

SOMMAIRE

LISTE DES ILLUSTRATIONS	6
INTRODUCTION	12
BIOMATERIAUX ET DESSIN DES IMPLANTS FEMORAUX DE PROTHESE TOTALE DE HANCHE : SYNTHESE BIBLIOGRAPHIQUE	13
I- Données actuelles sur le titane et l'acier inox	13
I.A- Résistance à la corrosion	13
I.B- Qualités mécaniques	15
I.B.1- Résistance à l'usure	15
I.B.1.a- Généralités	15
I.B.1.b- Débris d'usure et descellement aseptique	15
I.B.1.b.α- Descellement à l'interface ciment-os	16
I.B.1.b.β- Descellement à l'interface implant-ciment	18
I.B.1.b.γ- Incidence du descellement aseptique	20
I.B.2- Capacité à se déformer	21
I.B.2.a- Prérequis	21
I.B.2.a.α- Notions de contraintes et de déformation	21
I.B.2.a.β- Notion de transmission de contraintes	22
I.B.2.b- Module d'élasticité ou module de Young	22
I.B.2.b.α- Définition	22
I.B.2.b.β- Application aux prothèses en titane et en acier	24
I.B.2.c- Moment d'inertie ou second moment d'aire	24
I.C- Biocompatibilité	25
II- A propos du dessin des implants fémoraux de prothèses totales de hanche	26
II.1- Rôles et importance du dessin	26
II.2- Données actuelles sur le dessin	27

II.2.a- La tête	27
II.2.a.α- Modularité	27
II.2.a.β- Importance de la taille	28
II.2.a.γ- Aspect de la surface	28
II.2.b- Le col	28
II.2.c- Le collet	29
II.2.d- La tige	30
II.2.d.α- Longueur de la tige	30
II.2.d.β- Diamètre de la tige	30
II.2.d.γ- Forme de la tige	30
II.2.d.δ- Aspect de la surface	32
II.2.e- Les centreurs	33
MATERIEL ET METHODE	35
MATERIEL	35
I- Les prothèses	35
I.A- Organisation générale des tiges prothétiques <i>Biomécanique et Amplitude</i>	35
I.B- Description comparée des deux implants	36
I.B.1- Biomatériaux	36

I.B.2- Dessin	36
I.B.2.a- Les têtes de prothèse	36
I.B.2.b- Le col	37
I.B.2.c- La collerette ou collet	38
I.B.2.d- La tige prothétique	38
II- Sélection et conservation des fémurs	41
III- Les jauges d'extensométrie	41
III.A- Description	41
III.B- Pont de WHEATSTONE	42
IV- La machine d'essai	43
METHODE	45
I- Préparation des fémurs	45
I.A- L'ostectomie	45
I.B- L'alésage de la cavité	46
II- Verticalisation des fémurs	46
III- Mise en place des prothèses	48
IV- Positionnement des jauges d'extensométrie	50
IV.1- Collage	50
IV.2- Choix de l'emplacement	50
V- Branchement et recueil des données	51
VI- Tests de compression	52
VII- Analyse statistique	53
RESULTATS	54

I- Radiographies avant compression	54
II- Tests de compression	56
II-A- Compression à 500N	56
II.1- Déformation de la face crâniale	56
II.2- Déformation de la face caudale	57
II.3- Déformation de la face latérale	58
II.4- Déformation de la face médiale	60
II-B- Compression à 1000N	62
III- Radiographies après compression	67
DISCUSSION	68
I- Le protocole : pertinence et limites	68
I.1- Choix de l'implant de comparaison	69
I.2- Choix de la force appliquée sur les prothèses	70
I.2.a- Choix de la direction	70
I.2.b- Choix de l'intensité	71
I.3- Limites de l'étude	72
II- Dessin, biomatériau de constitution : quelles influences?	73
II.A- Comportement des courbes de contrainte et magnitude des déformations	74
II.A.1- Dans le plan médio-latéral	74
II.A.2- Dans le plan crânio-caudal	76
II.A.3- Importance du diamètre de la tige prothétique	80
II.B- Comparaison des contraintes mesurées sur fémur prothésé et non prothésé	81
II.C- Positionnement de la tige	82
II.C.1- L'originalité du collet	83
II.C.2-- Les centreurs	83
CONCLUSION	84
ANNEXES	86

LISTE DES ILLUSTRATIONS

LISTE DES FIGURES :

FIGURE 1 : Courbe type lors d'un essai en compression d'un matériau. Variation du raccourcissement du corps (l) en fonction de la contrainte C appliquée (15).

FIGURE 2 : Dessin de la prothèse *Biomécanique*.

FIGURE 3 : Dessin de la prothèse *Amplitude*.

FIGURE 4 : Sections comparées des tiges fémorales.

FIGURE 5 : Pont de WHEATSTONE (montage quart de pont) (E tension d'entrée, e tension de sortie, J résistance de la jauge d'extensométrie, R_i résistance du potentiomètre).

FIGURE 6 : Pièce de compression des prothèses.

FIGURE 7 : Recueil informatique des données.

FIGURE 8 : Courbe d'évolution de la force exercée sur un échantillon représentatif en fonction du déplacement de la traverse.

FIGURE 9 : Déformations de la face crâniale du fémur pour la prothèse *Amplitude* de taille 1, enregistrées par jauges d'extensométrie (Cr1 : jauge la plus proximale et Cr5 : jauge la plus distale). Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

FIGURE 10 : Déformation crâniale du fémur pour la prothèse *Biomécanique* de taille 6, enregistrées par jauges d'extensométrie, (Cr1 : jauge la plus proximale et Cr5 : jauge la plus distale). Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

FIGURE 11 : Déformation de la face caudale du montage *Amplitude*, enregistrées par jauges d'extensométrie (CA1 : jauge la plus proximale et CA3 : jauge la plus distale).

Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

FIGURE 12 : Déformation de la face caudale du montage *Biomécanique*, enregistrées par jauges d'extensométrie (Ca1 : jauge la plus proximale et Ca3 : jauge la plus distale). Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

FIGURE 13 : Déformation de la face latérale du montage *Amplitude*, enregistrées par jauges d'extensométrie (L1 : jauge la plus proximale et L5 : jauge la plus distale). Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

FIGURE 14 : Déformation de la face latérale du montage *Biomécanique*, enregistrées par jauges d'extensométrie (L1 : jauge la plus proximale et L5 : jauge la plus distale). Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

FIGURE 15 : Déformation de la face médiale du montage *Amplitude*, enregistrées par jauges d'extensométrie (M1 : jauge la plus proximale et M4 : jauge la plus distale). Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

FIGURE 16 : Déformation de la face médiale du montage *Biomécanique*, enregistrées par jauges d'extensométrie (M1 : jauge la plus proximale et M4 : jauge la plus distale). Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

FIGURE 17 : Déformations de la face crâniale du montage *Amplitude* taille 1 sous une charge verticale de 500Newtons, appliquée sur la tête prothétique (Cr1 : jauge la plus proximale, Cr5 : jauge la plus distale).

FIGURE 18 : Déformations de la face crâniale du montage *Amplitude* taille 1 sous une charge verticale de 1000Newtons, appliquée sur la tête prothétique (Cr1 : jauge la plus proximale, Cr5 : jauge la plus distale).

FIGURE 19 : Déformations de la face latérale du montage *Biomécanique* taille 7.5 sous une charge verticale de 500Newtons, appliquée sur la tête prothétique (L1 : jauge la plus proximale, L5 : jauge la plus distale).

FIGURE 20 : Déformations de la face latérale du montage *Biomécanique* taille 7.5 sous une charge verticale de 1000Newtons, appliquée sur la tête prothétique (L1 : jauge la plus proximale, L5 : jauge la plus distale).

FIGURE 21 : Force F exercée sur une prothèse de hanche chez l'homme, au cours d'une foulée, au pas, exprimée en pourcentage du poids corporel ; et sa décomposition dans un repère tridimensionnel (F_x , F_y , F_z) (9).

FIGURE 22 : Bras de levier d de la force F à l'origine d'un moment de force M.

FIGURE 23 : Augmentation du bras de levier ($d' > d$), par variation de la position de la tête, induite par variation de la tige fémorale.

FIGURE 24 : Radiographies de profil des prothèses *Biomécanique* de taille 7,5 (à gauche) et *Amplitude* de taille 3 (à droite) : l'axe des tiges passe par la section des fûts fémoraux à la surface de la résine.

FIGURE 25 : Radiographies de profil des prothèses *Amplitude* de taille 1 (à gauche) et de taille 4 (à droite) : l'axe des tiges passe crânialement à la section des fûts fémoraux à la surface de la résine.

LISTE DES TABLEAUX :

TABLEAU 1 : Module de Young de différents matériaux (74).

TABLEAU 2 : Gamme de prothèses *Biomécanique*. Données numériques relatives aux queues de prothèses.

TABLEAU 3 : Gamme de prothèses *Amplitude*. Données numériques relatives aux queues de prothèses.

TABLEAU 4 : Contacts entre l'endoste et la tige, par évaluation radiographique (+ : contact, - : absence de contact).

TABLEAU 5 : Angles de varisation des implants.

TABLEAU 6 : Angles de bascule crânio-caudale des implants.

TABLEAU 7 : Tableau de synthèse. Déformations crâniales, caudales, médiales et latérales des composites prothèse-ciment-os, soumis à une force de compression axiale de 500N.

TABLEAU 8 : Déformations comparées de la face caudale des montages à 500 et 1000N.

TABLEAU 9 : Déformations comparées de la face crâniale des montages, à 500 et 1000N.

TABLEAU 10 : Déformations comparées de la face médiale des montages, à 500 et 1000N.

TABLEAU 11 : Déformations comparées de la face latérale des montages, à 500 et 1000N.

TABLEAU 12 : Bras de levier d de la force de compression axiale F (longueur de la perpendiculaire à l'axe neutre du fémur passant par la tête de prothèse en mm). Il est mesuré sur les clichés radiographiques de face.

LISTE DES PHOTOS :

PHOTO 1 : Image de corrosion à l'interface métal-métal d'un clou centromédullaire modulaire (47).

PHOTO 2 : Image radiographique de résorption osseuse autour du manteau de ciment, noter la présence d'un fin liseré radiotransparent entre l'os cortical et le manteau (flèches blanches) (Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse).

PHOTO 3 : Zones radiotransparentes majeures entre la tige et le ciment (flèches blanches), lyse complète de la corticale caudale en regard de l'extrémité de la tige, associée à une réaction périostée focale homogène (Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse).

PHOTO 4 : Têtes de prothèse *Biomécanique* (diamètre 16mm, col extra long, long et moyen).

PHOTO 5 : Têtes de prothèses *Amplitude* (têtes d'essai, diamètre 13mm, col extra long, long et moyen).

PHOTO 6 : Gamme de prothèses *Biomécanique*.

PHOTO 7 : Gamme de prothèses *Amplitude*.

PHOTO 8 : Jauge d'extensométrie (×10).

PHOTO 9 : Ostectomie fémorale pour la prothèse *Biomécanique*.

PHOTO 10 : Ostectomie fémorale pour la prothèse *Amplitude*.

PHOTO 11 : Bâti permettant la verticalisation des fémurs.

PHOTO 12 : Verticalisation des fémurs dans le plan crânio-caudal.

PHOTO 13 : Verticalisation des fémurs dans le plan médio-latéral.

PHOTO 14 : Une paire de fémur prête à être testée. Vue crâniale.

PHOTO 15 : Une paire de fémur prête à être testée. Vue médiale.

PHOTO 16 : Un montage en place dans la machine d'essai.

INTRODUCTION

Les coxarthroses sont fréquentes chez les chiens de tout âge. Elles peuvent devenir handicapantes et compromettre alors l'avenir locomoteur de l'animal. La prothèse totale de hanche représente le traitement de choix de ces arthroses coxo-fémorales invalidantes, en permettant une récupération fonctionnelle articulaire maximale. La prothèse de hanche est aujourd'hui un implant couramment posé en orthopédie humaine. En orthopédie canine, le premier modèle est apparu en 1955, commercialisé par RICHARDS. Depuis, de nombreux modèles sont étudiés, commercialisés, améliorés afin de faciliter leur mise en place et de limiter les complications. Ces implants diffèrent entre autre par leur dessin, leur biomatériau de constitution, et leur système de fixation (prothèses cimentées ou non).

Une nouvelle prothèse totale de hanche cimentée a été mise récemment sur le marché vétérinaire : la prothèse *Amplitude*. L'originalité de cet implant est due, non seulement à son dessin tout à fait novateur en orthopédie canine (collet horizontal et utilisation de centreurs), mais aussi au retour à l'acier inoxydable, comme biomatériau de constitution, longtemps délaissé au profit du titane (dont l'utilisation est aujourd'hui controversée en chirurgie humaine). Il est apparu intéressant de comparer sur le plan biomécanique, cette tige fémorale cimentée à celle du modèle le plus utilisé en France. L'étude se compose de deux parties :

- La première, bibliographique, représente une synthèse des données actuelles sur les biomatériaux et le dessin des tiges fémorales, basée sur des études expérimentales ou cliniques rétrospectives, humaines ou vétérinaires. Cette étape est la partie primitive de la conception. C'est grâce à ces données que l'implant *Amplitude*, a été défini et modélisé.
- La seconde partie, expérimentale, présente la comparaison entre le prototype *Amplitude* et une prothèse déjà très utilisée : la prothèse *Biomécanique*. Ces prothèses sont implantées sur des os. Les composites prothèse-ciment-os sont soumis à des forces axiales de compression et leur déformation est étudiée par jauges d'extensométrie. Le but est d'étudier la distribution des contraintes sur l'os prothésé, et d'en tirer les conséquences en terme de performance de l'implant.

BIOMATERIAUX ET DESSIN DES IMPLANTS FEMORAUX DE PROTHESES TOTALES DE HANCHE : SYNTHESE BIBLIOGRAPHIQUE

I- Données actuelles sur le titane et l'acier inox

Le choix du biomatériau de constitution de l'implant est une des étapes primordiales de la conception d'une prothèse innovante. Les qualités recherchées d'un métal ou d'un alliage sont :

- ⇒ **des qualités chimiques** : bonne résistance à la corrosion sous toutes ses formes,
- ⇒ **des qualités mécaniques** : résistance au vieillissement, aux frottements, à l'usure ; capacité à se déformer (module de Young, moment d'inertie),
- ⇒ et enfin **des qualités biologiques**, intimement liées aux caractéristiques chimiques et mécaniques : il s'agit d'une bonne biocompatibilité des métaux, de leurs débris et de leurs produits de dégradation.

Nous n'évoquerons ici que le titane et ses alliages, et l'acier inoxydable.

A- Résistance à la corrosion (44)

La corrosion est définie comme un processus de dégradation d'un matériau, provoqué par le milieu ou le corps avec lequel il est en contact (23). Elle existe sous plusieurs formes : généralisée ou localisée (par piqûre, en crevasse...). Il s'agit d'un phénomène de dissolution électrochimique ayant pour base des réactions d'oxydo-réduction. Ces réactions sont à l'origine de transferts d'électrons et mènent à la formation d'oxydes ou de chlorures de métal, de composés organométalliques ou d'autres composés chimiques. Ces formes chimiques peuvent se solubiliser ou précipiter en phase solide. Elles peuvent alors migrer loin de la surface ou former un film compact, adhérent et stable : c'est le phénomène de passivation du métal. La passivation aboutit, en effet, à la constitution en surface du métal d'une couche de métal oxydé stable qui protège le métal d'origine. Les produits de dégradation obtenus par corrosion, et non passivables, ont un rôle pro-inflammatoire et provoquent des réactions à corps étrangers plus ou moins modérées.

Le Titane et ses alliages sont, à l'heure actuelle, les métaux les plus résistants à la corrosion. En effet, ils peuvent former instantanément et spontanément, en surface, un film de passivation d'oxyde de titane très stable qui les protège ensuite de toutes formes de corrosion.

L'acier inoxydable quant à lui, est moins résistant à la corrosion, donc sujet à un vieillissement plus rapide et à la formation de produits de dégradation. Malgré la présence de Fer, atome passivable, la couche de passivation est moins stable. Divers progrès dans les sciences des biomatériaux ont permis, par des ajouts subtils d'éléments mineurs, tels que le Chrome, d'obtenir des aciers de meilleure qualité et résistants mieux à la corrosion. En effet, le Chrome a un plus grand pouvoir de passivation que le Fer.

Les lieux de prédilection des réactions de corrosion sont les interfaces métal-métal (21, 47, 91) rencontrées entre autre sur les tiges prothétiques modulaires (tige sur lesquelles plusieurs types de tête sont adaptables cf.II.2.a). Bien que ces sites soient favorables à de telles réactions, leur intensité est variable, fonction du couple métal-métal et de la forme de l'interface (cf. photo 1). **Il en résulte une libération plus ou moins importante de particules de métal corrodé non passivables pro-inflammatoires.** Ainsi pour certains la modularité d'un implant pourrait représenter un danger (26).



Photo 1 : Image de corrosion à l'interface métal-métal d'un clou centromédullaire modulaire (47).

Photo 1 : Image de corrosion à l'interface métal-métal d'un clou centromédullaire modulaire en acier inox (45).

B- Qualités mécaniques

1- Résistance à l'usure

a - Généralités

L'usure est définie comme une perte de substance à l'interface de deux corps en contact et en mouvement relatif l'un par rapport à l'autre (15). Elle génère des débris. Parmi les sites d'une prothèse de hanche sujets à l'usure, nous pouvons citer : l'interface tête de prothèse - cupule acétabulaire, l'interface tête-col, et enfin l'interface tige - ciment lors de micromouvements de l'implant.

On distingue ainsi trois types de débris d'usure : les débris métalliques, les débris de polyéthylène et les débris de ciment.

Le Titane et ses alliages sont sensibles à l'usure (44, 56, 65, 81, 86) et ce, quelle que soit la surface avec laquelle ils sont en contact. Cette usure conduit rapidement à la formation de débris de métal mais aussi de polyéthylène provenant de la cupule, et de ciment, non sans conséquences sur la durée de vie de l'implant. En effet, ces débris de titane ou de ses alliages et de polyéthylène seraient impliqués dans le processus de descellement aseptique des prothèses à plus ou moins long terme, à cause de leur activité pro-inflammatoire prononcée.

L'acier inoxydable a un meilleur comportement en frottement, il est moins sensible à l'usure, et, de ce fait, génère moins de débris.

b- Débris d'usure et descellement aseptique

Le descellement aseptique est un processus non infectieux par lequel la tige de la prothèse se désolidarise du fût fémoral. De nombreuses études, cliniques rétrospectives et expérimentales, ont été conduites sur la physiopathologie et l'incidence de ce phénomène afin d'améliorer la qualité des implants.

Ce descellement peut se produire à deux niveaux :

⇒ à l'interface ciment-os (12, 37, 78, 93)

⇒ à l'interface implant-ciment (2, 30, 65, 82)

α- Descellement à l'interface ciment-os

D'origine **mécanique et biologique**, il serait lié à l'activité pro-inflammatoire des débris d'usure des biomatériaux (métal, polyéthylène, ciment). Le titane est particulièrement incriminé puisqu'il s'agit du biomatériau le plus sensible à l'usure (3, 27, 30, 38, 43, 44, 48, 55, 58, 59, 83, 86, 93).

Les débris sont formés pour la plupart à l'interface tête-cupule acétabulaire, et aggravent l'usure des deux parties. Ces particules provoquent une réaction à corps étranger. Tant qu'elles sont peu nombreuses elles sont phagocytées par les macrophages ou les cellules polynucléées de la pseudo-capsule articulaire (93, 94). Lorsque la capacité de ces cellules est dépassée, les débris circulent alors avec les courants de fluides.

Lors de la mise en place d'une prothèse cimentée, les dégâts mécaniques, chimiques et thermiques occasionnés conduisent à la formation d'une membrane à l'interface ciment-os (11, 37, 93). Cette membrane, lors des cycles de marche serait capable, par effet de pompe, de véhiculer fluides et petites particules, notamment débris d'usure, voire de permettre leur stockage dans des défauts ou fissures du manteau de ciment. La phagocytose des débris est alors réalisée par les cellules de cette membrane.

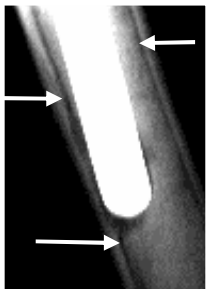
Où qu'ils se trouvent, ces débris provoquent donc une réaction inflammatoire se traduisant par (11, 27, 38, 58, 59, 92):

⇒ l'afflux de cellules (macrophages en majorité pour la phagocytose des débris, mais aussi fibroblastes et histiocytes)

- ⇒ la libération locale par ces cellules de médiateurs de l'inflammation (PGE2, IL1, IL6, TNF α) stimulant la différenciation des ostéoblastes en ostéoclastes qui détruisent la trame minérale de l'os
- ⇒ enfin la libération, par les fibroblastes, d'enzymes (collagénases) qui hydrolysent la matrice organique du tissu osseux.

Il en résulte une résorption osseuse autour de l'implant (à l'interface ciment - os) (cf. photo 2). Les micromouvements de l'implant aggravent le phénomène : ils génèrent des microfragmentations du ciment, de nouveaux produits d'usure (de métal et de polyméthylmétacrylate) et favorisent la circulation des fluides et des particules dans les anfractuosités du ciment et à l'interface de ce dernier avec l'os. A terme, la prothèse se descelle à l'interface ciment-os.

Photo 2 : Image radiographique de résorption osseuse autour du manteau de ciment, noter la présence d'un fin liseré radiotransparent entre l'os cortical et le manteau (flèches blanches) (Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse).



Remarque : Les particules métalliques libérées par corrosion notamment à l'interface tête-col des prothèses modulaires peuvent migrer de la même manière que les débris d'usure.

Elles ont elles aussi un rôle pro-inflammatoire qui accentue le phénomène de résorption osseuse (47)

La nature du biomatériau de constitution de l'implant (donc sa capacité à produire des débris d'usure et de corrosion) ne serait pas l'unique responsable du descellement aseptique à l'interface ciment-os. D'autres causes, liées à la technique chirurgicale, sont suspectées :

- une mauvaise préparation de l'os avant la pose du ciment (14, 33)
- un saignement endosté excessif lors de la pose du ciment (14, 57)
- la qualité du manteau et la solidité de l'interface ciment-os, donc la technique de mise en place du ciment (première ou deuxième génération) (5, 26, 42, 50, 67).

β- Descellement à l'interface implant-ciment

Cette modalité de descellement serait purement d'origine **mécanique**. Les micro-mouvements de l'implant soumis à des forces de rotation, et à des moments de flexion lors de la marche favoriseraient les fractures du ciment (46), l'abrasion et le polissage de la tige (2) ainsi que la formation de particules d'usure du manteau de ciment (30, 34, 55, 65, 68). Il en résulterait un élargissement progressif de l'interstice entre la tige et le manteau jusqu'au descellement complet de l'implant.

Au cours de ce processus, l'élargissement de l'interstice implant-ciment favorise la circulation de fluides provenant de l'articulation. Ces fluides peuvent véhiculer les divers débris et s'insinuer dans les fissures du manteau jusqu'à ses éventuels défauts. Ceci peut provoquer des plages de lyse localisées, notamment à l'extrémité de la tige lorsque celle-ci est positionnée en varus et que son extrémité est au contact direct de l'endoste (2, 85). Ces lyses locales accélère le descellement (cf photo 3).

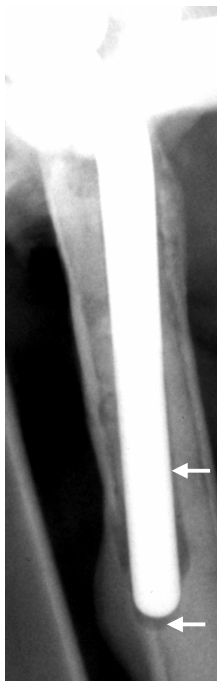


Photo 3 : Zones radiotransparentes majeures entre la tige et le ciment (flèches blanches), lyse complète de la corticale caudale en regard de l'extrémité de la tige, associée à une réaction périostée focale homogène (Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse).

Ici encore, la nature du biomatériau de constitution de l'implant ne serait pas le seul facteur responsable du descellement aseptique à l'interface implant-ciment. D'autres facteurs sont suspectés notamment :

- un mauvais positionnement de la tige prothétique. Il se réalise alors un contact entre la tige et l'endoste ne permettant pas de cimenter de façon homogène la prothèse (19, 30, 31, 62, 69, 75, 88, 90, 95, 96). Ce mauvais positionnement serait lié :
 - ⇒ à l'implant lui-même avec un dessin non approprié de l'implant fémoral (29, 30, 65, 96)
 - ⇒ à la technique chirurgicale : niveau inadéquat du trait d'ostectomie, alésage insuffisant (85, 96), positionnement incorrect de la tige
- une géométrie inadaptée de la tige, en particulier la présence d'angles à l'origine de concentration de stress (1, 45)
- la technique de mise en place du ciment (première ou deuxième génération) (42).

γ- Incidence du descellement aseptique

Cette complication n'est pas propre aux implants cimentés. En effet, le descellement peut se produire sur des tiges prothétiques non cimentées à l'interface implant-os. En 1994 RORABECK et al (80) publient une étude en double aveugle sur 250 prothèses cimentées et non cimentées chez l'homme. Ils n'identifient aucune différence en terme d'incidence de descellement aseptique entre les deux groupes sur un suivi de plus de 2ans.

Compte tenu des diverses causes incriminées (biomatériau, dessin de l'implant, technique chirurgicale), nous pouvons comprendre que l'incidence du descellement aseptique soit difficile à établir tant chez l'homme que chez le chien. Il semblerait que chez l'homme l'incidence actuelle de la complication ait largement diminué grâce aux progrès réalisées sur la conception des implants.

Chez l'homme :

- ⇒ MOHLER (65) sur un suivi de 10 ans et un échantillon de 1941 prothèses réintervient sur 29 prothèses en Chrome-Cobalt pour descellement aseptique du composant fémoral, soit une incidence de **1,5%**.
- ⇒ MAURER (64) publie en 2001 une étude rétrospective comparée sur deux implants fémoraux de même dessin, mais l'un en titane et l'autre en chrome-cobalt. Il constate 4 descellements sur 147 prothèses en chrome-cobalt (**2,72%**, médiane de suivi 10,2 ans) contre 32 descellements pour 239 prothèses en titane (**14%**, médiane de survie 7,7 ans).

Chez le chien :

- ⇒ EDWARDS (30) décrit 11 cas de descellement aseptique sur une série de 152 prothèses modulaires cimentées en titane soit une incidence de **7.2%** (période de suivi de 4 ans maximum), alors qu'il ne constate aucun cas sur une série de 194 prothèses non modulaires cimentées en chrome-cobalt.

⇒ OLMSTEAD et coll. (70, 71) publient une série de 395 prothèses non modulaires cimentées en chrome-cobalt avec seulement une complication de descellement aseptique, soit une incidence de **0,1%**.

CONCLUSION : Tout ceci est sujet à discussion, mais remet aujourd'hui en question l'utilisation du titane comme biomatériau de constitution d'implant fémoral permanent à cause de sa mauvaise résistance à l'usure et sa grande facilité à user les biomatériaux en regard (polyéthylène et polyméthylmétacrylate) (26, 56, 81) et ce, malgré ses indiscutables qualités mécaniques et chimiques.

2- Capacité à se déformer

a- Prérequis

α- Notion de contraintes et de déformation (22)

Un corps soumis à une force F se déforme. Suivant la nature de la force, il est observé diverses déformations : en tension, en compression, en flexion et/ou en torsion pour les plus communes. Il existe deux paramètres mécaniques permettant de quantifier et décrire la déformation du corps : il s'agit de la contrainte et de la déformation.

La **contrainte** σ relie la force F à la géométrie de la section de l'objet déformé. Elle est définie de la façon suivante :

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Force appliquée

Surface de la section du corps

Contrainte

La **déformation** ϵ est une déformation relative, elle est définie par :

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L}$$

β- Notion de transmission de contraintes

Lorsqu'un corps subit un effort, il se déforme. Sa déformation ou encore les contraintes qu'il subit, sont génératrices de nouvelles forces sur les structures adjacentes, à leur tour sujettes à des contraintes et des déformations.

La capacité de ce corps à se déformer sous l'effet d'une charge, et donc à transmettre des contraintes, dépend de la force appliquée mais aussi et surtout de ses caractéristiques intrinsèques. Parmi les plus importantes, nous pouvons citer : le module de Young ou module d'élasticité, et le moment d'inertie ou second moment d'aire.

b- Module d'élasticité ou module de Young

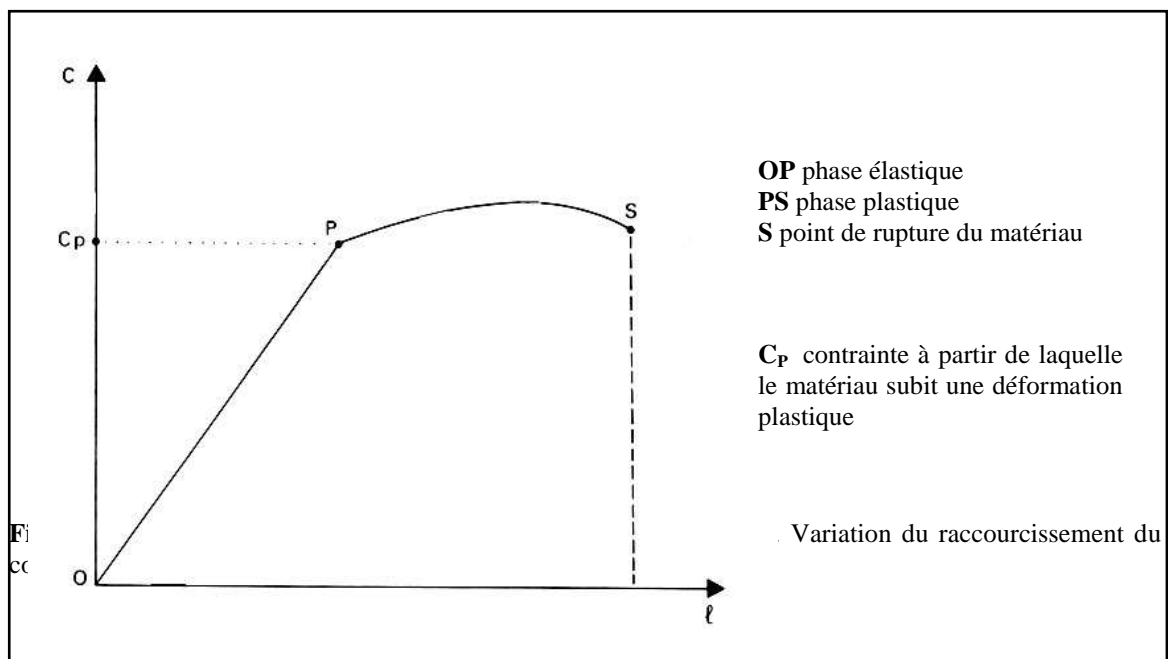
α- Définition (15, 22)

Lorsqu'on comprime un corps métallique, il existe tout d'abord une phase dite d'élasticité au cours de laquelle le corps se déforme provisoirement sous l'effet de la charge. Si celle-ci est supprimée, le corps retrouve sa forme originelle ; quand la force exercée et donc la contrainte, atteint une certaine valeur (C_P sur la figure 1), le corps se déforme de manière permanente et cette déformation subsiste avec la suppression de la charge compressive : c'est la phase plastique.

En phase élastique (cf. figure 1), il existe une relation de proportionnalité entre la contrainte σ et la déformation relative ε du matériau :

$$\sigma = E \varepsilon$$

E la pente de la droite, ou le coefficient de proportionnalité, est le module d'élasticité ou module de Young. Un coefficient élevé signifie que sous l'effet d'une contrainte importante la déformation relative du corps est minime, et peu de contraintes sont donc transmises aux structures voisines (24, 32, 79). Inversement, quand il est faible, la déformation du corps soumis à une contrainte minime est importante, et des contraintes majeures sont transmises aux structures adjacentes.



β- Application aux prothèses en titane et en acier (74, 83)

Le module d'élasticité d'une tige de prothèse permet de déterminer comment la contrainte se répartit de la tige à l'os cortical, via le ciment. Or, ce que l'on recherche pour un biomatériau de constitution de prothèse, c'est qu'il ait un module de Young le plus proche possible de celui de l'os cortical, afin que la déformation du système composite prothèse-ciment-os soit harmonieuse et proche de celle de l'os originel. Si les modules d'élasticité de l'os, du ciment et de la prothèse sont très disparates, les interfaces os-ciment et ciment-prothèse sont anormalement sollicitées. Le module de Young de l'acier est deux fois supérieur à celui du Titane (cf. tableau 1). Donc pour une même contrainte, une tige en acier se déforme deux fois moins qu'une tige en titane. Ce qui signifie que les contraintes transmises au ciment puis à l'os sont moins importantes pour la prothèse en acier que pour la prothèse en titane, dont les capacités de déformation se rapprochent le plus de l'os cortical. Le titane paraît donc plus adapté pour la constitution de prothèse.

Matériau	Module de Young (Gpa)
Acier inox	200
Titane	100
Os cortical	17

Tableau 1: Module de Young de différents matériaux (74).

c- Moment d'inertie ou second moment d'aire (22)

Il s'agit d'un paramètre permettant d'objectiver la déformation ou la contrainte d'un corps soumis à une force de flexion, en tenant compte de sa géométrie. Pour un corps à section circulaire il est défini de la façon suivante :

Moment d'inertie → $I = \frac{\pi}{12} \times D^4$ ← Diamètre de la section

Il faut noter l'importance du diamètre (puissance 4), une légère augmentation du diamètre augmente considérablement le moment d'inertie.

La déformation ϵ subie par ce corps est fonction du moment d'inertie et du module de Young, elle s'écrit :

Moment de la force de flexion → $\epsilon = \frac{M \times z}{E \times I}$ ← Distance du point de déformation par rapport à l'axe neutre

Pour un même corps, plus le diamètre est grand, moins la déformation est importante. Ou encore, il est possible d'augmenter la capacité d'un corps à se déformer en modifiant sa géométrie, en diminuant son diamètre (donc en augmentant le moment d'inertie).

C- Biocompatibilité

L'acier inox et le titane sont assez bien tolérés par l'organisme. Malgré tout, des coupes histologiques réalisées sur des tissus environnants les implants orthopédiques en titane ou en acier, qu'il s'agisse de plaques d'ostéosynthèse, de vis ou de prothèses, ont montré des débris de titane (liés à l'usure de l'implant cf. I.2.a) (44) et des produits de dégradation de l'acier (liés à la corrosion de l'implant cf. I.1) phagocytés par des macrophages ou des cellules géantes polynucléées du tissu fibreux se développant à proximité de l'implant.

II- A propos du dessin des implants fémoraux de prothèse totale de hanche

En orthopédie humaine, il a été montré que la durée de vie de l'implant dépendait du choix de l'implant (qu'il s'agisse du biomatériau de constitution ou du dessin) (41, 66).

1- Rôles et importance du dessin

Nous ne parlerons que de l'implant fémoral des prothèses totales de hanches.

Le dessin d'une tige prothétique concerne la forme et l'ensemble des courbes qui la caractérisent. Il a une importance capitale à plusieurs titres (83) :

↳ Il doit permettre une reconstruction, la plus idéale possible, de la partie proximale du fémur, afin de **restituer** à l'articulation artificielle **une biomécanique** et une cinétique normales. Ceci est directement lié à la longueur du col prothétique, à l'angle céphalo-cervico-diaphysaire et au positionnement de la tige prothétique (85).

↳ Il doit **minimiser les contraintes subies par l'implant, le ciment et l'os** ou les répartir harmonieusement.

↳ Enfin, le dessin doit faciliter l'implantation et permettre un **positionnement optimal** de l'implant dans le fût fémoral. Idéalement, la tige fémorale doit être parallèle au grand axe du fémur et entouré d'un manteau homogène de ciment (34, 76, 88).

Parmi les autres facteurs influants sur le positionnement de la tige nous pouvons citer :

- la morphologie fémorale : courbure du fémur, localisation et largeur de l'isthme (85)
- la préparation du fémur (85)
 - le niveau du trait d'ostectomie (valable pour les prothèses à collet oblique)
 - le retrait de l'os spongieux sous trochantérique
- la taille de la prothèse : la sous estimer facilite son centrage dans le fût (85).

Remarque : Les abords chirurgicaux transtrochantérique et crânio-latéral ont été comparés et ne semblent avoir aucune incidence sur le positionnement de la tige (95). L'abord caudal peut être envisagé, son efficacité n'a jamais été comparée aux deux précédents.

Les défauts de positionnement les plus courants des tiges fémorales chez le chien sont : le varus avec contact distal de la tige avec l'endoste latéral et la bascule crânio-caudale avec contact distal de l'extrémité de la tige avec l'endoste caudal (30, 63).

Un positionnement anormal de la prothèse est à l'origine de forces mécaniques inappropriées sur la tige (forces de rotation, moments de flexion) et donc sur le ciment, favorisant leur usure respective, et le descellement de l'implant à l'interface implant-ciment (30, 68, 76, 88).

Après le choix du biomatériau de constitution, le choix d'un dessin constitue la deuxième étape primordiale dans la création d'un implant.

2- Données actuelles sur le dessin

Nous nous proposons de faire une synthèse des données bibliographiques actuelles concernant le dessin des tiges fémorales des prothèses de hanche cimentées.

a- La tête

α - Modularité

Aujourd'hui, les tiges prothétiques sont modulaires, c'est à dire que plusieurs types de têtes de prothèse sont adaptables à une même tige (ce qui permet d'élargir la gamme). Leur principal inconvénient est de rajouter une interface métal-métal au système prothétique, lieu de prédilection pour les réactions de corrosion (21, 91). Bien que le site soit favorable à de telles réactions, leur intensité est variable et fonction du couple métal-métal et de la forme de l'interface. **Il en résulte une libération plus ou moins importante de particules de métal corrodé non passivables pro-inflammatoires, impliquées elles aussi dans le descellement aseptique des tiges fémorales.** Chez l'homme, il semble qu'il y ait plus de reprise de tige prothétique pour descellement aseptique lors d'utilisation de prothèses modulaires (17).

β - Importance de la taille

Des têtes de trop petite taille sont à l'origine de luxation de la prothèse (13). Des têtes trop grosses apportent une grande stabilité mais usent plus rapidement la cupule acétabulaire et génèrent une quantité plus importante de débris de polyéthylène (13, 54). Il est donc nécessaire de trouver un compromis.

γ - Aspect de la surface

La tête de prothèse doit être parfaitement sphérique et polie, le moindre artefact est cause d'usure et génère des débris. A titre d'exemple, une rayure de 0,2 microns sur une tête métallique peut augmenter jusqu'à 6 fois l'usure (17).

b- Le col

La **longueur** et l'**orientation** du col sont également deux éléments importants.

En effet, un mauvais choix de longueur de col peut être à l'origine de complications postopératoires (6, 83):

- ⇒ Un col trop court entraîne le relâchement des muscles adducteurs de la hanche et des muscles fessiers, augmentant ainsi le risque de luxation.
- ⇒ Un col trop long est, d'une part, à l'origine d'un port de membre anormal (rotation externe et abduction du membre), d'autre part responsable de forces de friction importantes à l'interface tête prothétique-cupule en polyéthylène, générant ainsi des produits d'usure responsables à long terme du descellement des implants. En outre, un col trop long augmente le bras de levier des forces s'exerçant sur la tête, et de fait accentue les contraintes en tension dans la région proximolaterale du ciment (40). Mais cette augmentation de contraintes ne semble pas significative (16, 25).

Aujourd'hui, la modularité offerte par les prothèses de hanche en médecine vétérinaire, permet de disposer de plusieurs tailles de col et de cupules pour une même taille de tige fémorale.

En ce qui concerne l'orientation du col, elle dépend de la position de l'implant dans le fût fémoral, donc du dessin et de la technique d'implantation (85).

Un degré de torsion exagéré (rétrotorsion ou hyperantétorsion du col) peut avoir des conséquences biomécaniques et cliniques (83) :

- ⇒ Une mauvaise orientation peut être à l'origine d'un port anormal du membre (rotation interne ou externe) et d'un risque élevé de luxation.
- ⇒ Elle est aussi responsable de la formation prématurée de produits d'usure compromettant la durée de vie de l'implant.

Chez le chien, il est recommandé d'implanter les tiges fémorales de prothèses totales de hanches en normoversion ou légère antéverson.

c- Le collet

Le collet ou collerette est un éperon qui se situe sur la zone de transition entre le col et la tige. Il repose sur l'os cortical, au niveau du trait d'ostectomie. Aujourd'hui en médecine vétérinaire, toutes les prothèses en possèdent un. Sa forme est variable d'une prothèse à l'autre. Sa principale vertu est de redistribuer les efforts à l'os cortical sur lequel il s'appuie et donc de diminuer les contraintes en partie proximale du ciment. Les effets bénéfiques du collet sur le manteau de ciment, en zone proximale, ont été démontrés à plusieurs reprises, lors d'études expérimentales utilisant des jauges d'extensométrie (40, 68) ou la méthode des éléments finis (24, 52). Sa forme, son inclinaison, l'importance du contact collet-corticale

sont autant de facteurs qui influent sur la répartition plus ou moins harmonieuse des contraintes à l'os cortical.

Lors de la pose d'une prothèse totale de hanche avec collet, il est recommandé, d'optimiser le contact collet-corticale pour trois raisons (18) :

- ⇒ maximiser les effets de réduction de contraintes sur le ciment en zone proximale
- ⇒ minimiser les mouvements relatifs de l'implant, du ciment et de l'os dans cette zone, de manière à limiter la formation de produits d'usure et à terme un descellement
- ⇒ limiter les phénomènes de subsidence, c'est à dire d'enfoncement progressif de la tige dans le fût fémoral.

En orthopédie humaine où toutes les prothèses ne possèdent pas de collet, son importance, en terme de longévité de l'implant, n'a jamais été démontrée.

d- La tige prothétique

α- Longueur de la tige

Elle a une influence sur la répartition des contraintes aux structures environnantes. En effet, plus cette dernière est longue, moins les contraintes sur le ciment sont importantes. Cependant, lorsque la longueur est excessive, la tige prothétique atteint ou traverse la zone la plus étroite de la diaphyse fémorale : l'isthme fémoral, réduisant ainsi la taille du manteau de ciment à ce niveau. D'autre part, compte tenu de la forme courbe du fémur du chien, il est difficile d'y implanter des prothèses longues et droites. En outre, ROHLMANN et coll. (79) ont montré que, pour des tiges de plus de 100mm, les effets de la longueur de tige sur la répartition des contraintes n'étaient que mineurs.

De manière à optimiser l'épaisseur du manteau de ciment autour de l'implant, il peut sembler intéressant de raccourcir les tiges prothétiques afin qu'elles restent ancrées au dessus de l'isthme dans la zone d'évasement du fémur. Mais ceci augmente de façon importante les contraintes à l'extrémité de la tige (25), ce qui pourrait s'avérer dangereux pour le devenir de l'implant.

β- Diamètre de la tige

Il joue un rôle dans l'importance des contraintes subies par l'implant et leur redistribution au ciment (18). En effet, plus il est grand, plus il diminue ces contraintes (7, 41, cf.I.B.2.c). Un gros diamètre de tige semble être un facteur de longévité de l'implant (49). Mais son augmentation exagérée se fait au détriment de l'épaisseur du manteau de ciment. Ainsi un diamètre trop important pourrait potentiellement augmenter le taux de descellement aseptique (26). Des tiges de petit diamètre permettent une meilleure implantation en position centrée (85) dans un manteau de ciment épais (compte tenu de la morphologie fémorale du chien, les implants de gros calibres sont difficiles à positionner idéalement : sans angulation, torsion, ou varisation). Par contre, les tiges de petit diamètre sont susceptibles de se fracturer avec le temps à cause des contraintes excessives qu'elles subissent (26). Il est donc nécessaire de trouver un compromis entre un diamètre de tige important et une épaisseur du manteau de ciment suffisante pour assurer une réduction maximale des contraintes dans le ciment et une longévité de l'implant. En médecine humaine, des études rétrospectives ont montré que les résultats cliniques étaient meilleurs lorsque l'épaisseur du manteau de ciment était comprise entre 2 (29, 41, 63) et 5mm (29, 41, 51).

γ- Forme de la tige

Les implants disponibles sont coniques. En effet, un diamètre décroissant de la tige prothétique du collet jusqu'à l'extrémité distale, permet à la prothèse de s'implanter dans une cavité fémorale proximale, similairement conique, et de diminuer les contraintes sur le ciment et l'os, à l'extrémité de la tige (7) où ils sont habituellement importants.

Les tiges peuvent être coniques à section circulaire (Ex: prothèse *Biomécanique intégrée*, prothèse *Amplitude*) ou à section rectangulaire. Une section rigoureusement circulaire semble à proscrire car elle permet des mouvements de rotation de la tige dans le manteau de ciment (65) d'où l'intérêt de cannelures longitudinales (dispositif anti-rotatoire). Lorsque la section est rectangulaire (Ex: prothèse *Richards*), des angles persistent dans la géométrie de la tige, ce qui offre une meilleure résistance à la rotation de l'implant (16). Cependant ces angles peuvent générer des contraintes importantes sur le manteau de ciment (1, 45), d'où la nécessité de les émousser pour limiter cet effet délétère.

Enfin certains implants ont une section proximale rectangulaire et distale circulaire.

δ- Aspect de la surface

Il est variable et sujet à caution. Son rôle est d'augmenter la solidité de l'interface implant-ciment pour limiter les micromouvements de la tige.

Les surfaces mates (ou encore rugueuses, sablées, grenillées) grâce à leurs anfractuosités permettraient un meilleur scellement de l'implant dans le manteau de ciment que les surfaces polies (6, 41, 87). Mais, ceci a deux conséquences non négligeables :

➤ l'augmentation de la solidité de l'interface implant-ciment peut être à l'origine de contraintes excessives sur le ciment et l'os et favoriser ou accélérer un descellement à l'interface ciment-os (36)

➤ le moindre mouvement de la tige dans le manteau de ciment est abrasif et la polit. Ceci génère des débris de métal et de ciment ayant potentiellement un effet délétère (cf. I.B.1.b) (53, 65).

Il est possible d'utiliser des tiges préenduites d'une couche de 100 µm de ciment acrylique afin d'optimiser la solidité de l'interface implant-ciment (87, 89) toujours au détriment de l'interface ciment-os (2, 36, 72).

La contamination du ciment par du sang ou de la graisse limite la solidité de l'interface, mais cet effet est moindre sur les tiges pré-enduites que sur les tiges non pré-enduites (89). Le bénéfice d'un tel revêtement sur le taux de descellement semble discutable (72).

Enfin d'autres préfèrent s'affranchir d'une solidité optimale de l'interface implant-ciment, et utiliser une tige polie pour limiter la production de débris en favorisant la subsidence de la prothèse (2, 65, 87) :

⇒ en 1988, FOWLER (35) en utilisant deux prothèses *Exeter*, l'une polie l'autre rugueuse, montre que l'incidence de lésions radiographiques de lyses endostées est réduite pour le groupe des tiges polies

⇒ en 2002, COLLIS (20) compare deux séries de prothèses de même géométrie, il identifie 6 descellements aseptiques sur les tiges à surface rugueuse et aucun sur les tiges polies.

Donc limiter la production de débris d'usure par l'utilisation d'une tige prothétique polie semble limiter le descellement.

Ici encore, la controverse reste largement ouverte quant au revêtement de la tige.

e- Les centreurs

Il s'agit de dispositifs situés à l'extrémité de la tige, visant à faciliter sa centralisation dans le fût fémoral et à maintenir une épaisseur minimale de manteau de ciment (8, 39, 84). Toutes les prothèses n'en possèdent pas. Ils sont souples (en plastique) ou rigides (en polyméthylmétacrylate). L'avantage des centreurs rigides est d'empêcher le contact entre l'extrémité de la tige et l'endoste, en luttant contre les forces engendrées par le mauvais positionnement de l'implant. Par contre, ils peuvent rendre la mise en place de la prothèse plus difficile et laisser pénétrer de l'air dans leur sillage lors de l'implantation de celle-ci dans le ciment.

Remarque : Le dessin est un facteur primordial de qualité de positionnement de l'implant et de sa survie à long terme mais ce n'est pas le seul : d'autres paramètres entrent en ligne de compte, notamment la technique de pose du ciment (pressurisation, utilisation d'un obturateur) et la préparation du fémur (qualité de l'ostectomie, retrait de l'os spongieux sous trochantérien).

CONCLUSION : La conception d'un implant prothétique représente donc une somme de compromis. Compte tenu de ces données bibliographiques un nouvel implant fémoral de prothèse totale de hanche pour chien a été créé. Cette tige prothétique est originale à plusieurs titres :

1. par un retour à l'utilisation de l'acier inox comme biomatériau de constitution
2. par un dessin innovant.

Le but était de développer une prothèse facile à implanter, reconstruisant le mieux possible l'extrémité proximale du fémur, de manière à limiter les vices de position (varus, bascule crânio-caudale de la tige, antétorsion de la prothèse), et leurs conséquences (en terme de survie de l'implant, d'usure et de complications).

Les études *in vitro* d'implant peuvent permettre d'évaluer si les choix techniques sont judicieux ou délétères, mais elles doivent à terme être confrontées aux résultats *in vivo* qui peuvent surprendre et amener à revoir la conception de la prothèse.

L'étude expérimentale, *in vitro*, qui suit, vise à mettre en évidence l'influence du dessin sur la répartition des contraintes mécaniques sur l'os prothésé, afin d'en tirer les conséquences en terme de positionnement et de performance de l'implant. Il s'agit d'une étude comparative entre le prototype *Amplitude* et une prothèse déjà commercialisée : la prothèse *Biomécanique*.

MATERIEL ET METHODE

Le but est de comparer les déformations de deux montages composites prothèse-ciment-os, soumis à une force de compression axiale :

⇒ **Montage A** : fémur gauche - ciment - prototype *Amplitude*.

⇒ **Montage B** : fémur droit - ciment - prothèse *Biomécanique*.

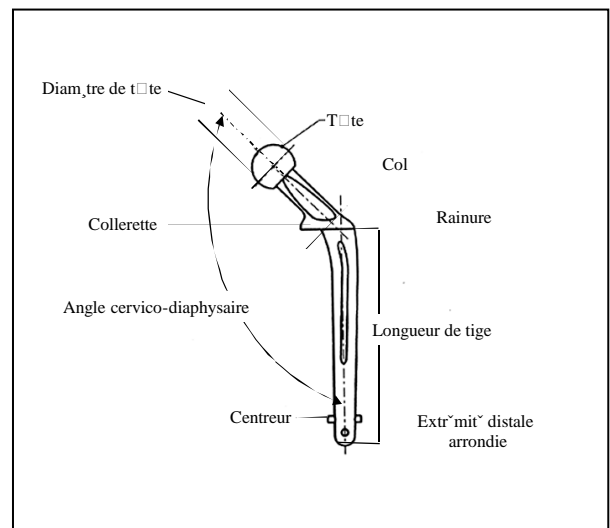
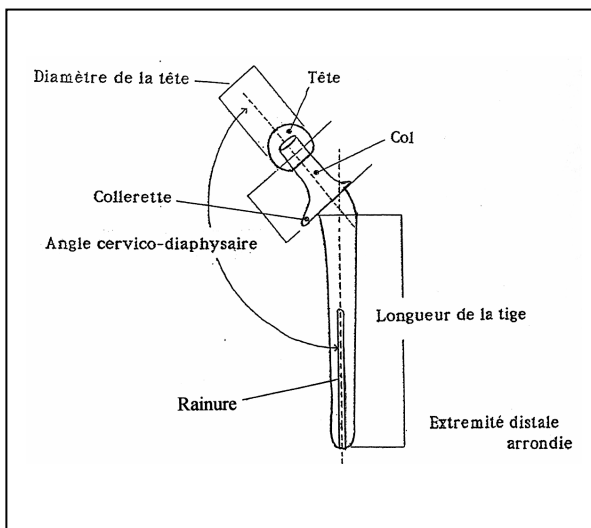
Les seules variables étant les prothèses, différant par leur design et le biomatériau de constitution. Les quatre tailles du prototype *Amplitude* sont testées.

MATERIEL

I- Les prothèses

A- Organisation générale des tiges prothétiques *Biomécanique* et *Amplitude*

Les dessins des deux prothèses sont présentés dans les figures 2 et 3.



B- Description comparée des deux implants

1- Biomatériaux

La tige fémorale *Biomécanique* est en alliage de Titane, métal de faible densité ($d = 4,5$), alors que la tige fémorale *Amplitude* est en Acier inoxydable, de densité plus élevée ($d = 7,8$). A tailles correspondantes, les prothèses *Biomécanique* sont donc plus légères que les prothèses *Amplitude*.

2- Dessin

a- Les têtes de prothèses

Les têtes des prothèses *Biomécanique* et *Amplitude* sont de forme sphérique (cf. photos 4 et 5). Leur base est tronquée et percée d'un trou dans lequel se loge l'extrémité du col. Les têtes de la prothèse *Biomécanique* existent en trois diamètres différents : 12mm, 16mm et 19mm. Dans l'étude qui suit, seules des têtes de 16mm ont été utilisées. Les têtes de la prothèse *Amplitude* ont un diamètre unique de 13mm.



Photo 4: Têtes de prothèse *Biomécanique* (diamètre 16mm, col extra long, long et moyen).

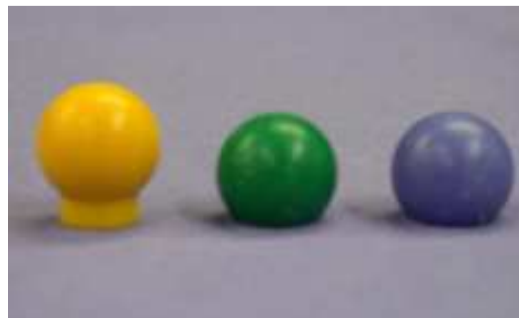


Photo 5: Têtes de prothèses *Amplitude* (têtes d'essai, diamètre 13mm, col extra long, long et moyen).

b- Le col

L'extrémité du col se loge dans le trou situé à la base de la tête. La profondeur de ce trou détermine la longueur du col.

Pour la prothèse *Amplitude*, il existe trois longueurs de col quelle que soit la taille de la prothèse :

- ⇒ col 0 (col moyen)
- ⇒ col +3 (col long)
- ⇒ col +6 (col extra long)

Pour la prothèse *Biomécanique*, il existe trois longueurs de col pour les têtes de 16mm et de 19mm de diamètre, quatre longueurs de col pour les têtes de 12mm de diamètre:

- ⇒ tête de 12mm : col court (-2,5), col moyen (0), col long (+2,5), col extra long (+5)
- ⇒ tête de 16mm : col moyen (0), col long (+3), col extra long (+11)
- ⇒ tête de 19mm : col court (-3), col moyen (0), col long (+3)

Remarque : Pour la prothèse *Amplitude* et pour la prothèse *Biomécanique* avec tête de 16mm, l'augmentation de la longueur du col pour un col extralong est obtenue par l'ajout d'une jupe à la tête fémorale

L'angle entre le col et la tige fémorale (angle cervico-diaphysaire) est identique pour les deux prothèses : il est de 135°. Dans les expérimentations qui vont suivre, un col moyen (0) est utilisé pour les prothèses *Amplitude* et pour les prothèses *Biomécanique*.

c- La collerette ou le collet

C'est la zone de transition entre le col et la tige fémorale. Elle repose sur le trait d'ostéotomie fémorale. Cette zone représente une différence majeure entre les deux prothèses. Pour la prothèse *Biomécanique*, le collet est perpendiculaire à l'axe du col alors qu'il est perpendiculaire à l'axe de la tige pour la prothèse *Amplitude*. Cela implique que l'ostéotomie fémorale sur laquelle repose le collet diffère en fonction de la prothèse implantée.

d- La tige prothétique

La tige de la prothèse *Biomécanique* présente proximale une incurvation médiale importante alors que la prothèse *Amplitude* est quasiment rectiligne. Ceci est la conséquence directe de l'orientation du collet.

La section des queues de prothèses *Biomécanique* et *Amplitude* (cf. figure 4) est circulaire sur toute leur longueur ; la prothèse *Biomécanique* présente une rainure crâniale et une rainure caudale sur la moitié distale de sa tige, alors que l'on trouve sur la prothèse *Amplitude* les mêmes rainures mais dans sa partie proximale. Distalement, elles ont toutes les deux une extrémité arrondie. La prothèse *Amplitude* possède cependant une particularité : son extrémité distale présente deux centreurs en polyméthylmétacrylate (de diamètre 1,5mm) un crânio-caudal et un médio-latéral. Leur extrémité dépasse de 1,5mm par rapport à la surface de la tige.

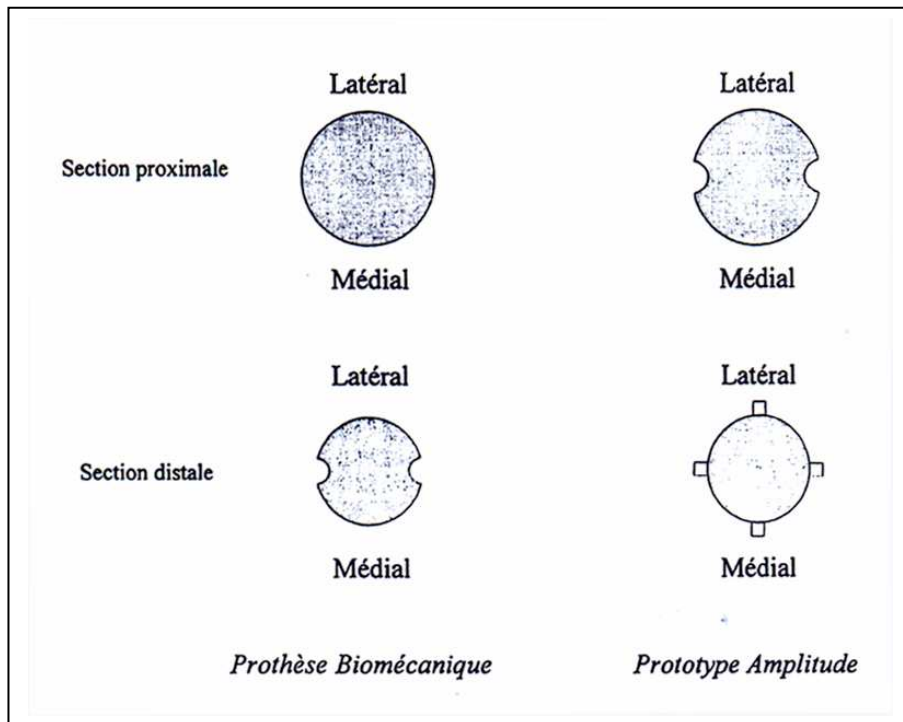


Figure 4 : Sections comparées des tiges fémorales.

En ce qui concerne la taille, les tableaux 2 et 3 répertorient les gammes de tailles des tiges prothétiques proposées par la *Biomécanique intégrée* et *Amplitude* (cf. photos 6 et 7), leur longueur ainsi que leur diamètre distal.

Taille de prothèse	4	5	6	7.5	9	11
Diamètre distal de tige (mm)	4	5	6	7.5	9	11
Longueur de tige (mm)	58	63	70	78	93	100

Tableau 2 : Gamme de prothèses *Biomécanique*. Données numériques relatives aux queues de prothèses.



Photo 6 : Gamme de prothèses *Biomécanique*.

Taille de prothèse	1	2	3	4
Diamètre distal de tige (mm)	5	6	7	8
Longueur de tige (mm)	55	65	68	75

Tableau 3 : Gamme de prothèses *Amplitude*. Données numériques relatives aux queues de prothèses.



Photo 7 : Gamme de prothèses *Amplitude*.

Dans l'étude expérimentale qui suit, les quatre tailles de prototype *Amplitude* ont été testées. Les prothèses *Biomécanique* ont, elles, été choisies en fonction de la taille des fémurs receveurs. Trois tailles ont ainsi été étudiées : 6, 7.5 et 9.

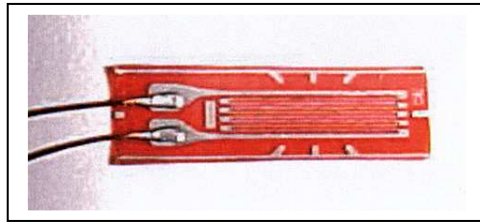
II- Sélection et conservation des fémurs

Plusieurs paires de fémurs ont été prélevées sur des cadavres frais de chiens (prélèvement dans les 24H suivant le décès). Les pièces anatomiques ont été nettoyées et les insertions musculaires retirées. Un contrôle radiographique face et profil a permis de s'affranchir de toute affection ostéoarticulaire traumatique ou non, comme les fêlures, les fractures, les cicatrices ou les panostéites. L'arthrose n'a pas été considérée comme un critère d'exclusion. Les pièces retenues ont été emmaillotées dans des compresses imbibées de solution saline, avant congélation à -24°C. Sur le pool de paires de fémurs ainsi constitué, quatre paires de fémurs ont été sélectionnées de manière à pouvoir recevoir, à gauche, les quatre prototypes *Amplitude* (tailles 1, 2, 3, et 4). Les prothèses *Biomécanique* auxquelles elles ont été comparées ont été choisies en fonction de la largeur de l'isthme du fémur droit (respectivement de taille 6, 7.5, 7.5, et 9).

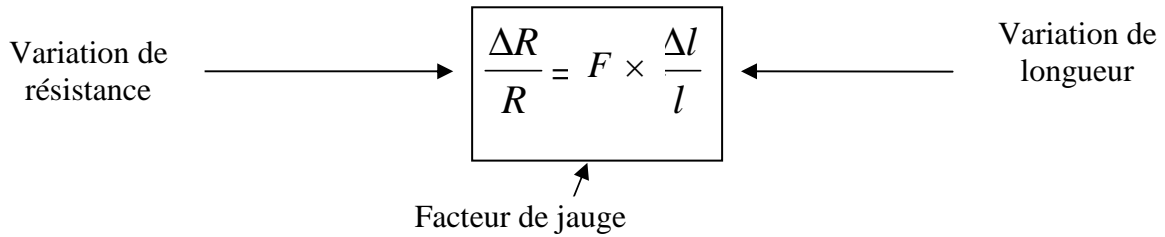
III- Les jauges d'extensométrie

A- Description

Les jauges d'extensométrie utilisées dans notre étude (KYOWA - KFG 5 C1 11 L 100 - 120 W, Phimesure, Choisi-Le-Roi - France) sont constituées d'un fil conducteur en métal laminé, très long et très fin, replié sur un support isolant rectangulaire (cf. photo 8).



La résistance R de ce fil est proportionnelle à sa longueur. Toute variation de longueur du fil entraîne une variation de sa résistance :



La résistance est mesurée par le principe du pont de WHEATSTONE (cf. figure 5). Ainsi, la variation de résistance enregistrée par une jauge permet de quantifier la déformation de la surface sur laquelle est collée la jauge.

B- Pont de WHEATSTONE

Il s'agit d'un pont de 5 résistances tel qu'il est décrit dans la figure suivante.

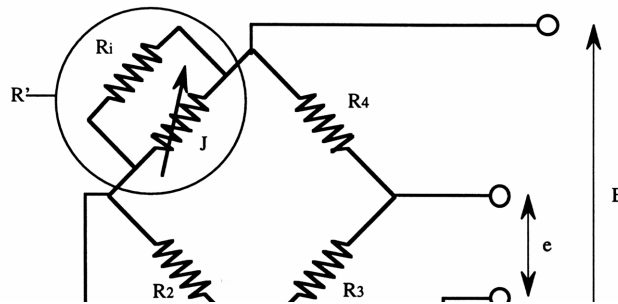


Figure 5 : Pont de WHEATSTONE (Montage quart de pont) (**E** tension d'entrée, **e** tension de sortie, **J** résistance de la jauge d'extensométrie, **Ri** résistance du potentiomètre)

Les résistance de la jauge d extensometrie en deformation, R_1 la resistance d un potentiometre branché en dérivation avec la jauge et R' la résistance équivalente de la jauge et du potentiomètre telle que :

$$\frac{1}{R'} = \frac{1}{J} + \frac{1}{R_i}$$

E est la tension d'entrée et e la tension de sortie.

Lorsque le pont de WHEATSTONE est dit à l'équilibre, une relation mathématique relie les valeurs des résistances R2, R3, R4, Ri et R', telle que :

$$R' = \frac{R2 \times R4}{R3} = \frac{J \times Ri}{J + Ri}$$

Chaque jauge est reliée à un pont de WHEATSTONE, ce qui permet de connaître, à l'équilibre des ponts, la valeur de la résistance de chacune des jauges et donc la déformation de la zone sur laquelle elle est collée.

IV- La machine d'essai

Les tests de compression dynamique ont été réalisés à l'aide d'une machine d'essai universelle (MTS 10/MH, MTS Systems, Ivry sur Seine). Celle-ci a permis d'appliquer une force axiale sur les têtes de prothèse une fois cimentées dans les fémurs grâce à un embout de compression spécialement manufacturé en acier inoxydable (cf. figure 6). La force a ainsi été appliquée de façon homogène sur la tête.

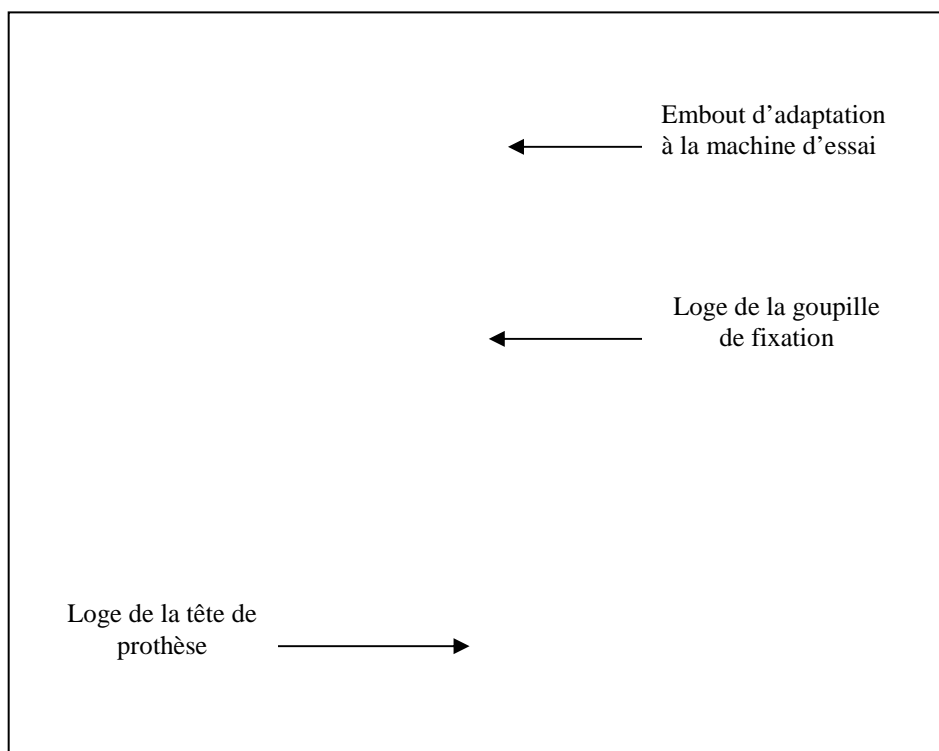


Figure 6 : Pièce de compression des prothèses.

La base du système fémur/prothèse a été bloquée dans un pain de résine (mélange équivolumique de polyol LP725 et d'iso LP725, VANTICO SAS, Technologie T2L, 11500 QUILLAN) parallélépipédique (115×87×67mm) de façon à maintenir le montage vertical et à éviter tout déplacement latéral du système lors de l'application de la charge axiale.

METHODE

I- Préparation des fémurs

Les quatre paires de fémurs sélectionnées ont été décongelées pendant 4 heures dans de l'eau à température ambiante, 24 heures avant les manipulations. Les fémurs ont été à nouveau nettoyés à l'eau, et les insertions ligamentaires et tendineuses résiduelles retirées avant de pratiquer l'**ostectomie** fémorale et l'**alésage**. Pour chaque paire, le fémur gauche a été préparé pour recevoir le prototype *Amplitude* (tailles 1, 2, 3, et 4) et le fémur droit la prothèse *Biomécanique* (respectivement de taille 6, 7.5, 7.5, et 9). La préparation des fémurs a été réalisée par une seule et même personne. Compte tenu de la différence de dessin des deux prothèses (notamment la forme et la position du collet), cette préparation a été différente et fonction de la prothèse qui leur a été destinée.

1- L'ostectomie

- ⇒ Pour la prothèse *Biomécanique*, le trait de coupe a été oblique (cf. photo 9). Il s'est étendu de la partie médiale de la fosse sous trochantérienne jusqu'au dessus du petit trochanter.

- ⇒ Pour la prothèse *Amplitude*, deux ostéotomies orthogonales (cf. photo 10), l'une verticale et médiale à la fosse sous trochantérienne, l'autre horizontale au dessus du petit trochanter, ont permis de retirer en totalité le col du fémur.



Photo 9 : Ostectomie fémorale pour la prothèse *Biomécanique*.



Photo 10: Ostectomie fémorale pour la prothèse *Amplitude*.

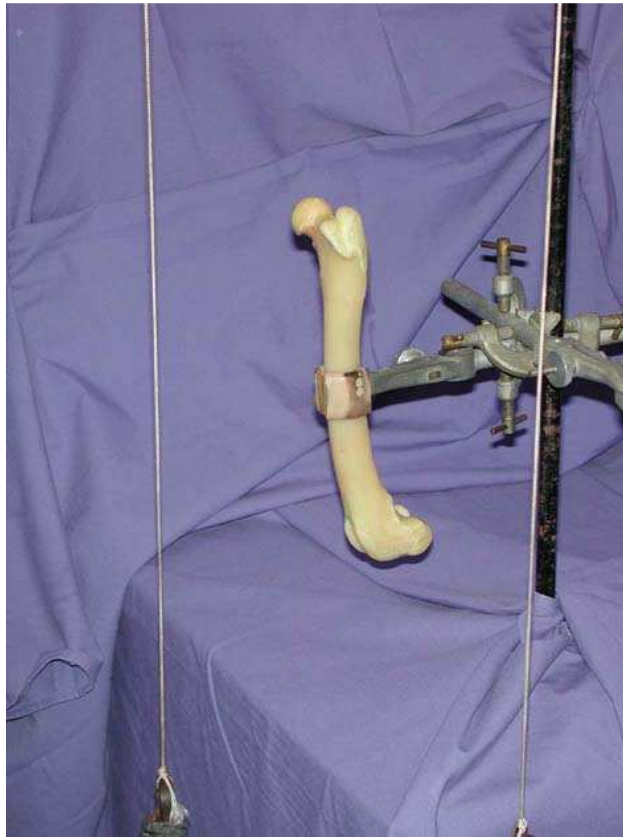
↳ L'alésage de la cavité

Cette opération a consisté à préparer la cavité médullaire du fémur à recevoir le ciment et la prothèse. L'alésage a été réalisé pour les deux fémurs, tout d'abord avec un foret de 4,5mm, puis avec des alésoirs spécifiques à chaque prothèse et à chaque taille de prothèse. La cavité ainsi préparée a été lavée sous pression à plusieurs reprises à l'aide d'une seringue, avec du chlorure de sodium à 0,9%.

II- Verticalisation des fémurs

Pour effectuer des manipulations comparées des fémurs droits et gauches, il a fallu placer les os dans des positions identiques. Nous avons choisi comme position de base la verticale. La verticalisation a été réalisée à l'aide d'un repère ou bâti (cf. photos 11, 12, 13) équipé d'un système de contention de l'os et de deux fils à plomb permettant de s'assurer de la bonne position de l'os dans les plans crânio-caudal et médio-latéral.

Le fémur de chien n'étant pas rectiligne, la verticalisation a été réalisée par rapport à la partie proximale de l'os correspondant au lit de prothèse.



Une fois la vert... Photo 11 : Bâti permettant la verticalisation des fémurs. ...lé dans un moule parallélépipédique (115x8... nt (DEM 40, J2L CHIMIE SA, 11500 QUILLAN). Ce socle a permis d'assurer la contention de l'os en position verticale. Cette résine est un polymère à prise rapide réalisé en mélangeant un même volume de deux constituants (polyol LP725 et Iso LP725, VANTICO SAS, Technologie T2L, 11500 QUILLAN). Tous les fémurs ont été positionnés de telle façon que la totalité des condyles ait été immergée dans le pain de résine.



Photo 12: Verticalisation des fémurs dans le plan crânio-caudal.



Photo 13 : Verticalisation des fémurs dans le plan médio-latéral.

III- Mise en place des prothèses

Les prothèses ont été mises en place par une seule personne (la même que celle qui a pratiqué l'ostéotomie et alésé les fémurs). Avant implantation, les cavités médullaires de tous les fémurs ont été nettoyées sous pression et séchées.

Dans un premier temps, un obturateur (obturateur biorésorbable Amplitude, Fabricant AMPLITUDE, ZAC Périer - Porte du Grand Lyon, 01 700 NEYRON) a été placé dans la cavité médullaire à une profondeur égale à la longueur de tige de prothèse plus 2cm, et ce, quelle que soit la prothèse implantée. Cet obturateur est en gélatine, protéine à fort pouvoir hygroscopique. Il gonfle en présence d'eau, obstruant ainsi la cavité médullaire. Son rôle est de servir de bouchon distal au ciment.

Le ciment a ensuite été préparé à la main et injecté à l'aide d'une seringue sous pression en phase liquide dans la cavité médullaire fémorale. Il s'agit d'un polymère de polyméthylmétacrylate à basse viscosité (PMMA) (CMW3 - Gentamicin - Bone Cement, DEPUY ORTHOPEDIE S.A., 69801 SAINT PRIEST, France). Une préparation de ciment a été utilisée par paire de fémur.

Les prothèses ont ensuite été implantées en zéroversion et maintenues le temps de la prise du ciment.

Enfin, les têtes ont été impactées sur les prothèses (13mm pour la prothèse *Amplitude*, 16mm pour la prothèse *Biomécanique*).

Donc au total, huit montages ont été constitués :

- ⇒ Première paire de fémurs (dimensions de l'isthme fémoral face et profil : 0,95cm×1,2cm) : prothèse *Amplitude* de taille 1 à gauche et prothèse *Biomécanique* de taille 6 à droite.
- ⇒ Deuxième paire de fémurs (dimensions de l'isthme fémoral face et profil : 1cm×1,3cm) : prothèse *Amplitude* de taille 2 à gauche et prothèse *Biomécanique* de taille 7.5 à droite.
- ⇒ Troisième paire de fémurs (dimensions de l'isthme fémoral face et profil : 1,1cm×1,1cm) : prothèse *Amplitude* de taille 3 à gauche et prothèse *Biomécanique* de taille 7.5 à droite.
- ⇒ Quatrième paire de fémurs (dimensions de l'isthme fémoral face et profil : 1,35cm×1,45cm) : prothèse *Amplitude* de taille 4 à gauche et prothèse *Biomécanique* de taille 9 à droite.

Des radiographies ont été prises suite à la mise en place des prothèses et avant le collage des jauges. Elles ont permis d'objectiver le positionnement des prothèses dans le fût fémoral par :

- ⇒ mesure de l'angle de varisation : angle entre l'axe de la tige prothétique et l'axe neutre du fémur sur les incidences crânio-caudales
- ⇒ mesure de l'angle de bascule crânio-caudale : angle entre l'axe de la tige prothétique et l'axe du fémur sur les incidences latéro-médiales.

IV- Positionnement des jauges d'extensométrie

1- Collage

Quel que soit l'emplacement de la jauge, la préparation du site a été la même. Le périoste et les aspérités ont été retirées avec un papier de verre et la zone dégraissée à l'acétone. Puis la jauge a été encollée (colle KYOWA, Phimesure, Z.A., Route de Pernes, 84973 CARPENTRAS Cedex), positionnée et maintenue en position par un film en téflon pendant 30 secondes. Enfin le film a été retiré.

2- Choix de l'emplacement

Le but étant d'apprécier la déformation d'un fût fémoral contenant une prothèse cimentée soumise à des forces de compression axiales, nous avons choisi de disposer les jauges sur les faces crâniale, caudale, latérale et médiale de chaque fémur. Sur une même face, les jauges ont été régulièrement espacées entre le trait d'ostéotomie et la surface de la résine. 16 à 17 jauges au total ont été collées par fémur (cf. photos 14 et 15) :

- ⇒ 5 sur la face latérale (L1, L2, L3, L4, et L5)
- ⇒ 4 sur la face médiale (M1, M2, M3, et M4)
- ⇒ 5 sur la face crâniale (Cr1, Cr2, Cr3, Cr4, et Cr5)
- ⇒ 2 à 3 sur la face caudale (CA1, CA2, et CA3).

Les jauges sont numérotées de la partie proximale à la partie distale du fémur.

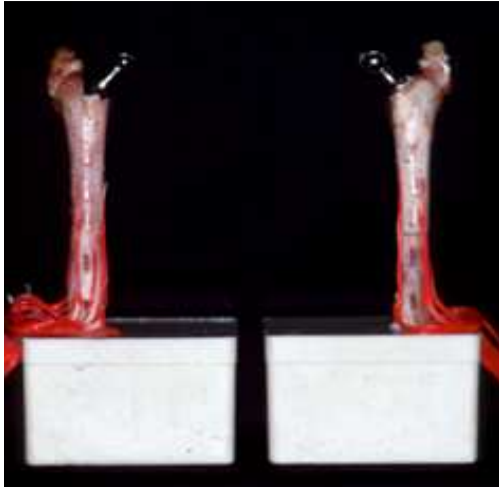


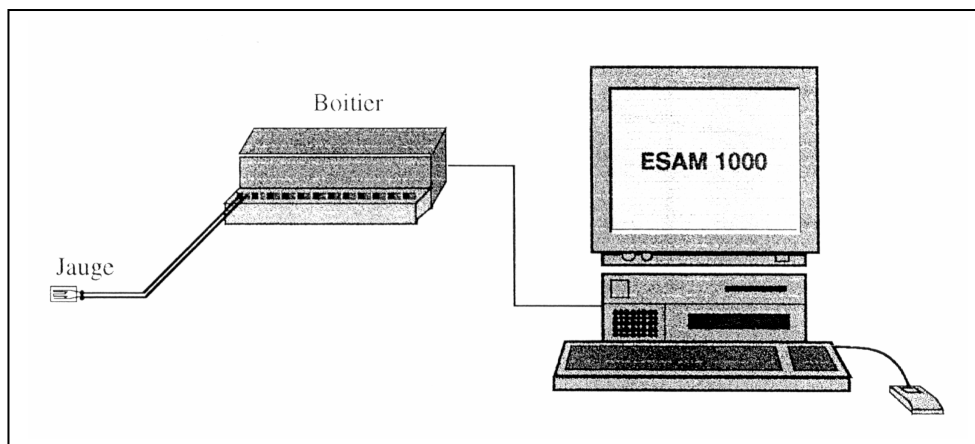
Photo 14 : une paire de femur prête a être testée. Vue crâniale.



Photo 15 : une paire de fémur prête à être testée. Vue médiale.

V- Branchement et recueil des données

Une fois le montage placé sous la machine d'essai, chaque jauge a été reliée à un pont de Wheatstone. Les divers ponts sont regroupés dans un boîtier permettant le branchement simultané de douze jauges. Le boîtier est lui-même relié à un micro ordinateur PC compatible par l'intermédiaire d'une carte d'acquisition dynamique (AT 1016S - Vishay-Micromesures, Malakoff - France) (cf. figure7). Les données ont été acquises et traitées par le logiciel ESAM 1000TM (Vishay-Micromesures).



VI- Tests de compression

Les quatre paires de fémurs prothésés ont été testées en compression. Le déplacement de la traverse de la machine d'essai a été programmé pour être constant (0,5mm/min.) et la valeur maximale de la force de compression axiale a été également prédéfinie : d'abord à 500N puis à 1000N.

Avant l'enregistrement des déformations de chaque montage, une première mise en charge (avec une compression modérée) a été effectuée afin de s'assurer de la mise en place correcte de l'échantillon à tester (cf photo 16) et de vérifier le bon fonctionnement de la machine par la visualisation de la courbe charge en fonction du temps (cf. figure 8). Puis, trois séquences de mesures ont été enregistrées pour chaque montage et pour une force de compression de 500N, afin de s'assurer de la répétabilité des données acquises. Pour deux des quatre paires, le test été répété avec une force de compression doublée (1000N). Les données numériques, traitées par le logiciel ESAM 1000TM, ont été transférées sur un tableur Excel, en vue d'une étude graphique.

Figure 8 : Courbe d'évolution de la force exercée sur un échantillon représentatif en fonction du déplacement de la traverse.

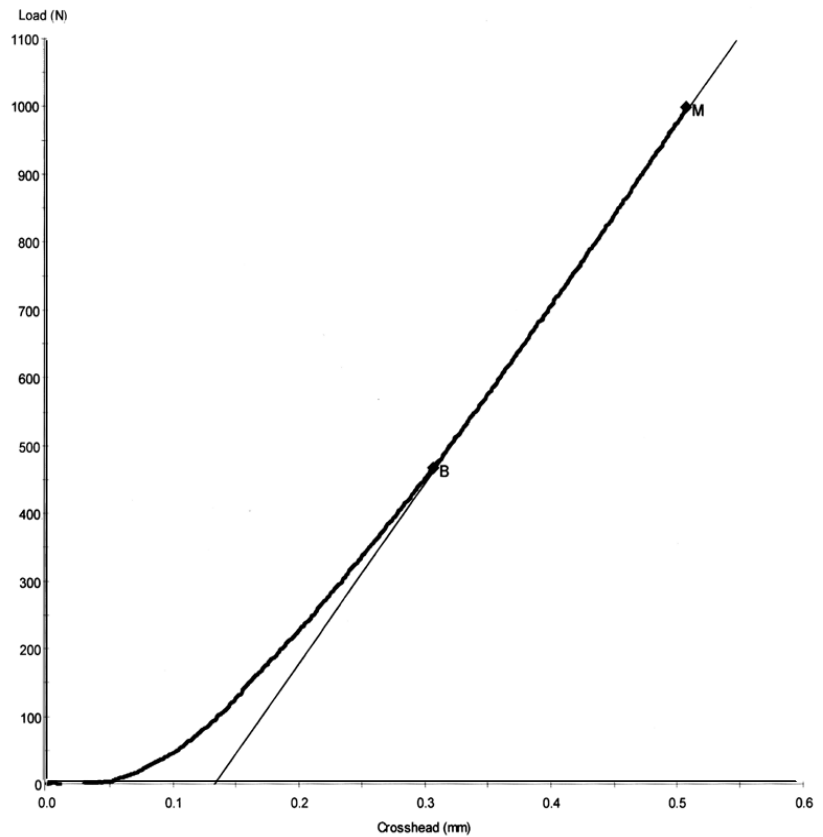




Photo 10 : Un montage en place dans la machine d'essai.
Afin de valider l'expérimentation, après tous les tests de compression, tous les montages ont à nouveau été radiographiés, pour s'assurer qu'ils n'avaient pas bougés.

VII- Analyse statistique

Les valeurs ont été comparées par des tests de Student. Le seuil de significativité a été fixé à 5%. Les études statistiques ont été réalisées avec un logiciel spécialisé pour Macintosh (Systat 5.2TM, Evanston, USA).

RESULTATS

I- Radiographies avant compression

Elles ont permis d'évaluer la position de la tige dans le fémur selon trois critères : les contacts de la tige avec l'endoste, l'angle de varisation et l'angle de bascule crânio-caudale.

- Des contacts entre l'endoste et les tiges prothétiques ont été observés sur 4 prothèses (cf. tableau 4). Les radiographies sont jointes en annexes.

	Endoste crânial	Endoste caudal	Endoste médial	Endoste latéral
<i>Amplitude 1</i>	-	-	-	-
<i>Amplitude 2</i>	-	-	-	-
<i>Amplitude 3</i>	+ (proximal)	-	-	-
<i>Amplitude 4</i>	-	-	-	-
<i>Biomécanique 6</i>	-	-	-	+ (distal)
<i>Biomécanique 7.5</i>	-	-	-	-
<i>Biomécanique 7.5</i>	+ (proximal)	-	-	+ (distal)
<i>Biomécanique 9</i>	-	-	+ (proximal)	-

Tableau 4 : Contacts entre l'endoste et la tige, par évaluation radiographique (+ : contact, - : absence de contact).

Pour la prothèse *Amplitude*, seule une tige est en contact en région proximale et crâniale. Pour la prothèse *Biomécanique*, on peut noter au moins un contact entre la tige et l'endoste pour 3 tiges sur 4. Les contacts proximaux sont crâniens ou médiaux, les contacts distaux sont latéraux.

- La mesure des angles de varisation sur les clichés de face (cf. tableau 5) :

<i>Amplitude</i> taille1	0,5°	<i>Biomécanique</i> taille 6	1°
<i>Amplitude</i> taille 2	0,25°	<i>Biomécanique</i> taille 7.5	1,5°
<i>Amplitude</i> taille 3	1°	<i>Biomécanique</i> taille 7.5	0,75°
<i>Amplitude</i> taille 4	0°	<i>Biomécanique</i> taille 9	0,5°
Moyenne ± SD	0,44°± 0,31	Moyenne ± SD	0,94°± 0,31

Tableau 5 : Angles de varisation des implants.

Les angles de varisation sont plus importants pour la prothèse *Biomécanique* que pour la prothèse *Amplitude* dans trois cas sur quatre. Seule la prothèse *Amplitude* de taille 3 est plus varisée que son homologue *Biomécanique*. La différence entre les deux types de prothèses est significative (P= 0,20).

- La mesure des angles de bascule crânio-caudale sur les clichés de profil (cf. tableau 5) :

<i>Amplitude</i> taille1	0°	<i>Biomécanique</i> taille 6	1.5°
<i>Amplitude</i> taille 2	2°	<i>Biomécanique</i> taille 7.5	4°
<i>Amplitude</i> taille 3	2°	<i>Biomécanique</i> taille 7.5	2°
<i>Amplitude</i> taille 4	0°	<i>Biomécanique</i> taille 9	3°
Moyenne ± SD	1°± 1	Moyenne ± SD	2,626°± 0,88

Tableau 6 : Angles de bascule crânio-caudale des implants.

Sur trois paires, nous constatons une bascule crânio-caudale plus importante pour la prothèse *Biomécanique* que pour la prothèse *Amplitude*. Pour une paire, l'angle de bascule est le même pour les deux prothèses. La différence est significative (P= 0,08).

BILAN : Dans 3 cas sur 4, le positionnement de la tige *Amplitude* est meilleur que celui de la tige *Biomécanique* aussi bien dans le plan crânio-caudal que dans le plan latéro-médial.

II- Tests de compression

Chaque courbe correspond à la déformation enregistrée par une jauge. Une pente positive signe une déformation en tension, et, inversement, une pente négative signe une déformation en compression.

Ci-dessous, nous ne présenterons les résultats que pour une seule paire de fémurs. Les schémas et courbes pour les trois autres paires sont présentés en annexe.

A- Compression à 500N

Il s'agit des résultats des plus petites prothèses testées, à savoir : la prothèse *Amplitude* de taille 1 et la prothèse *Biomécanique* de taille 6.

1- Déformation de la face crâniale

Concernant les images radiographiques, le trait bleu représente la limite distale du manteau de ciment et les rectangles rouges, les jauges d'extensométrie.

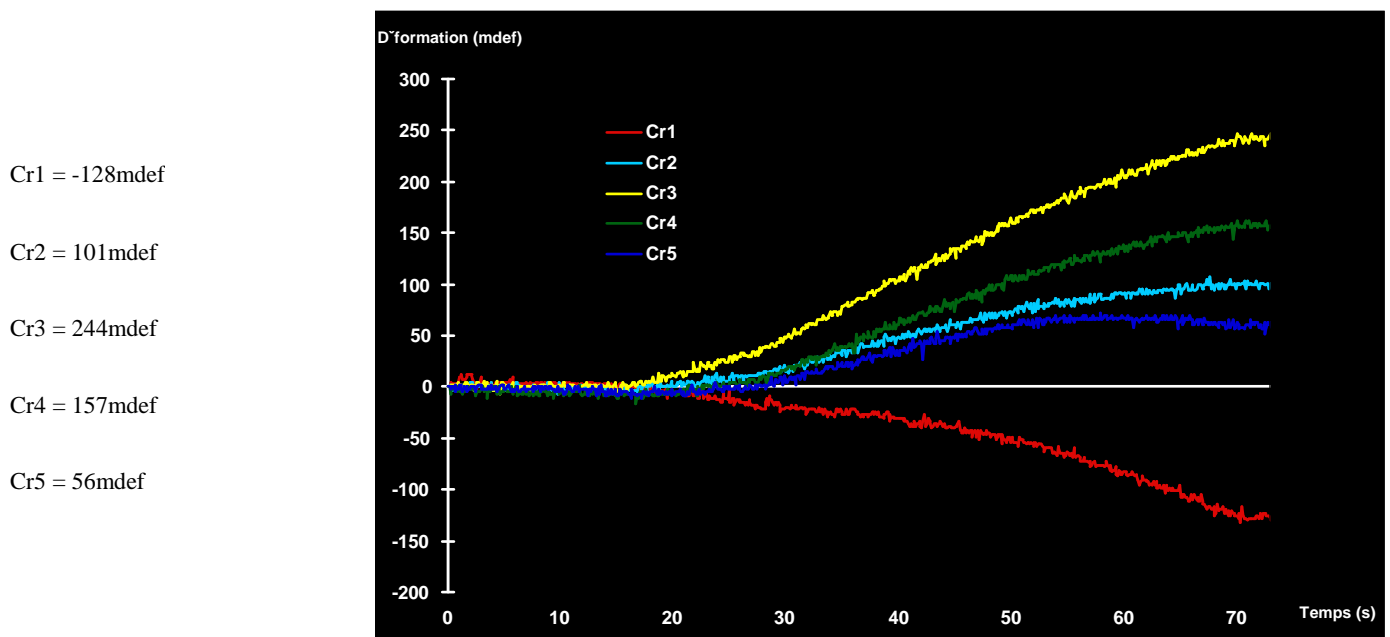


Figure 9 : Déformations de la face crâniale du fémur pour la prothèse *Amplitude* de taille 1, enregistrées par jauges d'extensométrie (Cr1 : jauge la plus proximale et Cr5 : jauge la plus distale). Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

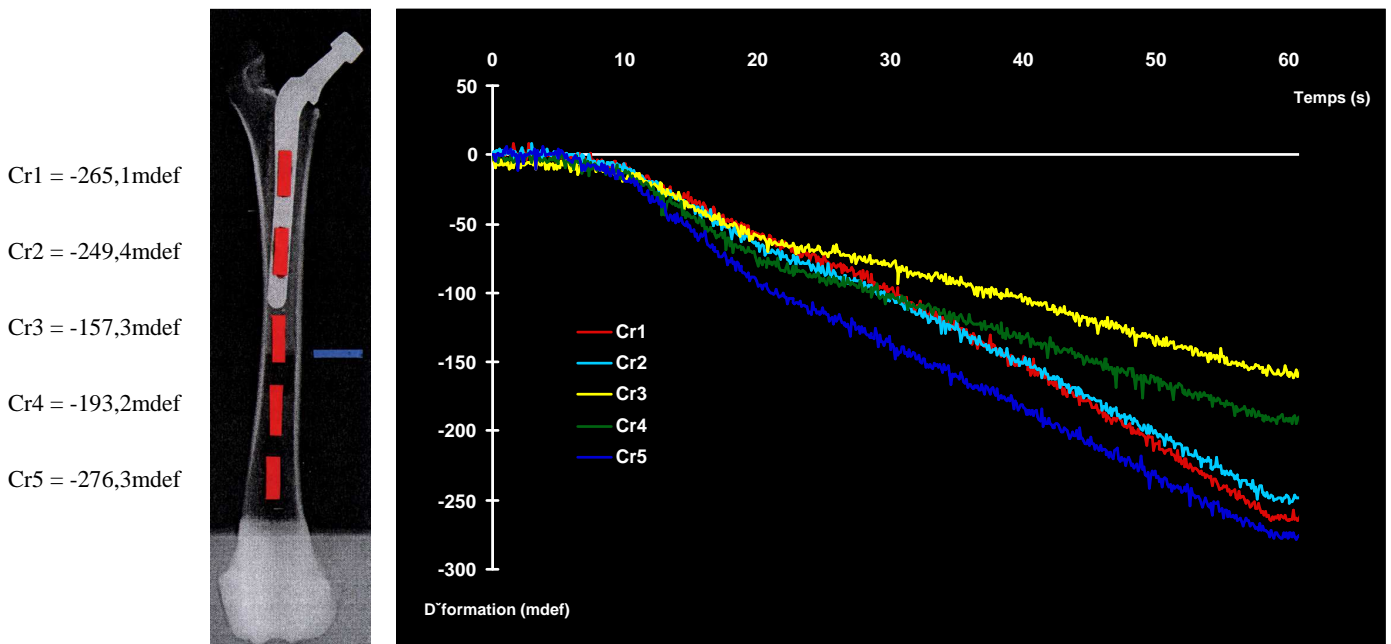


Figure 10 : Déformation crâniale du fémur pour la prothèse *Biomécanique* de taille 6, enregistrées par jauges d'extensométrie, (Cr1 : jauge la plus proximale et Cr5 : jauge la plus distale). Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de la mise en charge maximale. Le montage *Amplitude* se déforme en tension pour les quatre jauges distales, et en

compression, pour la jauge proximale Cr1. Les déformations en valeurs absolues varient de 56 à 244 mdef.

Le montage *Biomécanique*, lui, se déforme en compression, avec des valeurs oscillant entre 139 et 276 mdef.

2- Déformation de la face caudale

Les deux montages se déforment en compression, avec des déformations variant en valeurs absolues:

⇒ de 246 à 498mdef pour le montage *Amplitude*

⇒ et de 166 à 330mdef pour le montage *Biomécanique*.

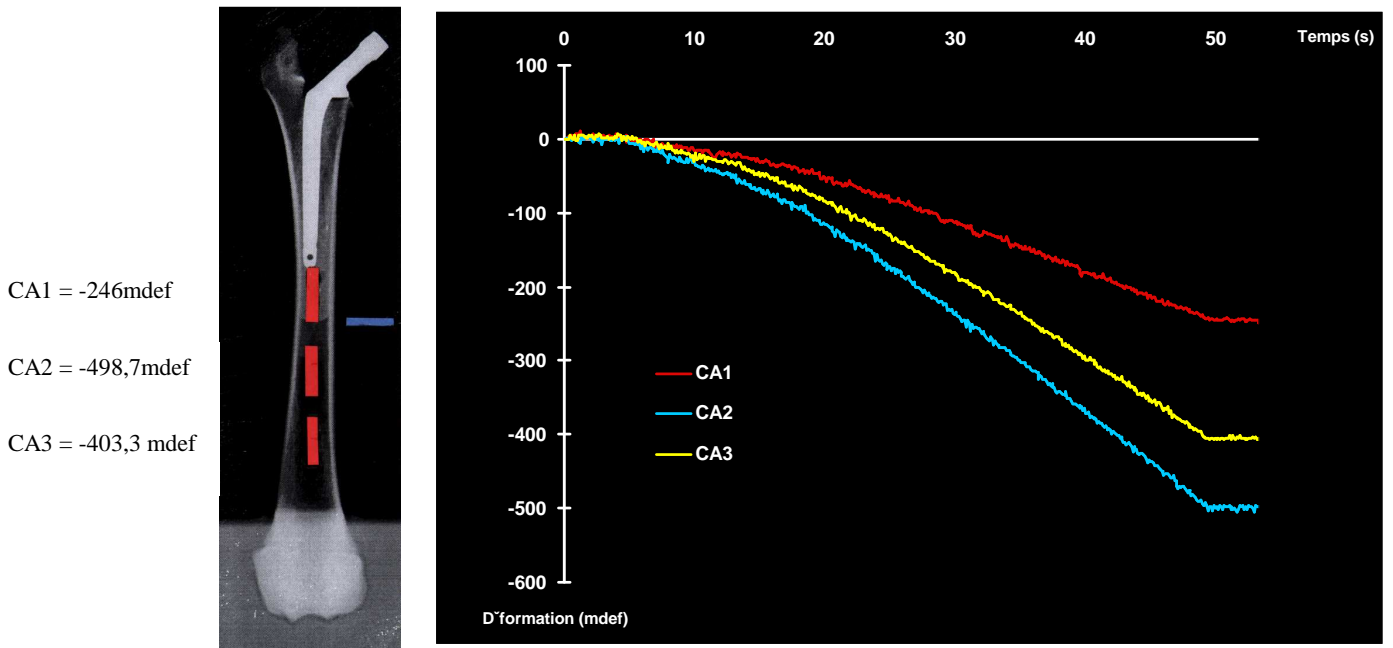


Figure 11 : Déform proximale et CA3 :

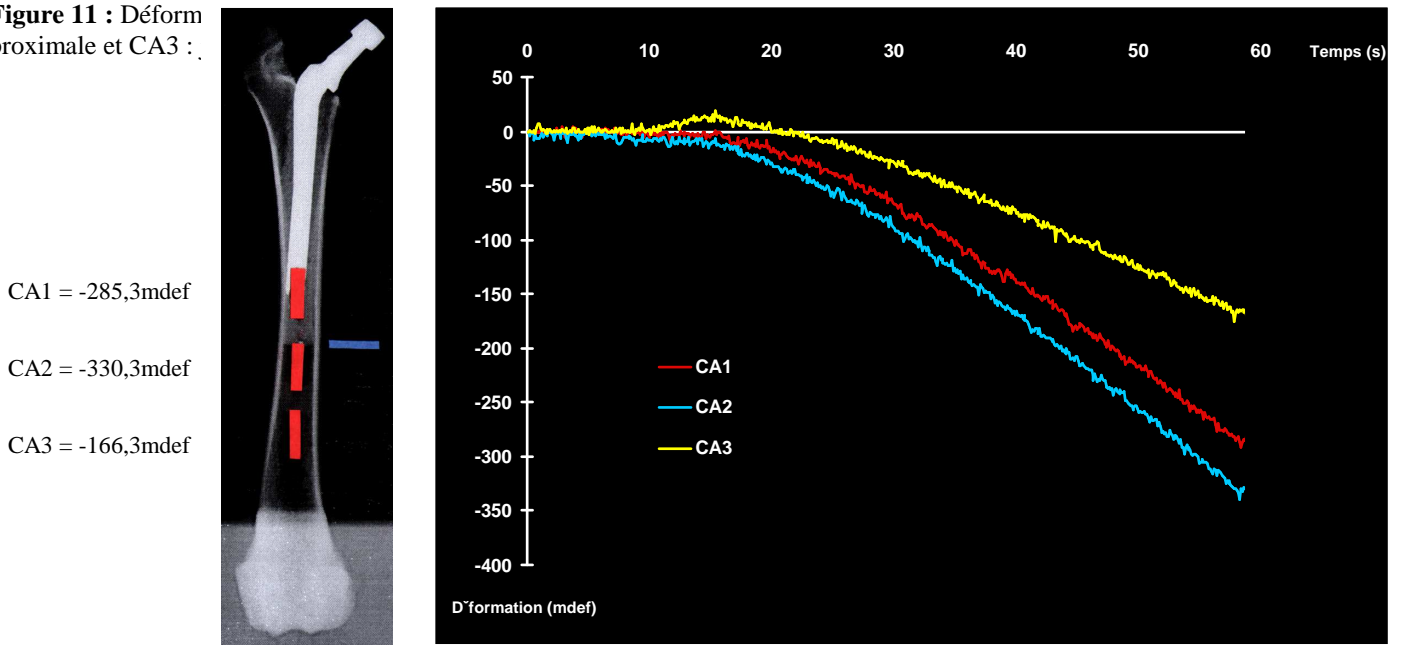
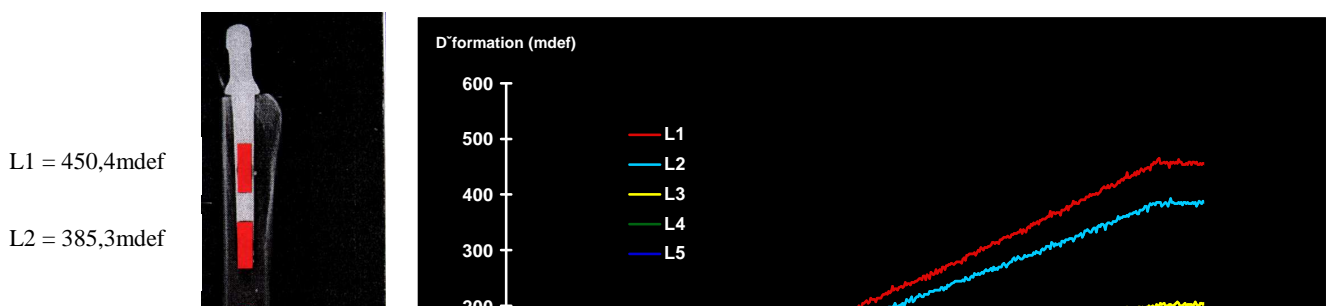


Figure 12 : Déformation de la face caudale du montage *Biomécanique*, enregistrées par jauges d'extensométrie (Ca1 : jauge la plus proximale et Ca3 jauge la plus distale, les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale).

Les deux montages se déforment en tension pour les trois jauges proximales L1, L2 et L3, et en tension puis en compression pour les jauges distales L4 et L5 avec des déformations oscillant entre :

- ⇒ 25 et 450mdef pour le montage *Amplitude*
- ⇒ et 4 et 505mdef pour le montage *Biomécanique*.



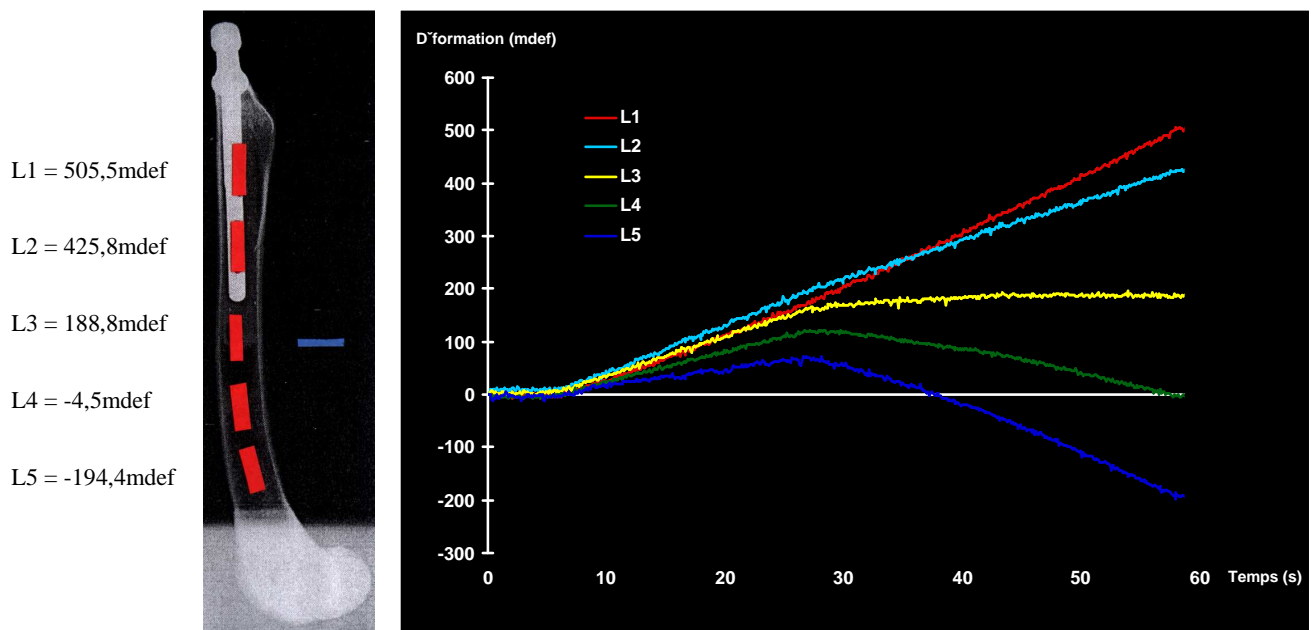


Figure 14 : Déformation de la face latérale du montage *Biomécanique*, enregistrées par jauges d'extensométrie (L1 : jauge la plus proximale et L5 : jauge la plus distale). Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

4- Déformation de la face médiale

Les deux montages se déforment en compression, avec des valeurs oscillant entre :

⇒ -904 et -353mdef pour la prothèse *Amplitude*

⇒ -858 et -357mdef pour la prothèse *Biomécanique*.

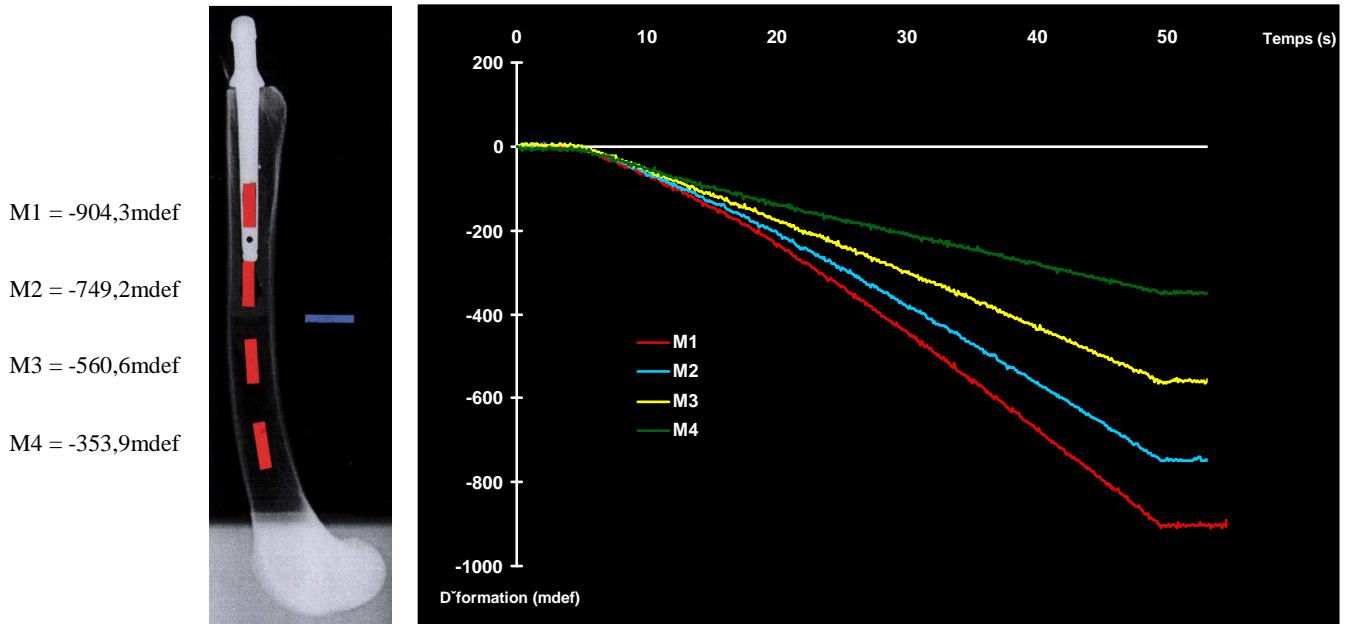


Figure 15 : Déform proximale et M4 : j

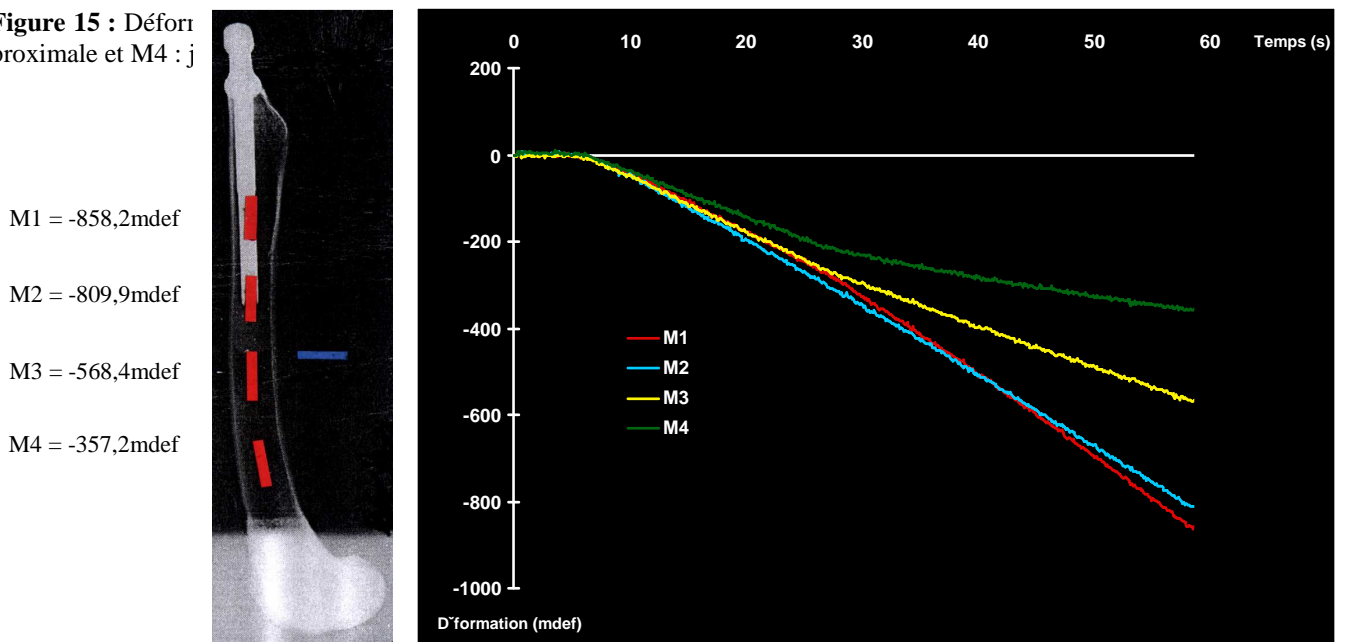


Figure 16 : Déformation de la face médiale du montage *Biomécanique*, enregistrées par jauges d'extensométrie (M1 : jauge la plus proximale et M4 : jauge la plus distale). Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

EN RECAPITULATIF :

	Face crâniale	Face caudale	Face médiale	Face latérale
<i>Amplitude T1</i>	TENSION	COMPRESSION	COMPRESSION	TENSION
<i>Biomécanique 6</i>	COMPRESSION	COMPRESSION	COMPRESSION	TENSION
<i>Amplitude T2</i>	COMPRESSION	COMPRESSION	COMPRESSION	TENSION
<i>Biomécanique 7.5</i>	COMPRESSION	COMPRESSION	COMPRESSION	TENSION
<i>Amplitude T3</i>	COMPRESSION	COMPRESSION	COMPRESSION	TENSION
<i>Biomécanique 7.5</i>	COMPRESSION	COMPRESSION	COMPRESSION	TENSION
<i>Amplitude T4</i>	TENSION	COMPRESSION	COMPRESSION	TENSION
<i>Biomécanique 9</i>	COMPRESSION	COMPRESSION	COMPRESSION	TENSION

Tableau 7 : Tableau de synthèse. Déformations crânielles, caudales, médiales et latérales des composites prothèse-ciment-os, soumis à une force de compression axiale de 500N.

On constate des comportements homogènes pour la prothèse *Biomécanique* :

- ⇒ une compression crâniale
- ⇒ une compression caudale
- ⇒ une compression médiale
- ⇒ une tension latérale

Les prothèses *Amplitude* se déforment de la même manière que les prothèses *Biomécanique* dans le plan latéro-médial (compression médiale, tension latérale). Par contre, les tailles extrêmes (1 et 4) se comportent différemment des tailles intermédiaires (2 et 3) dans le plan crânio-caudal :

- ⇒ Pour les tailles 1 et 4, nous observons une tension crâniale et une compression caudale.
- ⇒ Pour les tailles 2 et 3, nous observons une compression crâniale et une compression caudale comme pour les prothèses *Biomécanique*.

B- Compression à 1000N

Ce test a été réalisé seulement pour deux des quatre paires de montage :

- la paire : montage *Amplitude* taille 1 et montage *Biomécanique* taille 6
- et la paire : montage *Amplitude* taille 3 et montage *Biomécanique* taille 7.5.

Quelle que soit la prothèse étudiée et les faces des montages, lorsque la force de compression est doublée, nous n'observons aucun changement dans l'allure des courbes. Aucun point singulier n'est identifié. Il n'y a pas de changement des pentes de 500 à 1000N, les points singuliers qui existaient à 500N sont exacerbés à 1000N. Deux exemples sont présentés ci-dessous, un concernant la face crâniale du montage *Amplitude* taille 1 (figures 17 et 18), et l'autre, la face latérale du montage *Biomécanique* taille 7.5 (figures 19 et 20). Toutes les autres courbes sont présentées en annexes.

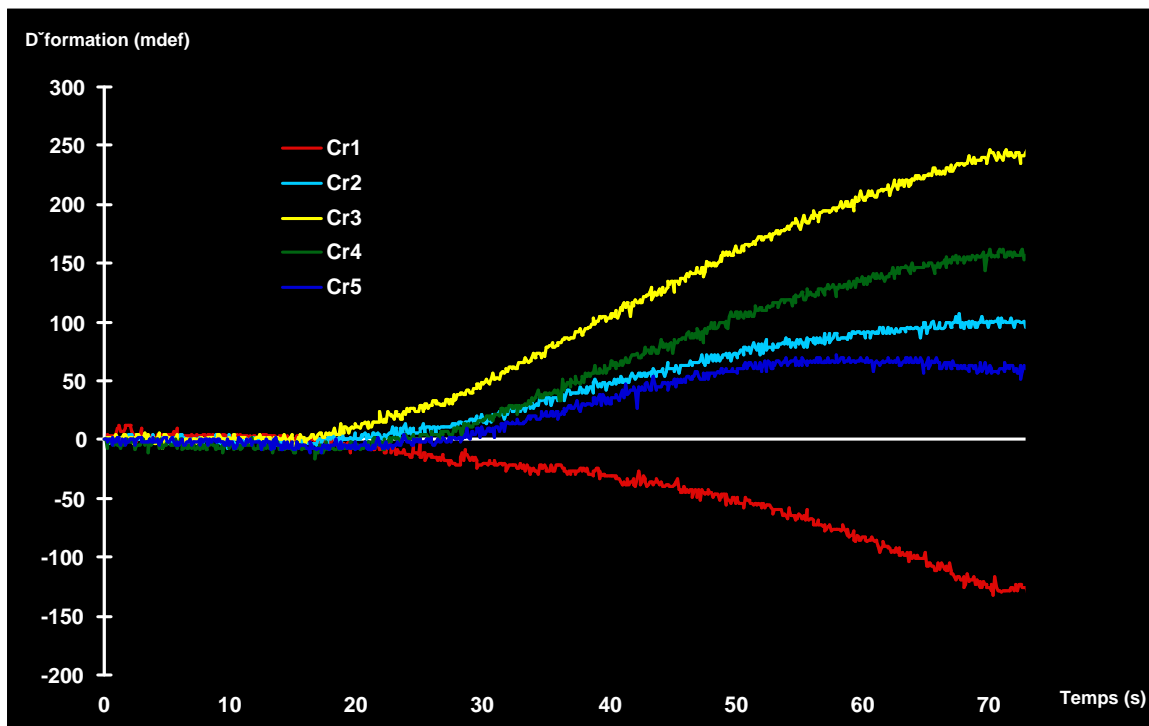


figure 17 : Déformations de la face crâniale du montage *Amplitude* taille 1 sous une charge verticale de 500Newtons, appliquée sur la tête prothétique (Cr1 : jauge la plus proximale, Cr5 : jauge la plus distale).

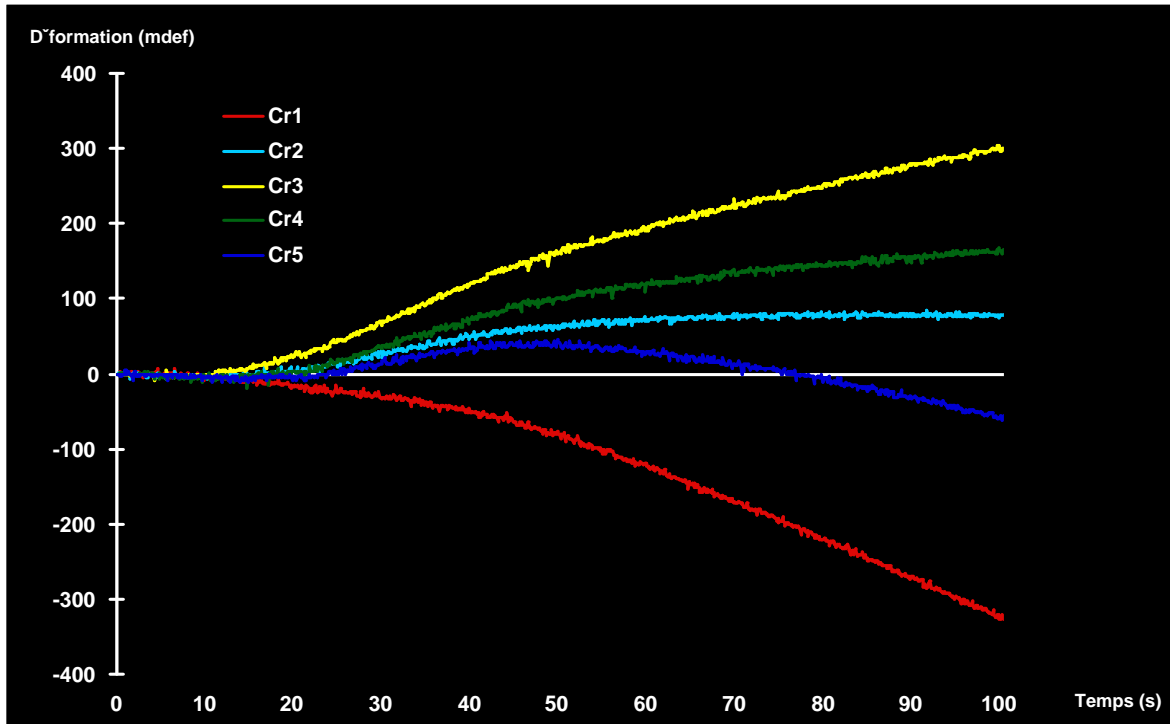


Figure 18 : Déformations de la face crâniale du montage *Amplitude* taille 1 sous une charge verticale de 1000Newtons, appliquée sur la tête prothétique (Cr1 : jauge la plus proximale, Cr5 : jauge la plus distale).

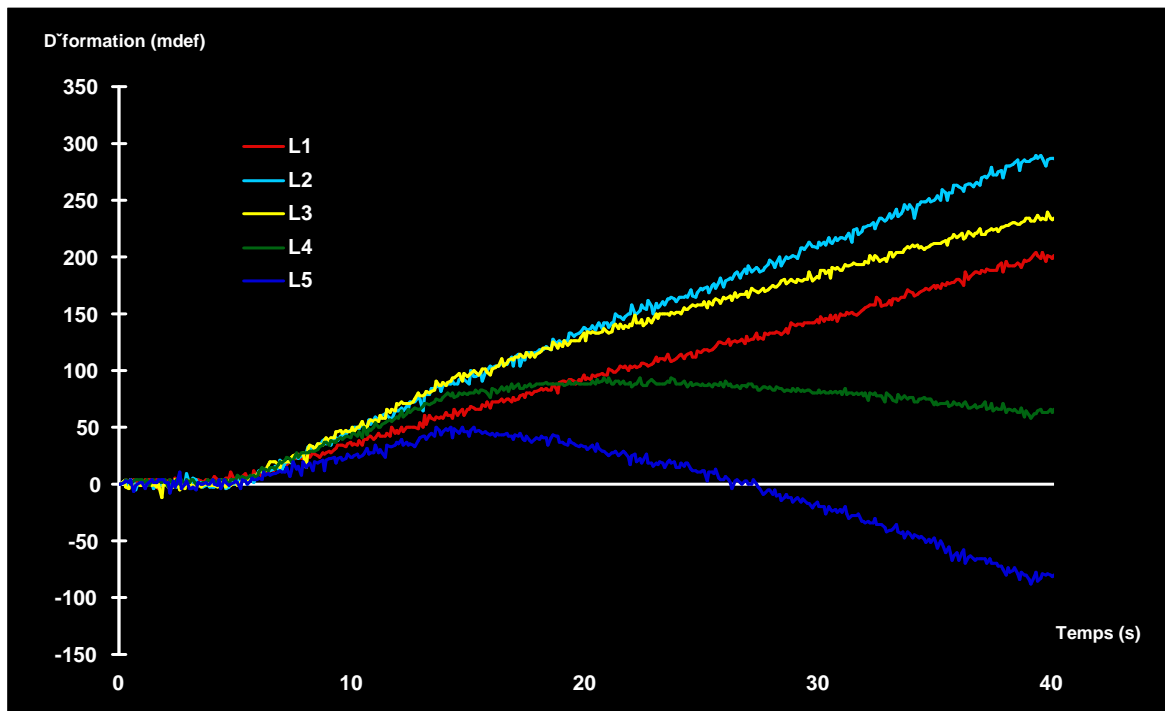


Figure 19 : Déformations de la face latérale du montage *Biomecanique* taille 1.5 sous une charge verticale de 500Newtons, appliquée sur la tête prothétique (L1 : jauge la plus proximale, L5 : jauge la plus distale).

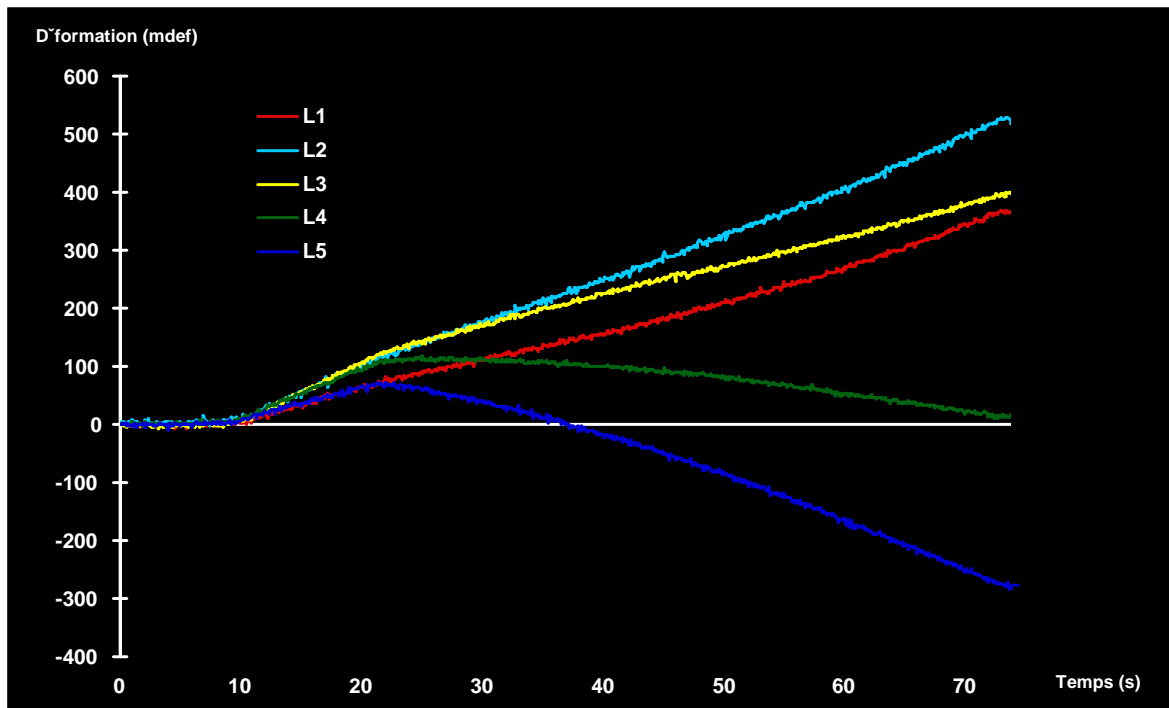


Figure 20 : Déformations de la face latérale du montage *Biomécanique* taille 7.5 sous une charge verticale de 1000Newtons, appliquée sur la tête prothétique (L1 : jauge la plus proximale, L5 : jauge la plus distale).

La magnitude des contraintes enregistrées est modifiée (cf. tableaux 8 à 11).

	Déformation à 500N en mdef	Déformation à 1000N en mdef	Rapport déformation1000N/déformation 500N
Amplitude taille 1	CA1 = -246 CA2 = -498,7 CA3 = -403,3	CA1 = -772,9 CA2 = -1285,1 CA3 = -1046,9	R1 = 3,14 R2 = 2,57 R3 = 2,59
Biomécanique taille 6	CA1 = -285,3 CA2 = -330,3 CA3 = -166,4	CA1 = -720,1 CA2 = -816,6 CA3 = -506,6	R1 = 2,52 R2 = 2,47 R3 = 3,04
Amplitude taille 3	CA1 = -165,2 CA2 = -286,5 CA3 = -166,2	CA1 = -396,5 CA2 = -621,2 CA3 = -335,9	R1 = 2,40 R2 = 2,16 R3 = 2,02
Biomécanique taille 7.5	CA1 = -137 CA2 = -209 CA3 = -277,5	CA1 = -301,1 CA2 = -433,6 CA3 = -608,9	R1 = 2,19 R2 = 2,07 R3 = 2,19

Tableau 8 : Déformations comparées de la face caudale des montages à 500 et 1000N.

	Déformation à 500N en mdef	Déformation à 1000N en mdef	Rapport déformation 1000N/déformation 500N
Amplitude taille 1	Cr1 = -128 Cr2 = 101 Cr3 = 244 Cr4 = 157 Cr5 = 56	Cr1 = -310 Cr2 = 108 Cr3 = 351 Cr4 = 211 Cr5 = -14	R1 = 2,42 R2 = 1,06 R3 = 1,43 R4 = 1,34 R5 = 0,25
Biomécanique taille 6	Cr1 = -265,1 Cr2 = -249,4 Cr3 = -157,3 Cr4 = -139,3 Cr5 = -276,3	Cr1 = -489,8 Cr2 = -420,1 Cr3 = -203,3 Cr4 = -248,3 Cr5 = -394,3	R1 = 1,84 R2 = 1,68 R3 = 1,29 R4 = 1,78 R5 = 1,42
Amplitude taille 3	Cr1 = -139,3 Cr2 = -164 Cr3 = -125,8 Cr4 = -139,3 Cr5 = -211,2	Cr1 = -273 Cr2 = -310 Cr3 = -215,7 Cr4 = -238,1 Cr5 = -393,2	R1 = 1,95 R2 = 1,89 R3 = 1,71 R4 = 1,70 R5 = 1,86
Biomécanique taille 7.5	Cr1 = -162,8 Cr2 = -164 Cr3 = -134,8 Cr4 = -137,1 Cr5 = -203,3	Cr1 = -298,8 Cr2 = -285,4 Cr3 = -237,1 Cr4 = -230,3 Cr5 = -313,5	R1 = 1,83 R2 = 1,74 R3 = 1,75 R4 = 1,67 R5 = 1,54

Tableau 9 : Déformations comparées de la face crâniale des montages à 500 et 1000N.

	Déformation à 500N en mdef	Déformation à 1000N en mdef	Rapport déformation 1000N/déformation 500N
Amplitude taille 1	M1 = -904,3 M2 = -749,2 M3 = -560,6 M4 = -353,9	M1 = -1853 M2 = -1612 M3 = -1281 M4 = -812,2	R1 = 2,04 R2 = 2,15 R3 = 2,28 R4 = 2,29
Biomécanique taille 6	M1 = -828,2 M2 = -809,9 M3 = -568,4 M4 = -357,2	M1 = -1602 M2 = -1471,5 M3 = -931 M4 = -521,2	R1 = 1,93 R2 = 1,81 R3 = 1,63 R4 = 1,45
Amplitude taille 3	M1 = -748,1 M2 = -780,7 M3 = -597,6 M4 = -371,8	M1 = -1464,8 M2 = -605,4 M3 = -1072,8 M4 = -1477,1	R1 = 1,95 R2 = 0,77 R3 = 1,79 R4 = 3,97
Biomécanique taille 7.5	M1 = -526 M2 = -644,7 M3 = -598 M4 = -412,3	M1 = -979 M2 = -1231,2 M3 = -1097 M4 = -727,9	R1 = 1,86 R2 = 1,90 R3 = 1,83 R4 = 1,76

Tableau 10 : Déformations comparées de la face médiale des montages à 500 et 1000N.

	Déformation à 500N en mdef	Déformation à 1000N en mdef	Rapport déformation 1000N/déformation 500N
Amplitude taille 1	L1 = 450,4 L2 = 385,3 L3 = 202,2 L4 = -25,8 L5 = -231,4	L1 = 970,5 L2 = 888,6 L3 = 611,1 L4 = 187,6 L5 = -306,6	R1 = 2,15 R2 = 2,30 R3 = 3,02 R4 = 7,27 R5 = 1,32
Biomécanique taille 6	L1 = 505,5 L2 = 425,8 L3 = 188,8 L4 = -4,5 L5 = -194,4	L1 = 954,8 L2 = 730,2 L3 = 215,6 L4 = -146 L5 = -522,4	R1 = 1,88 R2 = 1,71 R3 = 1,14 R4 = 32,4 R5 = 2,68
Amplitude taille 3	L1 = 388,7 L2 = 489,7 L3 = 315,6 L4 = 76,4 L5 = -92,1	L1 = 716,7 L2 = 880,7 L3 = 472,9 L4 = -3,4 L5 = -349,4	R1 = 1,84 R2 = 1,79 R3 = 1,49 R4 = 0,04 R5 = 3,79
Biomécanique taille 7.5	L1 = 198,8 L2 = 286,4 L3 = 232,5 L4 = 62,9 L5 = -82	L1 = 358,3 L2 = 519 L3 = 408,8 L4 = 10,1 L5 = -277,5	R1 = 1,80 R2 = 1,81 R3 = 1,75 R4 = 0,16 R5 = 3,38

Tableau 11 : Déformations comparées de la face latérale des montages à 500 et 1000N.

Nous pouvons constater que lorsque la force de compression est doublée, les valeurs enregistrées par les jauges sont augmentées (à l'exception de quatre valeurs) mais pas forcément multipliées par deux :

- La plupart des valeurs sont multipliées par un facteur variant de 1 à 4
- Les valeurs surlignées, sont des valeurs particulières. Certaines correspondent à des jauges enregistrant des déformations en tension dans un premier temps, puis en compression dans un second temps. Ce changement de déformation au cours de l'essai dynamique est déjà perceptible à 500N, mais il est exacerbé à 1000N, ce qui explique que le rapport déformation 1000N/déformation 500N est une valeur surprenante.

III- Radiographies après compression

Les images radiographiques, après la réalisation des tests, sont identiques à celles prises avant la mise en charge. Aucune image de fractures des implants, des os ou du ciment n'a été décelée.

DISCUSSION

I- Le protocole : pertinence et limites

Cette étude expérimentale, comparative, *in vitro*, est une étude nécessaire dans le cadre de la création d'un implant fémoral de prothèse totale de hanche pour chien, présenté comme un prototype original à plusieurs titres :

↳ Original par la réutilisation de l'acier inoxydable comme biomatériau de constitution :

L'acier inox a été abandonné il y a quelques années, au profit du Titane auquel il était reconnu des vertus incontestables (résistance à la corrosion, module d'élasticité, faible densité) pour en faire un biomatériau de choix pour la fabrication d'implant permanent (prothèses articulaires). Des études rétrospectives sur la longévité des implants chez l'homme, font que l'utilisation du Titane est aujourd'hui très discutée (cf.I.B.1.b). Il serait responsable de descellement aseptique précoce des implants à l'interface ciment-os. En médecine vétérinaire, il existe peu d'étude rétrospective sur cette longévité.

L'espérance de vie des chiens est bien inférieure à celle de l'homme, mais le progrès des soins vétérinaires a permis d'augmenter cette espérance de vie, de déceler et de traiter précocement des affections articulaires invalidantes. C'est pourquoi, nous devons nous intéresser à la longévité des implants. C'est un des arguments pour lesquels il a été choisi de réutiliser l'acier inox. De plus, aujourd'hui, les progrès en métallurgie ont permis d'améliorer la résistance à la corrosion de l'acier.

Le deuxième argument est un argument financier. La couverture des soins par les assurances étant loin d'être généralisée en pratique vétérinaire, une grande importance est accordée au coût des implants utilisés. Le Titane est un élément rare, les gisements sont peu nombreux mais abondants, et il nécessite plusieurs transformations chimiques pour être purifié. Son coût de revient reste donc élevé. L'acier, alliage de Fer et de Carbone, reste lui d'un coût plus abordable compte tenu de sa facilité d'obtention.

↳ Novateur par son dessin : qu'il s'agisse de la forme du collet ou de l'utilisation de centreurs. Le but étant de faciliter l'implantation de la tige prothétique en position centrée

dans le fût fémoral, les vices de positions ayant été identifiés comme cause de descellement aseptique (30, 68, 76, 88).

1. Choix de l'implant de comparaison

Nous avons choisi de comparer la prothèse *Amplitude* à la prothèse *Biomécanique* pour une seule raison : la prothèse *Biomécanique* est la plus utilisée aujourd'hui en pratique vétérinaire en France. Elle s'est donc imposée comme élément de référence. Le protocole a été pensé afin de n'avoir, comme seuls éléments de comparaison, que les prothèses :

- Les prothèses comparées à chaque manipulation sont implantées sur des paires de fémurs contrôlés radiographiquement. Ce qui permet de limiter les biais liés directement à l'os (constitution, morphologie).
- Les prothèses ont été implantées et cimentées par la même personne, suivant un protocole strict : le ciment est issu de la même préparation pour chaque paire, et placé suivant une technique de deuxième génération (utilisation d'un obturateur, préparation manuelle et pressurisation à la seringue).
- Les os ont été verticalisés par la même personne, et de la même manière (pour chaque fémur, la totalité des condyles fémoraux est incluse dans le pain de résine).

2- Choix de la force appliquée sur les prothèses

a- Choix de la direction

BERGMANN et al. (9) ont étudié les forces appliquées sur les implants fémoraux de prothèse totale de hanche chez quatre personnes, par des techniques sophistiquées, au cours de divers exercices physiques. Ils ont défini une courbe de contrainte moyenne au cours d'un cycle d'appui lors de la marche. La force d'appui F , inscrite dans un repère tridimensionnel, a ensuite été décomposée en trois forces : F_x , F_y , F_z (cf. figure 21).

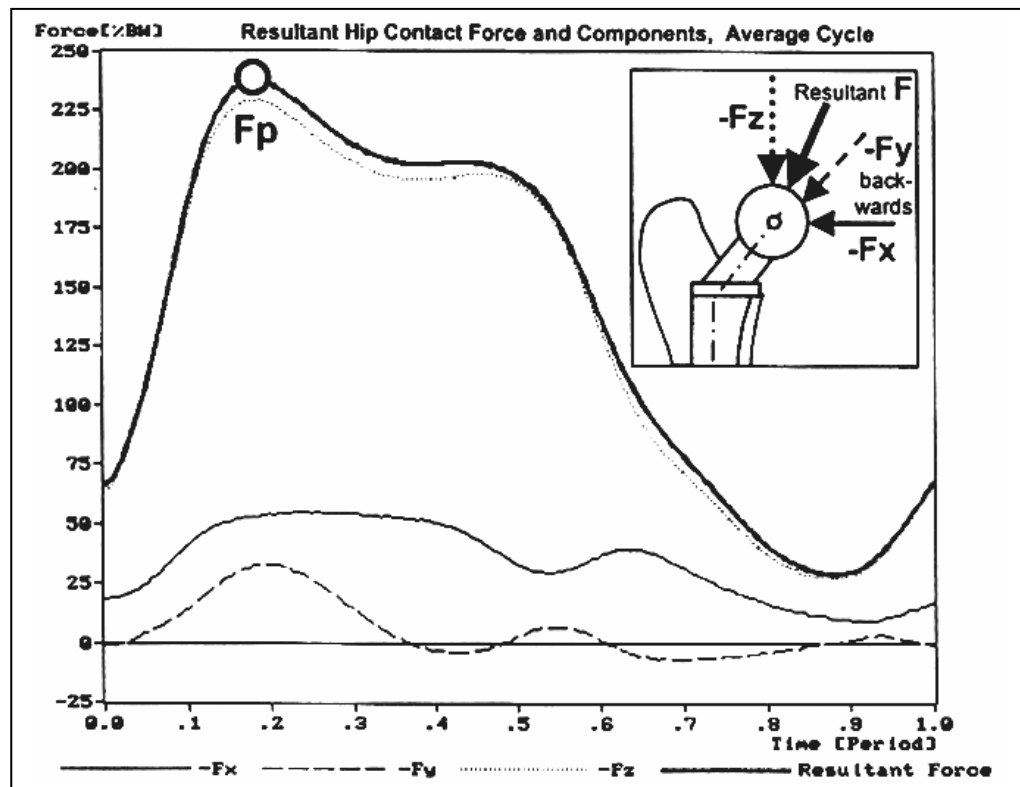


Figure 21 : Force F exercée sur une prothèse de hanche chez l'homme, au cours d'une foulée, au pas, exprimée en pourcentage du poids corporel \bar{p} et sa décomposition dans un repère tridimensionnel (F_x , F_y , F_z) (9).

F_z , la composante axiale verticale de la Force F appliquée sur la tête prothétique, est responsable de la quasi-totalité des contraintes, les composantes F_x et F_y n'ayant que peu d'importance. Le fémur du chien, physiologiquement n'a pas la même position dans l'espace que le fémur de l'homme : lors de la réception c'est à dire au moment de l'appui maximal, la hanche est fléchie et le fémur est porté en adduction (61, 77). La composante axiale de la force F doit être plus faible mais devrait rester majoritaire.

Dans notre étude, nous avons donc choisi d'étudier les contraintes sur des os verticaux, et non en position physiologique, soumis à une force de compression verticale exercée sur la tête de la prothèse. Ceci nous a permis de simplifier la méthodologie de l'expérimentation, tout en essayant de rester proche des conditions du vivant.

b- Choix de l'intensité

Il existe peu d'études concernant les forces de réaction s'exerçant physiologiquement sur la hanche du chien à l'appui lors de la marche. Deux techniques d'investigation sont utilisées :

- La télémétrie : il s'agit d'implanter des prothèses totales de hanches équipées de jauges d'extensométrie. Ces dernières sont en général disposées autour du col fémoral
- Le plateau de marche

Les résultats sont très différents d'une expérimentation à l'autre :

⇒ PAGE et al (73) évaluent la force physiologique appliquée sur la hanche du chien à l'appui lors de la marche par télémétrie (8 jauges autour du col). Cette force s'élèverait à 165% du poids du corps.

⇒ BERGMANN et al. (10) mesurent également cette force par télémétrie (3 jauges autour du col). La force d'appui sur la hanche est estimée entre 50 et 80% du poids du corps. Des biais majeurs ont cependant été identifiés dans cette étude. En effet, les chiens tolèrent mal l'appareillage et il persiste en postopératoire une boiterie d'appui non négligeable. Les résultats seraient donc peu représentatifs.

⇒ Enfin DUELAND et al. (28) ainsi qu'ARNOCZKY et al. (4), évaluent la force de réaction entre 120 et 150% du poids du corps à l'aide d'un plateau de marche.

Dans notre étude, nous avons choisi de tester les dispositifs sous des forces de 500 à 1000 Newtons, ce qui correspondrait d'après PAGE (73), DUELAND (28) ou ARNOCZKY (4), aux forces maximales appliquées sur des hanches de chiens pesant respectivement 30 et 60kg. Chaque test a été réitéré trois fois, pour s'assurer de la répétabilité des résultats. Quelle que soit l'intensité de la charge appliquée (500 ou 1000N), les courbes de contraintes observées sur les quatre faces extérieures du composite prothèse-ciment-os sont identiques. Seule la magnitude des déformations est plus importante du fait de l'augmentation de la force compressive ; il n'existe pas de lien de proportionnalité direct entre la force compressive et les contraintes enregistrées (cf.Résultats, II-B).

3. Les limites de l'étude

- Même si nous avons tenté de nous rapprocher des conditions du vivant, cette étude reste une étude *in vitro*. L'absence de fluides organiques lors de l'implantation (sang, liquide inflammatoire, graisse) améliore la qualité du ciment et le scellement de la prothèse.
- L'étude permet d'apporter des informations uniquement sur les déformations du composite prothèse-ciment-os, et non sur les contraintes aux interfaces prothèse-ciment et ciment-os.
- Enfin, des biais peuvent être liés à l'utilisation des jauges :

⇒ Certaines ne se sont pas exprimées au cours des essais.

⇒ Malgré toutes les précautions prises (ponçage au papier verre, dégraissage à l'acétone), certaines sont placées sur des aspérités pouvant modifier la déformation locale enregistrée. C'est le cas de certaines jauges implantées sur la face caudale des fémurs (prothèse *Amplitude 2* et son homologue *Biomécanique 7.5*), du fait de la présence de la ligne âpre, zone d'insertion de la masse musculaire des adducteurs.

⇒ La disposition des jauges ne permet de recueillir que des profils de déformations discontinus du fémur. Il est possible qu'il existe des points singuliers de

déformations importantes situés dans une zone sans jauges qui n'aient pas été mis en évidence.

⇒ Compte tenu de la position de certaines jauges, il est probable que certaines déformations enregistrées ne reflètent pas le comportement physiologique du système prothèse-ciment-os. C'est le cas des jauges distales, proches du pain de résine qui peuvent enregistrer des comportements singuliers en raison de l'inclusion des condyles dans la résine (Ex : Cr5 pour la prothèse *Amplitude* de taille 1).

⇒ Enfin, le type de jauges utilisées ne permet d'enregistrer que des déformations unidirectionnelles. Il existe des jauges, dites en rosettes, qui peuvent mettre en évidence des déformations tridimensionnelles. Mais leur interprétation est beaucoup plus complexe, du fait de la grande quantité de données qu'elles apportent et des biais que cela peut générer.

II- Dessin, biomatériau de constitution : quelles influences?

Nous avons vu dans notre première partie, que le dessin était impliqué dans le positionnement de l'implant, dans la répartition des contraintes et enfin dans la survie à long terme de l'implant. Dans notre étude expérimentale, des différences dans les données recueillies, confirment l'influence du dessin dans la répartition des contraintes d'une part, et dans le positionnement de l'implant d'autre part, les deux pouvant être reliés.

A- Comportement des courbes de contraintes et magnitude des déformations

1- Dans le plan médio-latéral

• Pour les deux prothèses, nous pouvons constater des déformations similaires sur les faces médiale et latérale lors de la mise en compression:

⇒ compression médiale

⇒ tension latérale

Ceci est lié à la présence d'un bras de levier d de la force de compression F , à l'origine d'un moment de force, qui entraîne un pivotement de la prothèse autour du point de contact médial entre la corticale et le collet (cf. figure 22 et tableau 12).

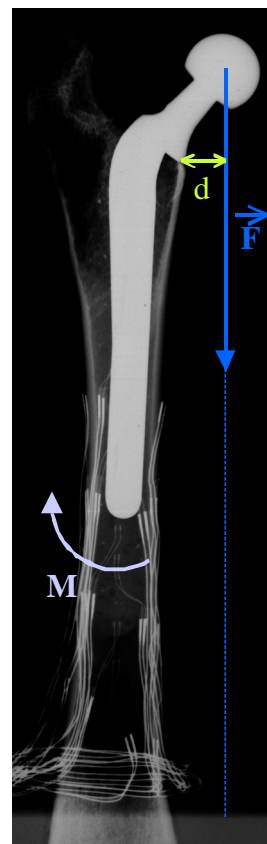


Figure 22 : Bras de levier d de la force F à l'origine d'un moment de force M .

Taille de prothèse <i>Biomécanique</i>	Bras de levier d en mm	Taille de prothèse <i>Amplitude</i>	
Taille 6	21,5	Taille 1	19,5
Taille 7,5	18,5	Taille 2	22
Taille 7,5	19	Taille 3	24
Taille 9	24	Taille 4	27

Tableau 12 : Bras de levier d de la force de compression axiale F (longueur de la perpendiculaire à l'axe neutre du fémur passant par la tête de prothèse en mm). Il est mesuré sur les clichés radiographiques de face.

Malgré des cols de prothèse de même longueur, des angles céphalo-cervico-diaphysaires identiques, la différence de longueur du bras de levier d de la force de compression F est significative ($P=0,22$). Le seul facteur à l'origine de cette différence ne peut être que la variation de position de la tête fémorale par rapport au point de rotation de la prothèse (contact collet-corticale médiale). Cette variation de position est liée :

- A l'axe de la tige prothétique dans le fût fémoral (varus, valgus) (cf. figure 23), mais ce n'est certainement pas le seul facteur mis en jeu puisque malgré le meilleur centrage de la prothèse *Amplitude* comparée à la prothèse *Biomécanique* son bras de levier reste en moyenne supérieur.
- A l'orientation du col (antétorsion, zéroversion).
- A la translation latéro-médiale de l'implant.
- Ou enfin à l'évasement du fémur.

Mais ces variations sont à priori trop peu importantes pour avoir des répercussions sur la distribution des contraintes au système prothèse-ciment-os.

- En terme de magnitude, pour une même paire de fémurs, nous de déformation sont proches d'une prothèse à l'autre, tant sur la

La différence de dessin dans la partie proximale n'a de sur la nature et la valeur des contraintes.

- Pour chaque profil, quelle que soit la prothèse, et qu'il s'agisse de la face latérale ou médiale, il est intéressant de comparer la valeur de chaque jauge d'extensométrie en fonction de sa position par rapport au niveau de la zone distale du ciment. Les jauges en dessous du manteau de ciment sont celles pour lesquelles les déformations enregistrées sont les moins importantes. Beaucoup d'auteurs mentionnent des variations importantes de contraintes à l'extrémité de la tige. Ces dernières seraient dues à un changement brutal de rigidité du fémur liées à la technique de pose du ciment, technique de deuxième génération, utilisant un obturateur comme bouchon distal au manteau de ciment. N'ayant pas placé de jauges à ce niveau, nous n'avons pas pu identifier ces variations.

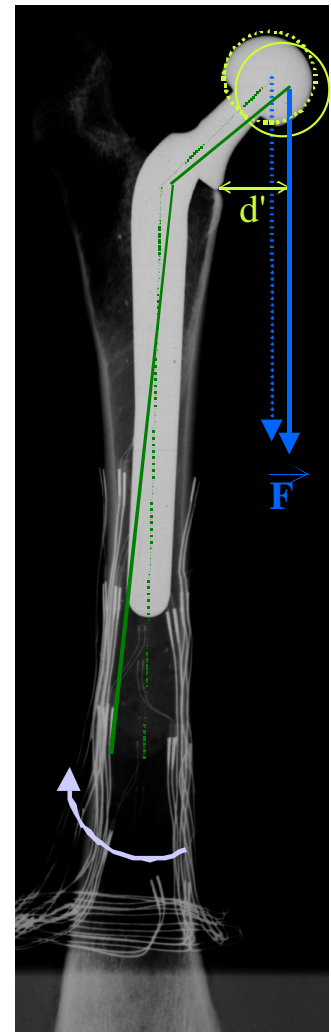


Figure 23 : Augmentation du bras de levier ($d' > d$), par variation de la position de la tête, induite par variation de la tige fémorale.

- Dans ce plan-là, le comportement est identique. Les valeurs de déformations sont proches d'une prothèse à l'autre, malgré des dessins et des biomatériaux de constitution différents. **Les modifications du dessin (variations du diamètre de la tige) pourraient compenser les éventuelles différences liées aux propriétés mécaniques des biomatériaux (rigidité)** (cf. II.A.3). La longueur de tige n'intervient que dans la localisation du pic de contraintes à l'extrémité de la tige et dans la position de l'obturateur, donc du point de changement de déformation.

2- Plan crânio-caudal

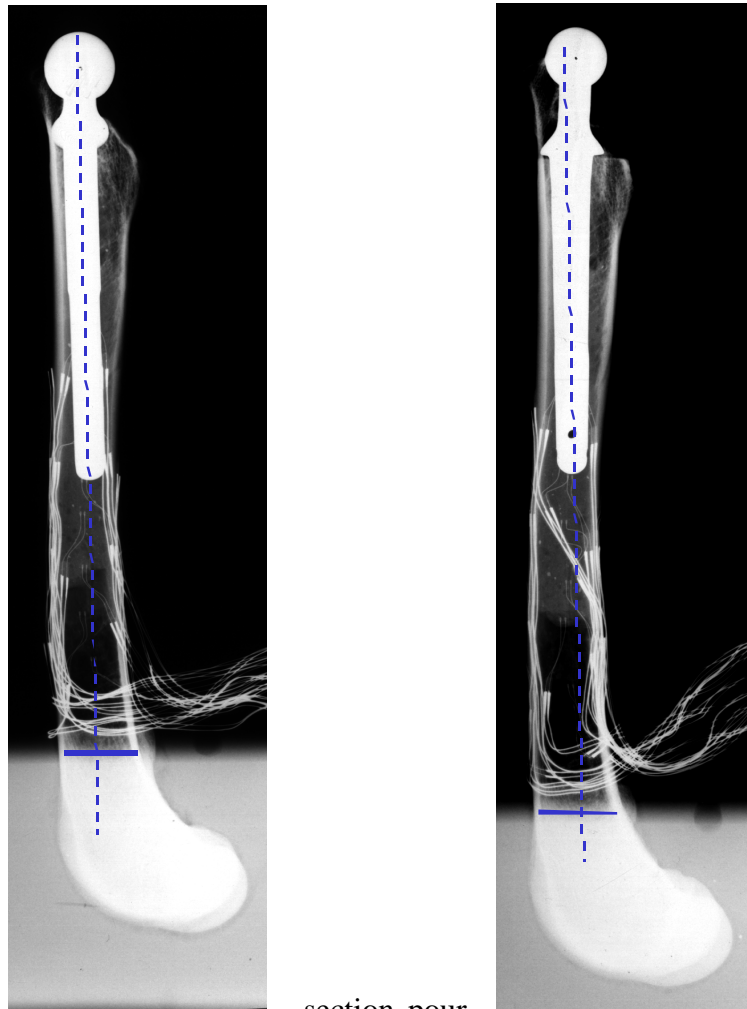
- Pour la prothèse *Biomécanique*, nous observons un comportement homogène dans le plan crânio-caudal, à savoir une compression crâniale et une compression caudale, donc une compression de l'ensemble du système prothèse-ciment-os.

Pour la prothèse *Amplitude*, les comportements ne sont pas homogènes :

- ⇒ pour les tailles 2 et 3, nous observons une compression crâniale et une compression caudale comme pour les prothèses *Biomécanique*.
- ⇒ par contre pour les tailles extrêmes 1 et 4, nous observons une tension crâniale et une compression caudale.

Aux forces de compression appliquées, les prothèses ne fléchissent pas à hauteur du collet, la tête ne peut pas se translater (lié à la conception même de l'embout de compression), le bras de levier d' de la force de compression F est infime (lors d'antéversion de la tête) voire inexistant (si la tête est en zéroversion), on peut donc considérer que la force de compression est transmise via la tige et son axe :

⇒ L'axe de la tige (droite joignant les milieux respectifs des diamètres proximal et distal de la tige) passe par la section du fût fémoral, à la surface de la résine, pour toutes les prothèses *Biomécanique* et pour les prothèses *Amplitude* de taille 2 et 3, il en résulte une compression crâniale et caudale (cf. figure 24).



⇒ L'axe de la tige passe par la section du fût fémoral à la surface de la résine. (cf. figure 24).

(cf. figure 25).

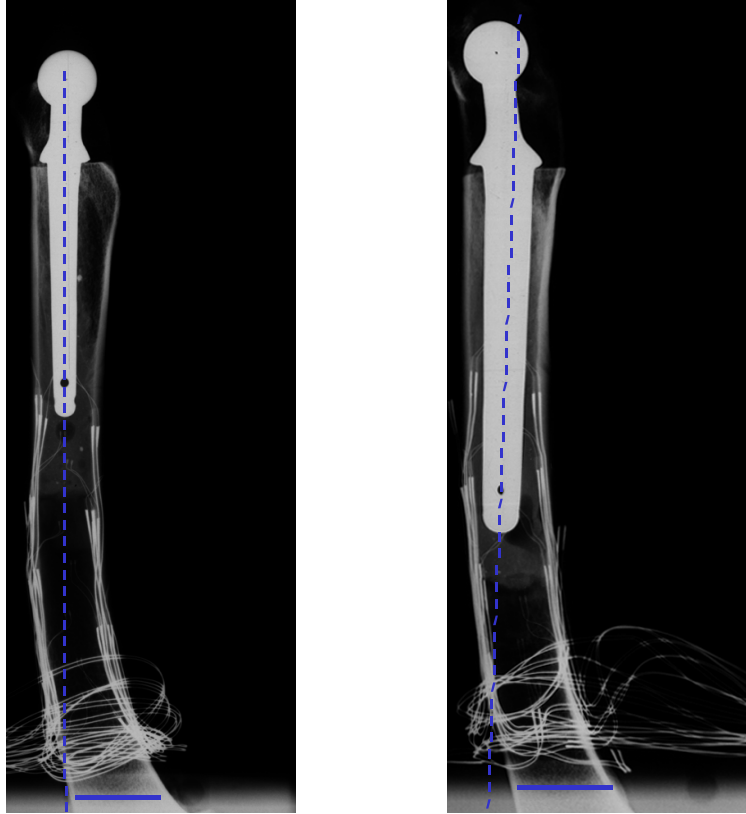


Figure 25 : Radiographies de profil des prothèses *Amplitude* de taille 1 (à gauche) et de taille 4 (à droite) : l'axe des tiges passe crânialement à la section des fûts fémoraux à la surface de la résine.



Les différences dans la position des axes expliquent les modifications de comportement enregistrées sur les jauges crâniales et caudales des prothèses *Amplitude* de taille 1 et 4. Il ne s'agit pas d'une différence liée au dessin de l'implant mais à son positionnement au sein de la cavité médullaire. Ce positionnement est la conséquence de :

- 1- La forme même du fémur du chien qui est rectiligne dans sa partie proximale et courbe dans sa partie distale (cf. photo).
- 2- La technique de verticalisation des os qui ne tient compte que de la partie proximale de l'os (partie rectiligne).

En fonction de l'importance de la courbure, du positionnement de la prothèse (centrage), l'axe de la tige peut passer crânialement à la section distale du fémur, à la surface de la résine. Dans cette configuration, on observe une tension crâniale et une compression caudale. C'est le cas des prothèses *Amplitude* de taille 1 et 4 qui ont été implantées dans des fémurs dont la courbure dans le plan crânio-caudal était relativement importante. Ceci peut être confirmé par la mesure des angles d'inclinaison crânio-caudale des tiges prothétiques. Ces angles sont effectivement nuls pour les prothèses *Amplitude* de taille 1 et 4. **Ainsi, la particularité du profil de déformations de ces deux montages, peut être imputable, au positionnement centré des tiges dans un fémur courbe en partie distale.**

- **Le diamètre de tige n'a pas d'influence sur la nature des contraintes** lorsque le système prothèse-ciment-os est soumis à une force verticale exercée sur la tête fémorale:

- ⇒ Toutes les prothèses *Biomécanique* ont le même comportement en compression.

- ⇒ Les prothèses *Amplitude* ne se comportent certes pas de la même manière, mais ce sont les tailles extrêmes qui se comportent différemment des tailles intermédiaires. Il n'y a donc à priori aucune implication du diamètre de la tige.

- En terme de magnitude, en valeur absolue cette fois (compte tenu du fait que les systèmes n'ont pas le même comportement deux à deux), les valeurs sont proches d'une prothèse à l'autre, malgré des dessins et des biomatériaux de constitution différents. **Les modifications du dessin (variations du diamètre de la tige) pourraient, ici encore, compenser les éventuelles différences liées aux propriétés mécaniques des biomatériaux (rigidité)** (cf. II.A.3).

3- Importance du diamètre de la tige prothétique

Les seules variables des systèmes composites, soumis à une force de compression axiale F , sont les prothèses *Biomécanique* et *Amplitude*. Ces dernières étant constituées de biomatériaux très différents, notamment en ce qui concerne leurs capacités à se déformer, il peut paraître surprenant que les magnitudes (en valeur absolue) des déformations enregistrées par les jauges d'extensométrie soient proches d'un système à l'autre pour une même paire de fémur. En effet, l'acier inox ayant un module de Young deux fois supérieur à celui du titane, il a une capacité moindre à se déformer et à transmettre des forces et des contraintes aux structures voisines. C'est à ce stade que le diamètre de la tige a une influence considérable : nous avons vu dans la première partie (I.B.2.c) que les contraintes ϵ subies par un corps en flexion dépendent non seulement de son module de Young E mais aussi de son moment d'inertie I , donc de son diamètre à la puissance quatre (D^4). Lors de la conception de la prothèse *Amplitude*, pour pallier le désavantage qu'avait l'acier inoxydable, en raison de son module d'élasticité élevé, le diamètre des tiges a été diminué. Les définitions mêmes du moment d'inertie et de la contrainte en flexion permettent de comprendre qu'une faible diminution du diamètre peut avoir une influence considérable sur la capacité d'un corps à transmettre des contraintes aux structures adjacentes.

De plus, la réduction du diamètre des tiges de prothèse *Amplitude* a permis d'augmenter l'épaisseur du manteau de ciment. La transmission des contraintes de la tige à l'os s'effectue à travers le manteau de ciment. L'épaisseur du ciment joue donc un rôle dans la transmission comme le module de Young et le moment d'inertie.

Les déformations enregistrées étant semblables d'un système à l'autre, l'expérimentation montre qu'un implant cimenté en acier inoxydable de diamètre réduit peut avoir un comportement similaire à un implant en titane de diamètre plus grand, en terme de déformation et de transmission de contraintes.

B- Comparaison des contraintes mesurées sur fémur prothésé et non prothésé

Il existe peu de publications illustrant des mesures de contraintes par extensométrie sur fémurs de chien.

- MANLEY (60), en 1982, mesure par extensométrie, *in vivo*, les déformations médio-diaphysaires de fémur de chien pesant entre 22 et 24 kg. Deux jauges d'extensométrie en rosettes sont utilisées, une médiale et une latérale. Il mesure latéralement des tensions moyennes entre 117 et 429 mdef et médialement des compressions moyennes entre -592 et -350 mdef.
- PAGE (73), en 1993, étudie *in vivo* les déformations proximales, médiales et latérales, du fémur, sur des Foxhounds pesant entre 25 et 35 kg, grâce à des jauges d'extensométrie en rosettes. Elle mesure médialement des compressions entre -502 et -305 mdef et latéralement des tensions comprises entre 250 et 448 mdef.

Dans notre étude, à 500 N (force exercée physiologiquement sur la hanche d'un chien d'environ 30 kg), nous observons des tensions latérales proximales allant jusqu'à 505 mdef et des compressions médiales proximales allant jusqu'à -904 mdef.

Sur la face latérale, les déformations enregistrées sur fémurs prothésés et fémurs non prothésés, sont du même ordre de grandeur par comparaison aux déformations mesurées dans les publications précédemment citées, il n'apparaît pas de pic de contraintes dangereux. Ceci est à modérer sur la face médiale, en effet on peut mesurer des déformations presque deux fois plus importantes sur fémur prothésé. Cette situation est relativement rare et réservée aux zones les plus proximales des fémurs hébergeant des prothèses de petite taille (*Biomécanique* taille 6 et *Amplitude* taille 1), il pourrait s'agir d'un effet très localisé de la compression. Hormis ces cas particuliers, les valeurs restent proches des valeurs physiologiques.

A 1000 N, force exercée sur la hanche d'un chien d'environ 60 kg, il existe une augmentation générale des contraintes mesurées sur les composites prothèse-ciment-os quel que soit le type d'implant (cf. tableaux 7,8,9 et 10). Par contre, on ne dispose pas de données concernant les contraintes physiologiques s'exerçant sur des fémurs de chien de ce gabarit-là.

Il ressort des ces deux études que, dans les conditions d'appui physiologique, la mise en place des deux prothèses totales de hanche cimentées testées ne modifie que modérément les contraintes subies par l'os cortical diaphysaire.

C- Positionnement de la tige

Nous avons vu que le mauvais positionnement de la tige était incriminée dans le descellement aseptique :

- ⇒ il ne permet pas la mise en place d'un manteau de ciment homogène et favorise les moments de flexion plus que la subsidence de la tige, ce qui peut mener au descellement à l'interface implant-ciment
- ⇒ le mauvais positionnement de la tige est fréquemment associé à un contact endosté distal directement accessible par les débris de métal et de ciment qui circulent dans l'interstice implant-ciment. Il en résulte une lyse localisée pouvant accélérer un descellement à l'interface ciment-os.

D'où l'intérêt d'implanter les tiges en position centrée.

Nous constatons que les prothèses *Amplitude* sont plus centrées dans les fûts fémoraux que les prothèses *Biomécanique*. En effet, les moyennes des angles de varisation, de bascule crânio-caudale et des bras de levier sont moins importantes sur la prothèse *Amplitude* que sur la prothèse *Biomécanique* (les différences entre les deux prothèses sont significatives). Les contacts endostés sont d'ailleurs moins nombreux sur la première (1) que sur la seconde (4).

Plusieurs critères peuvent être impliqués en ce qui concerne la plus grande facilité de centrage des prothèses *Amplitude*.

1- L'originalité du collet

Le collet de la prothèse *Biomécanique* est oblique et repose sur un trait d'ostéotomie oblique. SCHULZ et al. (85), ont étudié le positionnement d'une tige prothétique à collet oblique, en fonction du niveau du trait d'ostectomie. Ils ont remarqué qu'une ostectomie insuffisante (au niveau de l'isthme du col) entraînait une varisation de la prothèse. En effet, cette ostectomie ne permet de retirer qu'une partie du col fémoral. Il persiste lors de l'implantation de la prothèse une varisation, une antétorsion et donc inéluctablement une bascule crânio-caudale de la tige. Cette même étude montre, qu'une section plus basse du col (au niveau du petit trochanter), une surpréparation du fémur proximal (retrait du bloc d'os spongieux sous trochantérien), et l'implantation d'une prothèse de taille réduite, permettait de reconstruire au mieux la partie proximale du fémur. Ainsi, plusieurs conditions difficiles à obtenir en peropératoire, doivent être réunies pour assurer un centrage des prothèses à collet oblique, sous peine d'un mauvais positionnement fréquent.

L'avantage de la prothèse *Amplitude* est d'avoir un collet horizontal nécessitant pour sa mise en place deux ostéotomies orthogonales, permettant une amputation complète du col qui limite ainsi toute varisation, antéversion ou bascule crânio-caudale résiduelle.

2- Les centreurs

Ils ont plusieurs rôles :

- Ils permettent de lutter contre les éventuelles forces de varisation ou de bascule crânio-caudale en s'appuyant sur l'endoste, prévenant ainsi tout contact direct de l'implant avec l'endoste dans la partie distale de la tige fémorale.
- Ils assurent une épaisseur minimale de ciment à l'extrémité de la tige, zone correspondant à un pic de contrainte, d'après l'étude de O'CONNOR et al (68).

CONCLUSION

Cette étude expérimentale, *in vitro*, illustre un travail de conception intéressant d'un implant fémoral de prothèse totale de hanche. Plusieurs points sont à retenir :

- ⇒ Le dessin, joue un rôle, dans le positionnement de la tige prothétique. En effet, il semblerait, que les prothèses *Amplitude* soient plus faciles à implanter centrées dans les fûts fémoraux que les prothèses *Biomécanique*. La présence de centreurs et l'originalité du collet horizontal, jouent un rôle majeur dans le centrage de ces prothèses. Une tige prothétique centrée assure une reconstruction satisfaisante de la partie proximale du fémur, un manteau homogène de ciment et une réduction des phénomènes d'usure du biomatériau et du ciment (en diminuant les moments de flexion).
- ⇒ Le dessin des deux prothèses totales de hanche testées influe sur la nature des profils de déformation du système prothèse-os-ciment, via le positionnement de la tige, mais il n'a aucune influence sur la magnitude des contraintes.
- ⇒ L'influence du biomatériau sur la magnitude des contraintes est anihilée par la réduction du diamètre des tiges prothétiques *Amplitude* par rapport aux tiges des prothèses *Biomécanique*. Cette réduction de diamètre permet en outre d'augmenter l'épaisseur globale du manteau de ciment.
- ⇒ Quelle que soit la prothèse implantée, il pourrait exister un pic de contraintes à l'extrémité distale du manteau de ciment. Ceci nécessite d'être vérifié par une étude locale de contraintes ne serait-ce que pour connaître la magnitude des déformations et le risque éventuel qu'elles représentent. Ce pic serait lié à la technique de pose de deuxième génération utilisant un obturateur. Cette technique permet en outre de bien remplir sous pression la cavité fémorale proximale et de limiter la présence de défauts et de bulles d'air dans le manteau de ciment.

En terme d'efficacité de l'implant, la prothèse *Amplitude* permet un meilleur centrage dans le fût fémoral que la prothèse *Biomécanique*, et ce, grâce à son dessin novateur..

Malgré des biomatériaux de constitution aux propriétés très différentes, la diminution du diamètre des tiges *Amplitude* a permis d'obtenir des profils de déformations pour le composite prothèse *Amplitude*-ciment-os proches de ceux du composite prothèse *Biomécanique*-ciment-os.

Le rôle pro-inflammatoire des débris de titane rend son utilisation discutable pour la conception d'implants permanents (risque de descellement aseptique), malgré sa grande résistance à la corrosion.

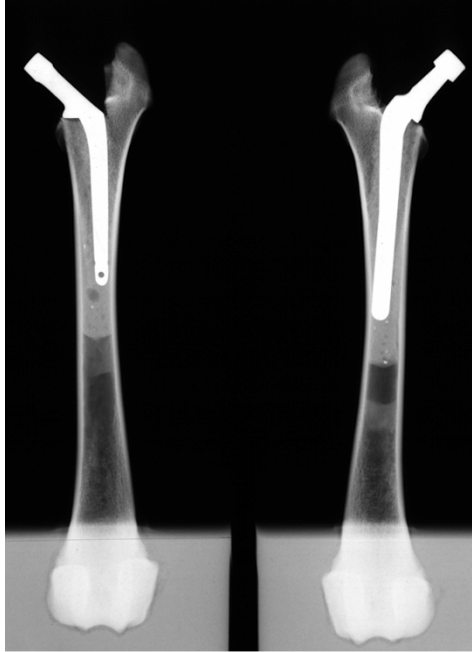
Enfin le coût des implants en acier est moins élevé que les implants en titane. Ainsi, la tige prothétique *Amplitude*, peut être un implant très compétitif compte tenu du rapport bénéfice/risque avantageux qu'elle apporte.

L'étape, qui s'inscrirait, logiquement, dans la continuité de cette étude expérimentale, *in vitro*, serait l'étude clinique rétrospective comparative : incidences des images de lyse radiographique, incidences des complications et nature des complications, longévité des implants, aspects des prothèses lors de réintervention ou d'autopsie. C'est elle, qui permettrait d'améliorer, ou de valider la pertinence, et la performance du projet *Amplitude*, qu'il s'agisse du choix du biomatériau de constitution (retour à l'acier inoxydable), ou, et du dessin de l'implant.

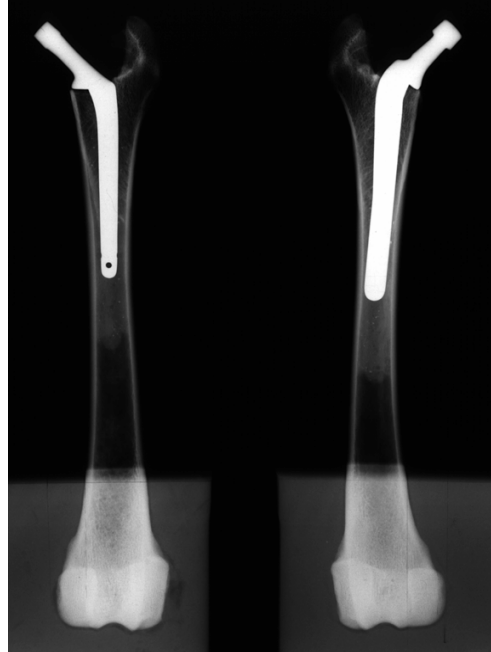
ANNEXES

I- Radiographies avant compression

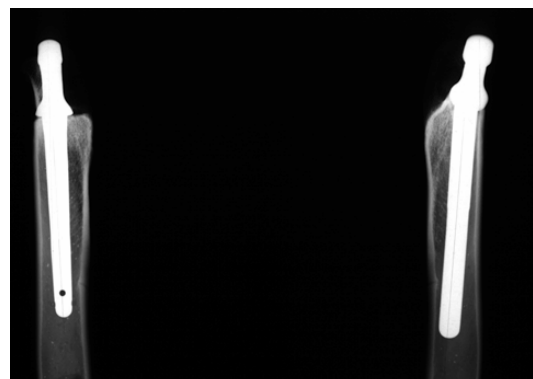
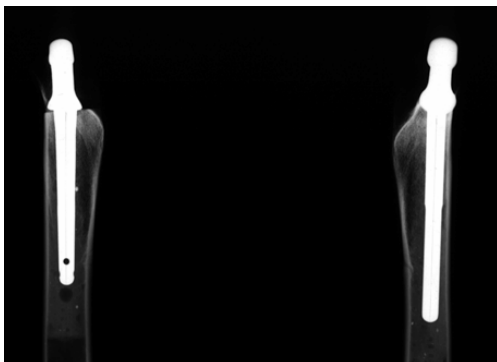
A- Radiographies de face



Annexe 1 : Prothèse *Amplitude* taille 1 (à gauche) et prothèse *Biomécanique* taille 6 (à droite)



Annexe 2 : Prothèse *Amplitude* taille 2 (à gauche) et prothèse *Biomécanique* taille 7,5 (à droite)



II- Tests en compression à 500N

A-Prothèse *Biomécanique* taille 7,5 versus prothèse *Amplitude* taille 2

1- Déformation face crâniale

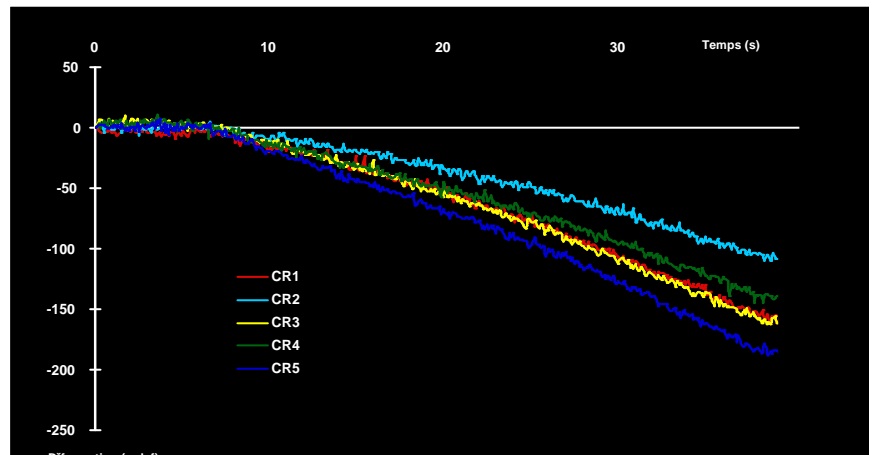
Cr1 = -160,6mdef

Cr2 = -103mdef

Cr3 = -164mdef

Cr4 = -141,6mdef

Cr5 = -179,7mdef



Annexe 9 : Déformation d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

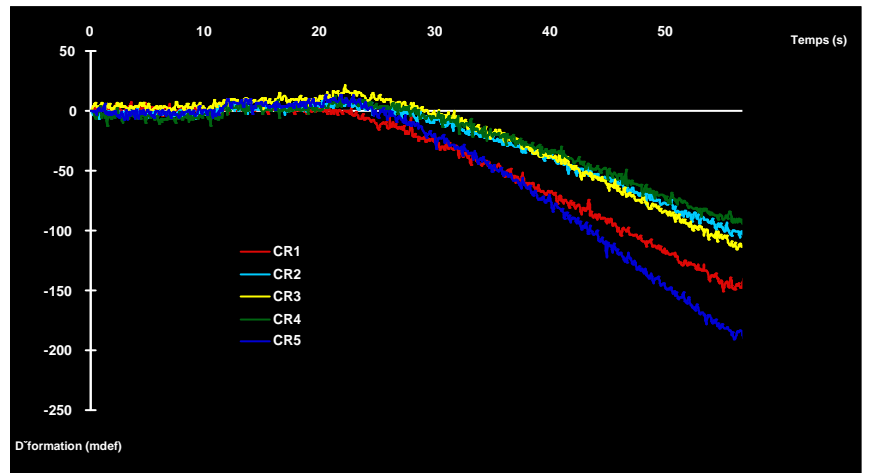
Cr1 = -147,2mdef

Cr2 = -98,8mdef

Cr3 = -111,2mdef

Cr4 = -93,2mdef

Cr5 = -147,2mdef



Annexe 10 : Déformation crâniale du remur pour la prothèse *Amplitude* de taille 2, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

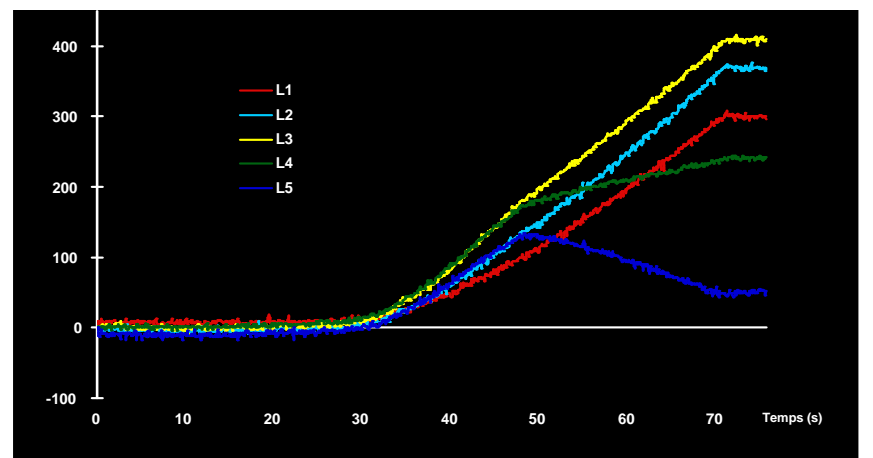
L1 = 296,6mdef

L2 = 367,3mdef

L3 = 411mdef

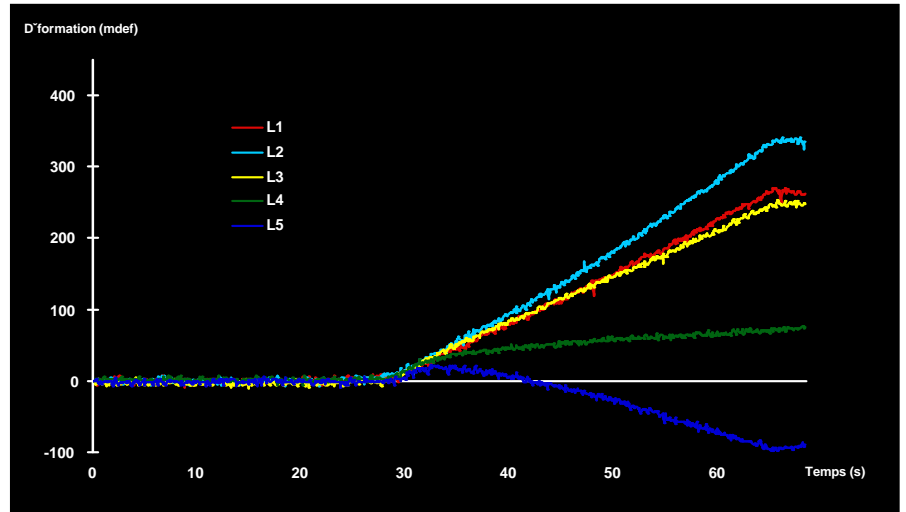
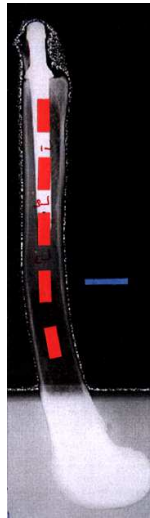
L4 = 243mdef

L5 = 52mdef



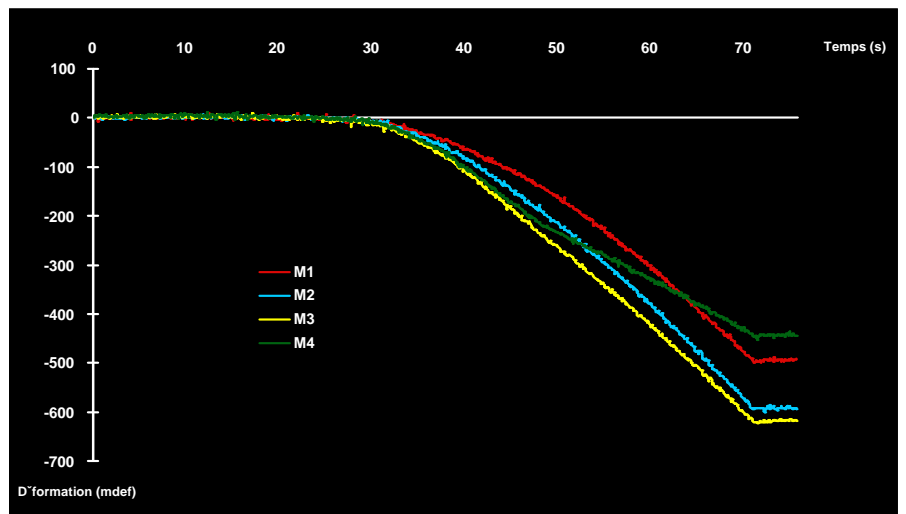
Annexe 11 : Déformation latérale du remur pour la prothèse *Biomécanique* de taille 7,5, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

L1 = 262,8mdef
 L2 = 334,7mdef
 L3 = 247,1mdef
 L4 = 75,3mdef
 L5 = 89,9mdef



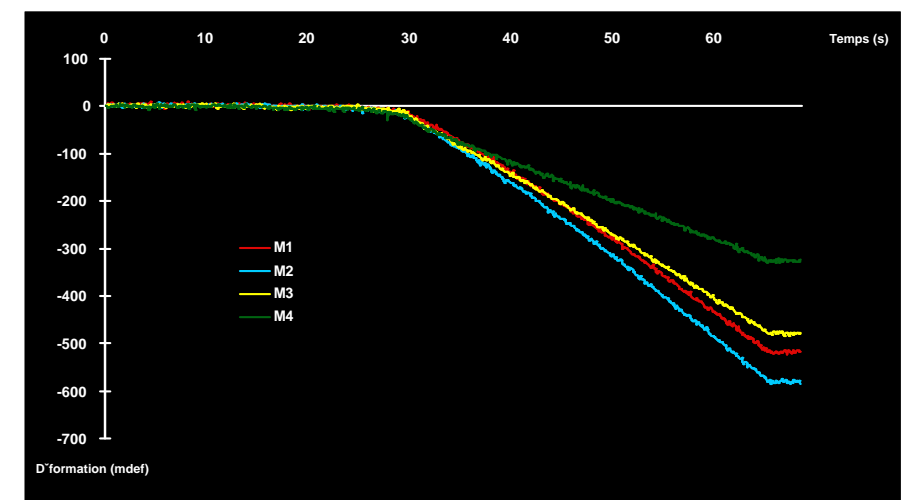
Annexe 12 : Déformation latérale du fémur pour la prothèse *Amplitude* de taille 2, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

M1 = -490,8mdef
 M2 = -593mdef
 M3 = -617,8mdef
 M4 = -443,7mdef



Annexe 13 : Déformation médiale du fémur pour la prothèse *Amplitude* de taille 2, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

M1 = -516,7mdef
 M2 = -585,2mdef
 M3 = -478,5mdef
 M4 = -322,4mdef

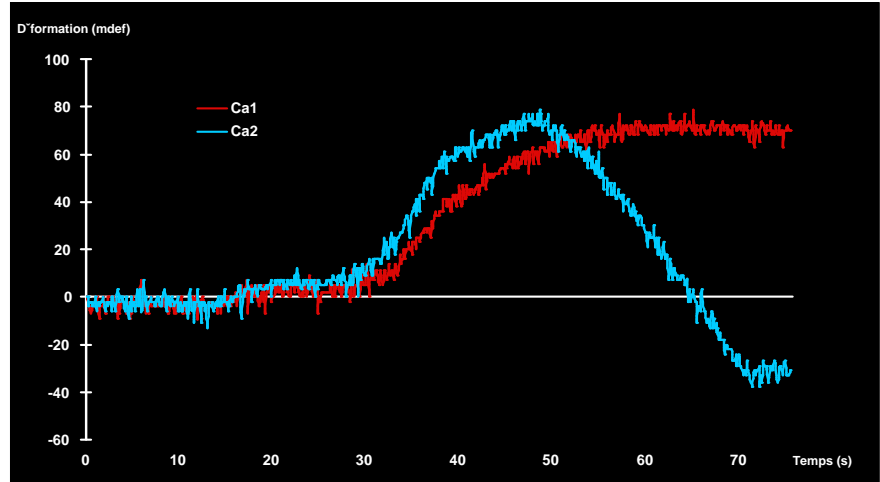


Annexe 14 : Déformation médiale du femur pour la prothèse *Amplitude* de taille 2, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

4- Déformation face caudale

CA1 = 70mdef

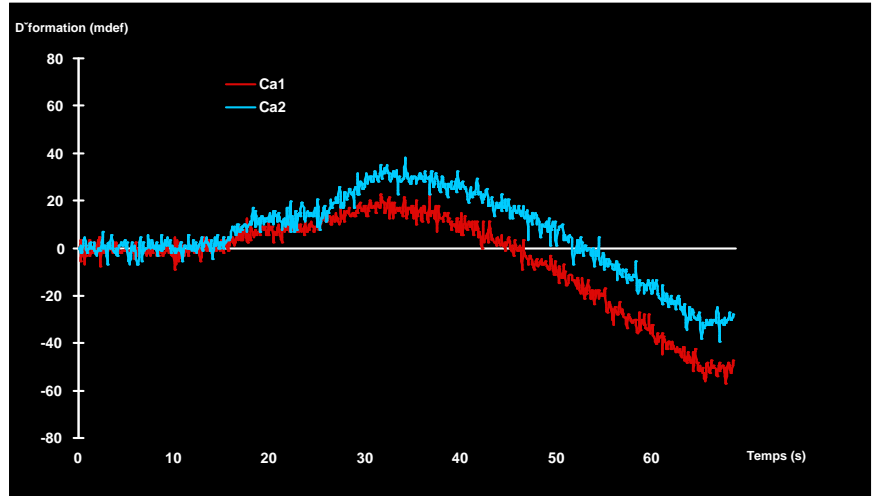
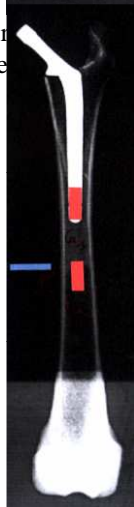
CA2 = -31mdef



Annexe 15 : Déformation d'extensométrie. Le

CA1 = -49,4mdef

CA2 = -29,2mdef



Annexe 16 : Déformation caudale du témur pour la prothèse *Amplitude* de taille 2, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

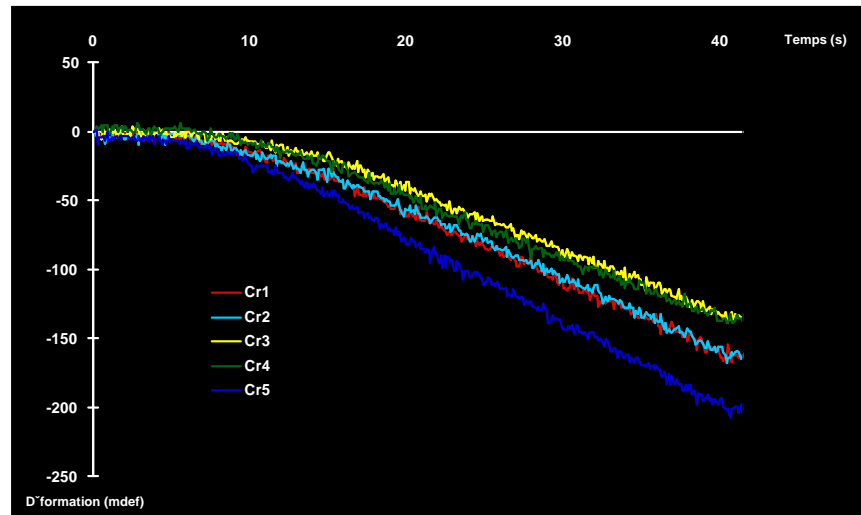
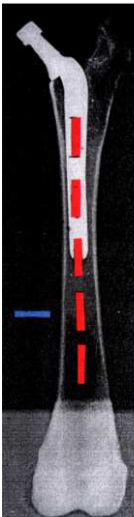
Cr1 = -162,8mdef

Cr2 = -164mdef

Cr3 = -134,8mdef

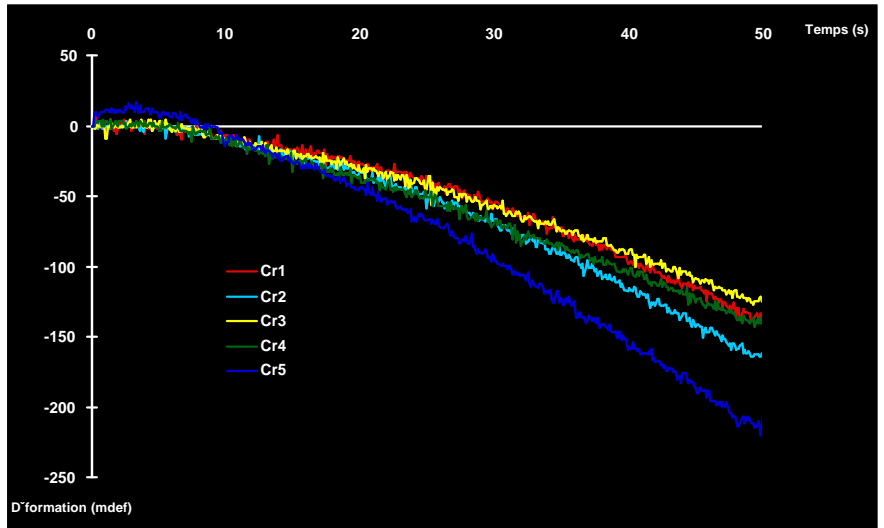
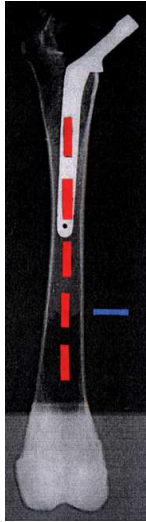
Cr4 = -137,1mdef

Cr5 = -203,3mdef



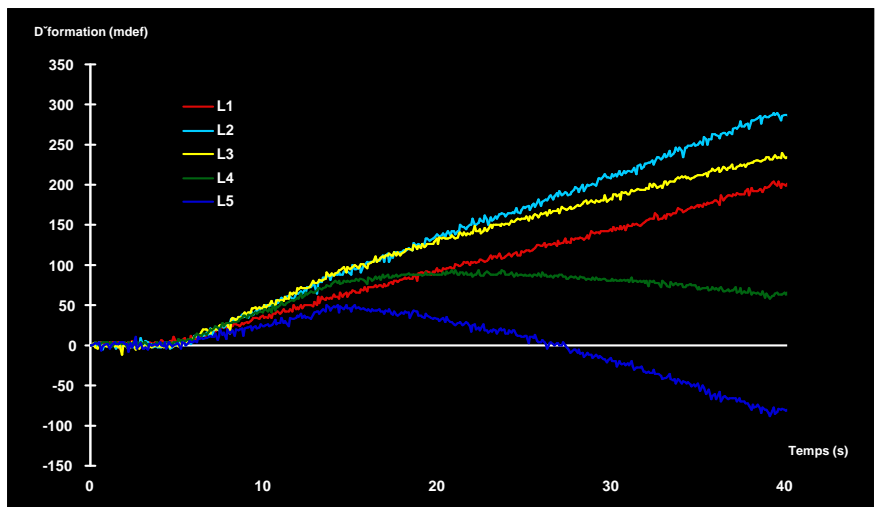
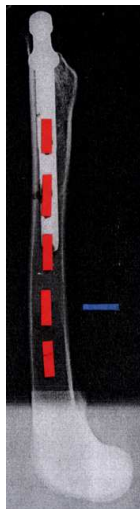
Annexe 17 : Déformation crâniale du témur pour la prothèse *Biomecanique* de taille 1.5, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

Cr1 = -139,3mdef
 Cr2 = -164mdef
 Cr3 = -125,8mdef
 Cr4 = -139,3mdef
 Cr5 = -211,2mdef



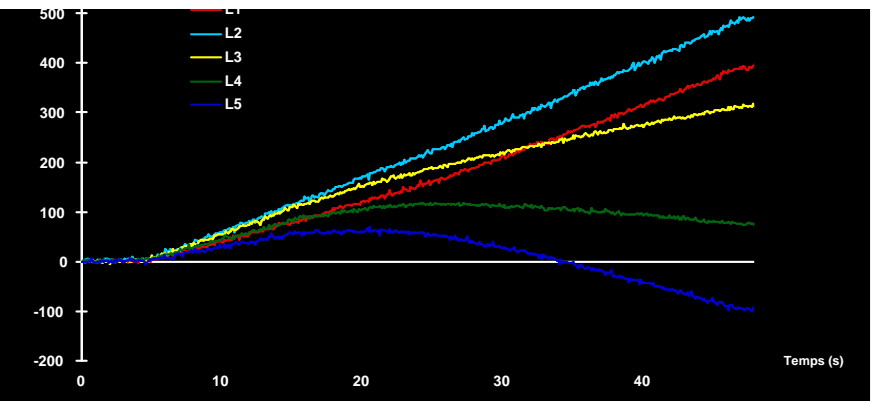
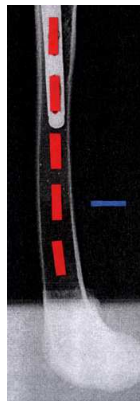
Annexe 18 : Déformation crâniale du tibia pour la prothèse *Amplitude* de taille 3, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

L1 = 198,8mdef
 L2 = 286,4mdef
 L3 = 232,5
 L4 = 62,9mdef
 L5 = -82mdef



Annexe 19 : Déformation latérale du tibia pour la prothèse *Biomecanique* de taille 1,5, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

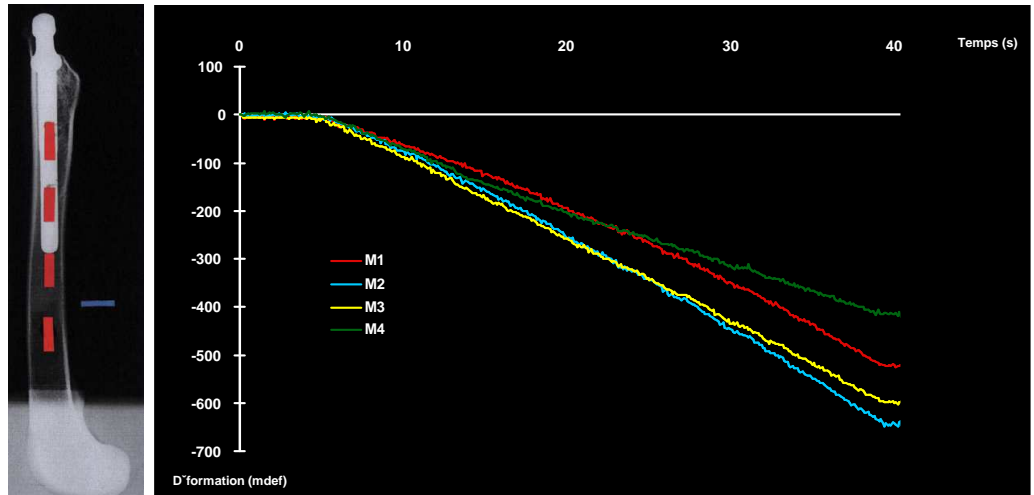
L1 = 388,7mdef
 L2 = 489,7mdef
 L3 = 315,6mdef
 L4 = 76,4mdef
 L5 = -92,1mdef



Annexe 20 : Déformation latérale du fémur pour la prothèse *Amplitude* de taille 3, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

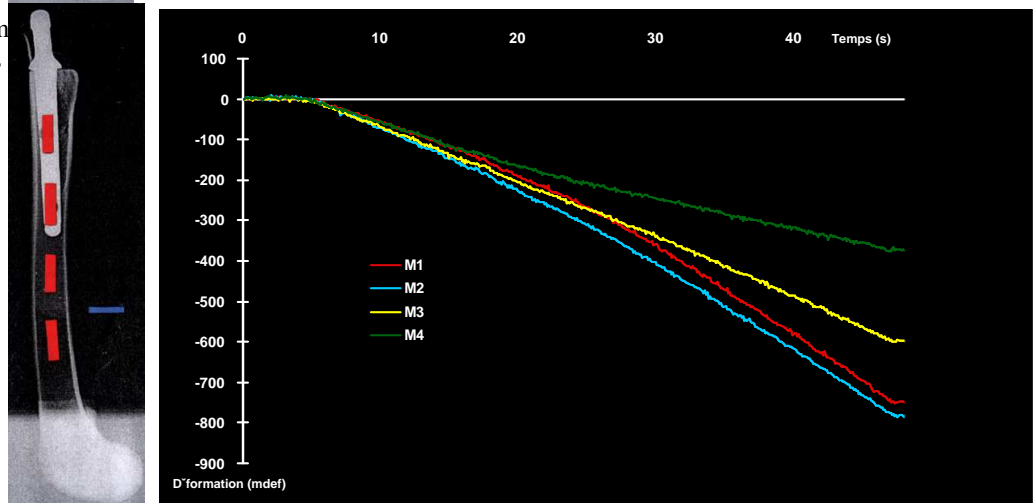
3- Déformation face médiale

M1 = -526mdef
 M2 = -644,7mdef
 M3 = -598mdef
 M4 = -412,3mdef



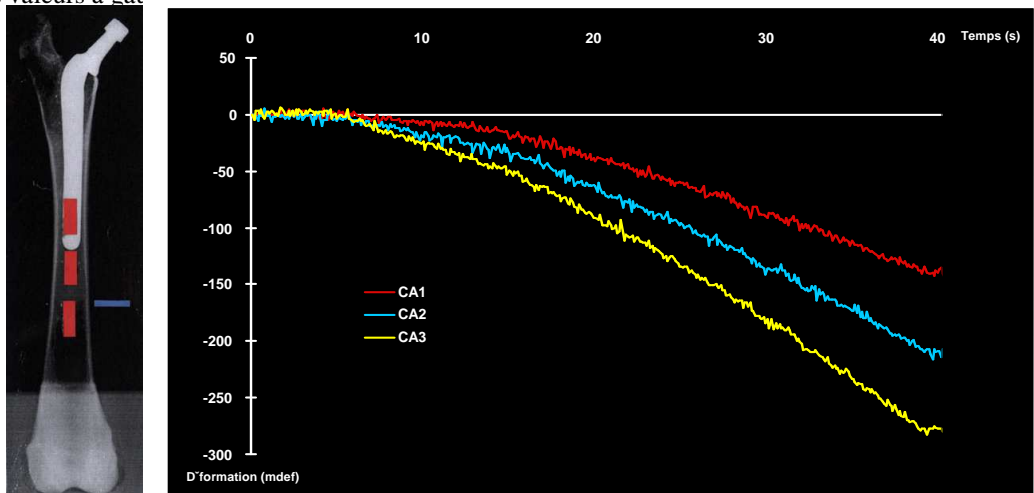
Annexe 21 : Déformation d'extensométrie. Les

M1 = -748,1mdef
 M2 = -780,7mdef
 M3 = -597,6mdef
 M4 = -371,8mdef



Annexe 22: Déformation latérale du fémur pour la prothèse *Amplitude* de taille 3, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

CA1 = -137mdef
 CA2 = -209mdef
 CA3 = -277,5mdef

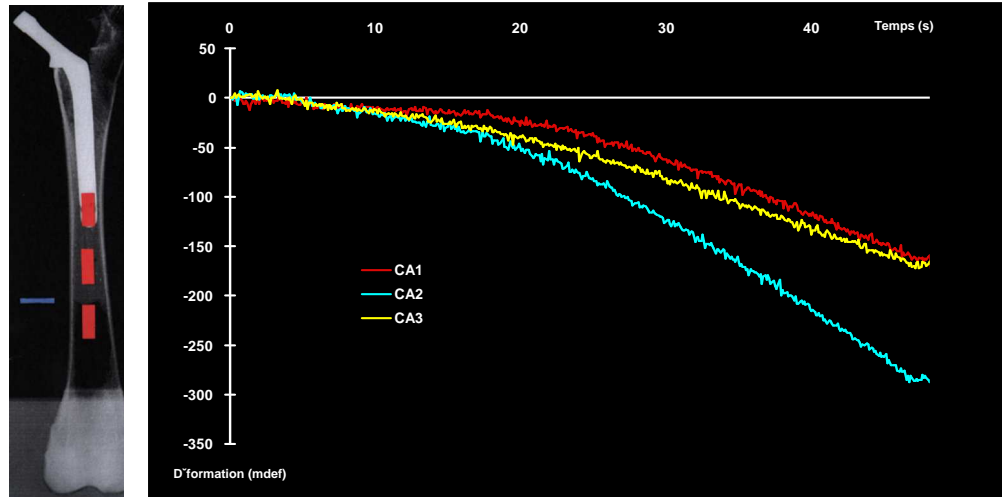


Annexe 23 : Déformation caudale du fémur pour la prothèse *Biomécanique* de taille 7.5, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

CA1 = -165,2mdef

CA2 = -286,5mdef

CA3 = -166,2mdef



Annexe 24 : Déformation caudale du fémur pour la prothèse *Amplitude* de taille 3, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

1- Déformation face crâniale

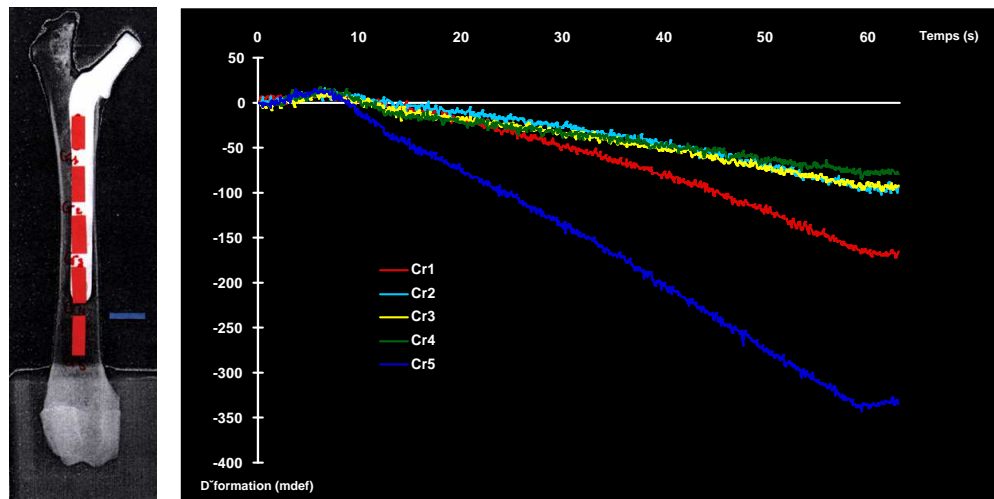
Cr1 = -168,5mdef

Cr2 = -96,6mdef

Cr3 = -88,7mdef

Cr4 = -78,7mdef

Cr5 = -333,6mdef



Annexe 25 : Déformation crâniale du fémur pour la prothèse *Biomécanique* de taille 9, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

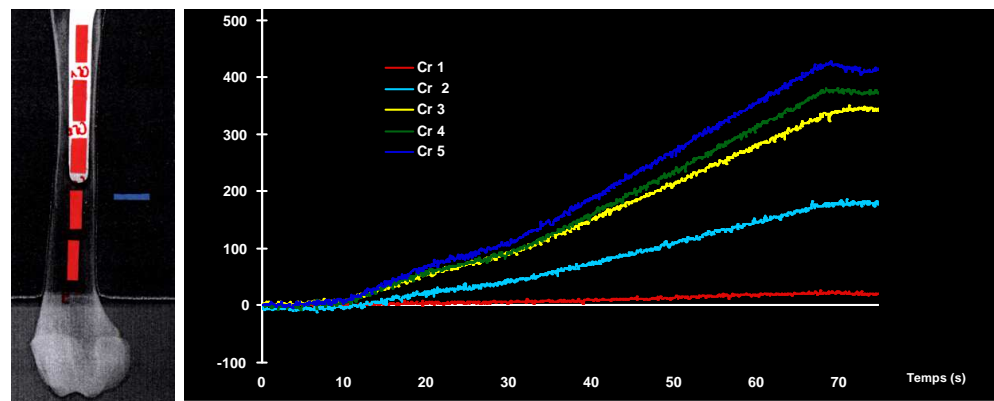
Cr1 = 22,5mdef

Cr2 = 183,1mdef

Cr3 = 339,2mdef

Cr4 = 375,2mdef

Cr5 = 417,9mdef



Annexe 26 : Déformation crâniale du fémur pour la prothèse *Amplitude* de taille 4, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

2- Déformation latérale

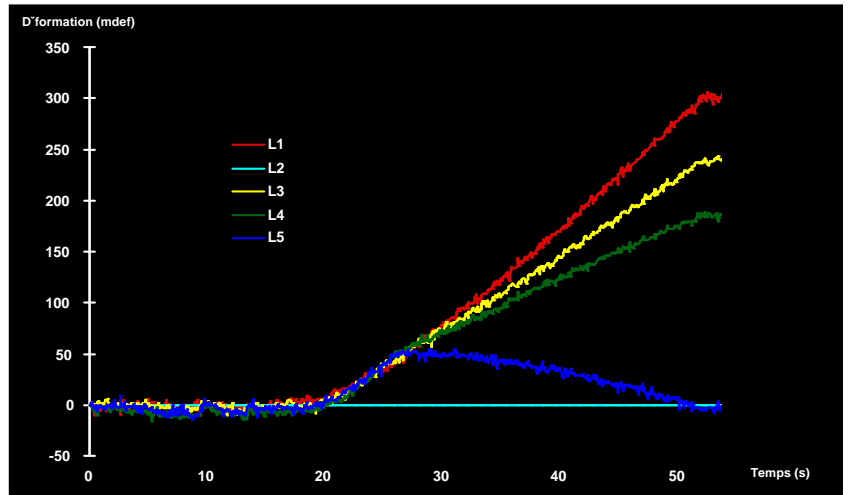
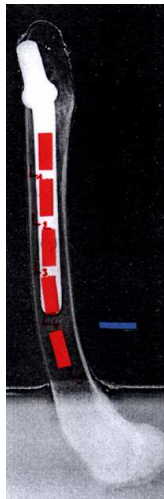
L1 = 298,9mdef

L2 = 0mdef

L3 = 240,3mdef

L4 = 187,6mdef

L5 = -1,1mdef



Annexe 27 : Déformation latérale du femur pour la prothèse *Biomécanique* de taille 4, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

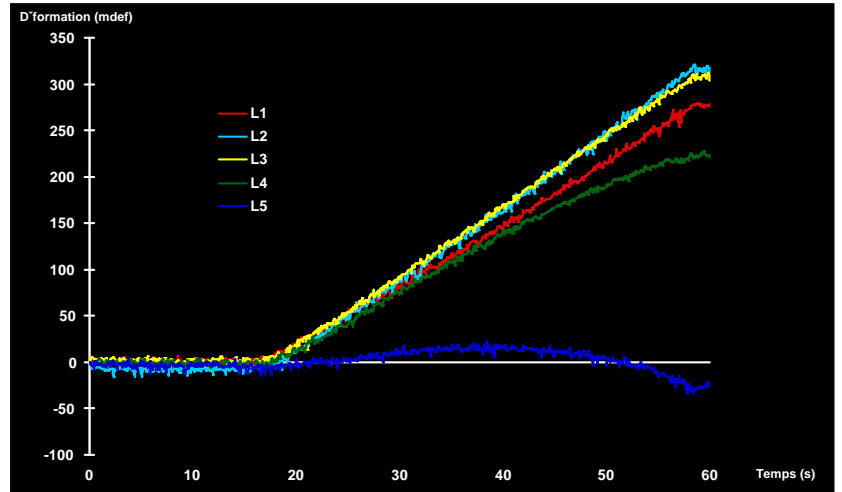
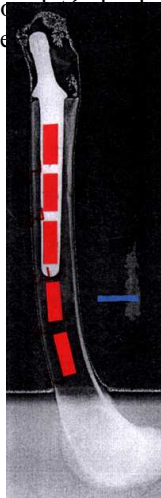
L1 = 275,2mdef

L2 = 317,9mdef

L3 = 310,1mdef

L4 = 224,7mdef

L5 = -25,9mdef



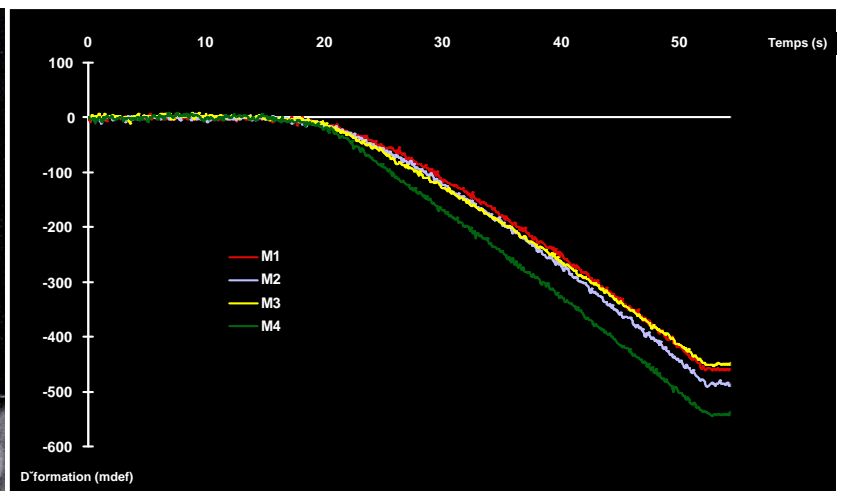
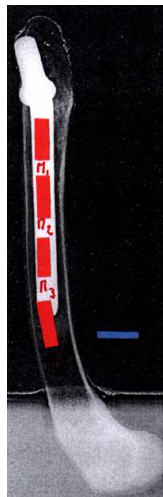
Annexe 28 : Déformation latérale du femur pour la prothèse *Amplitude* de taille 4, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

M1 = -461,7mdef

M2 = -488,6mdef

M3 = -451,6mdef

M4 = -542,6mdef



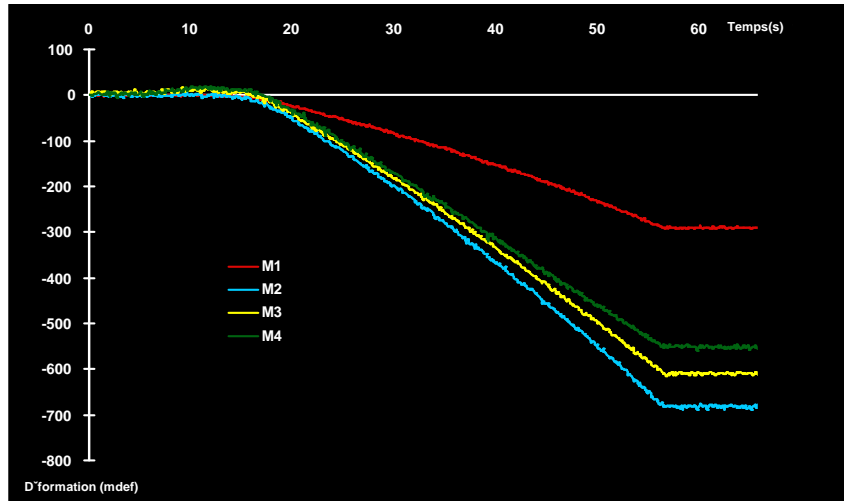
Annexe 29 : Déformation médiale du femur pour la prothèse *Biomécanique* de taille 9, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

M1 = -290,9mdef

M2 = -679,6mdef

M3 = -612,2mdef

M4 = -553,8mdef



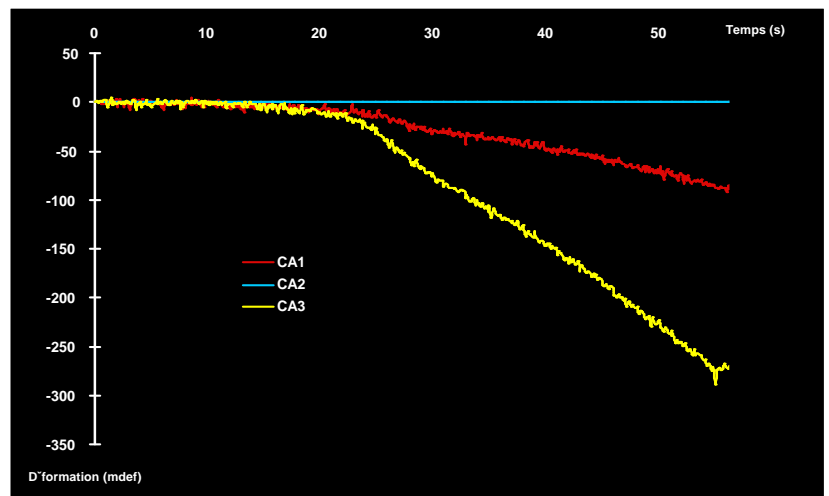
Annexe 30 : Déformation médiale du témur pour la prothèse *Amplitude* de taille 7, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

4- Déformation face caudale

CA1 = -87,6mdef

CA2 = 0mdef

CA3 = -274,1mdef

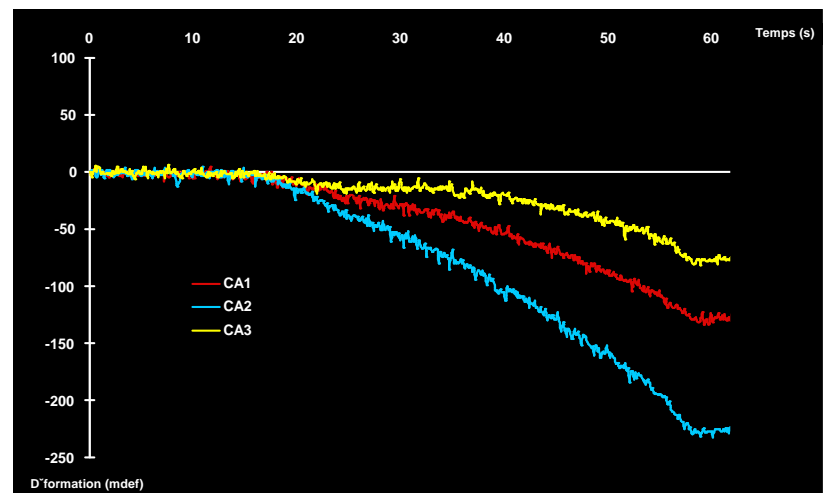
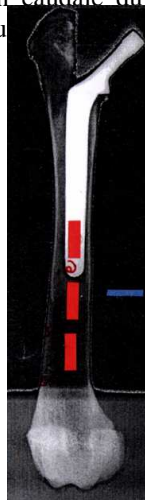


Annexe 31 : Déformation caudale du témur pour la prothèse *Amplitude* de taille 7, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

CA1 = -129,2mdef

CA2 = -226,9mdef

CA3 = -77,5mdef



Annexe 32 : Déformation caudale du témur pour la prothèse *Amplitude* de taille 4, enregistrées par jauges d'extensométrie. Les valeurs à gauche sont les valeurs des déformations lors de mise en charge maximale.

III- Radiographies après compression

A- Radiographies de face



Annexe 33 : Prothèse *Amplitude* taille 1 (à gauche) et prothèse *Biomécanique*



Annexe 34 : Prothèse *Amputée* taille 2 (à gauche) et prothèse *Biomécanique*

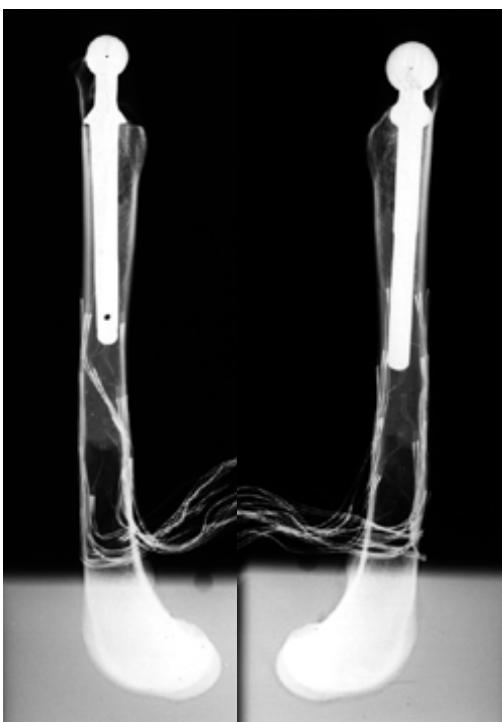
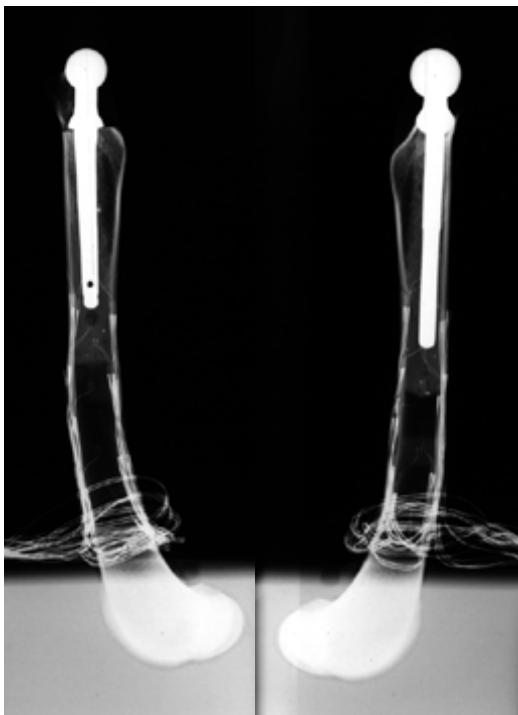


Annexe 35 : Prothèse *Amputée* taille 5 (à gauche) et prothèse *Biomécanique* taille 7,5 (à droite)



Annexe 36 : Prothèse *Amputée* taille 4 (à gauche) et prothèse *Biomécanique* taille 9 (à droite)

B- Radiographies de profil



Annexe 39 : Prothèse *Amplitude* taille 3 (à gauche) et prothèse *Biomécanique* taille 7,5 (à droite)

Annexe 40 : Prothèse *Amplitude* taille 4 (à gauche) et prothèse *Biomécanique* taille 9 (à droite)

BIBLIOGRAPHIE

1 - **ANDRIACCHI T.P., GALANTE J.O., BEBYTSCHKO T.B.** Stress Analysis of the Femoral Stem in Total Hip Prosthesis. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1976, **58**, 618-624.

2 - **ANTHONY P.P., GIE G.A., HOWIE C.R.** Localised Endosteal Bone Lysis in Relation to the Femoral Components of Cemented Total Hip Arthroplasties. *Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1990, **72**, 971-979.

3 - **AMSTUTZ H.C., CAMPBELL P., KOSSOVSKY N.** Mechanism and Clinical Significance of Wear Debris-Induced Osteolysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1992, **276**, 7-18.

4 - **ARNOCZKY S.P., TORZILLI P.A.** Biomechanical Analysis of Forces acting about the Canine Hip. *American Journal of Veterinary Research*, 1981, **42**, 1581-1585.

5 - **BARRACK R.L., MULROY R.D., HARRIS W.H.** Improved Cementing Techniques and Femoral Component Loosening in Young Patients with Hip Arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1992, **74**, 385-389.

6 - **BARTEL D.L., DUELAND R.T., QUENTIN J.A.** Biomechanical Considerations in the Design of a Canine Total Hip Prosthesis. *Journal of American Animal Hospital Association*, 1975, **11**, 553-559.

- 7 - **BARTEL D.L., SCHNAKE C.K., DUELAND R.** The Effects of Stem Geometry on Stresses in a Prosthesis/Adhesive/Bone Composite, Presented at the Annual Meeting of the Orthopedic Research Society, Dallas, Texas. Abstract in *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1974, **56**, 865.
- 8 - **BERGER R.A. , SEEL M.J., WOOD K., et al.** The Effect of a Centralizing Device on Cement Mantle Deficiencies and Initial Prosthetic Alignment in Total Hip Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 1977, **12**, 434.
- 9 - **BERGMANN G., DEURETZBACHER G., HELLER M., GRAICHEN F., ROHLMANN A., STRAUSS J., DUDA G.N.** Hip Contact Forces and Gait Patterns from Routine Activities. *Journal of Biomechanics*, 2001, **34**, 859-871.
- 10 - **BERGMANN G., SIRAKY J., ROHLMANN A.** A Comparison of Hip Forces in Sheep, Dog and Man. *Journal of Biomechanics*, 1984, **12**, 907-921.
- 11 - **BI Y., VAN DE MOTTER R., RAGAB A.A., GOLDBERG V.M., ANDERSON J.M., GREENFIELD E.M.** Titanium Particles Stimulate Bone Resorption by Inducing Differentiation of Murine Osteoclasts. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 2001, **83**, 501-508.
- 12 - **BLAESER L., CROSS A.R., LANZ O.I.** Revision of Aseptic Loosening of the Femoral Implant in a Dog Using Cable Cerclage. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 1999, **12**, 97-1001.
- 13 - **CALLAGHAN J.J., BROWN T.D., PEDERSEN D.R., JOHNSTON R.C.** Larger Femoral Heads : A Triumph of Hope Over Reason ! *Journal of Arthroplasty*, 2003, **18**, 82-84.

- 14 - **CALLAGHAN J.J., SALVATI E.A., PELLICCI P.M.** Results of Revision for Mechanical Failure after Cemented Total Hip Replacement, 1979 to 1982. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1985, **67**, 1074-1085.
- 15 - **CERISIER P.** Notions de résistance des matériaux : l'usure. In POITOUT D.G. : Biomécanique orthopédique, Edition Masson, 1987, 26-28.
- 16 - **CHANG P.B., MANN K.A., BARTEL D.L.** Cemented Femoral Stem Performance: Effects of Proximal Bonding, Geometry, and Neck Length. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1998, **355**, 57-69.
- 17 - **CHATAIN F.** The Metal-Polyethylene pairing. In CATON J., FERREIRA A., PICAULT C.: Total Hip Arthroplasty, 3rd International Symposium "Charnley 2000"., Lyon-France, 2000, 1, **1**, 73-88.
- 18 - **CHRISTEL P.S., MEUNIER A., BLANQUAERT D., WITVOET J., SEDEL L.** Role of Stem Design and Material on Stress Distributions in Cemented Total Hip Replacement. *Journal of Biomedical Engineering*, 1988, **10**, 1, 57-63.
- 19 - **COLLIS D.K.** Femoral Stem Failure in Total Hip Replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1977, **59**, 1033-1041.
- 20 - **COLLIS D.K., MOHLER C.G.** Comparison of Clinical Outcomes in Total Hip Arthroplasty Using Rough and Polished Cemented Stems with Essentially the Same Geometry. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 2002, **84**, 586-592.
- 21 - **COOK S.D., BARRACK R.L., BAFFES G.C., CLEMOW A.J., SEREKIAN P., DONG N.** Wear and Corrosion of Modular Interfaces in Total Hip Replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1994, **298**, 80-88.
- 22 - **CORDEY J., PERREN S.M., STEINEMANN S.G.** Introduction : Basic Concepts and Definitions in Mechanics. *Injury*, 2000, **31**, S-B1 - S-B13.

- 23 - **CROUSIER J.P.** Corrosion aqueuse des matériaux métalliques. In POITOUT D.G. : Biomécanique orthopédique, Edition Masson, 1987, 42-46.
- 24 - **CROWNINSHIELD R.D., BRAND R.A., JOHNSTON R.C., MILROY J.C.** An Analysis of Femoral Component Stem Design in Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1980, **62**, 68-78.
- 25 - **DASSLER C.L., SCHULTZ K.S., KASS P., STOVER S.M.** The Effects of Femoral Stem and Neck Length on Cement Strains in a Canine Total Hip Replacement Model. *Veterinary Surgery*, 2003, **32**, 37-45.
- 26 - **DELAUNAY C.** Charnley Total hip : From “Flat-back” to “Elite-plus” or “Legend-v40” ? In CATON J., FERREIRA A., PICAULT C : Total Hip Arthroplasty, 3rd International Symposium “Charnley 2000”., Lyon-France, 2000, 1, **1**, 13-27.
- 27 - **DOWD J.E., SCHWENDEMAN L.J., MACAULAY W., DOYLE J.S., SHANBHAG A.S., WILSON S., et al.** Aseptic Loosening in Uncemented Total Hip Arthroplasty in a Canine Model. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1995, **315**, 106-21.
- 28 - **DUELAND R., BARTEL D.L., ARTORSON E.** Force-Plate Technique for Canine Gait Analysis of Total Hip and Excision Arthroplasty. *Journal of American Animal Hospital Association*, 1977, **13**, 547-552.
- 29 - **EBRAMZADEH E., SARMIETO A., MACKELLOP H.A., LLINAS A., GOGAN W.** The Cement Mantle in Total Hip Arthroplasty. Analysis of Long Term Radiographic Results. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1994, **76**, 1, 77-87.
- 30 - **EDWARDS M.R., EGGER E.L., SCHWARZ P.D.** Aseptic Loosening of the Femoral Implant after Cemented Total Hip Arthroplasty in Dogs : 11 Cases in 10 Dogs (1991-1995). *Journal of American Veterinary Medical Association*, 1997, **211**, 5, 580-6.
- 31 - **EGUND N., LIDGREN L., ONNERFALT R.** Improved Positioning of the Femoral Stem with a Centralizing Device. *Acta Orthopædica Scandinavia*, 1990, **61**, 236-239.

- 32 - **EL-SHEIKH H.F., MACDONALD B.J., HASHMI M.S.J.** Material Selection in the Design of the Femoral Component of Cemented Total Hip Replacement. *Journal of Materials Processing Technology*, 2002, **122**, 309-317.
- 33 - **ESTOK D.M., HARRIS W.H.** Long-Term Results of Cemented Femoral Revision Surgery Using Second-Generation Techniques. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1992, **299**, 190-202.
- 34 - **ESTOK D.M., ORR T.E., HARRIS W.H.** Factors Affecting Cement Strains near the Tip of a Cemented Femoral Component. *The Journal of Arthroplasty*, 1997, **12**, 40-48.
- 35 - **FOWLER J.L., GIE G.A., LEE A.J., LING R.S.** Experience with the Exeter Total Hip Replacement since 1970. *Orthopaedical Clinics of North America*, 1988, **19**, 477-489.
- 36 - **GARDINER R.C., LOZACK W.J.** Failure of the Cement-Bone Interface. A Consequence of Strengthening the Cement-Prosthesis Interface? *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1994, **76**, 49-52.
- 37 - **GOLDRING S.R., JASTY M., ROELKE M.S., ROURKE C.M., BRINGHURST F.R., HARRIS H.** Formation of a Synovial-Like Membrane at the Bone Cement Interface. *Arthritis and Rheumatism*, 1986, **7**, 836-842.
- 38 - **GONZALES J.B., PURDON M.A., HOROWITZ S.M.** *In Vitro* Studies on the Role of Titanium in Aseptic Loosening. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996, **330**, 244-250.
- 39 - **HANSON P.B., WALKER R.H.** Total Hip Arthroplasty Cemented Femoral Component Distal Stem Centralizer: Effect on Stem Centralization and Cement Mantle. *Journal of Arthroplasty*, 1995, **10**, 683-688.
- 40 - **HARRINGTON M.A., O'CONNOR D.O., LOZYNSKY A.J., KOVACH I., HARRIS W.H.** Effects of Femoral Neck Length, Stem Size, and Body Weight on Strains in the Proximal Cement Mantle. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 2002, **84**, 573-579.

41 - **HARRIS W.H.** Clinical Considerations. In MORREY B.F. : Biological, Material, and Mechanical Considerations of Joint Replacement, ed 1, 1993, 1-11.

42 - **HARRIS W.H., Mc GANN W.A.** Loosening of the Femoral Component after Use of the Medullary-Plug Cementing Technique. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1986, **68**, 1064-1066.

43 - **HUO M.H., SALVATI E.A., LIEBERMAN J.R.** Metallic Debris in Femoral Endosteolysis in Failed Cemented Total Hip Arthroplasties. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1992, **276**, 157-168.

- 44 - **JACOBS J.J., GILBERT L.G., URBAN R.M.** Current Concepts Review Corrosion of Metal Orthopaedic Implants. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1998, **80**, 268-282.
- 45 - **JASTY M.** Fixation by Methyl Métaacrylate. In CALLAGHAN J.J., ROSENBERG A.G., RUBASH H.E. (eds) : *The Adult Hip* (ed 1). Philadelphia, PA, Lippincott-Raven, 1998, 187-200.
- 46 - **JASTY M., MALONEY W.J., BRAGDON C.R., HAIRE T., HARRIS W.H.** Histomorphological Studies of the Long-Term Skeletal Responses to Well Fixed Cemented Femoral Components. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1990, **72**, 1220-1229.
- 47 - **JONES D.M., MARSH J.L., NEPOLA J.V., JACOBS J.J., SKIPOR A.K., URBAN R.M., GILBERT J.L., BUCKWALTER J.A.** Focal Osteolysis at the Junctions of a Modular Stainless-Steel Femoral Intramedullary Nail. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 2001, **83**, 537-548.
- 48 - **KAHN M.A., WILLIAMS R.L., WILLIAMS D.F.** *In Vitro* Corrosion and Wear of Titanium Alloys in the Biological Environment. *Biomaterials*, 1996, **17**, 22, 2117-2126.
- 49 - **KALAIRADJAH Y., MOLLOY S., PATTERSON M.** The Effect of Femoral Stem Size on Failure Rates in Total Hip Replacement Cemented with Boneloc. *Acta Orthopaedica Belgica*, 2002, **68**, 33-36.
- 50 - **KAPLACH A.S., CALLAGHAN J.J., GOETZ D.D., OLEJNICZAK J.P., JOHNSTON R.C.** Charnley Total Hip Arthroplasty with Use of Improved Cementing Techniques. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 2001, **83**, 1840-1848.

51 - **LEE I.Y., SKINNER H.B., KEYAK J.H.** Effects of Variation of Cement Thickness on Bone and Cement Stress at the Tip of a Femoral Implant. *Iowa Orthopaedics Journal*, 1993, **13**, 155-159.

52 - **LEWIS J.L., ASKEW M.J., WIXSON R.L., KRAMER G.M., TARR R.R.** The Influence of Prosthetic Stem Stiffness and of a Calcar Collar on Stresses in the Proximal End of the Femur with a Cemented Femoral Component. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1984, **66**, 280-286.

53 - **LING R.M.S.** The Exeter Prothesis : 30 Years of Experience. In CATON J., FERREIRA A., PICAULT C: Total Hip Arthroplasty, 3rd International Symposium "Charnley 2000"., Lyon-France, 2000, 2, **3**, 39-43.

54 - **LIVERMORE J., ILSTRUP D., MORREY B.** Effect of Femoral Head Size on Wear of the Polyethylene Acetabular Component. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1990, **72**, 4, 518-528.

55 - **LOMBARDY A.V., MALLORY T.H., VAUGHN B.K., DROUILLARD P.** Aseptic Loosening in Total Hip Arthroplasty Secondary to Osteolysis Induced by Wear Debris from Titanium-Alloy Modular Femoral Heads. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1989, **71**, 1337-1342.

56 - **Mc KELLOP H., CLARK I.** Wear and Artificial Joint Materials in Laboratory Tests. *Acta Orthopædica Scandinavica*, 1988, **59**, 349-352.

57 - **MAJKOVSKI R.S., BANNISTER G.C., MILES A.W.** The Effect of Bleeding on the Cement-Bone Interface. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1994, **229**, 293-297

- 58 - **MALONEY W.J., JAMES R.E., LANE SMITH R.** Human Macrophage Response to Retrieved Titanium Alloy Particles *in Vitro*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996, 322, 268-278.
- 59 - **MANLAPAZ M., MALONEY W.J., LANE SMITH R.** *In Vitro* Activation of Human Fibroblasts by Retrieved Titanium Alloy Wear Debris. *Journal of Orthopaedic Research*, 1996, **14**, 465-472.
- 60 - **MANLEY P.A., SCHATZKER J., SUMNER-SMITH G.** Evaluation of Tension and Compression Forces in the Canine Femur *in vivo*. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, 1982, **99**, 213-216.
- 61 - **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, 145p.
- 62 - **MARKOLF K.L., AMSTUTZ H.C.** A Comparative Experimental Study of Stresses in Femoral Total Hip Replacement Components : The Effects of Prosthesis Orientation and Acrylic Fixation. *Journal of Biomechanics*, 1976, **9**, 73-79.
- 63 - **MASSAT B.J., VASSEUR P.B.** Clinical and Radiographic Results of Total Hip Arthroplasty in Dogs : 96 Cases (1986-1992). *Journal of American Veterinary Medical Association*, 1994, **205**, 448-454.
- 64 - **MAURER T.B., OCHSNER P.E., SCHWARZER G., SCHUMACHER M.** Increased Loosening of Cemented Straight Stem Prostheses Made from Titanium Alloys. An Analysis and Comparison with Prostheses Made of Cobalt-Chromium-Nickel Alloy. *International Orthopaedics*, 2001, **25**, 2, 77-80.
- 65 - **MOHLER C.G., CALLAGHAN J.J., COLLIS D.K., JOHNSTON R.G.** Early Loosening of the Femoral Component at the Cement-Prosthesis Interface after Total Hip Replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1995, **77**, 1315-1321.
- 66 - **MORREY B.F.** Device Function and Retrieval. In MORREY B.F. : Biological, Material, and Mechanical Considerations of Joint Replacement, ed 1, 1993, 35-38.

- 67 - **MULROY W.F., ESTOK D.M., HARRIS W.H.** Total Hip Arthroplasty with Use of so-called Second Generation Cementing Techniques. A Fifteen Year Average Follow-up Study. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1995, **77**, 1845-1852.
- 68 - **O'CONNOR D.O., BURKE D.W., JAST M., SEDLACEK R.C., HARRIS W.H.** *In Vitro* Measurement of Strain in the Bone Cement Surrounding the Femoral Component of Total Hip Replacements during Simulated Gait and Stair-Climbing. *Journal of Orthopaedic Research*, 1996, **14**, 769-777.
- 69 - **OLMSTEAD M.L.** The Canine Cemented Modular Total Hip Prosthesis. *Journal of American Veterinary Medical Association*, 1995, **31**, 109-124.
- 70 - **OLMSTEAD M.L.** Total Hip Replacement. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, 1987, **17**, 942-954.
- 71 - **OLMSTEAD M.L., HOHN R.B., TURNER T.M.** A Five Year Study of 221 Total Hip Replacements in the Dog. *Journal of American Veterinary Medical Association*, 1983, **183**, 191-194.
- 72 - **ONG A., WONG K.L., LAI M., GARINO J.P., STEINBERG M.E.** Early Failure of Precoated Femoral Components in Primary Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 2002, **84**, 786-792.
- 73 - **PAGE A.E., ALLAN C, JASTY M., HARRIGAN T.P. ; BRAGDON C.R., HARRIS W.H.** Determination of Loading Parameters in the Canine Hip *in Vivo*. *Journal of Biomechanics*, 1993, **26**, 571-579
- 74 - **PASSUTI N., GOUIN F., DELECRIN J., DACULSI G.** Tiges centromédullaires fémorales sans ciments : rôle de la forme et du revêtement. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT : Conception des prothèses articulaires biomécanique et biomatériaux*, 1993, 32-38.
- 75 - **PELLICCI P.M., SALVATI E.A., ROBINSON H.J.** Mechanical Failures in Total Hip Replacement Requiring Reoperation. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1979, **61**, 28-36.

76 - **POSS R., BRICK G.W., WRIGHT R.J.** The Effects of of Modern Cementing Techniques on the Longevity of Total Hip Arthroplasty. *Orthopaedical Clinics of North America*, 1988, **19**, 591-598.

77 - **REMY D.** Contribution à l'étude des prothèses articulaires: aspects relatifs à la biomécanique articulaire chez le chien et amelioration des biomatériaux par implantation ionique d'azote. *Thèse de Doctorat Vétérinaire*, Lyon, 1996, 368p.

78 - **ROCKBORN P., OLSSON S.S.** Loosening and Bone Resorption in Exeter Hip Arthroplasties. *Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1993, **75**, 865-868.

79 - **ROHLMANN A., MOSSNER U., BERGMANN G., HEES G., KOLBEL R.** Effects of Stem Design and Material Properties on Stresses in Hip Endoprotheses. *The Journal of Biomedical Engineering*, 1987, **9**, 77-83.

80 - **RORABECK C.H., BOURNE R.B., LAUPACIS A.** A Double Blind Study of 250 Cases Comparing Cemented with Cementless Total Hip Arthroplasty. Cost-Effectiveness and its Impact on Health-Related Quality of Life. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1994, **298**, 156-164.

81 - **ROSTOKER W., GALANTEJ.O.** Some New Studies of the Wear Behavior of Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1976, **10**, 303-310.

82 - **SCHULTE K.R., CALLAGHAN J.J., KELLEY S.S., JOHNSTON R.C.** The Outcome of Charnley Total Hip Arthroplasty with Cement after a Minimum Twenty-Year Follow-up. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1993, **75**, 961-975.

83 - **SCHULZ K.S.** Application of Arthroplasty Principles to Canine Cemented Total Hip Replacement. *Veterinary Surgery*, 2000, **29**, 578-593.

84 - **SCHULZ K.S., STOVER S.M., KASS P.H. et al.** Effect of Surgical Technique and Use of a Rigid Centralizing Device on Stem Positioning and Geometric Reconstruction in the

- Sagittal Plane during Total Hip Replacement in Cadavers. *American Journal of Veterinary Research*, 1999, **60**, 1126-1135.
- 85 - **SCHULZ K.S., VASSEUR P.B., STOVER S.M., KASS P.H.** Transverse Plane Evaluation of the Effects of Surgical Technique on Stem Positioning and Geometry of Reconstruction in Canine Total Hip Replacement. *American Journal of Veterinary Research*, 1998, **59**, 1071-1079.
- 86 - **SEDEL L.** Tribologie des prothèses totales de hanche. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT : Conception des prothèses articulaires biomécanique et biomatériaux*, 1993, 45-56.
- 87 - **SHEPARD M.F., KABO J.M., LIEBERMAN J.R.** Influence of Cement Technique on the Interface Strength of Femoral Components. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2000, 381, 26-35.
- 88 - **STAR M.J., COWELL C.W., KELMAN G.J.** Suboptimal (Thin) Distal Cement Mantel Thickness as a Contributory Factor in Total Hip Arthroplasty Femoral Component Failure. *Journal of Arthroplasty*, 1994, **9**, 143-149.
- 89 - **STONE M.H., WILKINSON R., STOTHER I.G.** Some Factors Affecting the Strength of the Cement-Metal Interface. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1989, **71**, 217-221.
- 90 - **SUTHERLAND C.J., WILDE A.H., BORDEN L.S.** A Ten Year Follow-up, of One Hundred Consecutive Muller Curved-Stem Total Hip Replacement Arthroplasties. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1982, **64**, 970-982.
- 91 - **URBAN R.M., JACOBS J.J., GILBERT J.L., GALANTE J.O.** Migration of Corrosion Products from Modular Hip Prostheses. Particle Microanalysis and Histopathological Findings. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1994, **79**, 1345-1359.
- 92 - **VERMES C., CHANDRASEKARAN R., JACOBS J.J., GALANTE J.O., ROEBUCK K.A., GLANT T.G.** The Effects of Particulate Wear Debris, Cytokines, and Growth Factors on the Functions of MG-63 Osteoblasts. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 2001, **83**, 201-211.

93 - **WARRAK A.O., OLMSTEAD M.L., VON RECHENBERG B., AUER J.A.** A Review of Aseptic Loosening in Total Hip Arthroplasty. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 2001, **14**, 115-24.

94 - **WILLERT H.G., SEMLITSCH M.** Tissue Reactions to Plastic and Metallic Wear Products of Joint Endoprotheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996, 333, 4-14.

95 - **WYLIE K.B., DE YOUNG D.J., DROST W.T., DE YOUNG B.A.** The Effect of Surgical Approach on Femoral Stem Position in Canine Cemented Total Hip Replacement. *Veterinary Surgery*, 1997, **26**, 62-66.

96 - **ZAHIRI C.A., SCHMALZRIED T.P., EBRAMZADEH E., SZUSZCZEWICZ E.S., SALIB D., KIM C., AMSTUTZ H.C.** Lessons Learned from Loosening of the McKee-Farrar Metal-on-Metal Total Hip Replacement. *The Journal of Arthroplasty*, 1999, **17**, 326-332.