le fémur a été réalisée avec une colle cyano-acrylate ( KYOWA CC-33A cyano-acrylate base 2 gr X1).



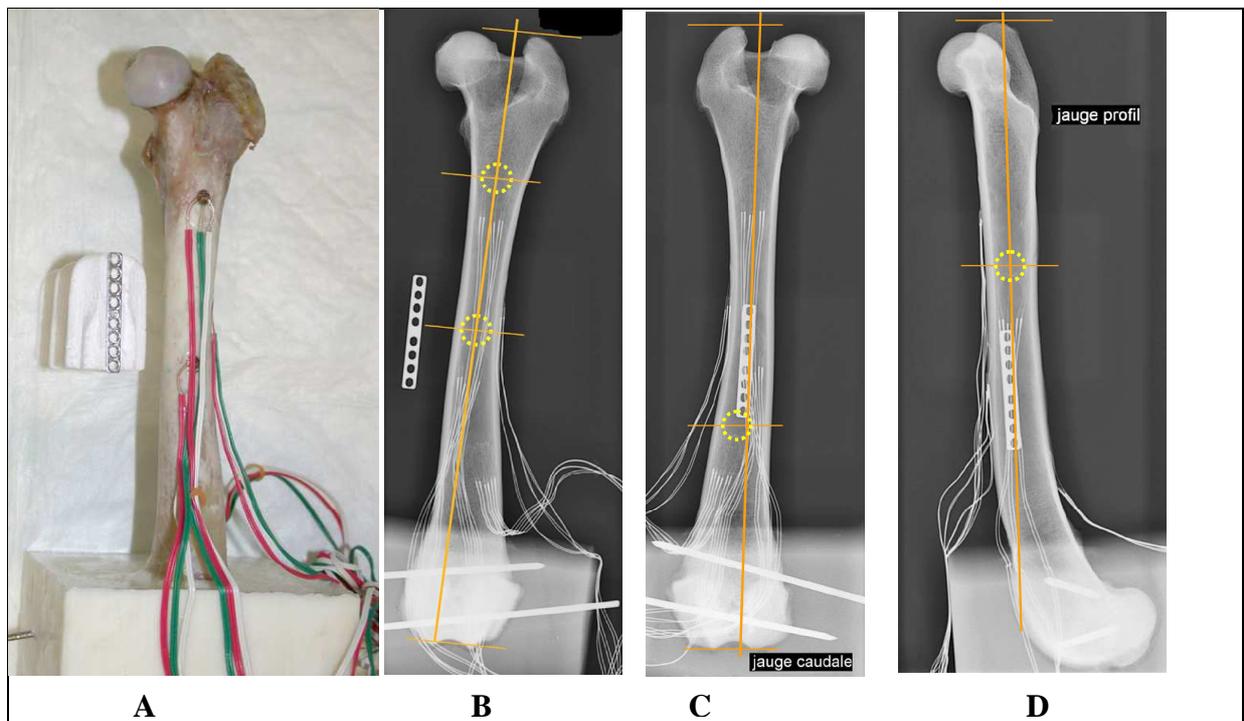
Une fois les jauges collées, une vérification plus précise de la situation des rosettes a été réalisée, afin d'évaluer la variabilité de leur emplacement à chaque site pour les 4 tailles de fémur.

Cette vérification a été permise par l'obtention de clichés radiographiques de chaque fémur, après la mise en place des rosettes, selon les 3 incidences correspondant à l'emplacement des jauges.

Un gabarit a été placé à la hauteur de la rosette pour évaluer le phénomène d'agrandissement lié à l'éloignement du fémur par rapport à la cassette, provoqué par le volume du socle en résine, pour chacune des incidences (Figure 33).

Ces clichés radiographiques ont permis de connaître la localisation réelle des jauges par rapport au sommet du grand trochanter après correction du facteur d'agrandissement.

D'autre part, en rapportant la distance entre le sommet du grand trochanter et la rosette, à la longueur totale de l'os, il a été possible de mesurer la position réelle de la jauge en pourcentage de la longueur totale, pour chaque incidence. L'erreur de position des rosettes a alors été définie comme l'écart entre le pourcentage théorique et le pourcentage réel de position de la rosette, rapporté au pourcentage théorique.



**Figure 33 : Vérification de la position des rosettes sur les clichés radiographiques**

A : Position du fémur et du gabarit lors de la prise du cliché radiographique, pour localiser les jauges crânielles : vue du dessus.

B : Image radiographique du fémur et du gabarit, selon l'incidence crânio-caudale.

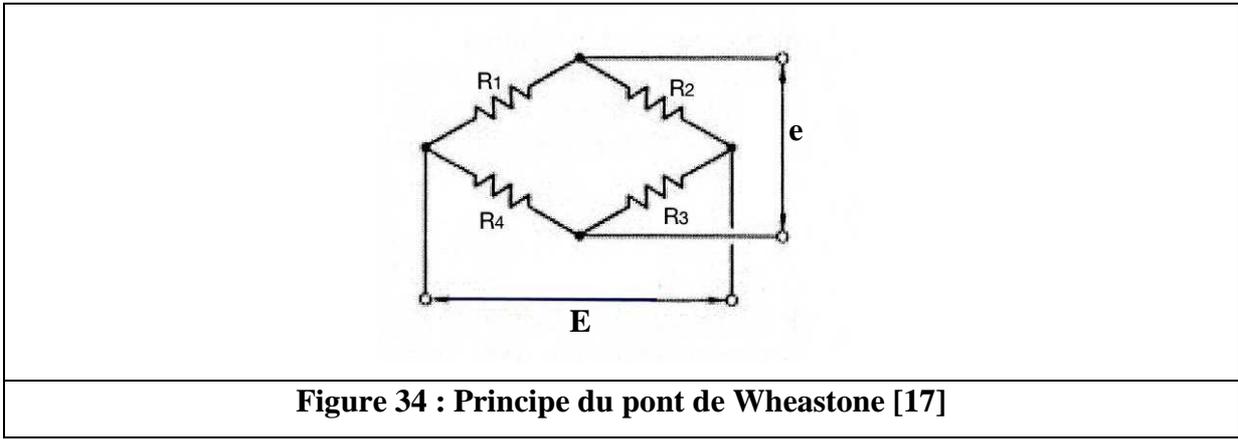
C : Image radiographique du fémur et du gabarit, selon l'incidence caudo-crâniale ; le gabarit est posé directement sur la face caudale du fémur.

D : Image radiographique du fémur et du gabarit, selon l'incidence latéro-médiale; le gabarit est posé directement sur la face latérale du fémur.

Les cercles blancs représentent les supports des rosettes.

➤ Acquisition des données

Les changements de résistance enregistrés par les jauges sont minimes et il est difficile de les mesurer avec un ohmètre classique. Les résistances minimum sont mesurées avec un amplificateur de déformation utilisant un circuit électrique appelé pont de jauge basé sur le principe du pont de Wheastone. Ce pont est composé de quatre résistances (Cf. figure 34).



Le calcul du pont de Wheastone est un problème de physique élémentaire à partir des lois d'Ohm et de Kirschhoff relatives aux courants et aux tensions. On démontre facilement que si quatre résistances R1, R2, R3, R4, montées sur le principe du pont de Wheatstone comme sur la figure 40 sont alimentées par un courant E, on obtient une tension de sortie e.

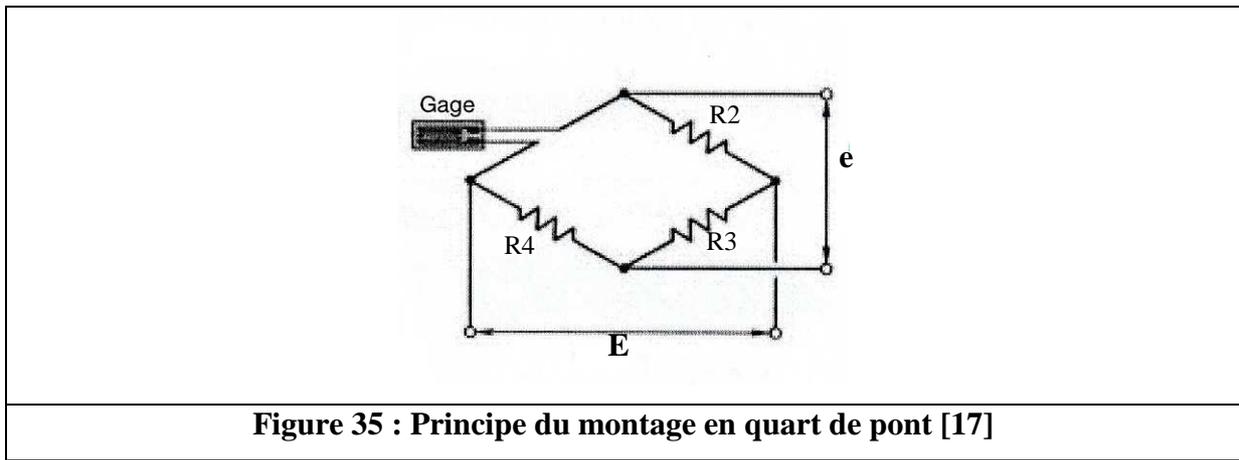
$$e = E \left[ \frac{R1}{R1+R2} - \frac{R4}{R3+R4} \right]$$

Si  $R1 = R2 = R3 = R4 = R$  ou  $R1 \cdot R3 = R2 \cdot R4$ , alors e est nulle quelle que soit la tension d'entrée et le pont est équilibré.

Si les tensions varient de  $\Delta R1, \Delta R2, \Delta R3, \Delta R4$  alors la tension de sortie e est

$$e = \frac{1}{4} \left[ \frac{\Delta R1}{R1} - \frac{\Delta R2}{R2} + \frac{\Delta R3}{R3} - \frac{\Delta R4}{R4} \right]$$

Chacune des jauges a été connectée à un pont de jauge ( PCD-300 A, KYOKA Electronic Instruments Co., LTD) sur le fonctionnement en quart de pont, ce qui signifie que sur les quatre résistances constituant le pont, une est variable et correspond à notre jauge d'extensométrie. Sur le montage représenté par la figure 41, la jauge constitue l'un des quatre bras du pont.



Dans le montage en quart de pont, la jauge est connectée au pont de Wheatstone à la place de R1 comme le montre la figure 35. Lorsque la jauge enregistre une déformation, elle se traduit par une variation de résistance  $dR$ , la tension de sortie du pont est alors de :

$$e = \frac{1}{4} \frac{dR}{R} E = \frac{1}{4} K \cdot \epsilon \cdot E$$

E: tension d'entrée

e : tension de sortie

Trois PCD 300 ( 12 voies ) ont été utilisés pour récolter simultanément les déformations de l'ensemble des jauges des quatre rosettes (Figures 36, 37). Une fréquence d'acquisition des données a été choisie égale à 10 Hz sur le PCD 300.

Chaque jauge d'une rosette a été traitée comme une jauge unique, qu'il s'agisse de son câblage ou de sa commutation.

La synchronisation du temps pour les résultats de la mise en charge ( logiciel Test Works MTS) et de l'enregistrement des jauges (logiciel PCD 30A de Kyowa) a été obtenu par un déclenchement manuel simultané de l'enregistrement des données des deux logiciels lors des tests mécaniques. Le test de mise en compression a été effectué cinq fois pour chacun des quatre fémurs étudiés. Le premier test n'a pas été pris en compte dans l'analyse des résultats car il constituait le cycle de précharge du système.



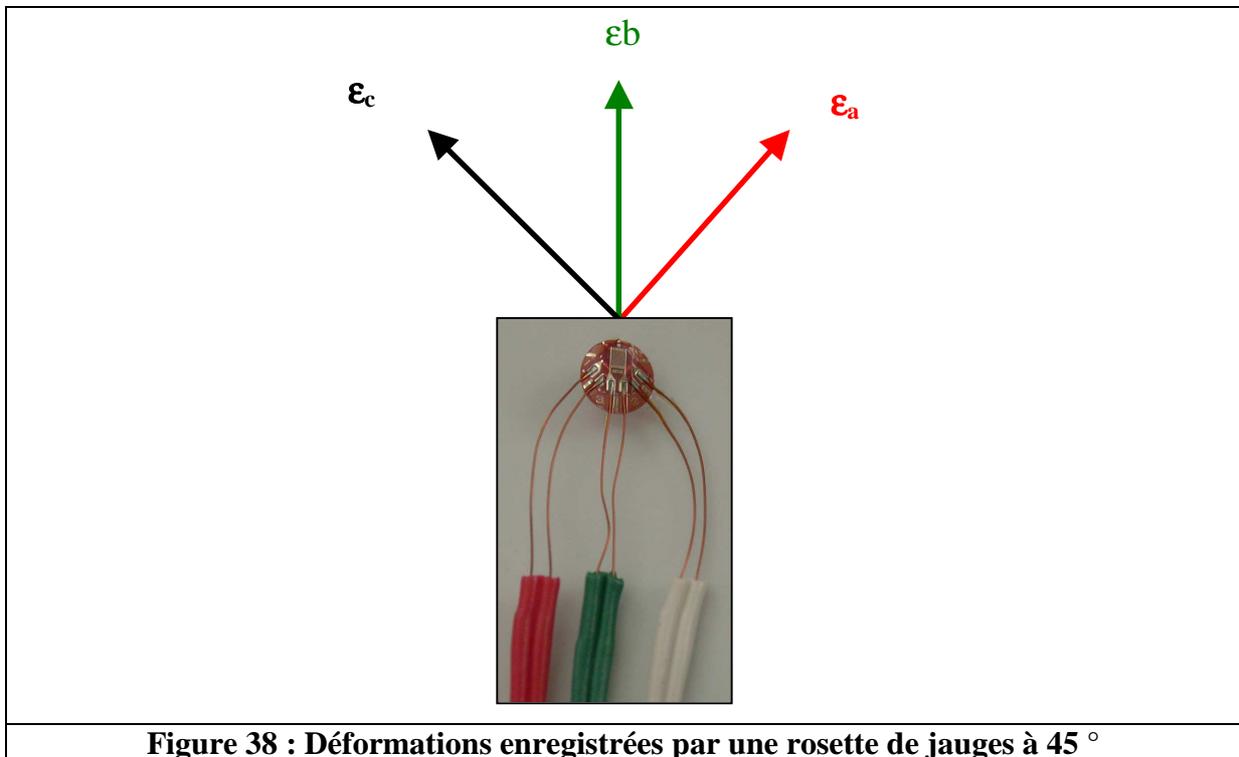
**Figure 36 : Photographie des trois ponts de jauges lors de l'acquisition des données de déformations des 4 rosettes**



**Figure 37 : Photographie du dispositif expérimental complet**

### I.3.3. Dépouillement des jauges

$\epsilon_a$ ,  $\epsilon_b$  et  $\epsilon_c$  sont les déformations enregistrées par chaque jauge a (rouge), b (verte), c (blanche) d'une rosette (Figure 38).



**Figure 38 : Déformations enregistrées par une rosette de jauges à 45 °**

Elles ont permis de déterminer les valeurs des déformations principales maximale ( $\epsilon_1$ ) et minimale ( $\epsilon_2$ ) ainsi que leurs directions à un instant t. Le dépouillement a été réalisé pour un effort de 160% du poids du corps du chien sur lequel le fémur a été prélevé.

Pour le dépouillement des jauges, nous utilisons la méthode des tables décrite dans les annexes A, B, et C [20].

Le procédé de calcul conduit à passer par deux termes auxiliaires : d et r.

- Calcul de d

La valeur de d est donnée par la formule suivante :

$$d = \frac{\epsilon_a + \epsilon_b}{2}$$

- Calcul de r

- Il faut d'abord calculer deux valeurs intermédiaires  $\alpha$  et  $\beta$  :

$$\alpha = \epsilon_a + (-\epsilon_b)$$

$$\beta = \varepsilon_c + (-\varepsilon_b)$$

Puis, repérer le signe du plus grand nombre en valeurs absolue de  $\alpha$  et  $\beta$  et noter son signe.

- Calculer ensuite  $y$  selon la formule suivante :

$$y = \frac{\beta}{\alpha}$$

$y$  est soit positif, soit négatif et inférieur à 1 en valeur absolue.

- Repérer dans le tableau III ( annexe B et C ) la valeur de  $w$  qui correspond à  $y$  .
- La valeur de  $r$  nous est donnée par la formule suivante :

$$r = |\alpha| \times w$$

➤ Calcul des déformations principales

Les valeurs des déformations principales nous sont données par les formules suivantes où  $d$  doit y être introduit avec son signe.

$$\varepsilon_1 = d + r$$

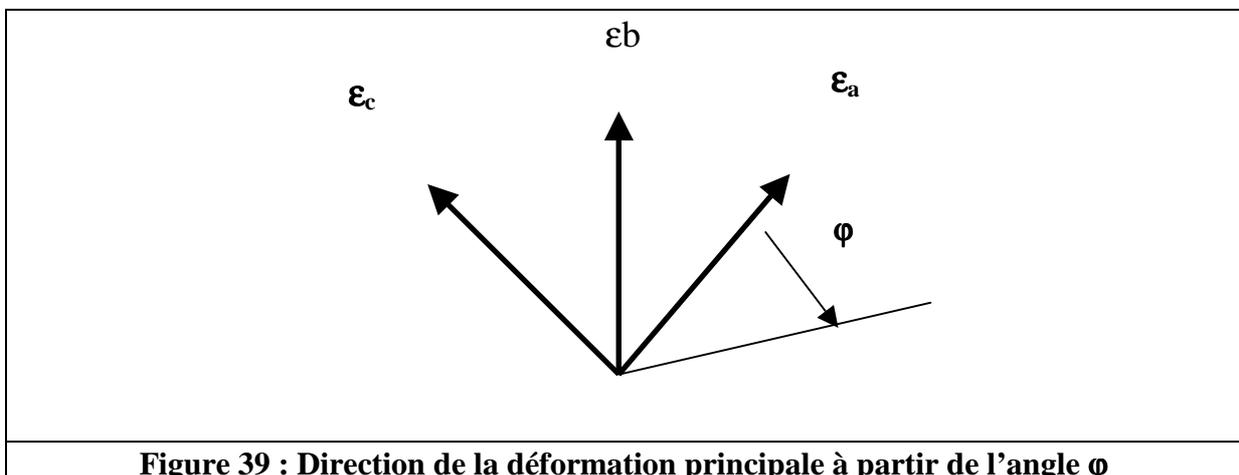
$$\varepsilon_2 = d - r$$

➤ Directions principales

Dans le tableau IV, déterminer la valeur de l'angle  $\varphi$  correspondant à  $y$  avec son signe.

Reporter la valeur de l'angle  $\varphi$  à partir de la jauge  $a$  dans le sens des aiguille d'une montre (Figure 39). La direction ainsi obtenue est celle de la direction principale maximale si le signe noté plus haut est positif (signe du plus grand nombre en valeurs absolue de  $\alpha$  et  $\beta$ ).

La direction obtenue est celle de la direction principale minimale si le signe noté plus haut est négatif.



## II. Résultats

### II.1. Profils morphologiques des fémurs recrutés

Le tableau 2 représente les caractéristiques morphologiques des 4 fémurs représentatifs des fémurs moyens de chaque groupe morphologique. Les fémurs sélectionnés ne diffèrent pas significativement des fémurs moyens représentatifs de chaque groupe pour une segmentation de la population en 4 groupes.

On obtient ainsi quatre échantillons dont chacun est représentatif d'un des quatre groupes de la population totale.

Le cluster 1 est représenté par un caniche toy mâle de 14 ans, pesant 5 kg.

Le cluster 2 est représenté par un caniche moyen mâle de 10 ans et pesant 12 kg.

Le cluster 3 est représenté par un braque allemand femelle de 13 ans et pesant 25 kg.

Le cluster 4 est représenté par un doberman mâle de 7 ans et pesant 50 kg.

Paramètres morphologiques	Groupe 1		Groupe 2		Groupe 3		Groupe 4	
	Théorique	Réel	Théorique	Réel	Théorique	Réel	Théorique	Réel
Distance intertrochantérienne (mm)	19,63	17,00	23,44	24,00	32,68	31,00	37,88	39,00
Excentration de la tête fémorale de face (mm)	9,48	9,00	11,05	12,00	14,94	14,00	17,21	17,00
Diamètre de la tête fémorale de face (mm)	12,88	11,00	16,00	15,00	21,46	21,00	25,07	25,00
Diamètre de la tête fémorale de profil (mm)	12,55	11,50	15,73	15,00	21,47	21,00	25,31	25,50
Position de la tête fémorale (mm)	12,23	11,00	15,72	17,00	23,17	23,50	28,35	28,00
Largeur du canal médullaire à la pointe du petit trochanter (mm)	8,08	7,00	12,81	10,00	19,69	19,00	25,94	23,00
Largeur du canal médullaire à l'extrémité proximale du petit trochanter (mm)	9,98	9,00	15,53	13,00	23,22	22,00	29,53	28,00
Largeur du canal médullaire à l'extrémité distale du petit trochanter (mm)	6,97	5,50	11,20	9,00	17,72	17,00	23,27	21,00
Largeur médullaire de l'isthme de face (mm)	4,50	4,00	6,48	6,00	9,19	8,50	12,76	11,00
Largeur extracorticale de l'isthme de face (mm)	8,34	7,50	10,94	11,00	14,47	13,00	18,20	17,00
Position proximale de l'isthme de face (mm)	17,16	17,00	28,13	29,50	42,73	45,50	52,69	52,00
Position distale de l'isthme de face (mm)	29,06	33,50	40,24	41,00	55,94	59,00	68,38	69,00
Angle céphalo-cervico-diaphysaire (°)	135,63	134,00	141,02	141,00	144,28	145,00	147,35	148,00
Longueur du col fémoral de face (mm)	11,98	11,50	15,19	16,00	20,76	19,50	25,25	24,50
Longueur totale du fémur (mm)	104,34	103,00	138,02	143,00	198,17	190,50	234,96	234,00
Largeur médullaire de l'isthme de profil (mm)	3,70	3,00	6,08	5,00	9,78	10,00	13,90	13,00
Largeur extracorticale de l'isthme de profil (mm)	7,50	7,00	10,42	10,00	15,17	15,00	19,36	18,50
Excentration de la tête fémorale de profil (mm)	4,41	4,00	6,17	7,00	9,35	7,00	9,55	11,00
Index d'évasement fémoral proximal	2,26	2,25	2,43	2,17	2,58	2,59	2,36	2,55
Index d'évasement fémoral métaphysaire	1,45	1,64	1,40	1,44	1,32	1,29	1,28	1,33
Angle d'antéversion fémorale (°)	24,84	23,96	29,14	30,30	32,01	26,57	28,88	33,00
Index cortico-médullaire	0,46	0,47	0,41	0,46	0,37	0,35	0,31	0,35
Index de position proximale de l'isthme de face	35,33	33,00	37,42	37,40	38,05	40,20	38,55	38,90
Index de position distale de l'isthme de face	46,93	49,00	46,19	45,50	44,73	47,20	45,25	46,20

**Tableau 2 : Caractéristiques morphologiques des 4 fémurs gauches représentatifs des fémurs moyens de chaque groupe morphologique**

## II.2. Evaluation de la position des jauges

Le contrôle de la position des jauges sur les clichés radiographiques a montré que l'écart de position variait de 0 à 2 % de la longueur totale par rapport à la position souhaitée. L'erreur de position des rosettes, commise lors du collage, varie de 0 à 8 % avec une erreur moyenne de 3% (Tableau 3). La première rosette crâniale du fémur du doberman est la moins bien positionnée, avec un décalage proximal de 2 % de la longueur totale, soit 4,5 mm.

	Jauge	Distance GR	LT	Position	Erreur
Caniche toy	Rosette Cr 1	2,3	10,0	24	0,04
	Rosette Cr 2	5,2	10,0	52	0,04
	Rosette L	3,8	10,0	38	0,05
	Rosette Cd	6,8	10,1	67	0,03
Caniche moyen	Rosette Cr 1	3,4	13,8	25	0,00
	Rosette Cr 2	7,2	13,8	52	0,04
	Rosette L	5,5	14,1	39	0,03
	Rosette Cd	9,6	14,2	67	0,03
Braque	Rosette Cr 1	4,5	18,50	25	0,00
	Rosette Cr 2	9,3	18,50	50	0,00
	Rosette L	7,0	18,13	39	0,03
	Rosette Cd	11,5	18,30	63	0,03
Doberman	Rosette Cr 1	5,3	22,5	23	0,08
	Rosette Cr 2	11,1	22,5	49	0,02
	Rosette L	8,8	22,7	39	0,03
	Rosette Cd	15,0	23,0	65	0,00

**Tableau 3 : Détermination de la position réelle de la jauge par rapport au sommet du grand trochanter et évaluation de l'erreur de position par rapport au pourcentage théorique**

**Rosette Cr1** : Première rosette crâniale, située à 25% de la longueur totale ; **Rosette Cr2** : Deuxième rosette crâniale, située à 50% de la longueur totale ; **Rosette L** : Rosette latérale, située à 40% de la longueur totale ; **Rosette Cd** : Rosette caudale, située à 65% de la longueur totale ; **Distance GR** : Distance entre le sommet du grand trochanter et la rosette, (exprimée en cm) ; **LT** : Longueur totale du fémur entre le sommet du grand trochanter et la tangente aux condyles, mesurée sur chaque incidence (exprimée en cm) ; **Position** : Position réelle de la rosette en pourcentage de la longueur totale ( $\text{Distance GR} \times 100 / \text{LT}$ ) ; **Erreur** : Représente l'écart de la position réelle par rapport au pourcentage théorique, ramené au pourcentage théorique.

### II.3. Comportement mécanique global

Les valeurs moyennes des raideurs, obtenues lors des 4 tests répétés, en compression, figurent dans le tableau 4 pour les 4 types de fémurs étudiés.

	Raideur globale (N/mm)			
	Caniche toy	Caniche moyen	Braque	Doberman
Moyenne	76,14	161,19	265,97	319,94
Écart-type	1,09	1,28	5,07	10,34
Coefficient de variation	0,01	0,01	0,02	0,03

**Tableau 4 : Valeurs moyenne et paramètres de dispersion de la raideur globale de chaque représentant des groupes morphologiques**

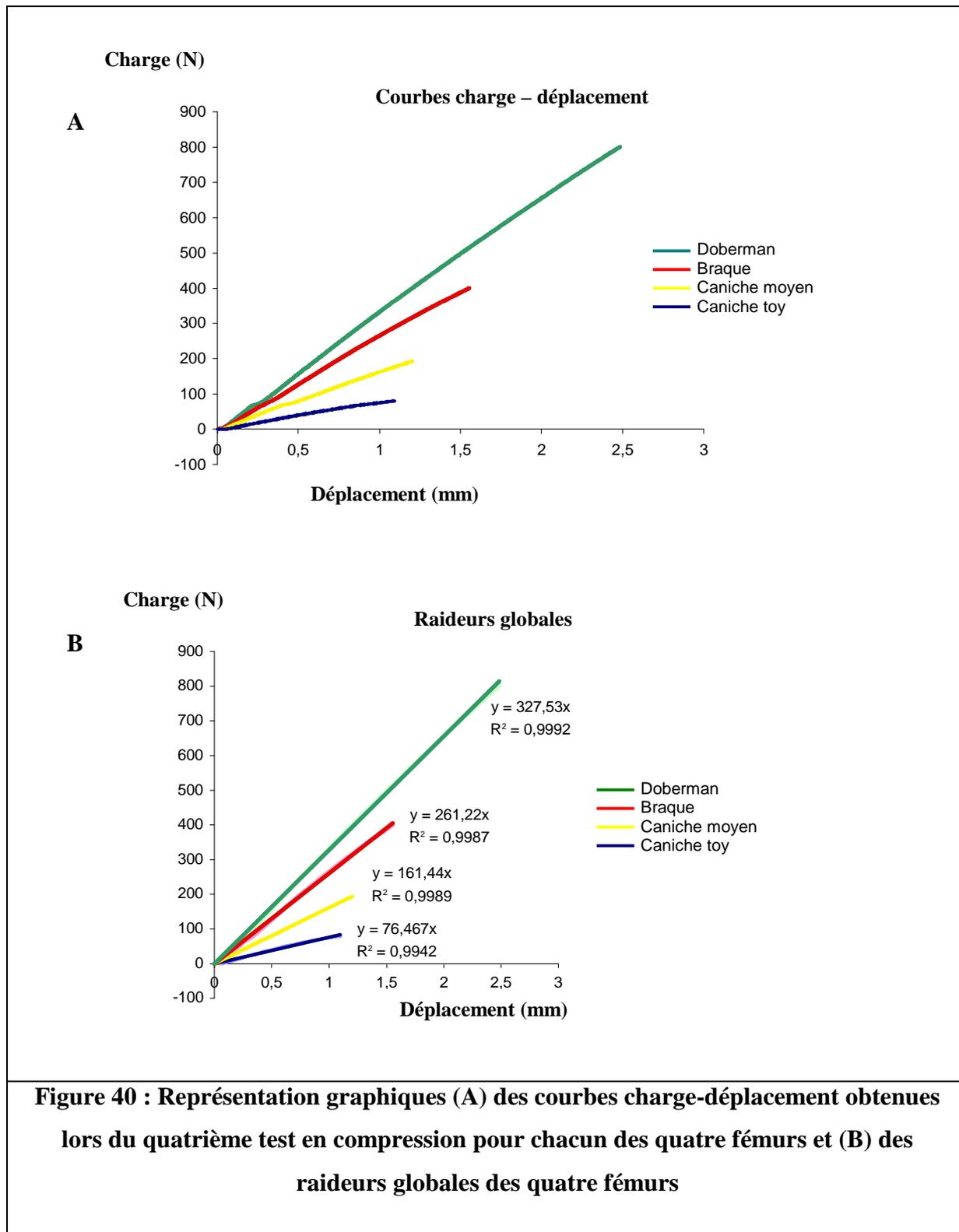
Graphiquement, les raideurs globales de chaque fémur correspondent aux pentes des courbes effort-déplacement comme le montre la figure 40. La raideur correspond au coefficient directeur de la droite de régression linéaire, appliquée à chaque courbe. Le coefficient de détermination ( $R^2$ ) permet d'évaluer la linéarité du comportement mécanique global de chaque fémur.

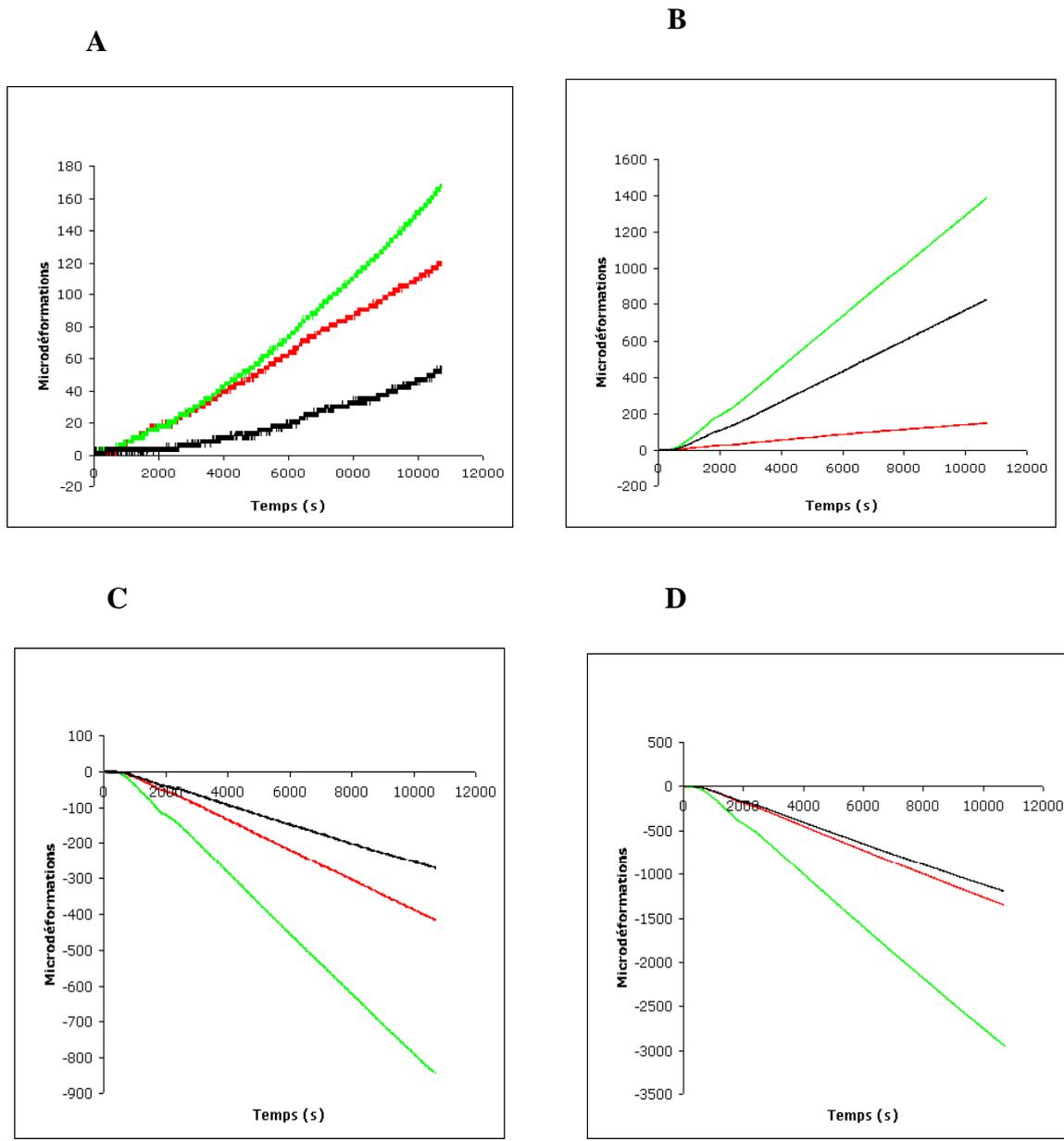
### II.4. Comportements mécaniques locaux

#### II.4.1. Profil des courbes de déformation en fonction du temps

L'analyse de l'évolution des déformations de chaque rosette en fonction du temps a permis de vérifier que les déformations locales enregistrées sur les sites d'intérêts étaient linéaires dans le temps comme le montre la figure 41, réalisée à partir du troisième test sur le fémur de braque. Les rosettes placées sur la face crâniale du fémur enregistrent des déformations en tension contrairement aux rosettes latérales et caudales qui se déforment en compression. La rosette située à 50% de la longueur du fémur se déforme d'avantage que celle située plus proximement. La rosette caudale enregistre les déformations les plus importantes. Ces caractéristiques se retrouvent sur les 4 fémurs testés pour les jauges orientées dans l'axe du fémur. Certaines différences ont été notées sur les jauges orientées à 45° par rapport à la jauge axiale. Les jauges rouges (orientée de 45° vers la droite) des rosettes situées sur la face crâniale à 25 % de la longueur totale du fémur du caniche toy et du caniche

moyen enregistrent des déformations en compression contrairement à celles du braque et du doberman, sur lesquels toutes les jauges de cette rosette se déforment en tension.





**Figure 41 : Courbes de micro déformations enregistrées par les rosettes de jauges du cluster 3**

(A) : rosette crâniale métaphysaire proximale :  
 courbe rouge : jauge a ; courbe verte : jauge b ; courbe noire : jauge c ;  
 (B) : rosette crâniale diaphysaire ; (C) : rosette latérale ; (D) : rosette caudale

#### II.4.2. Variabilité inter-essais des déformations

Pour chacun des fémurs, la moyenne des déformations enregistrées par chaque jauge d'une rosette pour une charge équivalente à 1,6 fois le poids du corps a été calculée. Les résultats sont représentés dans le tableau 5.

Cluster	jauges	Rosette crâniale 25%	Rosette crâniale 50%	Rosette latérale 40%	Rosette caudale 65%
1	a (rouge)	-198,07 ± 16,85 (-0,09)	439,61 ± 3,94 (0,01)	-102,65 ± 4,18 (-0,04)	-898,55 ± 10,98 (-0,01)
	b (verte)	183,58 ± 21,15 (0,12)	1719,23 ± 6,04 (0,00)	-123,79 ± 4,98 (-0,04)	-2709,55 ± 6,96 (0,00)
	c (blanche)	382,85 ± 26,79 (0,07)	706,52 ± 6,39 (0,01)	45,29 ± 12,84 0,28	-1289,25 ± 7,98 -0,01
2	a (rouge)	-48,31 ± 6,83 (-0,14)	491,55 ± 9,76 (0,02)	-195,05 ± 4,12 (-0,02)	-997,58 ± 4,41 (0,00)
	b (verte)	313,41 ± 6,65 (0,02)	1704,76 ± 9,11 (0,01)	-412,44 ± 5,36 (-0,01)	-2574,88 ± 12,33 (0,00)
	c (blanche)	314,01 ± 5,58 0,02	589,37 ± 11,33 (0,02)	-94,81 ± 8,22 (-0,09)	-1086,95 ± 9,45 (-0,01)
3	a (rouge)	118,96 ± 20,34 (0,17)	137,68 ± 8,60 (0,06)	-365,35 ± 6,65 (-0,02)	-1213,80 ± 24,83 (-0,02)
	b (verte)	167,88 ± 30,71 (0,18)	1256,68 ± 39,26 (0,03)	-749,41 ± 16,78 (-0,02)	-2644,38 ± 56,78 (-0,02)
	c (blanche)	53,75 ± 20,81 (0,39)	750,62 ± 26,64 (0,04)	-236,12 ± 3,04 (-0,01)	-1064,63 ± 21,29 (-0,02)
4	a (rouge)	119,16 ± 11,91 (0,10)	573,27 ± 7,77 (0,01)	-61,19 ± 19,52 (-0,32)	-1057,14 ± 78,08 (-0,07)
	b (verte)	132,85 ± 11,07 (0,08)	1882,47 ± 5,05 (0,00)	-471,01 ± 10,53 (-0,02)	-3057,17 ± 4492 (-0,01)
	c (blanche)	109,50 ± 11,92 (0,11)	841,38 ± 11,91 (0,01)	-279,39 ± 10,89 (-0,04)	-2074 ± 6,09 (0,00)

**Tableau 5 : Déformations enregistrées pour une charge équivalant à 160% du poids du corps, lors des 4 tests répétés, pour l'ensemble des rosettes des 4 fémurs testés**

Les coefficients de variation des déformations enregistrées pour une charge équivalant à 160% du poids du corps varient de 0,003 à 0,387 (Tableau 5).

Les jauges qui présentent la meilleure répétabilité avec le coefficient de variation de 0,003 sont (Tableau 5):

- la jauge axiale de la rosette caudale du caniche toy,
- la jauge axiale de la rosette crâniale située à 50% de la longueur totale du fémur du doberman
- la jauge blanche de la rosette caudale du doberman (orientée de 45° vers la gauche, par rapport à la jauge axiale).

En revanche, la jauge qui présente la plus grande variabilité (CV = 0,39) dans les mesures répétées, est la jauge blanche de la rosette crâniale, située à 25% de la longueur totale du fémur du braque (orientée de 45° vers la gauche, par rapport à la jauge axiale) (Tableau 5).

En écartant la rosette crâniale proximale du braque, la jauge blanche de la rosette latérale du caniche toy et la jauge rouge de la rosette latérale du doberman, toutes les autres jauges possèdent un coefficient de variation inférieur à 0,15 (Tableau 5).

#### II.4.3. Déformations principales

Le dépouillement des jauges de chaque rosette a été réalisé par la méthode des tables pour une charge représentant 160% du poids du chien sur lequel le fémur a été prélevé, soit 80N pour le caniche toy, 192N pour le caniche moyen, 400N pour le braque et 800N pour le doberman. La détermination des déformations principales minimales et maximales ainsi que leur orientation a été réalisée sur l'ensemble des 4 tests répétés pour chaque taille de fémur, sauf pour le doberman pour lequel le dernier test a dû être exclu, à cause d'un défaut de fonctionnement de certaines rosettes. Les données ainsi obtenues et leurs paramètres statistiques sont regroupés dans le tableau 6.

Les coefficients de variation des déformations principales et de l'angle  $\varphi$  ( $\varphi$  noté  $\psi$  dans le tableau 6) sont pour la plupart inférieurs à 0,10. Certaines des séries de tests répétés montrent une variabilité des résultats plus marquée notamment lorsque les déformations sont de faible intensité ( $\varepsilon_1$  de la rosette latérale du caniche toy et de la rosette caudale du doberman et  $\varepsilon_2$  de la rosette crâniale située à 25 % de la longueur totale du doberman). Les rosettes crâniale proximale du braque et latérale du doberman sont celles qui présentent la plus forte variabilité inter-essai.

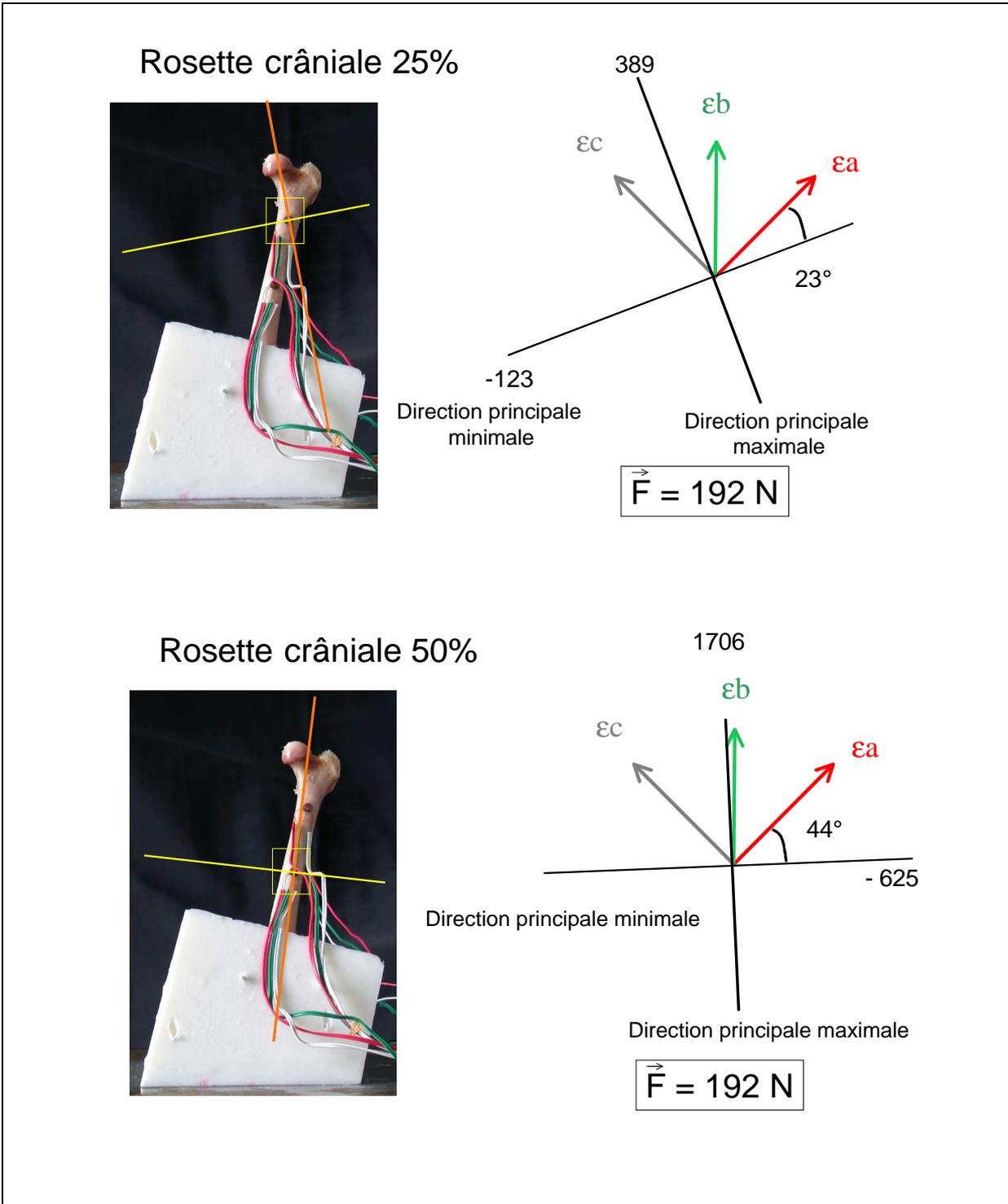
	Caniche toy				Caniche moyen			
	Cr1	Cr2	L	Cd	Cr1	Cr2	L	Cd
$\varepsilon_1$ test 2	425,93	1725,06	109,22	548,31	395,59	1718,70	133,43	502,90
$\varepsilon_1$ test 3	401,01	1735,03	91,35	536,10	392,17	1706,27	132,49	488,51
$\varepsilon_1$ test 4	398,59	1727,83	91,35	533,27	385,22	1699,20	117,64	491,02
$\varepsilon_1$ test 5	361,92	1720,17	75,37	516,88	381,50	1699,07	125,41	481,18
Moyenne	396,86	1727,02	91,82	533,64	388,62	1705,81	127,24	490,90
Écart-type	26,37	6,21	13,83	12,94	5,55	7,99	6,35	7,81
CV	0,07	0,00	0,15	0,02	0,01	0,00	0,05	0,02
$\varepsilon_2$ test 2	-191,63	-568,06	-145,45	-2712,57	-120,23	-617,25	-416,04	-2575,37
$\varepsilon_2$ test 3	-210,19	-574,88	-149,32	-2726,97	-116,81	-614,49	-415,09	-2563,36
$\varepsilon_2$ test 4	-212,60	-582,91	-149,32	-2719,22	-134,01	-646,06	-424,40	-2592,42
$\varepsilon_2$ test 5	-233,90	-587,32	-152,66	-2727,01	-120,63	-621,77	-412,86	-2570,58
Moyenne	-212,08	-578,29	-149,19	-2721,44	-122,92	-624,89	-417,10	-2575,43
Écart-type	17,30	8,55	2,95	6,96	6,57	12,50	4,37	10,70
CV	0,08	0,01	0,02	0,00	-0,05	-0,02	-0,01	0,00
$\psi$ test 2	8,30	43,50	25,90	41,50	22,80	43,80	39,20	44,60
$\psi$ test 3	8,80	43,50	25,60	41,70	22,80	43,80	39,80	44,10
$\psi$ test 4	8,80	41,70	25,60	41,70	22,50	44,40	42,80	44,10
$\psi$ test 5	8,80	43,50	26,80	41,70	22,20	43,80	39,80	44,10
Moyenne	8,68	43,05	25,98	41,65	22,58	43,95	40,40	44,23
Écart-type	0,25	0,90	0,57	0,10	0,25	0,26	1,41	0,22
CV	0,03	0,02	0,02	0,00	0,01	0,01	0,03	0,00

	Braque				Doberman			
	Cr1	Cr2	L	Cd	Cr1	Cr2	L	Cd
$\varepsilon_1$ test 2	147,04	1263,00	144,56	349,26	143,30	1891,81	177,49	60,05
$\varepsilon_1$ test 3	198,27	1303,15	147,07	377,14	135,66	1893,74	139,78	-3,73
$\varepsilon_1$ test 4	202,04	1362,19	164,45	388,31	130,68	1884,26	131,52	-24,94
$\varepsilon_1$ test 5	149,57	1321,81	154,49	356,91	-	-	-	-
Moyenne	174,23	1312,54	152,64	367,91	136,55	1889,93	149,60	10,46
Écart-type	29,99	41,20	8,93	17,98	6,35	5,01	24,51	44,24
CV	0,17	0,03	0,06	0,05	0,05	0,00	0,16	4,23
$\varepsilon_2$ test 2	-2,11	-415,16	-743,61	-2583,56	112,74	-454,61	-330,87	-3108,38
$\varepsilon_2$ test 3	11,88	-414,25	-736,45	-2638,04	76,90	-490,36	-320,95	-3145,97
$\varepsilon_2$ test 4	3,27	-429,81	-773,16	-2721,71	86,71	-480,88	-484,17	-3170,66
$\varepsilon_2$ test 5	-19,13	-437,74	-763,19	-2642,01	-	-	-	-
Moyenne	-1,52	-424,24	-754,10	-2646,33	92,12	-475,28	-378,66	-3141,67
Écart-type	13,08	11,48	17,01	56,89	18,53	18,52	91,51	31,36
CV	-8,59	-0,03	-0,02	-0,02	0,20	-0,04	-0,24	-0,01
$\psi$ test 2	32,50	34,70	40,90	43,70	35,80	43,50	34,90	34,90
$\psi$ test 3	41,70	34,60	40,90	43,30	40,30	41,80	35,10	35,60
$\psi$ test 4	34,60	34,60	40,90	43,70	34,10	41,80	35,10	36,20
$\psi$ test 5	34,60	34,60	40,90	43,70	-	-	-	-
Moyenne	36,97	34,60	40,90	43,57	36,73	42,37	35,03	35,57
Écart-type	4,02	0,05	0,00	0,20	3,20	0,98	0,12	0,65
CV	0,11	0,00	0,00	0,00	0,09	0,02	0,00	0,02

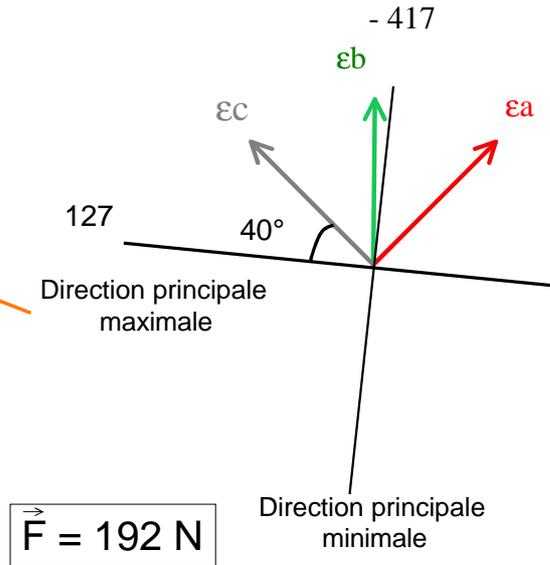
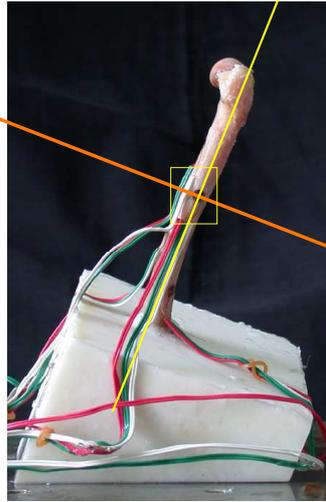
**Tableau 6 : Résultats du dépouillement des rosettes pour les 4 tests réalisés sur chacun des fémurs représentatifs des groupes morphologiques**

Cr1 : Première rosette crâniale, située à 25% de la longueur totale; Cr2 : Deuxième rosette crâniale, située à 50% de la longueur totale, L : Rosette latérale, située à 40% de la longueur totale ; Cd : Rosette caudale, située à 65% de la longueur totale ;  $\varepsilon_1$  : Déformation principale maximale ;  $\varepsilon_2$  : Déformation principale maximale ;  $\psi$  : Angle formé entre la jauge support du 1 et la déformation principale minimale ou maximale CV : Coefficient de variation

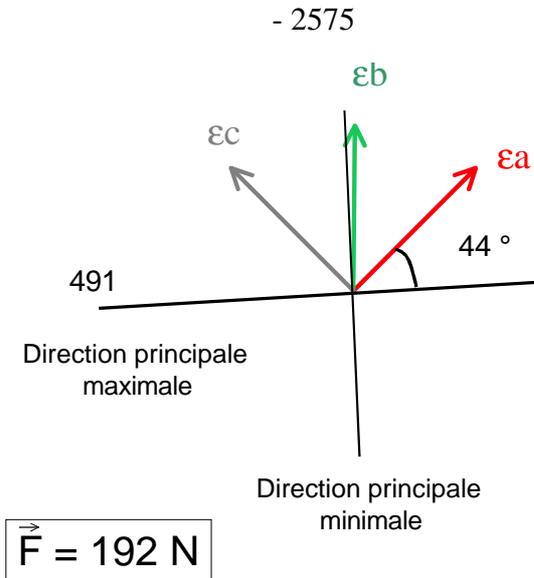
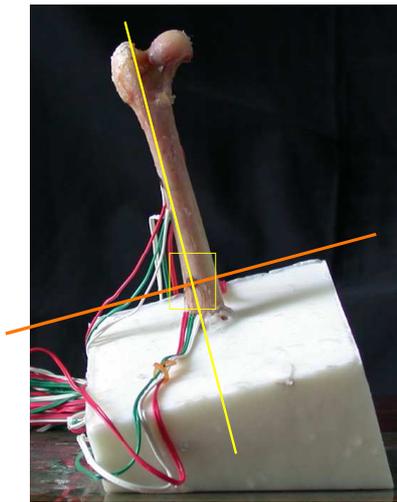
A partir de l'angle  $\varphi$ , nous avons représenté les déformations principales maximale et minimale pour chaque rosettes des quatre fémurs étudiés pour un charge de 1,6 fois le poids du corps, comme le montre la figure 42 pour le cluster 2.



### Rosette latérale



### Rosette caudale



**Figure 42 : Représentation graphique des résultats du dépouillement des rosettes du fémur du caniche moyen et détermination de la direction des déformations principales directement sur l'os**



## **TROISIEME PARTIE : DISCUSSION**

### **I. Matériel et méthodes**

#### **I.1. Propriétés mécaniques et conservation des échantillons**

Il est primordial que les propriétés mécaniques des os utilisés restent intactes tout au long de l'étude. Il faut donc connaître les effets de cycles répétés de congélation-décongélation sur le du tissu osseux.

Linde et Sorensen [21] ont montré que cinq cycles de congélation-décongélation n'altèrent pas le comportement de l'os soumis à une compression mais les conditions de conservation ne sont pas détaillées dans cette étude.

D'après Kang en 1997 [22], un os frais subissant cinq cycles de congélation/décongélation de  $-20^{\circ}$  à  $20-22^{\circ}\text{C}$ , conserve des propriétés mécaniques intactes sous réserve de lutter contre la déshydratation, qui modifie sa rigidité de façon non négligeable. Cependant à la température de  $-20^{\circ}$  apparaît un problème car les protéases et les lipases ne sont pas totalement inhibées. Par conséquent, il était conseillé dans cette étude de limiter la durée du stockage à 7-8 mois car les effets de la congélation sur des durées plus longues n'étaient pas encore connues.

Plus tard en 1999, Griffon et Wallace [23] ont montré qu'il n'y avait pas de différence significative dans les mesures de propriétés mécaniques effectuées suite à un stockage de plus de huit mois à condition que l'os soit correctement hydraté.

Pour conserver les propriétés mécaniques des fémurs étudiés, le choix s'est porté sur l'utilisation de tests mécaniques sur des os frais prélevés sur des cadavres et conservés par congélation à moins  $20^{\circ}\text{C}$ . L'hydratation des fémurs au cours de la congélation est assurée par une alèse imbibée de liquide physiologique (Versol® NaCl 0.9% pour irrigation) enroulée autour de l'os. De même, lors de leur manipulation à température ambiante, les fémurs ont été hydratés en permanence soit par des compresses imbibées de liquide physiologique soit par pulvérisation.

## I.2. Etude mécanique

### I.2.1. Orientation de la force appliquée

L'étude mécanique du fémur a été déterminée dans la configuration où il est le plus sollicité.

La force appliquée sur la tête fémorale lors du test de compression doit être la plus proche possible de la force de réaction articulaire qui s'exerce in vivo. lors de l'appui maximum au cours du cycle de marche.

Selon Page [8], la force de réaction articulaire est orientée vers le bas, latéralement et caudalement. Elle est angulée de  $20^\circ$  caudalement dans le plan sagittal et forme un angle de  $30^\circ$  latéralement vers le bas dans le plan du col fémoral. Mais, dans notre protocole, la presse délivre une force verticale. Il faut donc positionner le fémur dans l'espace de manière à respecter l'orientation respective de la force articulaire et du fémur, lors de l'appui maximum.

Pour respecter l'orientation de  $20^\circ$  caudalement dans le plan sagittal définie par Page, cela implique de positionner le fémur de  $20^\circ$  en flexion comme indiqué sur la figure 43.

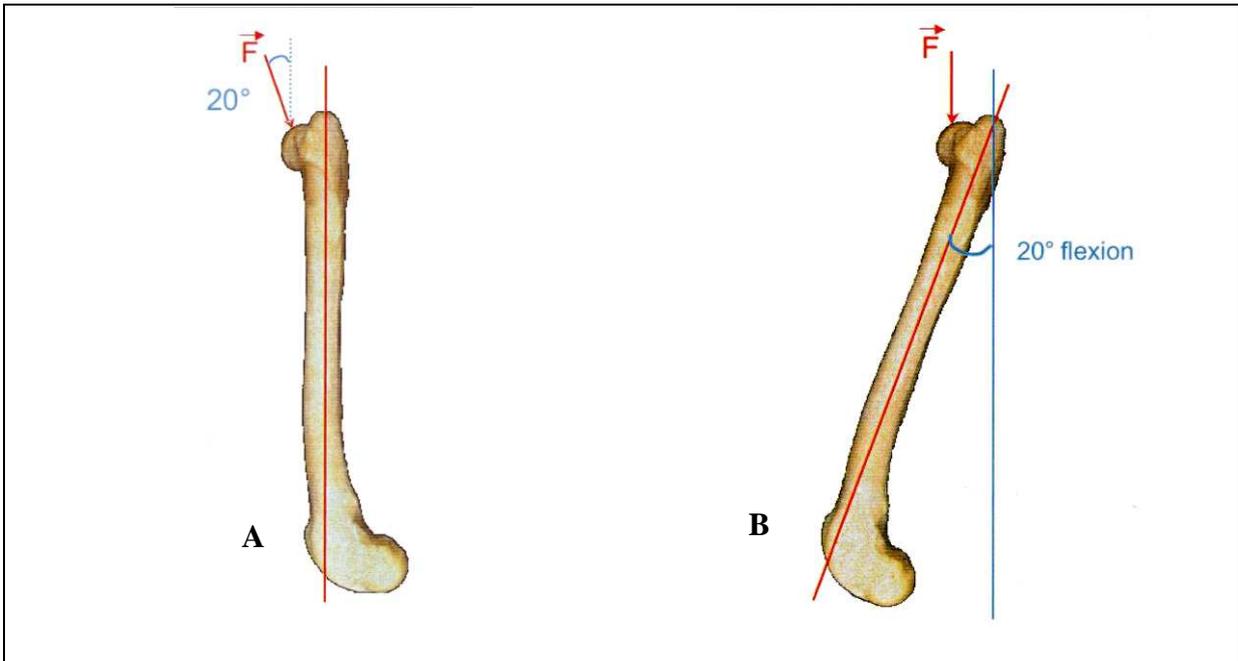
Concernant l'angle de  $30^\circ$  latéralement vers le bas dans le plan du col fémoral, il faut déterminer la direction de cet angle par rapport à l'axe de la diaphyse fémorale. Cela revient à calculer la valeur de l'angle  $\alpha$  défini sur la figure 44.

On sait d'après Paliarne [24] que l'axe du col fémoral fait en moyenne un angle de  $140^\circ$  avec l'axe diaphysaire. On sait aussi que la somme des angles d'un triangle est égale à  $180^\circ$ .

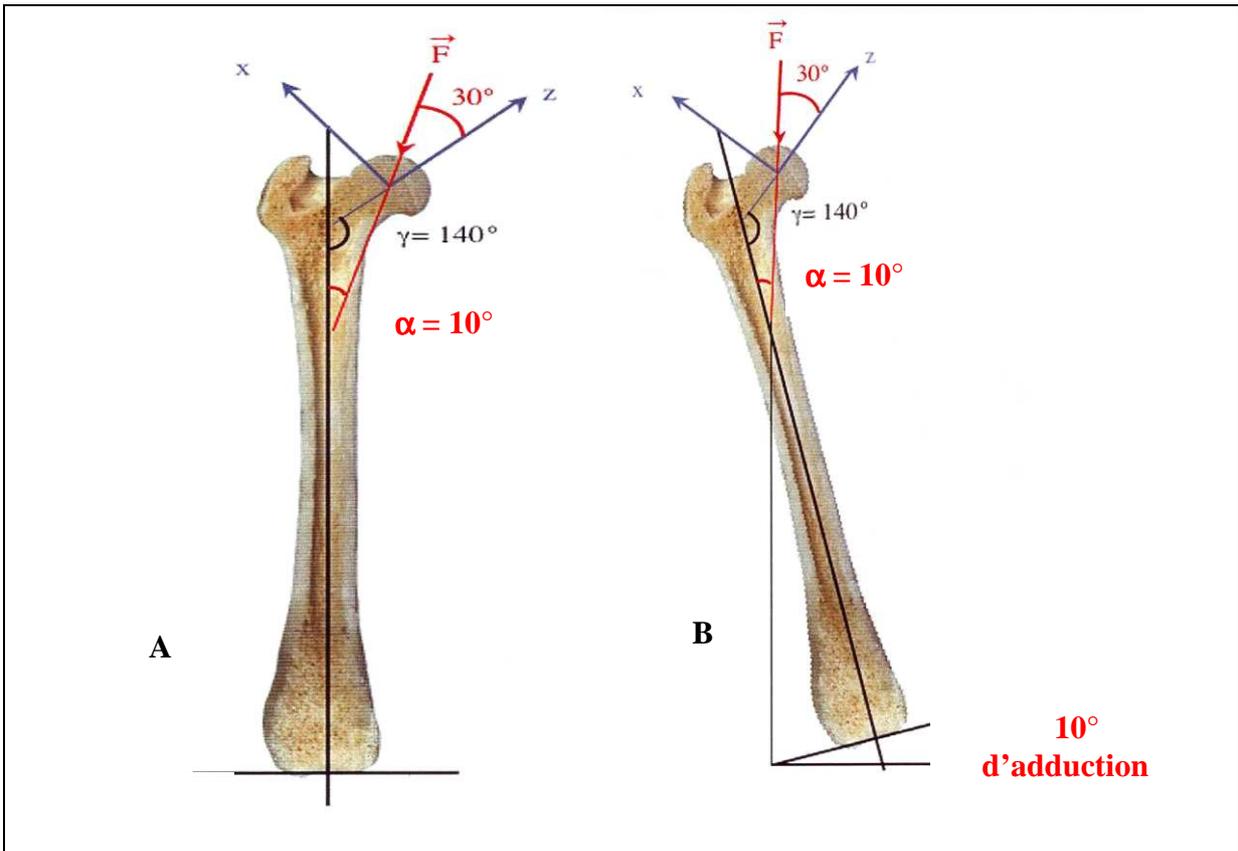
$$180 = 140 + 30 + \alpha$$

$$\text{donc } \alpha = 10^\circ.$$

Le vecteur de la force fait donc selon Page un angle de  $10^\circ$  latéralement avec l'axe de la diaphyse fémorale dans le plan frontal. Comme la presse délivre une force verticale, le fémur doit être orienté de  $10^\circ$  en adduction.

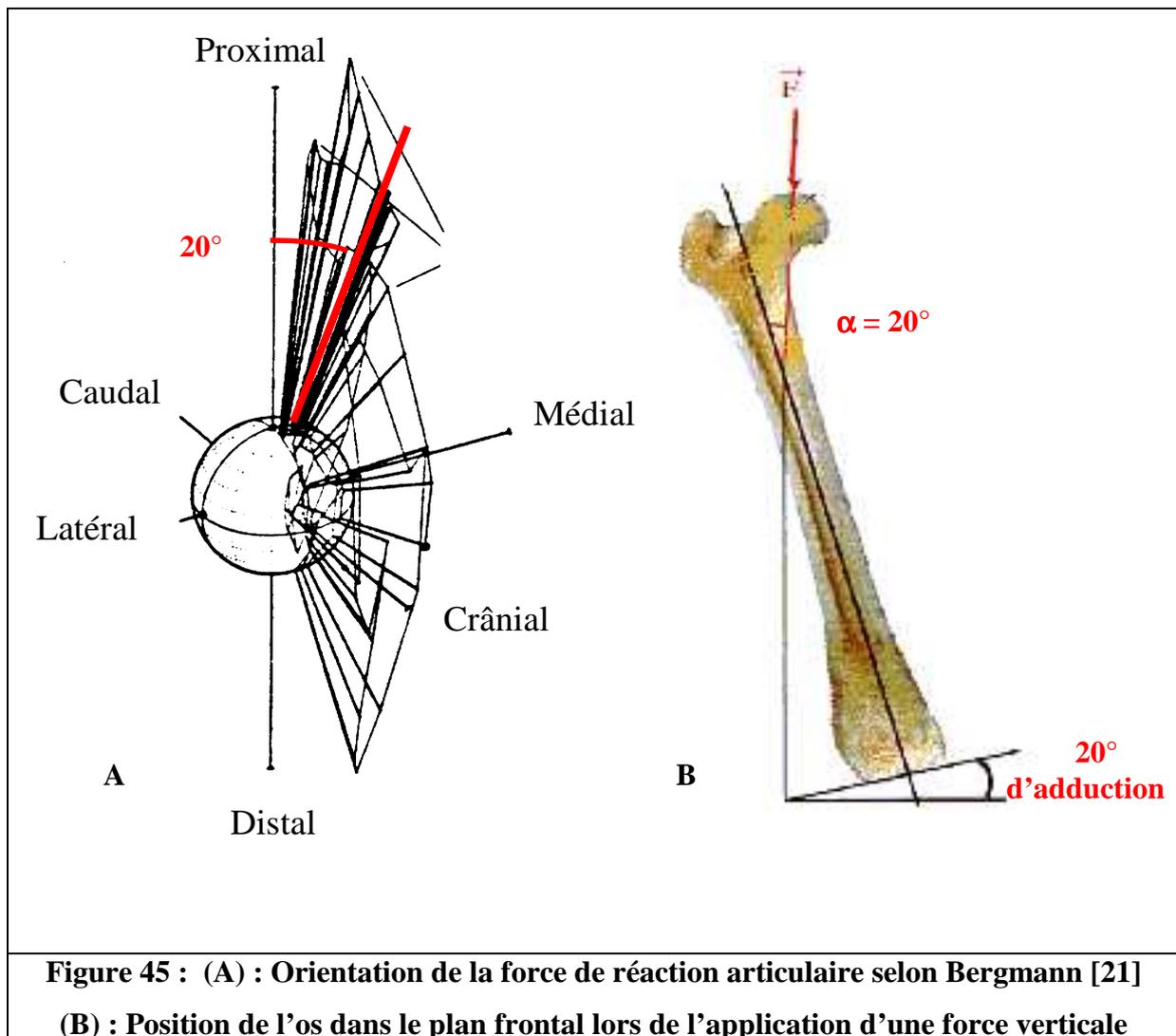


**Figure 43 : (A) :Orientation de la force de réaction articulaire dans le plan sagittal par rapport à la diaphyse fémorale d'après Page**  
**(B) : Position de l'os dans le plan sagittal lors de l'application d'une force verticale**



**Figure 44 : (A) :Orientation de la force de réaction articulaire dans le plan frontal par rapport à la diaphyse fémorale d'après Page**  
**(B) : Position de l'os dans le plan frontal lors de l'application d'une force verticale**

Bergmann a obtenu une direction de la force de réaction articulaire dans le plan frontal d'environ  $20^\circ$  en moyenne latéralement à l'axe de la diaphyse fémorale. Si la force appliquée est verticale, cela implique que l'on oriente le fémur de  $20^\circ$  en adduction selon Bergmann ( Figure 45).



En conclusion, de cette étude, une position du fémur dans l'espace de  $20^\circ$  en flexion, et de  $15^\circ$  en adduction a été choisie, intermédiaire entre l'étude de Page ( $10^\circ$ ) et celle de Bergmann ( $20^\circ$ ).

Il est important de comprendre que cette position du fémur dans l'espace ne correspond pas à la position du fémur in vivo lors de l'appui maximum au cours du cycle de marche. C'est une position calculée qui permet de reproduire l'orientation relative de la force de réaction articulaire et du fémur lorsque la force appliquée sur le fémur est verticale.

## I.2.2. Position des jauges

Quatre rosettes de trois jauges à 45° ont été collées sur les os étudiés en respectant un pourcentage de la longueur totale pour chaque fémur et avoir ainsi des résultats comparables d'un os à l'autre. Les positions choisies correspondent à un site clé pour l'étude des contraintes subies sur le fémur.

Une rosette a été placée sur la face crâniale en région métaphysaire proximale à 25% de la longueur totale de l'os. En effet, la région métaphysaire est une région intéressante à étudier car elle constitue une zone d'intérêt pour certaines applications en orthopédie. Cette zone joue un rôle majeur dans le descellement aseptique des prothèses totales de hanche [25,26]. De même, elle constitue le point d'ancrage proximal des clous verrouillés au niveau duquel les ruptures d'implants sont fréquentes.

Sur la face crâniale, une autre rosette est collée en région médio-diaphysaire à 50% de la longueur totale afin d'étudier le comportement mécanique de cette région souvent impliquée dans les fractures fémorales.

En outre, les deux rosettes crânielles permettent d'évaluer l'impact de l'excentration de l'effort lié au départ médial de la tête fémorale par rapport à l'axe diaphysaire sur l'évolution de l'axe des déformations principales.

La face latérale du fémur étant une zone de prédilection pour la mise en place de plaques vissées, une rosette de jauge a été disposée sur la face latérale en région médio-diaphysaire à 40 % de la longueur totale du fémur.

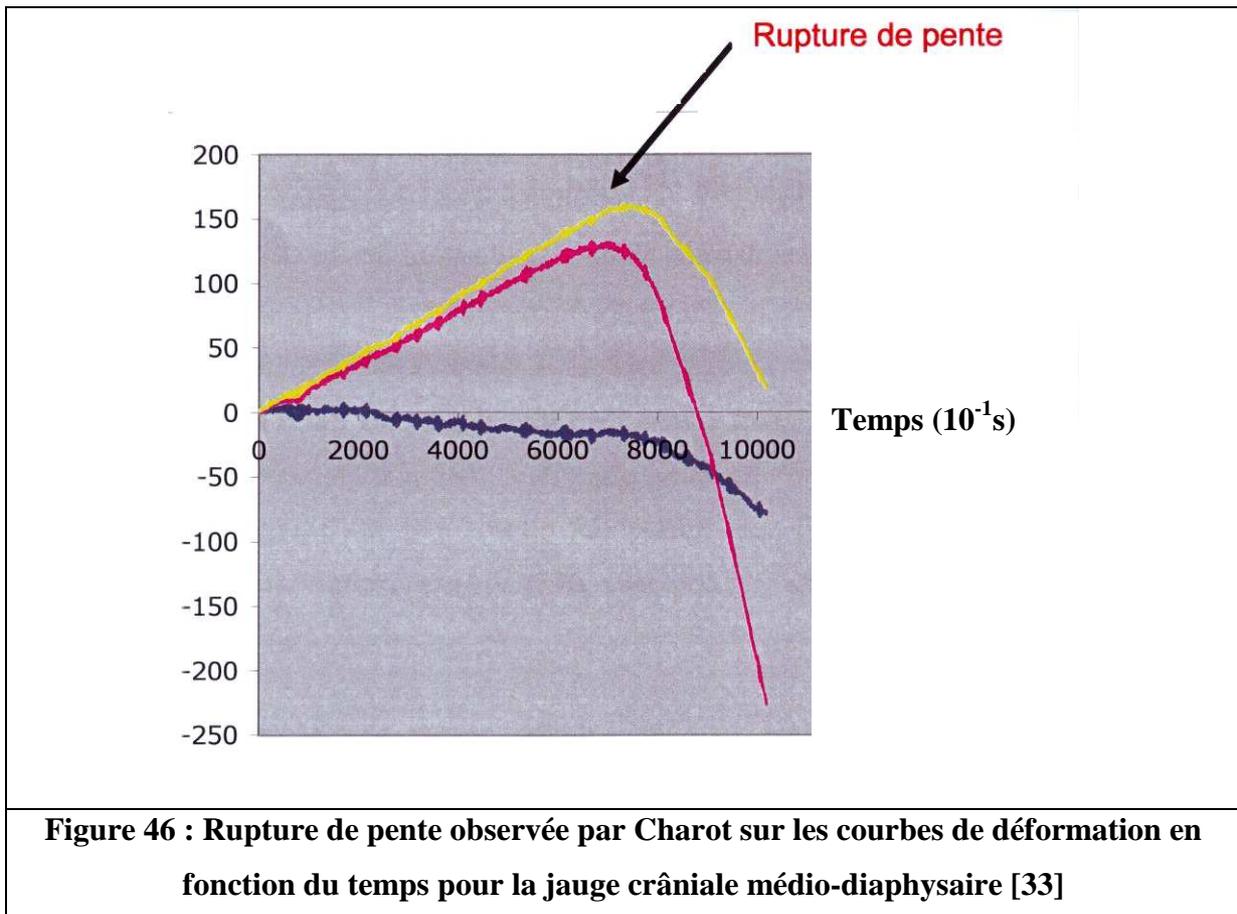
Une rosette a été placée en face caudale pour connaître les contraintes qui s'exercent sur cette zone plus rarement étudiée en région métaphysaire distale à 65 % de la longueur totale de l'os. Les jauges sont placées au dessus du socle de résine pour éviter les effets de bords liés à l'encastrement du massif condylien dans la résine et les modifications de la rigidité qui en découlent.

L'analyse de la variabilité de la position des rosettes montre une erreur acceptable, variant de 0 à 5 %, sauf pour la rosette crâniale du doberman, qui présente une erreur de 8%.

### I.2.3. Technique de mise en charge

- Intérêt de la table de glissement pour l'orientation de la force appliquée

L'effort est appliqué dans une étude préliminaire [27] par l'intermédiaire d'une presse électro-mécanique de façon verticale sur la tête du fémur. Charot [27] a utilisé un cône comme intermédiaire entre la tête fémorale et la machine d'essai. Or, avec ce simple montage, elle observe une rupture de pente sur toutes les courbes de déformations principales (Figure 46).



Elle a expliqué cette rupture de pente par une variabilité de la direction relative de la force articulaire par rapport à l'axe fémoral lors de la déflexion de l'os mis en charge. Pour éviter ce phénomène, il a été décidé de recourir à l'application d'une force suiveuse, c'est à dire une force qui conserve toujours la même orientation par rapport à l'axe fémoral lors de la déflexion du fémur.

Pour ce faire, une table de glissement a été utilisée permettant de conserver cette orientation relative tout au long du test. En effet cette table évite l'inflexion du fémur créant des forces parasites.

➤ Amplitude de la force appliquée

Comme nous l'avons vu dans la première partie, Page [15] a trouvé que la force appliquée sur le fémur varie de 0,8 à 1,65 fois le poids du corps lors de l'appui maximum. Elle a cependant précisé que 165% du poids du corps était une valeur probablement plus proche de la vérité car les forces d'appui enregistrées étaient sous estimées, par l'existence d'une boiterie résiduelle post-opératoire.

En effets, les chiens n'avaient pas retrouvé un appui franc en raison d'une mauvaise tolérance de la prothèse implantée.

Bergmann a trouvé une amplitude de la force appliquée variant de 0,5 à 0,8 fois le poids du corps. Mais le biais induit par le défaut d'appui du membre étudié était également présent dans cette étude.

Dans cette étude, une force d'amplitude égale à 1,6 fois le poids du corps a été choisie. Néanmoins, le choix du pourcentage n'avait que peu d'influence étant donné le caractère linéaire des comportements mécaniques global et local des fémurs dans la zone de déformation élastique.

➤ Vitesse d'application de la force

Dans cette étude, l'os a été soumis à une vitesse d'application de la force de 0.1 mm par minute. C'est la vitesse la plus faible que le logiciel était capable de délivrer sur l'os par l'intermédiaire de la presse.

Comme l'a montré l'étude bibliographique, l'os est un matériau viscoélastique. A vitesse lente, la quantité d'énergie dissipée par le phénomène d'amortissement est limitée et l'os se rapproche d'avantage d'un comportement élastique comme l'a montré Lakes [28] en 2004.

## II. Résultats

### II.1. Répétabilité des tests

#### II.1.1. Comportement mécanique global

La répétabilité des tests a été évaluée en quantifiant la variabilité des pentes des courbes force-déplacement lors des 4 tests répétés. Les coefficients de variation variant de 0,01 à 0,03 montrent la très faible variabilité des résultats entre les différents tests. Toutefois, l'évolution des pentes en fonction des différents tests successifs montre une légère tendance à l'augmentation de la raideur entre le premier et le dernier test.

Cette augmentation est plus marquée chez le doberman (de 308,2 à 327,5 N/mm). Cette tendance est probablement attribuée au phénomène de déshydratation de l'os lors des tests, malgré les précautions de réhydratation entre chaque test. L'effet a été accru chez le doberman, en raison de la durée croissante des tests avec la raideur : la durée du test chez le caniche toy était d'environ 1340 secondes alors que la durée du test chez le doberman était d'environ 3300 secondes. De ce fait, le doberman a eu plus de risque de se déshydrater pendant la durée du test.

#### II.1.2. Comportement mécanique local

Les rosettes crâiales situées à 50% de la longueur totale et les rosettes caudales possèdent une faible variabilité entre les tests répétés pour les 4 types de fémurs avec des coefficients de variation variant de 0,003 à 0,07. Sur les jauges crâiales situées à 25% de la longueur totale et les latérales, les résultats sont un peu plus relatifs. En effet, 6 jauges appartenant à ce type de rosettes possèdent des coefficients variant entre 0,14 et 0,39. Pour 4 de ces 6 jauges, les déformations enregistrées sont inférieures à 70 microdéformations. Il est donc probable que cette variabilité soit liée au fait que ces jauges, situées dans un axe où l'os se déforme peu, soient parasitées par le bruit de fond, lié au fonctionnement des jauges. Les 3 jauges de la rosette crâiale, située à 25% de la longueur totale du fémur du braque sont également concernées, dont 2 enregistrent des déformations supérieures à 70 microdéformations mais qui restent toutefois modérées (119 et 169 microdéformations).

Cette variabilité accrue se retrouve logiquement dans certaines valeurs des déformations principales ou dans leur orientation, pour la rosette crâniale proximale du braque, ainsi que les rosettes latérales du caniche toy (Tableau 6).

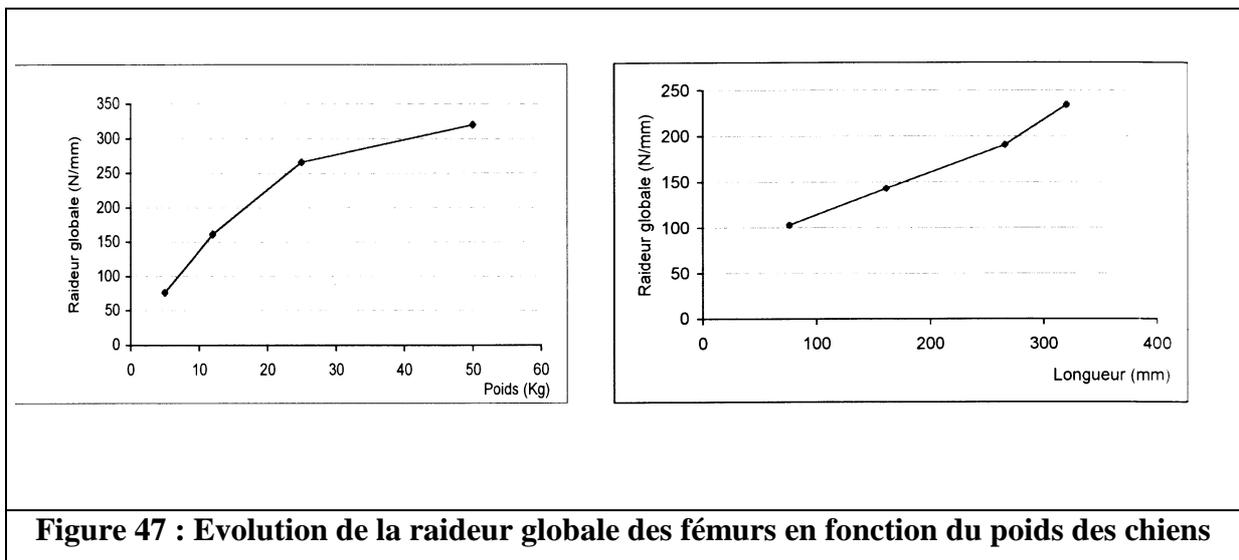
En revanche, pour la rosette crâniale proximale du caniche moyen, le coefficient de variation de la jauge rouge de 0,14 n'a aucune influence sur la variabilité des déformations principales. Ce manque d'influence est lié au fait que cette jauge enregistre des déformations très faibles par rapport à celles des deux autres jauges de la rosette. Sa variabilité est donc complètement négligeable dans les résultats du dépouillement.

*A contrario*, certaines valeurs individuelles des jauges, qui présentent une bonne répétabilité lors des 4 tests, sont à l'origine de forte variabilité dans les déformations principales. Ce phénomène se produit pour des déformations principales très faibles.

L'exemple de la rosette caudale du doberman illustre ce phénomène, avec des coefficients de variation individuels de 0,003 à 0,07. Malgré cette constance, le coefficient de variation de la déformation principale maximale est de 4,23. Cette rosette se déforme en compression donc la déformation principale minimale représente la déformation majeure (-3142 microdéformations) et la déformation principale maximale est extrêmement faible (10,5 microdéformations). Une légère variation des valeurs individuelles des jauges, entraînera par conséquent une variation relative importante lors du dépouillement de la rosette pour la déformation principale maximale.

## II.2. Raideur globale

La raideur globale de l'os, correspondant à la pente de la droite qui décrit l'effort en fonction du déplacement, est différente pour les quatre fémurs testés. Les raideurs globales des fémurs augmentent, du fémur du caniche toy à celui du doberman, de manière logarithmique en fonction du poids et de manière quasi linéaire en fonction de la longueur du fémur (Figure 47).



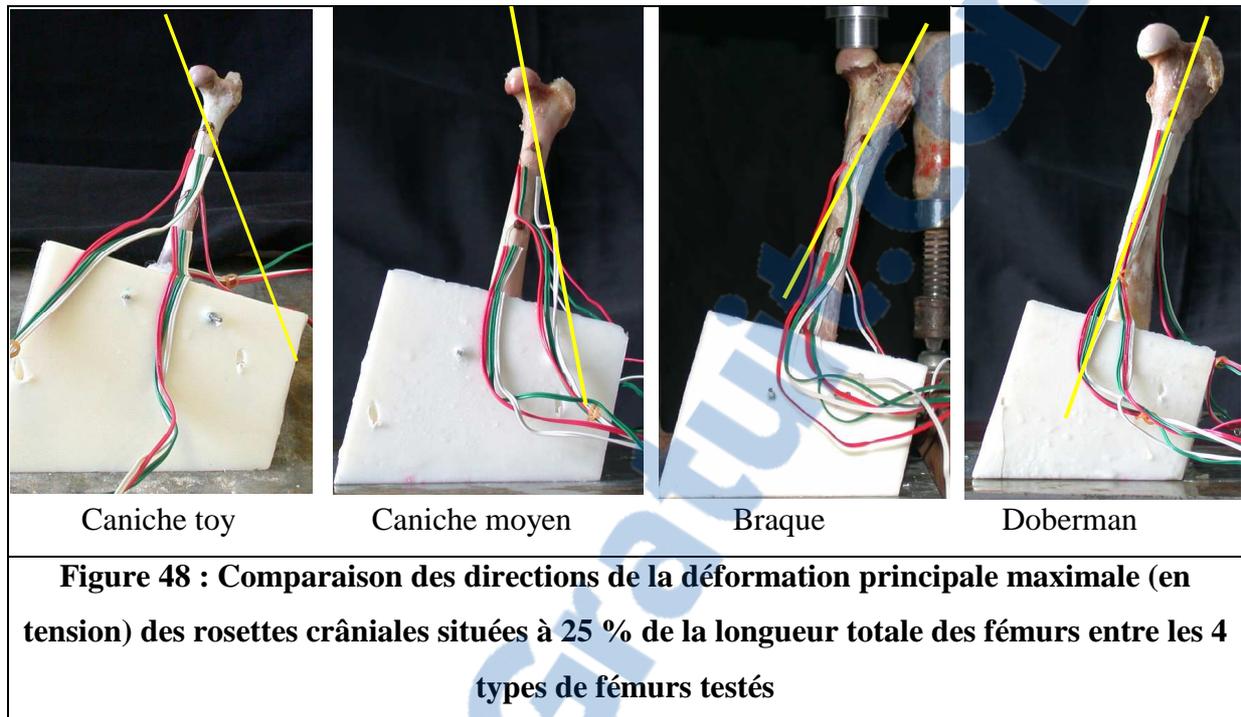
Compte tenu de la forme complexe des fémurs, il n'est pas possible d'évaluer simplement les raisons de ce comportement mécanique particulier. Le fémur ne peut pas être assimilé à une forme d'éprouvette type (cylindre ou parallépipède). En outre, la position de la zone grossièrement cylindrique est variable en longueur, en diamètre et en index cortico-médullaire, rendant impossible les comparaisons par des outils mathématiques. La variabilité des raideurs entre les différents fémurs en fonction de leur groupe confirme la nécessité *a priori* de travailler sur des os de taille différentes en fonction des groupes.

### II.3. Les axes de déformation

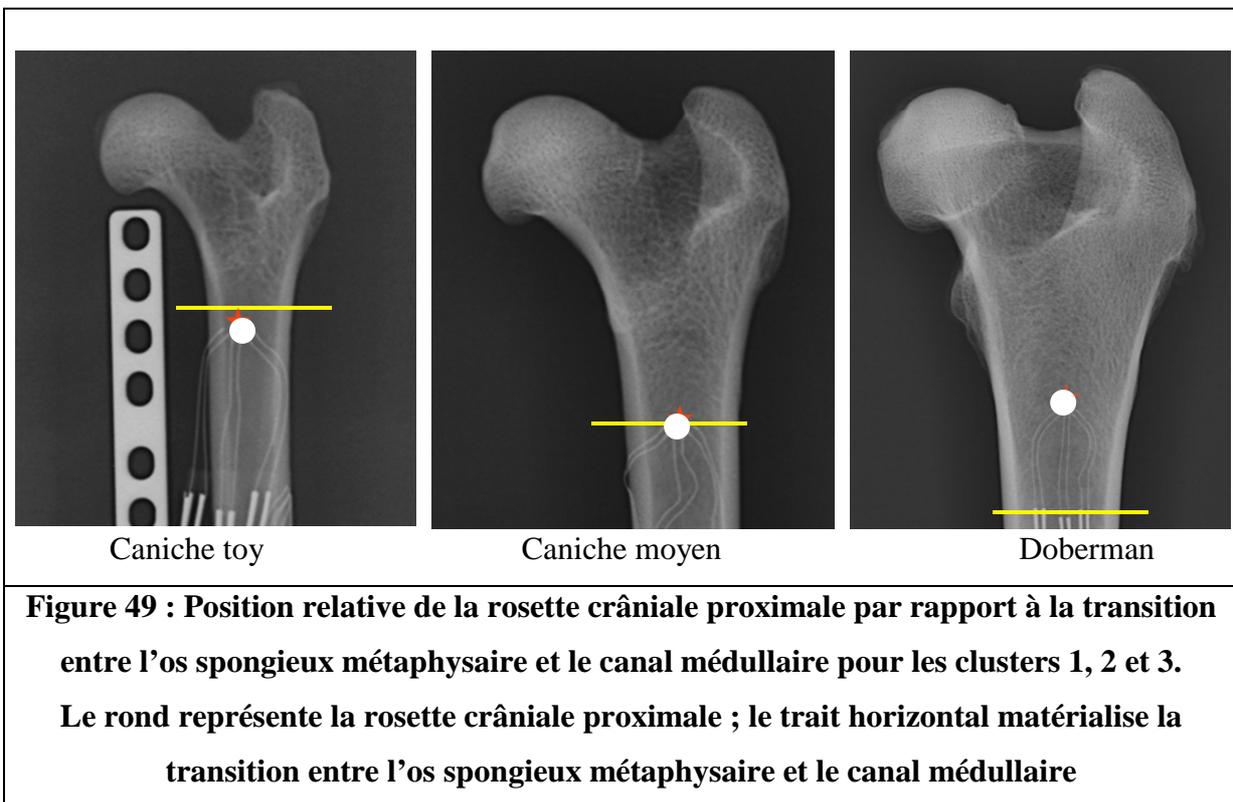
Les résultats des jauges d'extensométrie s'accordent sur la nature des déformations des différentes faces, pour l'ensemble des types fémoraux testés. Les rosettes crâiales enregistrent des déformations en tension alors que les rosettes latérales et caudales se déforment en compression. À l'exception de la rosette crâiale située à 25% de la longueur totale, les orientations des déformations sont globalement identiques pour les 4 fémurs testés. L'axe de déformation principal est peu différent de l'axe diaphysaire.

La rosette crâiale proximale montre une orientation proche de celle du col fémoral, pour les deux caniches toy et moyen. Sur le doberman, cette orientation prend une orientation plus proche de l'axe diaphysaire. Cette différence pourrait être mise en relation avec la variation de l'angle céphalo-cervico-diaphysaire plus ouvert sur les fémurs de gabarit plus important, qui expliquerait cette « verticalisation » de l'axe de déformation. L'interprétation de l'orientation

de la déformation sur le fémur du braque est rendue difficile par la variabilité des résultats obtenue pour cette rosette (Figure 48).

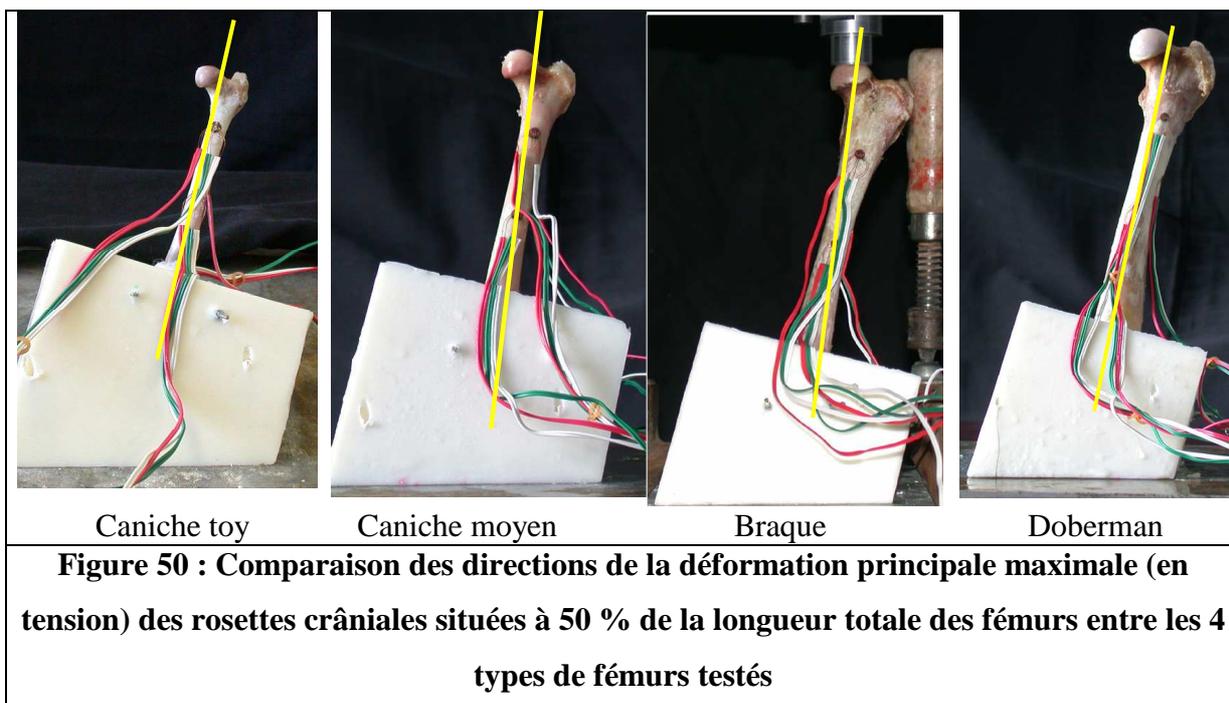


En outre, la rosette crâniale proximale est située à l'interface entre la région métaphysaire et diaphysaire. Or, la transition os spongieux – canal médullaire ne semble pas se produire au même pourcentage de la longueur totale du fémur. Ainsi, la rosette crâniale proximale est située en dessous de cette transition sur le fémur du caniche toy, en regard de cette transition sur le caniche moyen et bien en-dessus sur les fémurs du braque et du doberman (Figure 49). Cette différence pourrait être à l'origine d'une légère variation des axes de transfert des forces et donc des déformations.



La rosette crâniale située en médiodiaphysaire montre un axe de déformation dans l'axe de la diaphyse avec toutefois pour les 3 premières tailles une légère angulation médio-latérale, de l'ordre de quelques degrés, de la tête fémorale vers le condyle fémoral latéral.

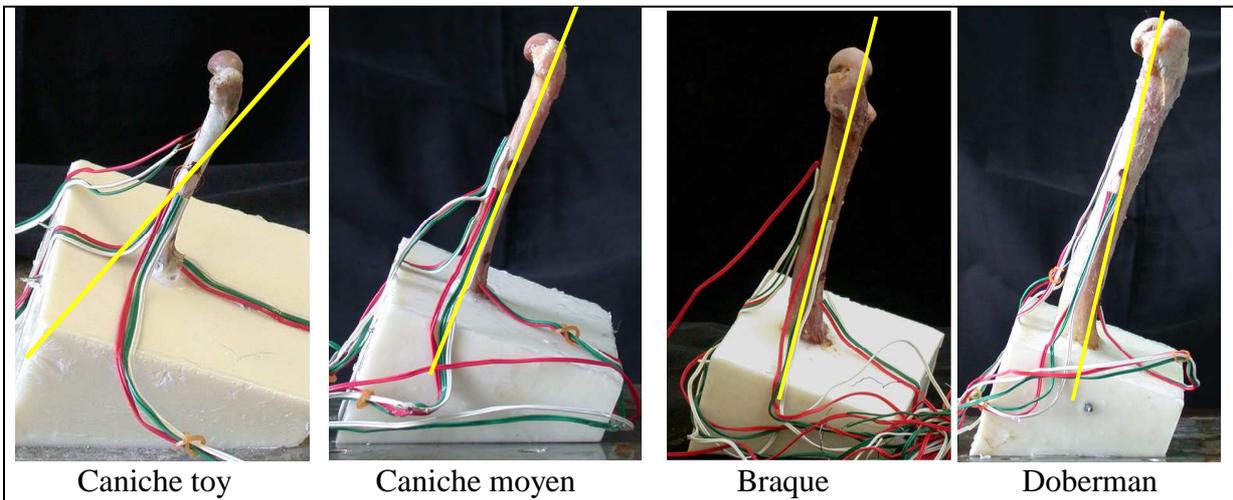
Cette légère angulation est moins nette sur le fémur du doberman qui se déforme franchement selon l'axe diaphysaire. Cette variation discrète pourrait aussi être expliquée par la différence d'orientation du col par rapport à l'axe diaphysaire, qui implique une transmission plus verticale de la déformation le long du fût fémoral (Figure 50).



L'axe de déformation de la rosette latérale est globalement orienté dans l'axe du fût fémoral avec une très légère angulation crânio-caudale sur le fémur du doberman (Figure 51).

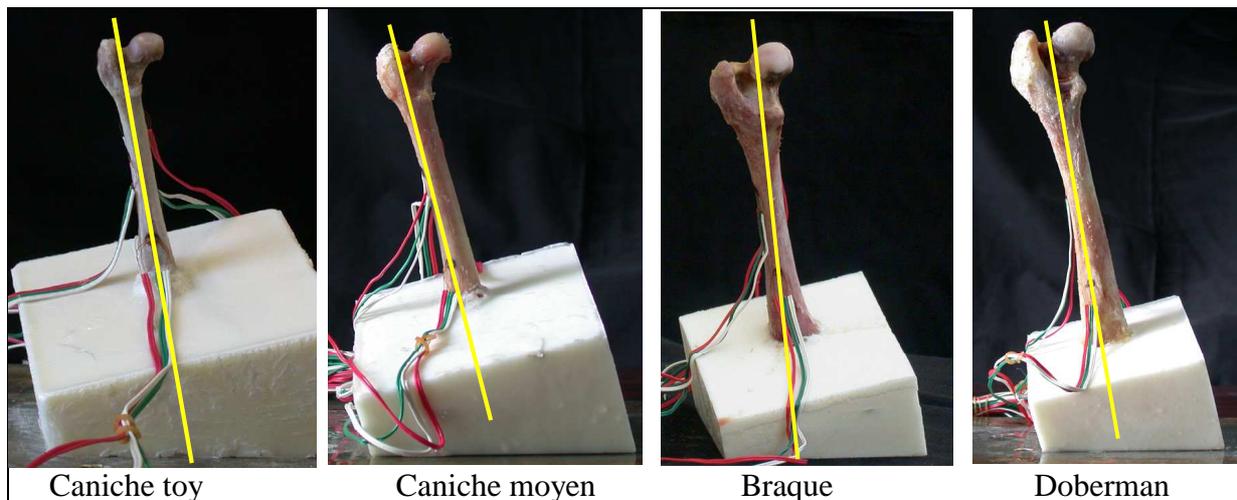
Cette variation d'orientation sur le fémur du doberman pourrait être attribuée à une courbure crânio-caudale dans le plan sagittal un peu plus marquée sur ce fémur par rapport aux fémurs des autres groupes morphologiques. L'orientation de la déformation de cette rosette sur le fémur du caniche toy diffère des 3 autres fémurs testés avec une bascule caudale de cet axe (Figure 51).

L'interprétation de cette différence souffre de la variabilité un peu plus importante de la jauge blanche de la rosette latérale du caniche toy ( $CV = 0,15$ ) qui, même si elle ne semble pas interférer avec la répétabilité de l'angle ( $CV = 0,02$ ), ni avec la déformation principale ( $CV = 0,02$ ), pourrait témoigner d'un dysfonctionnement de la jauge et d'un biais éventuel. Si tel n'est pas le cas, ce qui est le plus vraisemblable, cette différence pourrait être secondaire à une variation de position de la rosette par rapport à l'axe neutre du fémur. La position plus ou moins crâniale ou caudale de la rosette est en effet difficile à apprécier surtout sur la face latérale du fémur de par sa morphologie irrégulière.



**Figure 51 : Comparaison des directions de la déformation principale minimale (en compression) des rosettes latérales situées à 40 % de la longueur totale des fémurs entre les 4 types de fémurs testés**

La rosette caudale obtient une parfaite unité de réponse entre les différents types de fémurs testés. L'axe de déformation suit parfaitement l'axe diaphysaire (Figure 52).



**Figure 52 : Comparaison des directions de la déformation principale minimale (en compression) des rosettes caudales situées à 65 % de la longueur totale des fémurs entre les 4 types de fémurs testés**

Cette comparaison des axes de déformation ne peut être réalisée de façon pertinente, que de façon graphique et non par comparaison numérique. Tout d'abord, parce que les angles  $\varphi$  calculés lors du dépouillement des rosettes n'ont pas toujours la même jauge comme référentiel. Selon les valeurs des déformations individuelles, l'angle sera considéré à partir de la jauge blanche ou de la jauge rouge et caractérisera l'axe de la déformation maximale ou de

la déformation minimale. D'autre part, cet angle caractérise l'orientation de la déformation principale dans le repère rosette. Pour s'affranchir d'une éventuelle erreur lors du positionnement des rosettes, induisant par exemple une légère rotation il est plus opportun de replacer l'axe de déformation principale dans le repère fémur et ainsi de comparer ces orientations avec les axes anatomiques des fémurs.

## II.4. Intensités des déformations principales

Les valeurs numériques des déformations principales maximales (en tension) et minimales (en compression), issues du dépouillement des rosettes, suivent le même ordre de grandeur, dans fémur à l'autre (Tableau 7).

	Rosette crâniale 25%	Rosette crâniale 50%	Rosette latérale 40%	Rosette caudale 65%
Caniche toy	397	1727	-149	-2721
Caniche moyen	389	1706	-417	-2575
Braque	174	1313	-754	-2646
Doberman	137	1890	-379	-3142

**Tableau 7 : Valeurs numériques des déformations principales maximales (en tension) et minimales (en compression) s'exerçant dans l'axe de la plus forte déformation pour l'ensemble des rosettes des 4 fémurs testés.**

**Les valeurs numériques sont exprimées en microstrains c'est-à-dire  $10^{-6}$  mm/mm**

Ce tableau permet de remarquer que, si les ordres de grandeur sont respectés, il existe toutefois des différences importantes entre les valeurs calculées pour les différents fémurs étudiés. Les rosettes qui présentent la plus grande variabilité sont les latérales et les crânielles situées à 25% de la longueur totale du fémur. Concernant cette dernière rosette, les fémurs semblent être regroupés par deux - les petits et les grands - avec des comportements mécaniques locaux similaires. Sur la rosette crâniale située en médiodiaphysaire, les valeurs obtenues sont beaucoup plus homogènes, mais pas autant que sur la rosette caudale. En résumé, moins les déformations sont intenses, plus elles sont variables.

Les différences des valeurs numériques des déformations locales entre les fémurs est relativement difficile à interpréter. En effet, il existe plusieurs limites dans le protocole choisi, qui pourraient être à l'origine de ces différences de valeur.

La précision de la position des jauges constitue un biais éventuel. L'erreur de position par rapport à la longueur totale est modérée. En revanche, l'évaluation de la position par rapport à l'axe diaphysaire est plus problématique, d'autant plus qu'il n'existe pas de repères fiables pour l'évaluer. Les rosettes crânielles sont plus faciles à poser que les latérales et les caudales. En effet, la mise en place des rosettes caudales doit obéir d'une part à la contrainte des 65% par rapport à la longueur totale, mais doit aussi s'adapter à la conformation locale par la présence des deux lignes âpres. La rosette doit pouvoir se loger sur une surface plane, elle peut donc légèrement s'éloigner de l'axe fémoral. La forme de la face latérale, et notamment la courbure crânio-caudale pose également quelques problèmes pour évaluer avec précision l'axe fémoral. En outre, le fût fémoral est légèrement aplati dans le plan crânio-caudal ce qui implique une forme un peu convexe de la surface latérale, rendant difficile le repérage exact de l'axe médullaire sur cette face latérale.

Outre cet éventuel biais sur la position de la rosette, le rapport de la surface de la rosette sur la surface de l'os pourrait également générer une variabilité dans les valeurs numériques des déformations enregistrées selon les types de fémurs testés. Les rosettes sont collées en surface et enregistrent donc les déformations locales en superficie de l'os cortical.

La variabilité de taille des différents fémurs, implique que la surface testée par la rosette ne représente pas le même pourcentage de surface de l'os chez le caniche toy, le caniche moyen, le braque ou le doberman. Cette différence pourrait donc être à l'origine d'une certaine variabilité des valeurs de déformations enregistrées, notamment dans les zones où la déformation varie de façon brutale, comme à proximité de l'axe neutre, par exemple. Dans ces zones, la déformation est de faible amplitude et peut varier brutalement de la tension à la compression sans pour autant nécessiter de se déplacer beaucoup sur la surface de l'os.

## II.5. Confrontation des résultats expérimentaux et des données bibliographiques

Comme l'a montré la revue bibliographique du premier chapitre, peu de données sont disponibles pour comparer nos résultats. Seule l'étude de Pernell [16] s'intéresse au comportement mécanique du fémur du chien testé *in vitro*. Les comparaisons sont rendues difficiles par l'abondance de points divergents entre les deux protocoles expérimentaux. Le fémur est mis en charge, comme dans cette étude en position de flexion et d'adduction, mais les angulations choisies ( $10^\circ$  dans les deux plans) diffèrent de celles choisies ici. D'autre part, cinq rosettes ont été disposées sur les faces médiales, latérales et crâniales des fémurs étudiés, mais aucune d'entre elles ne se situe dans un environnement correspondant à celui des rosettes utilisées dans notre étude.

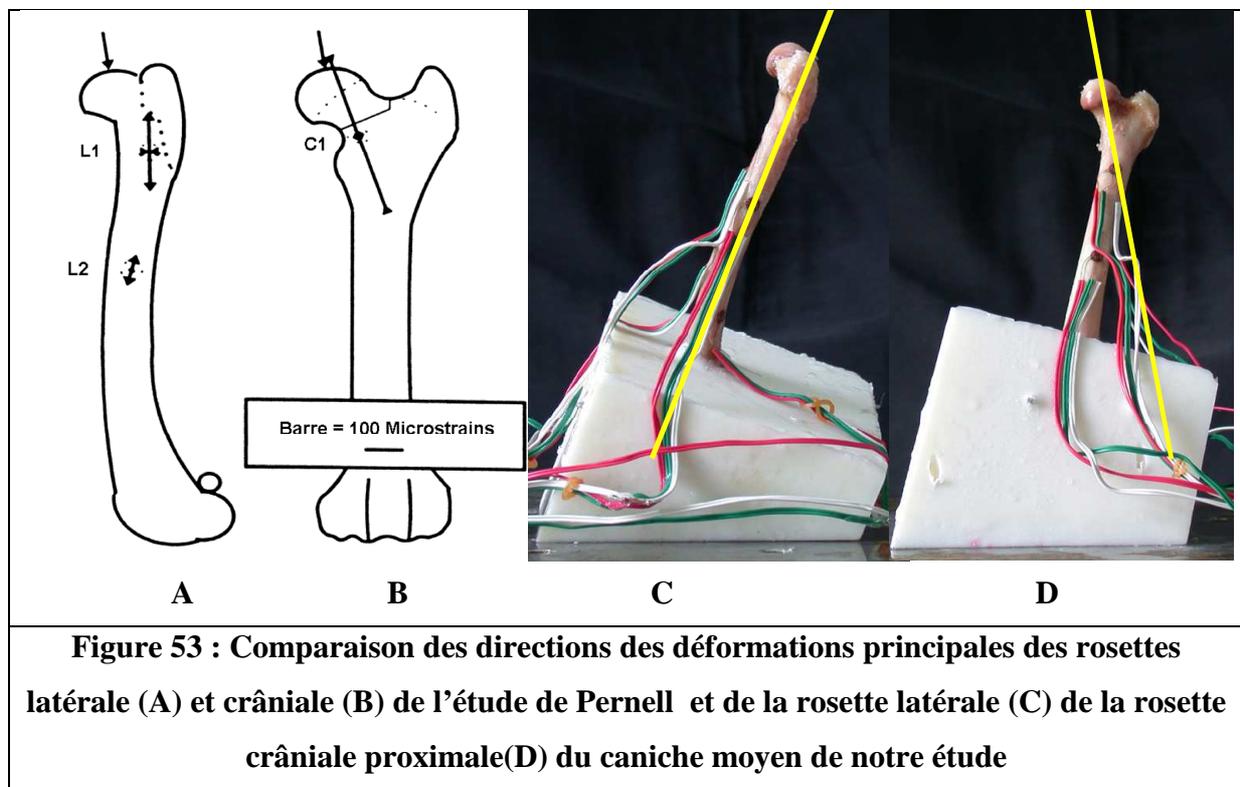
Toutefois, les directions principales issues du dépouillement des différentes rosettes semblent orientées selon l'axe longitudinal du fût fémoral pour les rosettes médiales et latérales [16], ce qui est cohérent avec les résultats de notre étude (Figure 63). La déformation principale de la rosette crâniale, située à la base du col fémoral, est orientée dans l'axe du col [16]. Cette direction n'est pas sans rappeler celle obtenue pour la rosette crâniale proximale, située à 25% de la longueur totale sur les deux caniches toy et moyen (Figure 53).

En revanche, Pernell a montré que la rosette crâniale située à la base du col se déformait en compression, alors que les rosettes situées sur la face latérale des fémurs enregistraient des déformations en tension. Ces résultats sont complètement à l'opposé des résultats obtenus sur l'ensemble des fémurs testés dans cette étude.

Concernant la rosette crâniale, cette différence peut s'expliquer par la variabilité importante des positions relatives des rosettes entre les deux études. Dans l'étude de Pernell, non seulement la rosette se situe dans une région plus proximale que la rosette crâniale située à 25% de la longueur totale du fémur, mais elle est surtout excentrée par rapport à l'axe diaphysaire, dans une région crânio-médiale, sous le col fémoral. La face médiale étant une face de compression, il est donc cohérent que cette rosette se déforme en compression.

Contrairement aux résultats de Pernell, les rosettes latérales des 4 fémurs représentatifs des groupes morphologiques, ont enregistré des déformations en compression. Pourtant, la face latérale du fémur a été très souvent qualifiée de face de tension de l'os. Cette constatation est

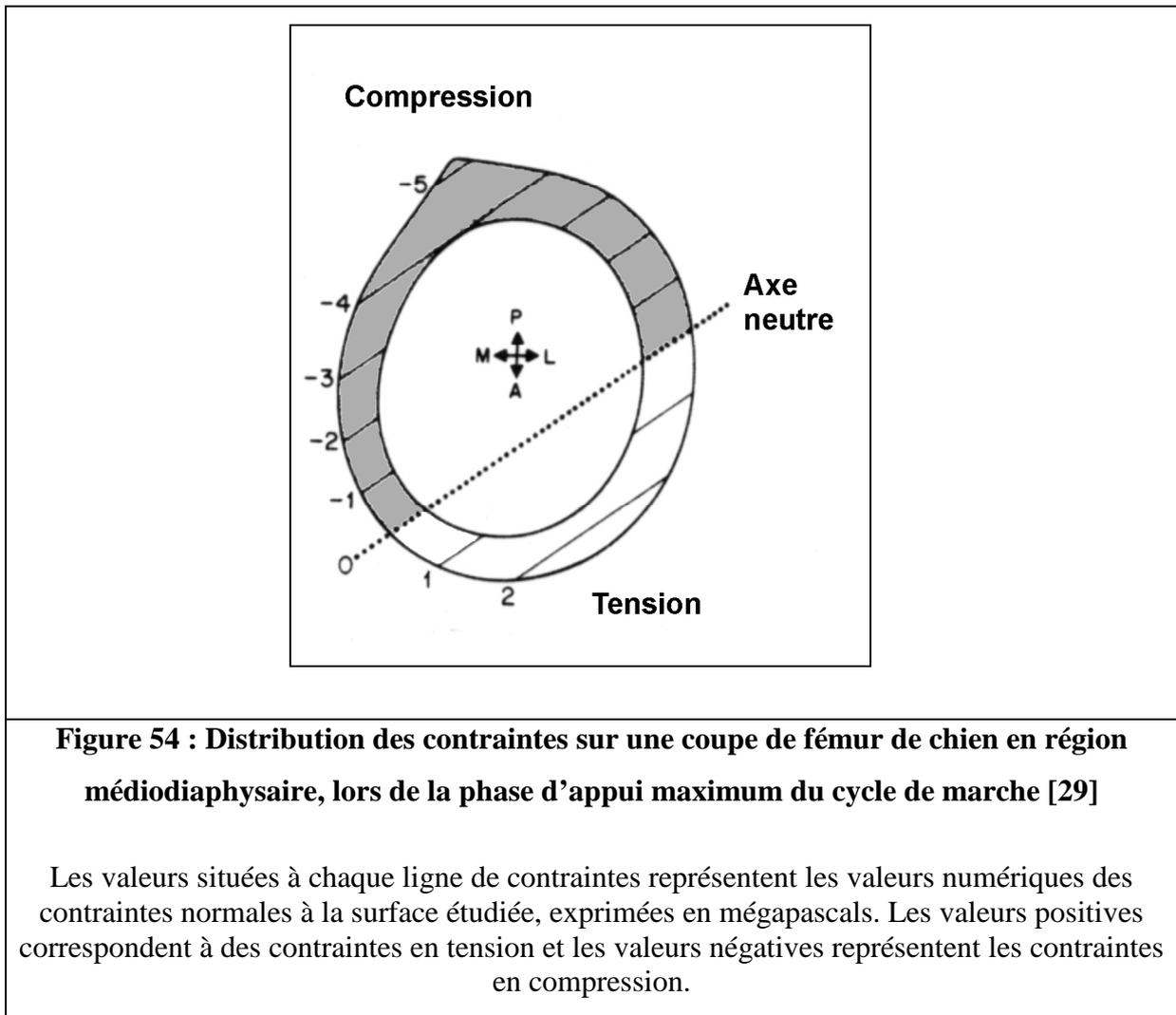
vraisemblablement exacte, lorsque le fémur est mis en compression en position verticale, puisque avec l'excentration de la tête fémorale, la charge décalée du grand axe de l'os, produit un moment de flexion médio-latérale.



**Figure 53 : Comparaison des directions des déformations principales des rosettes latérale (A) et crâniale (B) de l'étude de Pernell et de la rosette latérale (C) de la rosette crâniale proximale(D) du caniche moyen de notre étude**

En revanche, la position du fémur en adduction et en flexion entraîne une mise en charge complexe associant de la compression, de la flexion dans les plans sagittal et frontal, et de la torsion. De la position du fémur lors de la mise en charge dépend la position de l'axe neutre du fémur. Les fémurs étant inclinés différemment dans les deux études, la position de l'axe neutre résultant de la mise en charge doit également varier un peu. Carter [29] a réalisé une étude *in vivo* sur le comportement mécanique du fémur, à l'aide de jauges d'extensométrie.

Ces résultats de Carter [29], montrent que la face latérale se situe à proximité de l'axe neutre du fémur lors de l'appui maximum (Figure 54), ce qui signifie qu'une légère variation de la position d'une rosette sur la face latérale, soit légèrement latéro-crânialement, soit latéro-caudalement, s'accompagnera d'un changement du type de déformation, respectivement en tension ou en compression. Cette hypothèse est confirmée par des valeurs relativement faibles des déformations enregistrées sur la face latérale, par rapport à d'autres rosettes.



Page a obtenu des résultats montrant des déformations en tension sur la face latérale des fémurs des chiens qu'elle avait appareillés avec des rosettes, collées *in vivo* [8] de la même façon que Manley [15]. Mais les valeurs des déformations ne varient que de 250 à 448 microdéformations dans l'étude de Page et de 117 à 429 microdéformations dans l'étude de Manley. Il est donc possible que ces rosettes se situent légèrement crânialement par rapport à l'axe neutre du fémur.

Cette hypothèse est également étayée par les très faibles valeurs de déformation obtenues par Pernell sur ses tests *in vitro* avec des valeurs variant de 198 à 233 microdéformations pour la rosette latérale située en région proximale et variant de 53 à 126 microdéformations pour la rosette latérale située en région médiadiaphysaire [16]. Dans notre étude, les déformations principales de la rosette latérale donnent des valeurs en compression, de -149 à -417 microdéformations sauf pour le braque, pour lequel la déformation atteint -754 microdéformations. Cette valeur élevée correspond au fémur pour lequel la jauge a été

placée le plus caudalement sur la face latérale. Ces résultats sont donc cohérents avec les données antérieures.

Carter [29] a montré que la face caudale du fémur du chien était soumise à des contraintes en compression, et constituait une zone de pic de contrainte, avec une valeur de  $-5$  MPa (Figure 54). Dans notre étude, les rosettes situées sur cette face postérieure, ont en effet enregistré des déformations plus importantes par rapport aux autres rosettes, de l'ordre de  $-2500$  à  $-3000$  microdéformations.

Les valeurs des déformations obtenues dans notre étude, sont nettement supérieures à celles rapportées dans les études précédentes chez le chien. Les données obtenues lors d'études *in vitro* sont généralement supérieures à celles issues d'études *in vivo*. D'autre part, les protocoles de mise charge étant différents et les rosettes n'étant pas situées dans des territoires identiques, il n'est pas possible de tirer des conclusions de ces différences. Les déformations peuvent, en effet, varier de façon importante sur des zones peu éloignées les unes des autres.

## CONCLUSION

L'intérêt de cette étude du comportement mécanique du fémur du chien réside dans le fait que la force de réaction articulaire existant in vivo est reproduite sur la tête fémorale lors du test de compression. Elle permet de mimer la charge physiologique qui s'exerce sur le fémur lors de l'appui maximum au cours du cycle de marche. L'originalité de ce protocole expérimental consiste à prendre en compte la variabilité morphologique existant au sein de l'espèce canine et d'étudier les répercussions mécaniques.

Les résultats expérimentaux ont montré que la raideur globale est d'autant plus grande que le gabarit du fémur est élevé. De plus, l'étude des déformations principales calculées d'après les mesures enregistrées par les jauges d'extensométrie a permis de démontrer que leur direction sont très similaires pour les quatre os étudiés. Les comparaisons des valeurs numériques des déformations principales sont difficiles à interpréter entre les différents fémurs testés, toutefois les ordres de grandeur sont respectés d'une rosette à l'autre pour l'ensemble des tailles de fémurs. Cette observation montre que les fémurs « adaptent » en quelque sorte leurs propriétés mécaniques aux contraintes qui leur sont appliquées de façon à uniformiser leur réponse.

Cette étude a permis de reproduire expérimentalement et d'analyser le comportement du fémur sain lors de l'appui maximum au cours de la marche. Cependant, les anomalies morphologiques rencontrées dans certaines affections comme la dysplasie coxo-fémorale, par exemple, pourraient être responsables d'une perturbation de ce standard mécanique, participant ainsi à la dégénérescence secondaire de l'articulation

La principale limite de cette étude est le faible nombre de fémurs testés. En effet un seul fémur au sein de chaque cluster a été soumis au test de compression. Palierne [3] 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 de comportement mécanique significative entre les clusters, il n'y a donc a priori pas de différence de comportement entre les os d'un même cluster.

Pour renforcer cette hypothèse, il conviendrait d'étudier plusieurs fémurs de chaque groupe. On pourrait envisager de tester au sein de chaque cluster des fémurs de chiens de profil morphologique différents : un brachycéphale, un dolichocéphale et un médioligne.

D'autre part, les informations récoltées à partir des rosettes ne renseignent que sur l'aspect superficiel des corticales. Afin de caractériser plus précisément les propriétés mécaniques de ces fémurs, il serait nécessaire d'étudier les propriétés matérielles du tissu osseux, cortical et spongieux, qui les constituent, pour vérifier que la qualité mécanique des tissus soit identique d'un groupe morphologique à l'autre. Cette analyse est prévue sur les fémurs controlatéraux de ceux ayant servi à l'étude mécanique globale.

L'autre limite importante de cette expérience est constituée par le défaut de prise en compte de la contribution des actions extérieures dans l'étude du comportement mécanique du fémur du chien. Cette étude ne considère que l'os soumis à une force de réaction articulaire proximale et l'action des muscles, des ligaments, des ménisques et des capsules n'est pas reproduite. Ces nombreuses simplifications justifient de considérer ce modèle avec toutes les limites qui s'y rattachent. Toutefois, dans la perspective d'affiner ce modèle, il est opportun d'envisager dans le futur d'introduire certains de ces éléments extérieurs. Mais dans l'état des connaissances actuelles, la contribution des actions extérieures n'est pas encore quantitativement disponible.

C'est pourquoi l'étude de l'os nu constitue pour l'instant une première approche du comportement mécanique du fémur et une bonne alternative aux études *in vivo* dont la réalisation pratique est très difficile.

**AGREMENT ADMINISTRATIF**

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

**Melle PAULIN Angélique, Marie, Alice**

a été admis(e) sur concours en : 2001

a obtenu son certificat de fin de scolarité le : 6 Juillet 2006

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

**AGREMENT SCIENTIFIQUE**

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

autorise la soutenance de la thèse de :

**Melle PAULIN Angélique, Marie, Alice**

intitulée :

*Comparaison du comportement mécanique de quatre fémurs de chien*

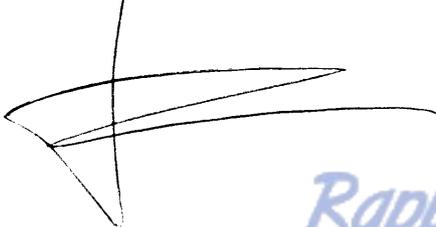
**Le Professeur  
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse  
Professeur André AUTEFAGE**



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



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



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



## BIBLIOGRAPHIE

1. BRINKER W., PIERMATTEI D., FLO G., *Handbook of small animal orthopedics and fracture repair*, Philadelphia, 1997.y
2. 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* 1994; 7:56-69.
3. PALIERNE S., ASIMUS E., MATHON D., CONCORDET D., MEYNAUD-COLLARD P., AUTEFAGE A. : Segmentation of the canine population in different femoral mophological groups.
4. MILLER M.E., *Miller's Anatomy of the dog*. W. B. Saunders Compagny ed, ed second. 1979 : Evans H.E. Christensen G.C..
5. BARONE R., *Anatomie comparée des mammifères domestiques. Ostéologie. Vol. 1 ;* 1966, Lyon : Tixier.
6. ANDERSON W.D. and ANADERSON B.G.: *Atlas of canine anatomy*. Léa & Febiger, Philadephia, 1994.
7. MARIAUD J.J.: *Contribution à l'étude biomécanique de l'articulation coxo-fémorale du chien : application à la dysplasie de la hanche. Thèse de doctorat vétérinaire*, Nantes, 1989 TH4 – 1986 - MARIAUD.
8. PAGE A. E., ALLAN C., JASTY M., HARRIGAN T., BRAGDON C., HARRIS W.: Determination of loading parameters in the canine hip in vivo. *Journal of Biomechanics*, 1993, Vol. 26, No 4/5: 571-579.
9. CORDEY E.: Introduction: basic concepts and definition in mechanics. *Injury*, 2000, **31** (2): 1-13.
10. SCHILTZ G.: Biomécanique osseuse: 1-bases théoriques et biomécanique des fractures. *Point Vétérinaire*, 1988, **20** (115) : 619-630.
11. AUTEFAGE A. : Os et fractures. In Y. LATTE et J. MEYNARD, *Manuel de fixation externe, applications au chien et au chat*, Edition PMCAC, Paris, 1997, **chapitre 4.1** : p32-38.
12. AUTEFAGE A. : The point of view of the veterinary surgeon: bone and fracture. *Injury*, 2000, **31** (3):50-55.
13. PALAU J.: *Contribution à l'étude des propriétés mécaniques de l'os. Thèse de doctorat vétérinaire*, Toulouse, 2005, TOU 3 – 4074.

14. BERGMANN G., SIRAKY J., ROHLMANN A. : A comparison of hip joint forces in sheep, dog, and man. *Journal of Biomechanics*, 1984, **12**: 907-921.
15. MANLEY P. A., SCHATZKER J., SUMMER-SMITH G.: Evaluation of Tension and Compression Forces in the Canine Femur in vivo. *Archives of Orthopedic and Traumatic Surgery*, **99**: 213-216.
16. PERNELL R.T., GROSS R., MILTON J., MONTGOMRY R., WENZEL J., SAVORY C., ABERMAN H.: Femoral strain distribution and subsidence after physiological loading of cementless canine femoral prosthesis: the effects of implant orientation, Canal Fill, and Implant Fit. *Veterinary Surgery*, 1994, **23**:503-518.
17. KYOWA ELECTRONIC INSTRUMENT CO., LTD.: Introduction to Strain Gages: What's a strain gage?, Adresse URL: <http://www.kyowa-ei.co.com>
18. CORDEY J., GAUTIER E.: Strain gauges used in the mechanical testing of bones. Part I: Theoretical and technical aspects. *Injury* 1999 **30** Suppl.1.
19. CORDEY J., GAUTIER E.: Strain gauges used in the mechanical testing of bones. Part II: "In vitro" and "in vivo" technique. *Injury* 1999 **30** Suppl.1.
20. AVRIL J.: Manuel d'analyse expérimentale des contraintes. Vishay-Micromesures, malakoff, 1970, 190 pages.
21. LINDE F., SORENSON HCF. : The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J. Biomech.*,1993, **26**: 1249-1252.
22. 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*.1997, **58** (10):1171-1173.
23. GRIFFON D., WALLACE L.: Biomechanical properties of canine corticocancellous bone frozen in normal saline solution. *American Journal of Veterinary Research*.1995, **56** (6): 822-825.
24. PALIERNE S.: Etude morphométrique du fémur chez le chien. *Thèse de doctorat vétérinaire*, Toulouse, 2002, TOU 3 – 4127.
25. GILLIES R. M., MORBERG P.H., BRUCE W.J.M., TUNRN BULL A., WALSH W.R.: The influence of design parameters on cortical strain distribution of a cementless titanium femoral stem. *Medical engineering and Physics*, 2002, **24**: 109-114.
26. SCHULZ K.S.: Application of arthroplasty principles to canine cemented total hip replacement. *Veterinary Surgery*, 2000, **29**: 578-593.
27. CHAROT V.: Contribution à l'élaboration d'un modèle par éléments finis du fémur de chien. *Thèse de doctorat vétérinaire*, Toulouse, 2005, TOU 3 – 4101.

28. LAKES R.S: Viscoelastic properties of cortical bone. *Bone Mechanics handbook*, S.C. Cowin, Editor. 2001, CRC Press: Boca Raton.
29. CARTER D.R., et al., Stress fields in the unplated and plated canine femur calculated from in vivo strain measurements. *Journal of biomechanics*,1981. 14(1): p.63-70.



# ANNEXES

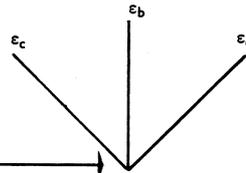
## ANNEXE A : méthode de dépouillement des rosettes de jauges à 45°[26]

### Dépouillement par les tables

Soient  $\epsilon_a$ ,  $\epsilon_b$ ,  $\epsilon_c$  les mesures respectives des jauges A, B et C.

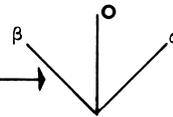
#### 1) Calcul de d :

$$d = \frac{\epsilon_a + \epsilon_c}{2} \text{ (avec son signe).}$$



#### 2) Calcul de r :

Noter les 3 valeurs avec leurs signes



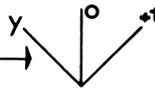
Ajouter ( $-\epsilon_b$ ) aux 3 valeurs ; on obtient

Repérer le plus grand nombre en valeur absolue de  $\alpha$  et  $\beta$  et noter son signe.

Soit par exemple  $\alpha$  ce nombre.

Diviser les 2 nombres par  $\alpha$  avec son signe.

On obtient :



$y$  pouvant être positif ou négatif, est inférieur à 1 en valeur absolue.

Repérer sur le tableau III la valeur de  $w$  qui correspond à  $y$ .

On a  $r = |w| \times w$  (nombre positif).

Les déformations principales sont :

$$\epsilon_1 = d + r$$

$$\epsilon_2 = d - r$$

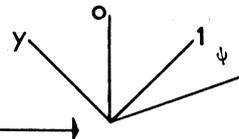
Expressions dans lesquelles  $d$  doit être introduit avec son signe.

#### 3) Directions principales :

Repérer dans le tableau IV l'angle  $\psi$  correspondant à  $y$  avec son signe.

$\psi$  est compris entre 0 et 45°.

Reporter cet angle à partir de l'axe support du 1 dans le sens extérieur à la rosette, c'est-à-dire contraire de celui qui rapprocherait le support du 1 de celui du 0.



La direction ainsi obtenue est :

— celle de la déformation principale maximale si le signe repéré plus haut est +

— celle de la déformation principale minimale si le signe repéré plus haut est —

#### 4) Calcul des contraintes :

Comme vu plus haut par les formules ou par les abaques.



ANNEXE B : Tables pour le dépouillement des jauges : tableau 3 [26]

l <sub>l</sub>	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0,00	0,7071	71	71	71	71	71	71	71	71	71
0,01	0,7071	71	72	72	72	72	72	72	72	72
0,02	0,7072	73	73	73	73	73	73	74	74	74
0,03	0,7074	74	75	75	75	75	76	76	76	76
0,04	0,7077	77	77	78	78	78	79	79	79	80
0,05	0,7080	80	81	81	81	82	82	83	83	83
0,06	0,7084	84	85	85	86	86	87	87	88	88
0,07	0,7088	89	89	90	90	91	91	92	93	93
0,08	0,7094	94	95	95	96	97	97	98	98	98
0,09	0,7099									
0,10	0,7106	00	01	02	02	03	04	04	05	06
0,11	0,7114	07	08	08	09	10	11	11	12	13
0,12	0,7122	14	15	16	17	18	18	19	20	21
0,13	0,7131	23	24	24	25	26	27	28	29	30
0,14	0,7140	31	32	33	34	35	36	37	38	39
0,15	0,7150	41	42	43	44	45	46	47	48	49
0,16	0,7161	51	52	53	54	56	57	58	59	60
0,17	0,7172	62	63	64	65	67	68	69	70	71
0,18	0,7185	74	75	76	77	78	80	81	82	83
0,19	0,7198	86	87	88	90	91	92	94	95	96
0,20	0,7211	99								
0,21	0,7225	00	01	03	04	06	07	08	10	10
0,22	0,7240	12	14	15	17	18	19	21	22	24
0,23	0,7256	27	28	30	31	33	34	36	37	39
0,24	0,7272	42	43	45	46	48	49	51	52	54
0,25	0,7289	57	59	61	62	64	65	67	69	70
0,26	0,7306	74	75	77	78	80	82	84	85	87
0,27	0,7324	90	92	94	96	97	99			
0,28	0,7343	08	10	11	13	15	16	19	21	22
0,29	0,7362	26	28	30	32	34	36	37	39	41
0,30	0,7382	45	47	49	51	53	55	56	58	60
0,31	0,7403	64	66	68	70	72	74	76	78	80
0,32	0,7424	84	86	89	91	93	95	97	99	
0,33	0,7446	05	07	09	11	14	16	18	20	01
0,34	0,7469	26	29	31	33	35	37	39	42	22
0,35	0,7492	48	51	53	55	57	60	62	64	44
0,36	0,7515	88	91	93	95	97	99			66
0,37	0,7540	08	10	11	13	15	16	19	21	89
0,38	0,7564	26	28	30	32	34	36	37	39	13
0,39	0,7590	42	44	47	49	52	54	57	59	37
0,40	0,7616	67	69	72	74	77	80	82	85	62
0,41	0,7642	92	95	97						87
0,42	0,7669	00	03	06	08	11	14	17	20	
0,43	0,7697	18	21	24	26	29	32	34	37	13
0,44	0,7725	45	48	50	53	56	58	61	64	40
0,45	0,7754	72	75	77	80	83	86	89	91	66
0,46	0,7783	00	03	06	08	11	14	17	20	94
0,47	0,7813	28	31	34	37	40	42	45	48	
0,48	0,7843	57	60	63	66	69	71	74	77	22
0,49	0,7874	86	89	92	95	98				51
0,50	0,7907	16	19	22	25	28	31	34	37	80
0,51	0,7937	46	50	53	56	59	62	65	68	
0,52	0,7970	77	80	84	87	90	93	96	99	10
0,53	0,8003	09	12	15	18	22	25	28	31	40
0,54	0,8036	40	44	47	50	54	57	60	63	40
0,55	0,8070	73	76	80	83	86	90	93	96	71
0,56	0,8104	06	09	13	16	19	23	26	29	03
0,57	0,8139	40	43	46	50	53	57	60	63	06
0,58	0,8174	73	77	80	84	87	91	94	97	36
0,59	0,8210	08	11	15	19	22	25	29	32	
0,60	0,8246	43	46	50	53	57	60	64	67	36
0,61	0,8283	78	81	85	89	92	95	99		71
0,62	0,8320	14	17	21	24	28	32	35	39	06
0,63	0,8357	50	53	57	61	64	68	72	76	06
0,64	0,8395	86	90	94	97					43
		24	27	31	35	39	42	46	50	79
		61	65	69	72	76	80	84	88	16
		99								54
										91

ANNEXE C : Table pour le dépouillement des jauges : tableau 3 (suite) et tableau 4 [26]

0,65	0,8434	37	03	07	10	14	18	22	26	30
0,66	0,8472	76	41	45	49	53	57	61	65	68
			80	84	88	92	94			
0,67	0,8511	15	19	23	27	31	35	39	04	08
0,68	0,8551	55	59	63	67	71	75	79	43	47
0,69	0,8591	95	99						83	87
				03	07	11	15	19	23	27
0,70	0,8631	35	39	43	48	52	56	60	64	68
0,71	0,8672	76	80	84	88	93	97			
								01	05	08
0,72	0,8713	17	21	26	30	34	38	42	46	51
0,73	0,8755	59	63	67	71	76	80	84	88	92
0,74	0,8796									
		01	05	09	13	18	22	26	30	35
0,75	0,8839	43	47	52	56	60	64	69	73	77
0,76	0,8881	86	90	94						
						03	07	11	16	20
0,77	0,8924	29	33	37	42	46	50	54	58	63
0,78	0,8968	72	76	81	85	89	94	98		
									03	07
0,79	0,9011	16	20	25	29	33	38	42	47	51
0,80	0,9055	60	64	69	73	77	82	86	91	95
0,81	0,9100	04	09	13	18	22	26	31	35	40
0,82	0,9144	49	53	58	62	67	71	76	80	85
0,83	0,9189	94	98							
				03	07	12	17	21	26	30
0,84	0,9235	39	44	48	53	57	62	67	71	76
0,85	0,9280	85	90	94						
						03	08	12	17	22
0,86	0,9326	31	36	40	45	49	54	59	63	68
0,87	0,9373	77	82	86	91	96				
							00	05	10	14
0,88	0,9419	24	28	33	38	43	47	52	57	61
0,89	0,9466	71	75	80	85	90	94	99		
									04	08
0,90	0,9513	18	23	27	32	37	42	46	51	56
0,91	0,9561	65	70	75	80	84	89	94	99	
										04
0,92	0,9608	13	18	23	27	32	37	42	47	52
0,93	0,9656	61	66	71	75	80	85	90	95	
										00
0,94	0,9705	09	14	19	24	29	34	39	43	48
0,95	0,9753	58	63	68	73	78	82	87	92	97
0,96	0,9802	07	12	17	22	27	31	36	41	46
0,97	0,9851	56	61	66	71	76	81	86	91	96
0,98	0,9901	05	10	15	20	25	30	35	40	45
0,99	0,9950	55	60	65	70	75	80	85	90	95
1,00	1,0000									
lyl	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9

Tableau 3  
(suite)

y	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
- 1,0	0,0									
- 0,9	1,5	1,3	1,2	1,0	0,9	0,7	0,6	0,4	0,3	0,1
- 0,8	3,2	3,0	2,8	2,7	2,5	2,3	2,2	2,0	1,8	1,7
- 0,7	5,0	4,8	4,6	4,4	4,2	4,1	3,9	3,7	3,5	3,3
- 0,6	7,0	6,8	6,6	6,4	6,2	6,0	5,8	5,6	5,4	5,2
- 0,5	9,2	9,0	8,8	8,5	8,3	8,1	7,9	7,7	7,4	7,2
- 0,4	11,6	11,4	11,1	10,9	10,6	10,4	10,1	9,9	9,7	9,4
- 0,3	14,1	13,9	13,6	13,4	13,1	12,9	12,6	12,3	12,1	11,8
- 0,2	16,8	16,6	16,3	16,0	15,8	15,5	15,2	15,0	14,7	14,4
- 0,1	19,7	19,4	19,1	18,8	18,5	18,2	17,9	17,7	17,4	17,1
- 0,0	22,5	22,2	21,9	21,7	21,4	21,0	20,8	20,5	20,2	19,9
+ 0,0	22,5	22,8	23,1	23,3	23,6	24,0	24,2	24,5	24,8	25,1
+ 0,1	25,3	25,6	25,9	26,2	26,5	26,8	27,1	27,3	27,6	27,9
+ 0,2	28,2	28,4	28,7	29,0	29,2	29,5	29,8	30,0	30,3	30,6
+ 0,3	30,9	31,1	31,4	31,6	31,9	32,1	32,4	32,7	32,9	33,2
+ 0,4	33,4	33,6	33,9	34,1	34,4	34,6	34,9	35,1	35,3	35,6
+ 0,5	35,8	36,0	36,2	36,5	36,7	36,9	37,1	37,3	37,6	37,8
+ 0,6	38,0	38,2	38,4	38,6	38,8	39,0	39,2	39,4	39,6	39,8
+ 0,7	40,0	40,2	40,4	40,6	40,8	40,9	41,1	41,3	41,5	41,7
+ 0,8	41,8	42,0	42,2	42,3	42,5	42,7	42,8	43,0	43,2	43,3
+ 0,9	43,5	43,7	43,8	44,0	44,1	44,3	44,4	44,6	44,7	44,9
+ 1,0	45,0									

Tableau 4

Toulouse, 2007

**NOM: PAULIN**

**Prénom: Angélique**

**TITRE : COMPARAISON DU COMPORTEMENT MECANIQUE DE QUATRE FEMURS DE CHIEN**

**RESUME :**

Cette étude est consacrée à la réalisation d'un protocole expérimental permettant d'évaluer le comportement mécanique du fémur de chien en prenant en compte la variabilité morphologique existant au sein de cette espèce. Pour ce faire, quatre os appartenant à des groupes morphologiques différents ont été mis en charge l'aide d'une presse électromécanique. La première partie fait état des connaissances actuelles concernant la morphologie fémorale et le comportement mécanique du fémur lors de l'appui maximum. La deuxième partie rapporte l'étude expérimentale des déformations principales des quatre fémurs mesurées par les jauges d'extensométrie. Enfin, la troisième partie est consacrée à la discussion portant sur les conditions de mise en charge des fémurs et l'interprétation des résultats.

**Mots clés : Fémur – Chien – Biomécanique – Jauge d'extensométrie**

---

**ENGLISH TITLE: COMPARISON OF MECHANICAL BEHAVIOUR OF FOUR CANINE FEMURS**

**ABSTRACT :**

This study is devoted to experimental method to evaluate the mechanical behaviour of canine femur taking in account the morphological variability of dog breed. Four bone belonging to different morphological groups were loaded with an electromechanical testing machine. First of all, the actual knowledge is related to femoral morphology and femur mechanical behaviour during maximum load. The second part is related to experimental study of principal strains of four femurs measured by strain gauges. Finally, a discussion is elaborated about femur loading conditions and results interpretation.

**Key words : Femur – Dog – Biomechanics – Strain gauges**