

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

THÈSE PRÉSENTÉE À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DU
DOCTORAT EN GÉNIE
Ph. D

PAR
Luc CLOUTIER

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA RÉDUCTION TROCHANTÉRIENNE

MONTRÉAL, LE 17 DÉCEMBRE 2013

©Tous droits réservés, Luc Cloutier, 2013

PRÉSENTATION DU JURY

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Yvan Petit, directeur de thèse
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Yves Laflamme, codirecteur de thèse
Département de chirurgie orthopédique à l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal

M. Jacques de Guise, président du jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Sylvie Doré, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Maxime Raison, examinateur externe indépendant
Département de génie mécanique à l'École Polytechnique de Montréal

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 29 NOVEMBRE 2013

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

J'aimerais remercier mon directeur de recherche, Yvan Petit, ainsi que mon codirecteur de recherche Yves Laflamme, pour leurs précieux et judicieux conseils et aussi pour m'avoir chaleureusement accueilli. Je remercie aussi Yannick Baril et Yan Bourgeois pour avoir jeté les bases de ce projet doctoral.

J'aimerais remercier mes collègues du LIO de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal et particulièrement Gérald Parent du LIO de l'Hôpital Notre-Dame pour son aide très appréciée sur la programmation mathématique.

Finalement, je tiens à remercier pour leur support financier le Fonds de Recherche du Québec sur la Nature et les Technologies (FRQNT), le programme MENTOR financé par les Instituts de Recherche en Santé du Canada (IRSC), la Fondation Canadienne pour l'Innovation (FCI) et le Conseil de Recherche en Sciences Naturelles et Génie du Canada (CRSNG).

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA RÉDUCTION TROCHANTÉRIENNE

Luc CLOUTIER

RÉSUMÉ

Le grand trochanter (GT) sert de point d'ancrage à plusieurs muscles dont le plus important est le moyen fessier. Une des complications opératoires ou postopératoires communes d'une arthroplastie de la hanche est la fracture du GT. La réduction de cette fracture est compliquée par la traction des muscles abducteurs attachés sur le GT qui exercent des forces en concurrence avec son alignement. Certains auteurs soupçonnent que cette abduction produirait une traction et une rotation (dans le plan latéral) en direction postéro-antérieure (PA) lors de mouvements d'extension tels que le levé de siège ou la montée d'escalier.

Les implants actuels ont une approche très latérale et supérieure et ne bloqueraient pas suffisamment le fragment fracturé du GT en direction PA. Un nouvel implant trochantérien (Y3) a été développé au centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal. En plus d'une plaque latérale classique, il se divise en forme de Y avec une branche antérieure et offre la possibilité de fixer l'os à l'aide de vis en plus de cerclages de câbles. Cet implant se distingue des techniques modernes de fixation du GT qui préconisent l'emploi de plaques fixées à l'aide de cerclages de câbles autour du fémur et du GT. L'utilisation actuelle de vis est pratiquement inexisteante due aux petites dimensions du fragment du GT et de présence commune d'ostéoporose.

La problématique de cette étude biomécanique de la réduction trochantérienne s'articule autour de trois questions de recherche. Premièrement, les mouvements physiologiques d'extension de la jambe exerceraient des efforts en direction PA sur le fragment du GT fracturé et instrumenté, ce qui pourrait expliquer les taux élevés de complications postopératoires associées aux implants actuels. Les mouvements du GT qui résultent de ces efforts n'ont pas été caractérisés. Deuxièmement, la forme en Y de l'implant Y3 comporte une branche antérieure qui permettrait de réduire les mouvements PA du GT et possiblement ceux d'autres directions. Troisièmement, la fixation de l'implant à l'aide de vis sur le GT et le fémur n'a pas été étudiée. L'utilité de cerclages de câbles en addition ou en remplacement de ces vis reste aussi à explorer.

Deux bancs d'essais expérimentaux spécifiques simulant une extension de la jambe ont été développés pour répondre aux trois questions de recherche. Les deux protocoles utilisaient un montage expérimental similaire qui permettait d'effectuer un chargement qui activait les muscles abducteurs en direction PA (pour simuler la montée d'escalier) sur un GT fracturé et instrumenté. Deux réponses principales ont été mesurées. La migration (MIG) a été définie comme le mouvement résiduel du GT non chargé suite au chargement cyclique simulant la montée d'escalier par rapport à l'état initial. Le déplacement (DÉP) a été défini comme l'amplitude de mouvement entre les états déchargés et chargés à l'intérieur d'un même cycle. Le premier protocole était une étude appariée avec spécimens cadavériques alors que le second comportait un plan expérimental avec spécimens synthétiques. Le premier protocole

associé aux deux premières questions de recherche (étude appariée) a été effectué sur 20 fémurs cadavériques (10 paires) pour comparer deux types de fixation : 1) un implant antéro-latéral (AL) qui incluait une branche antérieure et 2) un implant latéral (L) sans branche antérieure. La variabilité biologique (dimension, forme et densité osseuse) était incluse dans cette partie. Aucune répétition n'a été effectuée pour un grand total de 20 essais. Le deuxième protocole était un plan expérimental complet à trois niveaux et deux facteurs ($3^2 = 9$ essais) qui permettait d'obtenir tous les effets principaux et les interactions quadratiques. Il avait comme objectif de vérifier les première et troisième questions de recherche. Une variation inter spécimen synthétique faible pour contrôler les paramètres anatomiques était possible. Avec deux répétitions, 27 essais en tout ont été effectués. Enfin, une étude complète de validation des 2 protocoles expérimentaux a été effectuée.

L'étude appariée sur spécimens cadavériques a démontré que la migration en translation a diminué de manière significative dans la direction PA ($P = 0,02$) lorsque l'implant antéro-latéral (AL) avec branche antérieure a été utilisé. L'implant AL a également diminué de manière significative les rotations en MIG autour de l'axe supérieur ($P = 0,01$) et de l'axe latéral ($P = 0,02$). Les translations en déplacements (DÉP) ont également diminué significativement en directions PA ($P = 0,04$) et latérale ($P = 0,03$) lorsque le fragment du GT était fixé par l'implant AL. Les DÉP en rotation n'ont été significativement diminués qu'autour de l'axe supérieur ($P = 0,04$) lors de l'utilisation de l'implant AL.

Le plan expérimental sur spécimens synthétiques a démontré que la migration (MIG) du fragment du GT a été la réponse la plus affectée par la méthode de fixation. La variation de la fixation par cerclages de câbles seuls à vis à têtes bloquantes seules a montré une réduction très significative de la MIG en translation et rotation (tous les $P << 0,01$ sauf $P = 0,66$ pour la rotation autour de l'axe supérieur). La méthode de fixation sur la diaphyse a réduit significativement la translation supérieure lorsque les vis ont été utilisés ($P << 0,01$). Le déplacement (DÉP) a été également significativement réduit en variant la fixation par cerclages de câbles seuls à vis à têtes bloquantes seules, mais dans une moindre mesure ($P << 0,01$ pour la translation supérieure et rotation autour de l'axe PA et $P = 0,01$ pour la rotation autour de l'axe latéral ; tous les autres $P > 0,07$). La méthode de fixation de la diaphyse n'a montré aucune réduction significative de tous les DÉP. Aucune interaction significative n'a été trouvée entre la méthode de fixation du GT et de la diaphyse.

En conclusion, le fragment du GT a montré des mouvements multidirectionnels lors de l'extension de la jambe. L'implant latéral (L) a présenté une défaillance en rotation autour de l'axe supérieur et en translation PA. La branche antérieure a limité de façon significative cette défaillance. Enfin, l'ajout de cerclages de câbles a été bénéfique essentiellement sur la diaphyse lorsque les fixations par vis n'étaient pas réalisables. Pour la réduction de la fracture du GT, une plaque en forme de Y avec des branches latérale et antérieure fixées par vis à têtes bloquantes représente une alternative efficace aux chirurgies actuelles avec plaques latérales.

Mots-clés: Fracture du grand trochanter, plaque autobloquante, montée d'escalier cyclique, chargement dynamique.

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA RÉDUCTION TROCHANTÉRIENNE

Luc CLOUTIER

ABSTRACT

The greater trochanter (GT) serves as an anchor for several muscles, the most important one being the gluteus medius. A common operative or postoperative complication of a total hip arthroplasty is the fracture of the GT. The reduction of this fracture is complicated by the pull of the abductor muscles attached to the GT which exert forces in competition with its alignment. Some authors suspect that the abduction would produce posterior-anterior (PA) displacement and rotation (laterally) of the GT fragment during extension movements such as sit-to-stand or stair climbing.

Current implants present a lateral and superior approach and would not sufficiently block the fractured GT fragment towards the PA direction. A new trochanteric implant (Y3) was developed at the research center of the Sacré-Coeur Hospital in Montréal. In addition to the classic lateral plate, it splits into a Y-shape with an anterior branch and offers the possibility to fix the bone with locking head screws or with cable cerclages. Modern techniques of GT fixation advocate the use of plates fastened with cable cerclages around the femur and GT. Actually, the use of screws is virtually nonexistent due to the small size of the GT fragment and the common presence of osteoporosis.

The problematic of this biomechanical study of trochanteric reduction revolves around three research questions. First, the physiological movements of leg extension exert efforts towards the PA direction on the GT fragment fractured and instrumented, which could explain the high rate of postoperative complications associated with current implants. GT movements resulting from these efforts have not been characterized. Secondly, the Y shape of the Y3 implant has an anterior branch that would reduce the PA movements of the GT and possibly those of other directions. Thirdly, the fixation of the implant by locking head screws in the shaft bone and the GT has not been studied. The usefulness of cable cerclages in addition to or in replacement of these screws also remains to be explored.

Two specific experimental test beds simulating a hip extension were developed in order to address the three research questions. Both protocols used a similar experimental setup that applied a load to activate the abductors towards the PA direction (simulating stair climbing) on a fractured and instrumented GT. Two main responses were measured. Migration (MIG) was defined as the residual GT movement after cyclic stair climbing movement compared to the initial state. Displacement (DISP) was defined as the amplitude of movement between unloaded and loaded states within a single cycle. The first protocol was a paired study with cadaveric specimens, while the second involved an experimental plan with synthetic specimens. The first protocol associated with the first two research questions (paired study) was performed on 20 cadaveric femurs (10 pairs) to compare two types of fixation: 1) an antero-lateral (AL) implant which includes an anterior branch and 2) a lateral (L) implant without any anterior branch. Biological variability (size, shape and bone density) was

included in this section. No recurrence has been made for a total of 20 trials. The second protocol was a complete experimental design with two factors at three levels ($3^2 = 9$ trials) allowing to estimate all main effects and quadratic interactions. It aimed to verify the first and third research questions. A small variation along synthetic specimens permitted to control the anatomical parameters. With two repetitions, a total of 27 trials were conducted. Finally, a comprehensive validation study of the two experimental protocols was performed.

The paired study on cadaveric specimens showed that migration in translation decreased significantly in the PA direction ($P = 0,02$) when the antero-lateral (AL) implant with the anterior branch was used. The AL implant also significantly decreased rotational MIG around the superior axis ($P = 0,01$) and the lateral axis ($P = 0,02$). Translational DISP also declined significantly in the PA ($P = 0,04$) and lateral directions ($P = 0,03$) when the GT fragment was fixed with the AL implant. Rotational DISP was significantly reduced around the superior axis ($P = 0,04$) when using the AL implant.

The experimental design using synthetic specimens showed that the GT fragment MIG was the most affected by the fixation method. Varying the fixation from cable cerclages only to locking head screws only showed a very significant reduction in translational and rotational MIG (all $P << 0,01$ except $P = 0,66$ for the rotation around the superior axis). The bone shaft fixation method significantly reduced the superior translation when screws were used ($P << 0,01$). DISP was also significantly reduced by varying the fixation from cable cerclages only to locking head screws only, but to a lesser extent ($P << 0,01$ for superior translation and rotation around the PA axis and $P = 0,01$ for rotation around the lateral axis; all other $P > 0,07$). The bone shaft fixation method showed no significant reduction of all DISP. No significant interaction was found between the GT and bone shaft fixation methods.

In conclusion, the GT fragment underwent multidirectional movements during hip extension. The lateral (L) implant failed in rotation around the superior axis and in PA translation. The anterior branch significantly limited this failure. Finally, adding cable cerclages is recommended only on the bone shaft when screw fixations are unachievable. For the reduction of the fractured GT, a Y-shaped plate with lateral and anterior branches attached with locking head screws is an effective alternative to current surgical procedures with lateral plates.

Keywords: Greater trochanter fracture, locking plate, cyclic stair climbing, dynamic loading.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES.....	3
1.1 Biomécanique de la hanche et du grand trochanter	3
1.2 Fractures et traitements chirurgicaux du grand trochanter	7
1.2.1 Origine et incidence de la fracture commune du grand trochanter	7
1.2.2 Autres fractures du grand trochanter.....	9
1.2.3 Traitements chirurgicaux du grand trochanter.....	10
1.2.4 Modes de défaillance des implants trochantériens.....	17
1.3 Simulations expérimentales du grand trochanter instrumenté	18
1.4 Simulations numériques du grand trochanter instrumenté.....	22
1.5 Études cliniques du grand trochanter instrumenté	24
CHAPITRE 2 HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS.....	29
2.1 Problématique	29
2.2 Hypothèses et objectifs	30
CHAPITRE 3 MATÉRIEL ET MÉTHODES.....	31
3.1 Protocoles biomécaniques expérimentaux.....	31
3.1.1 Protocole 1 : Étude appariée sur spécimens cadavériques	33
3.1.1.1 Description et préparation des spécimens cadavériques	33
3.1.1.2 Description et préparation de l'appareillage expérimental	37
3.1.1.3 Définition de la charge appliquée versus théorique	38
3.1.1.4 Expérimentation	41
3.1.1.5 Traitement des données expérimentales	43
3.1.2 Protocole 2 : Étude par plan expérimental sur spécimens synthétiques ...	44
3.1.2.1 Description et préparation des spécimens synthétiques	44
3.1.2.2 Description et préparation de l'appareillage expérimental	46
3.1.2.3 Expérimentation	47
3.1.2.4 Traitement des données expérimentales	48
3.2 Validation des résultats	49
3.2.1 Protocole 1 : Étude appariée sur spécimens cadavériques	51
3.2.1.1 Impact des dimensions de l'ostéotomie	52
3.2.1.2 Impact du positionnement du bassin sur l'appareil de test mécanique	52
3.2.1.3 Impact de la charge appliquée versus théorique	53

3.2.2	3.2.1.4 Impact de la distribution de l'échantillon	53
	Protocole 2 : Étude par plan expérimental sur spécimens synthétiques ...	53
3.2.3	3.2.2.1 Impact de la charge appliquée versus théorique	54
	Comparaison entre les protocoles in-vitro 1 et 2 et la littérature numérique	54
 CHAPITRE 4 RÉSULTATS		57
4.1	Protocole 1 : Étude appariée sur spécimens cadavériques.....	57
4.1.1	Comportement biomécanique lors du cyclage.....	57
4.1.2	Comportement biomécanique au dernier cycle.....	59
4.1.3	Validation des résultats de MIG et DÉP	60
4.1.3.1	Impact des dimensions de l'ostéotomie	61
4.1.3.2	Impact du positionnement du bassin sur l'appareil de test mécanique	61
4.1.3.3	Impact de la charge appliquée versus théorique	63
4.1.3.4	Impact de la distribution de l'échantillon	65
4.2	Protocole 2 : Étude par plan expérimental sur spécimens synthétiques	66
4.2.1	Comportement biomécanique lors du cyclage	66
4.2.2	Comportement biomécanique au dernier cycle.....	68
4.2.3	Validation des résultats de MIG et DÉP	70
4.2.3.1	Impact de la charge appliquée versus théorique	70
4.3	Comparaison entre les protocoles in-vitro 1 et 2 et la littérature numérique.....	71
 CHAPITRE 5 DISCUSSION		75
5.1	Protocole 1 : Étude appariée sur spécimens cadavériques.....	76
5.1.1	Comparaison avec la littérature	76
5.1.2	Comparaison avec la pratique médicale	77
5.1.3	Validation des résultats de MIG et DÉP	78
5.2	Protocole 2 : Étude par plan expérimental sur spécimens synthétiques	80
5.2.1	Comparaison avec la littérature	81
5.2.2	Comparaison avec la pratique médicale	82
5.2.3	Validation des résultats de MIG et DÉP	83
5.1	Comparaison entre les protocoles in-vitro 1 et 2 et la littérature numérique.....	84
 CONCLUSION		87
 RECOMMANDATIONS		89

ANNEXE I	ARTICLE PUBLIÉ AU <i>MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING</i>	91
ANNEXE II	ARTICLE PUBLIÉ AU <i>JOURNAL OF ORTHOPEDIC TRAUMA</i>	93
ANNEXE III	ARTICLE SOUMIS AU <i>CLINICAL BIOMECHANICS</i>	95
ANNEXE IV	POSE RÉELLE DE LA PLAQUE Y3 SUR SPÉCIMEN CADAVÉRIQUE.....	97
ANNEXE V	POSE VIRTUELLE DE LA PLAQUE Y3 SUR SPÉCIMENS CADAVÉRIQUES	99
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		101

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Muscles sollicités pour différents mouvements quotidiens	6
Tableau 1.2 Avantages et désavantages des quatre premières générations d'implants trochantériens	12
Tableau 1.3 Caractéristiques des systèmes d'implants modernes du GT	16
Tableau 1.4 Sommaire chronologique des études expérimentales de systèmes de réduction du GT	21
Tableau 1.5 Études récentes par MEF de systèmes de réduction du GT	23
Tableau 1.6 Critères d'évaluation des études cliniques du GT instrumenté.....	25
Tableau 3.1 Résumé des deux protocoles biomécaniques expérimentaux 1) étude appariée et 2) plan expérimental	32
Tableau 3.2 Données des spécimens cadavériques et modalités du protocole 1	36
Tableau 3.3 Séquence expérimentale du protocole 1 (étude appariée avec spécimens cadavériques)	43
Tableau 3.4 Facteurs et modalités du protocole 2.....	46

Tableau 3.5 Séquence expérimentale du protocole 2 (plan expérimental avec spécimens synthétiques).....	48
Tableau 3.6 Résumé des sources de variation des résultats des protocoles 1 et 2	49
Tableau 3.7 Résumé des variables étudiées et des paramètres de comparaisons directes entre protocoles 1 et 2.....	55
Tableau 4.1 Résultat de l'impact de l'épaisseur de l'ostéotomie.....	61
Tableau 4.2 Variation sur MIG et DÉP causée par la variation de positionnement des bassins.....	62
Tableau 4.3 Variation sur MIG causée par l'amplitude de la charge appliquée.....	64
Tableau 4.4 MIG en SHRxTR versus la variation de la vitesse de l'extension de la jambe	65
Tableau 4.5 Impact de la distribution de l'échantillon sur les valeurs de P	66
Tableau 4.6 Variation sur MIG et DÉP causée par la position de l'attache du moyen fessier sur le GT	71
Tableau 4.7 Comparaisons des migrations entre les protocoles in-vitro 1 et 2 et la littérature numérique pour un fémur gauche.....	72
Tableau 5.1 Résumé des avantages des protocoles 1 et 2.....	75

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Composantes principales du fémur (vue postérieure côté droit)	3
Figure 1.2 Vues antérieures du fémur côté gauche (a) Structure interne de l'épiphyse proximale (b) Angles importants dans le plan frontal	4
Figure 1.3 Vues (a) antérieure et (b) postérieure des attaches musculaires (c) Vue transversale des os et muscles (d) Points (P0-P3) d'attache simplifiés des muscles (1-5)	5
Figure 1.4 PTH et fracture commune du GT	8
Figure 1.5 Autres fractures du GT : cervico-trochantérienne (CT), inter-trochantérienne (IT) et trochantéro-diaphysaire (TD) (adaptée de Netter, 2004)	10
Figure 1.6 Nomenclature des mouvements des fragments du GT (a) Série	11
Figure 1.7 Radiographie antéro-postérieure de la fixation du GT par plaques latérale et antérieure avec vis à têtes bloquantes	14
Figure 3.1 Simulation de la fracture par ostéotomie classique des fémurs cadavériques et synthétiques et dégagements (flèches) simulant la coupe de la tête fémorale	34
Figure 3.2 Modalités du protocole 1 (a) Antéro-latérale (AL) (b) Latérale (L)	35

Figure 3.3 Protocole 1 : Appareil de test mécanique avec mouvement d'extension simulant la montée d'escalier d'un seul fémur testé à la fois (vues latérale et frontale) 37

Figure 3.4 Amplitude de la charge au point P1 pour une montée d'escalier 39

Figure 3.5 Points et axes de référence et systèmes de coordonnées (vue antérieure du fémur gauche) (LCSYS: X:Postéro-Antérieur (PA), Y:Proximal-Distal (PD), Z:Latéral-Médial (LM)) 40

Figure 3.6 Définition du système de coordonnées local à la surface de fracture (SF) du fémur gauche (utilisant la règle de la main droite) 42

Figure 3.7 Préparation des spécimens synthétiques à l'aide de gabarits (a) Coupes biomécaniques (b) Portion inférieure du gabarit 45

Figure 3.8 Fixations possibles de la plaque Y3 du plan expérimental sur spécimens synthétiques 45

Figure 3.9 Protocole 2 : Appareil de test mécanique avec mouvement d'extension simulant la montée d'escalier (vues latérale et frontale) 47

Figure 4.1 Évolution multidirectionnelle typique des mouvements du GT lors d'une extension unique de la jambe pour le SC3 et l'implant AL droit (a) TR (b) ROT 58

Figure 4.2 Évolution multidirectionnelle typique et cyclique des migrations (MIG : courbes jumelées inférieures) et déplacements (DÉP: courbes jumelées supérieures) pour une variation des méthodes de fixation d'un implant gauche AL à un implant droit L pour le SC2 59

Figure 4.3 Migrations (MIG) et déplacements (DÉP) du GT fixé par implant AL ou L au dernier (20^{ème}) cycle de chargement (fémur gauche)60

Figure 4.4 Comparaison de la charge expérimentale appliquée (section 3.1.1.3) sur le GT cadavérique versus théorique (Heller *et al.*, 2005)63

Figure 4.5 Évolution multidirectionnelle typique et cyclique des migrations (MIG) et déplacements (DÉP) pour une variation des méthodes de fixation67

Figure 4.6 Migrations (MIG) de la configuration ⑤ (C-C) en cisaillement et en décollement (indiquées par les flèches → et ↑ respectivement)68

Figure 4.7 Migrations (MIG) et déplacements (DÉP) au dernier cycle de chargement pour les différentes méthodes de fixation du GT (a) MIG TR (b) DÉP TR (c) MIG ROT (d) DÉP ROT69

Figure 4.8 Comparaison de la charge expérimentale appliquée sur le GT synthétique (section 3.1.1.3) versus théorique (Heller *et al.*, 2005)70

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2D	bidimensionnel
3D	tridimensionnel
AL	antéro-latéral
ANOVA	analyse de la variance (<i>analysis of variance</i>)
AP	antéro-postérieur
CÉR	comité d'éthique à la recherche
CT	cervico-trochantérien
DCL	diagramme de corps libres
DÉP	déplacement
DMO	densité minérale osseuse
ÉTS	École de technologie supérieure
FCSYS	système de coordonnées ‘fémur gauche’ défini par Bergmann <i>et al.</i> (1995)
GAP	décollement (<i>gap</i>)
GT	grand trochanter
GTR	système de fixation du grand trochanter (<i>greater trochanter reattachment device</i>)
HSCM	Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal

IIAM *International Institute for the Advancement of Medicine*

IT inter-trochantérien

LAT, L lateral

LIO laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie

LCP système autobloquant en compression (*locking compression plate*)

LCSYS système de coordonnées ‘laboratoire’ définis par Wu *et al.* (1995)

LM latéral-médial

MD médecin

MEF modèle par éléments finis

MIG migration

OP opératoire

PA postéro-antérieur

PD proximal-distal

Post-op postopératoire

PTH prothèse totale de hanche

ROT rotation

SF surface de fracture

SHR	cisaillement (<i>shear</i>)
TD	trochantéro-diaphysaire
TFN	<i>Trochanteric Fixation Nail</i>
TR	translation
VM	Von Mises

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

%	pourcent
°, deg.	degré
BW	% du poids du corps (<i>body weight</i>)
cc	centimètre cube
cm	centimètre
ε	variation expérimentale
kg	kilogramme
mg	milligramme
min.	minute
mm	millimètre
N	Newton
P0	Point central de la tête fémorale
P1	Point d'attache simplifié des muscles sur le GT
sec.	Seconde

INTRODUCTION

Le grand trochanter (GT) est une protubérance osseuse située sur le fémur près de l'articulation de la hanche. Il sert de point d'ancrage à plusieurs muscles dont le plus important est le moyen fessier. La fracture du GT est une des complications opératoires ou postopératoires communes d'une arthroplastie de la hanche. Au Canada, 24 253 arthroplasties de la hanche ont été pratiquées en 2006 - 2007 (ICIS, 2009). Entre 13,6 et 16,7 % des arthroplasties de la hanche sont des révisions (Butler *et al.*, 2009; Meek *et al.*, 2011) et environ le tiers (4,3 - 5,6 %) seraient dues à une fracture du GT (Claus *et al.*, 2002; Hendel *et al.*, 2002; Pritchett, 2001).

L'amplitude et la direction du mouvement du fragment trochantérien fracturé et instrumenté a un impact important sur la guérison (Amstutz, 1978; Bredbenner *et al.*, 2005; Nicholson *et al.*, 2001; Silverton *et al.*, 1996). La fracture du GT guérie normalement dans une période de quatre à six semaines et des mouvements additionnels ne surviennent plus après deux mois (Pritchett, 2001). Les études cliniques du GT et la littérature ne s'accordent toutefois pas sur la nomenclature et les amplitudes de mouvements relatives à la guérison.

La réduction de cette fracture est compliquée par la traction des muscles abducteurs attachés sur le GT qui exercent des forces en concurrence avec son alignement. Certains auteurs soupçonnent que cette abduction produirait une traction et une rotation (dans le plan latéral) en direction postéro-antérieure (PA) lors de mouvements d'extension tels que le levé de siège ou la montée d'escalier (Baril *et al.*, 2013; Charnley, 1979; Dall et Miles, 1983; Gérard *et al.*, 2010).

La stabilisation du fragment osseux du GT fracturé demeure l'un des défis principaux de ce type de chirurgie. Les implants actuels ont une approche très latérale et supérieure et ne bloqueraient pas suffisamment le fragment fracturé en direction PA. Le nombre de ruptures postopératoires des implants s'élève à 19 % et les fusions osseuses incomplètes à 15 % (Barrack et Butler, 2005; Jarit *et al.*, 2007). Un nouvel implant trochantérien (Y3) a été

développé au centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal dans l'optique de diminuer ces complications postopératoires. En plus d'une plaque latérale classique, il se divise en forme de Y avec une branche antérieure. Baril *et al.* (2013) a démontré que la stabilité du GT procurée par le système Y3 est supérieure lorsque soumis à des efforts d'extension ou de rotation provoquant des mouvements PA.

Actuellement, les techniques modernes de fixation du GT préconisent l'emploi de plaques latérales fixées à l'aide de cerclages de câbles autour du fémur et du GT (Jarit *et al.*, 2007). L'utilisation de vis est pratiquement inexistante due aux petites dimensions du fragment et à la présence commune d'ostéoporose.

La problématique de ce projet doctoral s'articule autour de trois questions de recherche. Premièrement, les mouvements physiologiques d'extension de la jambe exerceraient des efforts en direction PA sur le fragment du GT fracturé et instrumenté, ce qui pourrait expliquer les taux élevés de complications postopératoires associées aux implants latéraux actuels. Les mouvements du GT qui résultent de ces efforts n'ont pas été caractérisés. Deuxièmement, la forme en Y de l'implant Y3 comporte une branche antérieure qui permettrait de réduire les mouvements PA du GT et possiblement ceux d'autres directions. Troisièmement, la fixation de l'implant à l'aide de vis sur le GT et le fémur n'a pas été étudiée. L'utilité de cerclages de câbles en addition ou en remplacement de ces vis reste aussi à explorer.

Ce travail est divisé en 5 chapitres. Le premier chapitre présente une revue des connaissances sur l'anatomie du GT, sur sa fracture commune et ses traitements et enfin sur les études expérimentales, numériques et cliniques répertoriées. Le deuxième chapitre présente les hypothèse et objectifs. Le troisième chapitre aborde la méthodologie employée pour évaluer différentes configurations biomécaniques du système Y3 lorsque soumis à des efforts d'extension de la jambe. Le quatrième chapitre présente les résultats alors que le dernier chapitre discute de la validité et de la pertinence des travaux de ce projet doctoral.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Biomécanique de la hanche et du grand trochanter

Le corps humain comporte deux hanches latéralement symétriques. Une hanche relie les membres inférieurs au tronc par deux os (fémur et bassin), des muscles et des ligaments. Le fémur est l'os le plus long et le plus solide du corps humain. Il comporte (de la région proximale à distale) une tête, un col, une région inter-trochantérienne (du petit au grand trochanter), une diaphyse et enfin l'épiphyse distale de l'articulation du genou (figure 1.1). L'apport sanguin au fémur est intra-osseux via le trou nourricier (figure 1.1) et extra-osseux via les tissus mous (Naito *et al.*, 1996; Najima *et al.*, 1998).

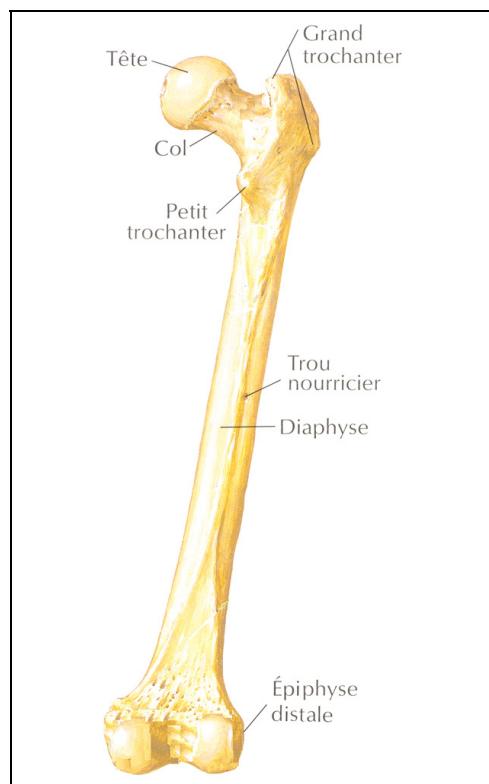


Figure 1.1 Composantes principales du fémur (vue postérieure côté droit) (adaptée de Netter, 2004)

Les trochanters (petit et grand) sont des saillies osseuses où s'attachent des muscles importants de la hanche. Le fémur est relativement plat sur sa face antérieure, sans saillies osseuses. En coupe frontale, d'épaisseur variable, la couche extérieure d'os cortical est compacte et solide alors que le noyau interne est spongieux (moelle osseuse). Dans la région de l'épiphyse proximale un quadrillage de travées ogivales d'os spongieux ainsi qu'un éventail de lames osseuses sous-cervicales ou faisceaux céphaliques (figure 1.2a) sont présents. Ces structures permettent le renforcement de la région proximale du fémur très sollicitée et une meilleure répartition des charges. Bedi *et al.* (2004) ont montré que la région située sous le petit trochanter est la plus stressée du corps humain. En vue frontale, l'angle de déviation diaphysaire (A) sur l'axe verticale (V) est d'environ 10° . L'angle d'inclinaison de la tête fémorale sur l'axe diaphysaire (A) passe de 150° chez l'enfant (B), à 130° chez l'adulte (C) et à 120° chez la personne âgée (D) (figure 1.2b). Plus l'angle est faible, plus les risques de fracture s'accentuent. En vue transversale, l'angle de déclinaison (E) est d'environ 15° en direction postéro-antérieure (figure 1.3c).

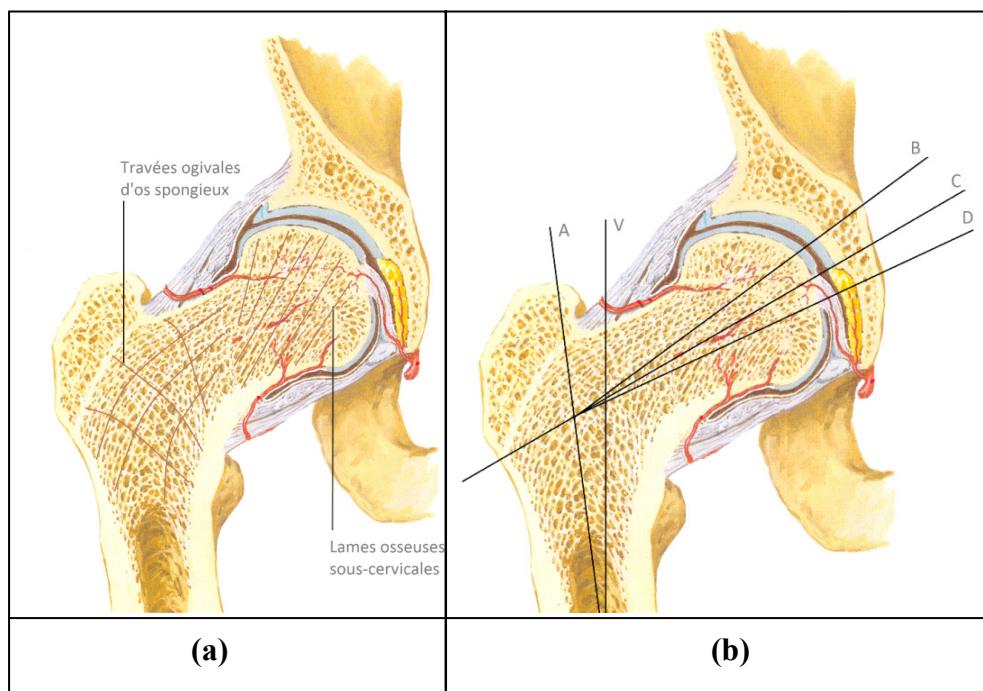


Figure 1.2 Vues antérieures du fémur côté gauche (a) Structure interne de l'épiphyse proximale (b) Angles importants dans le plan frontal
(adaptées de Netter, 2004)

Les figures 1.3a et 1.3b présentent les origines (rouges) et terminaisons (bleues) des principaux muscles de la hanche. La figure 1.3c présente une vue en coupe transversale des muscles et os. Les muscles qui s'attachent près du GT servent pour l'abduction et l'adduction de la jambe (piriforme, petit et moyen fessiers) et ses rotations interne (petit et moyen fessiers) et externe (obturateurs interne et externe, jumeaux, piriforme et carré fémoral). Le muscle ilio-psoas initie la marche et maintien le bassin alors que le tenseur du fascia lata maintien la tête fémorale dans l'articulation contre les luxations.

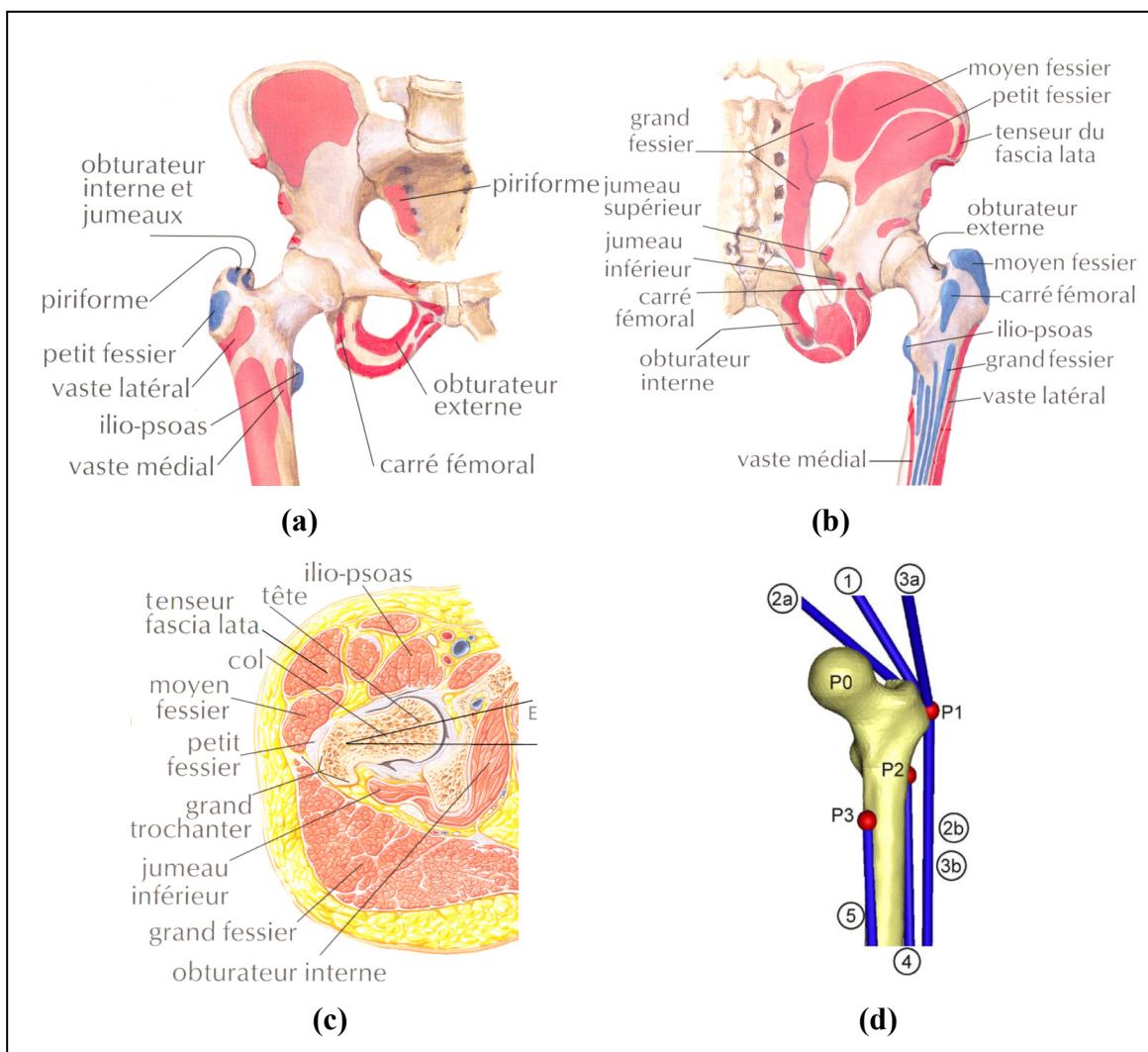


Figure 1.3 Vues (a) antérieure et (b) postérieure des attaches musculaires
 (c) Vue transversale des os et muscles (d) Points (P0-P3)
 d'attache simplifiés des muscles (1-5)

((a),(b) et (c) adaptées de Netter, 2004; (d) tirée de Heller, 2005)

Selon le mouvement ou la position statique, différents muscles et ligaments des hanches sont sollicités ou au repos. Une proportion variable du poids (BW) des membres supérieurs et du tronc est transférée aux membres inférieurs via les hanches. Le tableau 1.1 et la figure 1.3d représentent schématiquement l'action des muscles de la hanche sur le fémur lorsqu'ils sont sollicités pour différents mouvements quotidiens dont la montée d'escalier.

Tableau 1.1 Muscles sollicités pour différents mouvements quotidiens
(adapté de Heller *et al.*, 2005)

Muscles et forces			Activités quotidiennes	
Points (P0-P3) d'application (figure 1.3d)	Vecteurs (1-5) de force (figure 1.3d)	Muscles ou forces	Marche	Montée d'escalier
P0	-	Poids du corps (BW)		
P1	1	Abducteurs (petit, moyen et grand fessiers)	√	
	2a	Tractus Ilio-tibial, proximal	-	
	2b	Tractus Ilio-tibial, distal		√
	3a	Tenseur fascia lata, proximal		
	3b	Tenseur fascia lata, distal	√	
P2	4	Vaste latéral		
P3	5	Vaste médial	-	

Bergmann *et al.* (1995 et 2004) mentionnent qu'en course et trébuchement la force P0 maximale peut atteindre près de huit fois le poids du corps (BW). Charnley (1979) a étudié les efforts importants lors d'un levé de siège qui peuvent atteindre 4 BW en P0. Sur le GT (en P1), l'étude de Heller (2005) montre des forces importantes (1,2 BW pour la montée d'escalier), particulièrement celles provenant des abducteurs (fessiers). Petit *et al.* (2012) a montré des effets significatifs sur le mouvement d'un grand trochanter fracturé et instrumenté lors de la marche et la montée d'escalier (Annexe I). Baril *et al.* (2013) a aussi montré l'effet significatif de la montée d'escalier et du levé de siège sur le mouvement du GT. La montée d'escalier est un cas de chargement particulièrement complexe de par sa nature non-symétrique où tous les muscles sont sollicités (Bergmann *et al.*, 2001). Enfin, aucune étude de mouvements combinés, tel le levé de siège en rotation, n'est répertoriée dans la littérature.

1.2 Fractures et traitements chirurgicaux du grand trochanter

Cette section présente l'origine et l'incidence de la fracture commune du GT ainsi que les autres types de fractures du GT moins fréquentes. Les traitements chirurgicaux associés sont ensuite expliqués. Le document de Butler *et al.* (2009) sert de référence de base pour cette section sauf en cas d'indications contraires.

1.2.1 Origine et incidence de la fracture commune du grand trochanter

La fracture commune du GT se produit en condition opératoire ou postopératoire d'une arthroplastie primaire ou de révision de la hanche. L'arthroplastie primaire totale de la hanche consiste à retirer la tête fémorale pour la remplacer par une prothèse totale de hanche (PTH) (figure 1.4). Le chirurgien procède à la coupe de la tête fémorale, racle le canal diaphysaire pour qu'il puisse accepter la tige fémorale, insère la PTH, remboîte l'articulation et referme le site opératoire. Le GT est grandement fragilisé par l'enlèvement de matière osseuse nécessaire à la pose de la PTH (partie encerclée sur la figure 1.4).

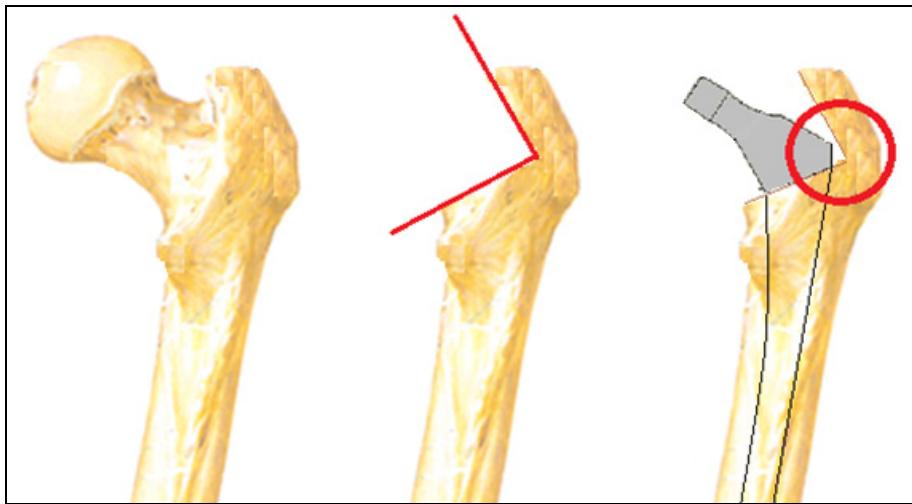


Figure 1.4 PTH et fracture commune du GT
(adaptée de Netter, 2004)

La fracture du GT se produira en condition opératoire généralement lors de l'impaction de la tige fémorale dans la cavité diaphysaire. Elle se produira aussi en condition postopératoire lors d'une chute ou d'un impact combiné ou non à un mouvement causant une action importante des muscles abducteurs attachés sur le GT (Charnley, 1979; Gérard *et al.*, 2009; Heller *et al.*, 2005).

Aschkenasy *et al.* (2006) mentionnent que 90 % des fractures de la hanche et indirectement du GT suite à l'arthroplastie de la hanche résultent d'une chute combinée à la fragilité de l'os causée par l'ostéoporose (French *et al.*, 2005; Marks *et al.*, 2003).

Au Canada, 24 253 arthroplasties de la hanche ont été pratiquées en 2006 - 2007 (ICIS, 2009). Entre 13,6 et 16,7 % des arthroplasties de la hanche sont des révisions (Butler *et al.*, 2009; Meek *et al.*, 2011) et environ le tiers (4,3 - 5,6 %) seraient dues à une fracture du GT fragilisé par cette chirurgie (figure 1.4) (Claus *et al.*, 2002; Hendel *et al.*, 2002; Pritchett, 2001). Ces chiffres devraient continuer à croître vu l'espérance de vie accrue et une population vieillissante et active.

1.2.2 Autres fractures du grand trochanter

Seules les fractures trochantériennes pouvant nécessiter un implant de type plaque, vis et câbles sont considérées dans ce document. En plus de la fracture commune du GT (figure 1.4), trois autres types de fractures moins fréquentes existent: cervico-trochantérienne, inter-trochantérienne (ou pertrochantérienne) et trochantéro-diaphysaire. La fracture périprosthétique (Agarwal *et al.*, 2005; Meek *et al.*, 2011) apparaît au périmètre de la prothèse. La moitié de ces fractures du GT (49 %) sont inter-trochantériennes (Michelson *et al.*, 1995).

- 1) Les fractures cervico-trochantériennes (CT) (figure 1.5) se produisent sous le col fémoral. L'apport sanguin de la tête fémorale dépend d'artères qui passent par le col fémoral. Ce type de fracture peut donc compromettre entièrement ce flux sanguin et diminuer les chances de guérisons par des unions osseuses incomplètes ou fibreuses, ou encore l'ostéonécrose de la tête fémorale;
- 2) Les fractures inter-trochantériennes (IT) (ou pertrochantériennes) (figure 1.5) se produisent dans la zone entre les petit et grand trochanters. Cette région possède une bonne irrigation sanguine locale mais la réduction est compliquée par la traction des muscles de la hanche sur les attaches musculaires osseuses. Ces forces exercent une traction en concurrence avec l'alignement des segments fracturés. Ainsi, les complications de la cicatrisation des ces fractures incluent un raccourcissement de la longueur du fémur ou de la réduction de la fracture dans une position mal alignée;
- 3) Les fractures trochantéro-diaphysaires (TD) (figure 1.5) surviennent aussi dans la région des trochanters mais s'étendent dans la diaphyse. L'approvisionnement sanguin de cette région n'est pas aussi bon que pour la région inter-trochantérienne et les fractures guérissent donc plus lentement. Ces fractures sont également soumises à des forces exercées par des attaches musculaires sur le fémur qui ont tendance à tirer les fragments fracturés hors de leur alignement.

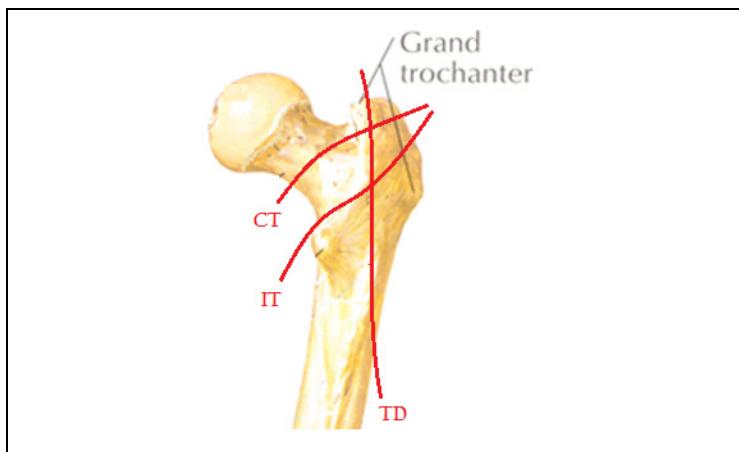


Figure 1.5 Autres fractures du GT :
cervico-trochantérianne (CT), inter-trochantérianne (IT)
et trochantéro-diaphysaire (TD) (adaptée de Netter, 2004)

1.2.3 Traitements chirurgicaux du grand trochanter

Le traitement orthopédique du GT est indiqué pour une fracture survenant principalement lors ou suite à une arthroplastie de la hanche. Le traitement du GT est aussi indiqué dans des cas plus rares de reconstruction traumatologique, de résection de tumeur ou d'ostéotomie du GT pour faciliter l'accès au site opératoire. L'ostéotomie complète classique du GT, pratiquée couramment et améliorée jusqu'à tout récemment (Ackerman *et al.*, 2008; Bastian *et al.*, 2009; Lakstein *et al.*, 2010) a été rendue désuète par la mise au point de techniques qui permettent de conserver intact et entier le GT.

La stabilisation et la compression du GT fracturé demeurent les défis principaux de la chirurgie. L'amplitude et la direction des mouvements du fragment trochantérien fracturé et instrumenté a un impact important sur la qualité de la guérison osseuse (Nicholson *et al.*, 2001; Silverton *et al.*, 1996). Amstutz (1978) a montré une corrélation entre la faiblesse des abducteurs et un mouvement du GT de 2 cm et plus. La réduction du GT fracturé sera optimale lorsque le fragment sera réaligné sur sa position anatomique initiale à l'aide d'implants pour stimuler la guérison osseuse, particulièrement chez les patients souffrant d'ostéoporose. Dans certains cas, l'avancement du GT par rapport à sa position initiale peut

aussi être appliqué pour améliorer l'efficacité de la force des abducteurs et pour augmenter leur tension prévenant la dislocation de la hanche (Chin *et al.*, 2000). Pritchett (2001) mentionne que la fracture du GT guérie normalement dans une période de quatre à six semaines et que des mouvements additionnels ne surviennent plus après deux mois.

La migration est principalement rapportée dans la littérature alors que la série de déplacements (DÉP) préalables et qui résulte en la migration (MIG) ne l'est pas (figure 1.6a). Plusieurs auteurs cités par Bredbenner *et al.* (2005) ont établi des seuils de migration entre guérison et non-guérison de fragments osseux fémoraux fracturés. Cependant, la fracture spécifique du GT n'a jamais été soumise à ce type d'étude. Ils ont aussi établi la nomenclature de migration en cisaillement (SHR) et décollement (GAP) selon le plan de fracture (figure 1.6b). Toutefois, les études cliniques du GT présentées à la section 1.5 n'intègrent pas cette nomenclature.

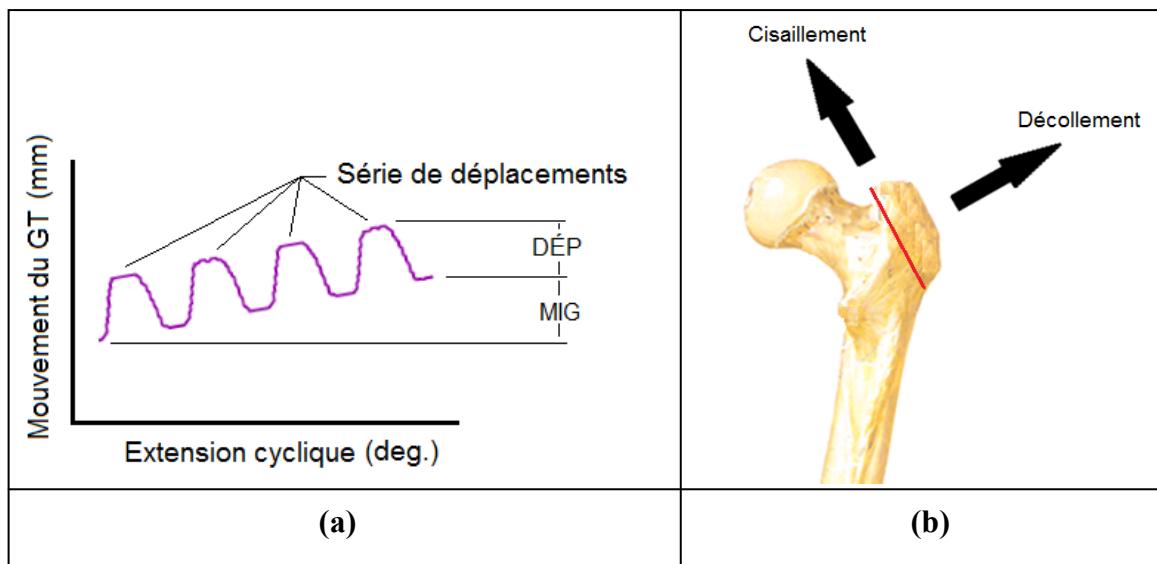


Figure 1.6 Nomenclature des mouvements des fragments du GT (a) Série de déplacements (DÉP) qui résulte en la migration (MIG) (b) Cisaillement (SHR) et décollement (GAP) du GT
((b) adaptée de Netter, 2004)

Un mouvement excessif du fragment du GT peut conduire à une union retardée, une union fibreuse, une mal-union ou une non-union de la fracture. Les études animales et cliniques suggèrent que les mouvements de décollement (perpendiculaire à la surface de fracture

(GAP)) entre 0,2 et 1 mm pourraient permettre une consolidation osseuse (Bredbenner *et al.*, 2005). Un mouvement de cisaillement (tangent à la surface de fracture (SHR)) est considéré plus influant dans le processus de guérison, bien que des consolidations osseuses se soient produites en présence de pics de cisaillement entre 2 et 6 mm (Bredbenner *et al.*, 2005).

Quatre générations d'implants de stabilisation du GT ont été développées depuis les années 70 et l'apparition des arthroplasties de la hanche (Jarit *et al.*, 2007). Les systèmes modernes de plaque-câbles de la quatrième génération sont actuellement préférés par les orthopédistes mais présentent toujours des complications postopératoires élevées. Le tableau 1.2 présente les avantages et désavantages de ces générations d'implants de fixation du GT répertoriés par Jarit (2007) ainsi que d'autres implants trochantériens répertoriés chronologiquement.

Tableau 1.2 Avantages et désavantages des quatre premières générations d'implants trochantériens

(Jarit *et al.*, 2007; *Rozing, 1983; **Chilvers *et al.*, 2002; ***Barrack *et al.*, 2005)

Implants du GT Défaillances post-op	Techniques	Avantages (+)	Désavantages (-)
1950: 1 ^{ère} tentative d'implant du GT • migration GT: 9 %* • bursite: 10 %* • non-union: 1 %*	Dutchmann Hook	• non-répertorié	• non-répertorié
1970: 1 ^{ère} génération <u>Monofilament</u> • bris de fil: 2 - 77 % • non-union: 2 - 31 %	Charnley Harris Amstutz Coventry	• nœud serré • pas d'effilochage • peut-être croisé • acier inoxydable ou cobalt-chrome	• faux pli • migration du fragment • débris • chirurgie pointue • sélection des patients importante
1977 : 2 ^{ème} génération <u>Multifilament</u> (câble) • bris de fil: 12 % • bris de câble: 43 % • non-union: 8 – 20 %	Dall-Miles	• acier inoxydable, cobalt-chrome ou titane • meilleure compression que <i>monofilament</i>	• pas de nœud serré • effilochage • si croisé alors présence de débris • fixation moins bonne si passée dans du ciment • pour ostéotomie étendue sinon ajout de fil

Tableau 1.2 Avantages et désavantages des quatre premières (suite)
générations d'implants trochantériens
(Jarit *et al.*, 2007; *Rozing, 1983; **Chilvers *et al.*, 2002; ***Barrack *et al.*, 2005)

Implants du GT Défaillances post-op	Techniques	Avantages (+)	Désavantages (-)
1983: 3 ^{ème} génération <u>Cable Grip system</u> • bris de câble: 3 - 32 % • non-union: 1 - 38 % • migration câble: 47 % • migration débris: 17 % • effilochage: 18 %	Dall-Miles <i>Cable Grip</i>	<ul style="list-style-type: none"> • résiste à la force périctrochantérique • pas de bris de câble après union osseuse • mouvement inférieur pour les directions PA et supérieure (PD) 	<ul style="list-style-type: none"> • s'attache seulement au GT • fixation moins bonne si passée dans du ciment • 23X + de bris de câble en postéro-latéral vs antéro-médial • contre-indications: si fragment GT sans tissus mous attachés et si pas de contact sur le cortex • si câble touche PTH alors débris
1998: ajout à la PTH <u>S-ROM de DePuy</u> <u>Plate, bolt and washer</u> • non-union: 31 %** • dislocation: 24 %**	DePuy <i>S-ROM Bolt and Washer</i>	<ul style="list-style-type: none"> • se fixe sur la PTH 	<ul style="list-style-type: none"> • trou dans GT pour vis • usure de l'écrou et rondelle • débris de titane • douleur et bursite • taux révision important
1999: 4 ^{ème} génération <u>Cable plate system</u> • non-union: 14,6 %*** • bris de câble: 19 %***	Zimmer <i>Cable Ready</i> Synthes <i>LCP Proximal Femur Plate</i>	<ul style="list-style-type: none"> • fixe GT et fémur • moins de migration et de bris • permet de serrer et resserrer les câbles • différentes longueurs • câbles en extra pour ostéotomie étendue 	<ul style="list-style-type: none"> • implants volumineux causant irritation et faiblesse des abducteurs • difficile lorsque petit fragment du GT ou ostéoporose • si bris alors révision nécessaire • dissection plus importante • plus dispendieux

En présence de systèmes de plaque-câbles défaillants, Laflamme *et al.* (2102) a été le premier à rapporter de bons résultats cliniques avec l'utilisation de plaques autobloquantes antérieure et latérale (disposées en forme de Y) avec des vis à têtes bloquantes (figure 1.7). Quinze patients (de 42 à 88 ans, moyenne de 68 ans) ont été opérés entre 2002 et 2006 avec un suivi minimum de deux ans. Les vis à têtes bloquantes ont été utilisées comme des goujons (ou

chevilles) de retenues afin de minimiser les mouvements des fragments du GT précédemment observées sur les radiographies avec les anciens implants. Dans certains cas, des cerclages de câbles ont été utilisés sur la diaphyse en complément aux vis.



Figure 1.7 Radiographie antéro-postérieure de la fixation du GT par plaques latérale et antérieure avec vis à têtes bloquantes (tirée de Laflamme *et al.* (2012))

Les systèmes modernes de fixation du GT (GTR) des troisième et quatrième générations, distribués au Canada depuis plus de 20 ans, sont présentés dans le tableau 1.3 et comparés à ceux de la cinquième génération, soient le Zimmer NCB et le nouvel implant trochantérien Y3, ce dernier directement basé sur le concept novateur de Laflamme *et al.* (2012). Ce système a été développé à l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal dans l'optique de diminuer les complications postopératoires actuelles toujours élevées (section ombragée du tableau 1.2). Un intervalle de dix 10 ans sépare les anciennes technologies des nouvelles et se reflète dans la littérature.

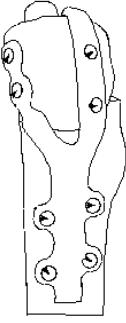
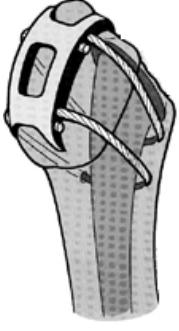
Les systèmes actuels de fixation du GT ont une approche très latérale (LM) et supérieure (PD) et ne maintiendraient pas suffisamment le fragment trochantérien dans la direction postéro-antérieure (PA). Dall et Miles (1983) ont été parmi les premiers à se questionner et à mesurer les migrations en direction PA sans toutefois chercher à les bloquer spécifiquement. Baril (2013) a effectué des tests biomécaniques pour comparer la stabilité du système Y3 avec un implant standard actuellement utilisé en chirurgie pour deux conditions de chargement exerçant une traction et une rotation (dans le plan latéral) en direction PA sur le GT. Ces études ont démontré une stabilité comparable du fragment trochantérien lorsque soumis à des efforts PD. Cependant, la stabilité du GT procurée par le système Y3 est supérieure lorsque soumis à des efforts d'extension ou de rotation provoquant des mouvements en direction PA.

La première caractéristique novatrice du système Y3 est d'empêcher le mouvement du fragment osseux du GT dans toutes les directions anatomiques : mouvements en rotations et linéaires postéro-antérieurs (PA), proximal-distaux (PD) et latéral-médiaux (LM) (tableau 1.3).

Tous les systèmes permettent la fixation à l'aide de cerclages de câbles sur le GT et le fémur (standard actuel de fixation) sauf le TRD de Synthes (West Chester, PA) qui se limite au GT. L'utilisation de vis est pratiquement inexistante, sauf pour le Zimmer NCB, due aux petites dimensions du fragment et de la présence commune d'ostéoporose. Todd *et al.* (2007) a cependant démontré que la stabilisation d'un fragment osseux par vis à têtes bloquantes n'est pas affectée par la densité minérale osseuse.

La deuxième caractéristique novatrice du système Y3 est de permettre la fixation de l'implant par vis sur la diaphyse mais aussi sur le GT (tableau 1.3). La configuration des vis en chassé-croisé sur le système Y3 combinée à l'utilisation de vis à têtes bloquantes engendrerait une action de maintien et de retenue du fragment du GT.

Tableau 1.3 Caractéristiques des systèmes d'implants modernes du GT
(figures tirées des sites web des fabricants consultés entre mars 2011 et juin 2013)

Fabricant	HSCM / LIO	Zimmer	Synthes	Zimmer	Stryker
Systèmes GTR	Y3	NCB	TRD	<i>Cable Ready</i>	<i>Dall-Miles Cable Grip</i>
Disponible au Canada	SO - 5 ^{ème} génération	2012 - 5 ^{ème} génération	2002 - 4 ^{ème} génération	1999 - 4 ^{ème} génération	~ 1990 - 3 ^{ème} génération
Concepts					
Longueur / Largeur / G/D	1 / 1 / G/D	6 / 2 / G/D	2 / 1 / SO	4 / 1 / SO	9 / 1 / SO
Positions des câbles	GT Fémur	GT Fémur	GT	GT Fémur	GT Fémur
Positions des vis	GT Fémur	GT Fémur	Fémur	---	Fémur
Directions stabilisées	PA, PD, LM	PA, PD, LM	PD, LM	PD, LM	PD, LM
Fractures (figure 1.5)	GT, CT, IT ou TD	GT, CT, IT ou TD			
Général	Malléable Profil Bas Vis à têtes bloquantes	Deux pièces Vis à têtes bloquantes	Crochet Vis à têtes bloquantes	Malléable Crochet	Malléable Crochet

Les points importants relatifs à l'application chirurgicale des implants modernes du GT sont mentionnés ci-après. Les modes de défaillance et taux d'échec des implants du GT sont présentés dans la section suivante (1.2.4) et résument la première colonne du tableau 1.2.

- Des contre-indications peuvent exister et la sélection des patients est importante;
- Les fixations sont moins bonnes lorsque insérées dans du ciment;
- Plus les fragments osseux sont petits et plus les implants sont difficiles d'emploi;
- Plus les implants sont volumineux et plus il y'a risque d'inflammation, d'irritation, de bursite, de douleur et de faiblesse subséquente des abducteurs;
- Les implants s'attachent au fragment du GT et à la diaphyse, permettent le serrage initial et final des câbles mais ils nécessitent une révision suite à une défaillance, une dissection plus importante et sont plus dispendieux que leurs prédecesseurs.

Enfin, la littérature présente aussi des systèmes de clous (Trochanteric Fixation Nail (TFN) de Synthes) (Audige *et al.*, 2003; Kaplan *et al.*, 2008; Kregor *et al.*, 2005; Parker *et al.*, 2000, 2004 et 2006; Schipper *et al.*, 2004). Ils sont cependant moins versatiles que les plaques et limités aux fractures inter-trochantériennes.

1.2.4 Modes de défaillance des implants trochantériens

Les complications postopératoires spécifiques à une chirurgie du GT sont les suivantes : non-union et mal-union osseuses, union fibreuse, migration du fragment trochantérien, bris d'implant, débris, bursite, douleur, pseudarthrose et ostéolyse. Les complications des fonctions suivantes sont aussi répertoriées: boîtement et marche pathologique, dispositif d'assistance à la marche requis et faiblesse des abducteurs (Jarit *et al.*, 2007).

Les trois modes de défaillance d'une chirurgie du GT les plus rapportés sont le bris des câbles, la migration et la non-union osseuse du fragment trochantérien. Les dizaines d'études répertoriées par Jarit *et al.* (2007) font état des causes suivantes pour les deux derniers modes de défaillance:

- Causes de la migration du fragment trochantérien: ostéoporose, fragment trop petit, pression insuffisante au contact osseux, trop de contact avec l'acrylique ou l'os cortical versus l'os spongieux et mauvais serrage des fils;

- Causes de la non-union osseuse: sexe mâle, arthrite rhumatoïde, chirurgie de révision, fragment trop petit, GT fixé à l'acrylique ou au ciment, mauvais serrage et placement des fils.

Le taux actuel de non-union osseuse (section ombragée du tableau 1.2) des implants de quatrième génération (14,6 %) est revenu au niveau de la deuxième génération (8 - 20 %) et des techniques avec multifilaments. Ce taux avait augmenté lors de la troisième génération (1 - 38 %) avec les systèmes de type *Cable Grip*.

Ce dernier type de système d'implant présente aussi 23 fois plus de bris de câbles en postéro-latéral qu'en antéro-médial. Les bris de câbles sont toujours présents aujourd'hui même si les implants de quatrième génération présentent une baisse importante comparée à la génération précédente (de 43 à 19 % selon les études, tableau 1.2).

Les débris proviennent des techniques utilisant des filaments (mono et multi) ou des assemblages métal-métal. Ces débris d'os, de tissus mous et de métal sont causés principalement par le frottement et la corrosion. Ces débris peuvent migrer et s'infiltrer dans la capsule articulaire et l'endommager ou causer de l'inflammation et de la douleur. Les nouvelles techniques d'usinage et de préparation des surfaces des implants modernes de quatrième génération engendrent beaucoup moins de problèmes de débris.

Le type de fracture, un apport sanguin réduit et un remodelage osseux compromis favoriseront aussi ces modes de défaillance via l'ostéolyse (Claus *et al.*, 2002) et la nécrose des tissus osseux. Aucune étude répertoriée n'associe des mouvements anatomiques spécifiques à un mode de défaillance en particulier.

1.3 Simulations expérimentales du grand trochanter instrumenté

Quelques études biomécaniques expérimentales sur la fixation du GT se retrouvent dans la littérature. Elles sont principalement effectuées sur des comparaisons d'instrumentations ou

des études de paramètres spécifiques. Le tableau 1.4 présente ces études et leurs principales conclusions.

Les simulations biomécaniques expérimentales ont pour avantage d'être plus crédibles que les simulations numériques (section 1.4) auprès de la communauté médicale. Les effets significatifs sont aussi relativement faciles à cerner et à démontrer lorsque des spécimens génériques synthétiques sont utilisés (Cloutier *et al.*, 2007) tels les sawbones (Pacific Research laboratories Inc., Vashon, WA). Cependant, elles utilisent généralement des approximations ou encore l'omission de paramètres anatomiques et physiologiques importants tels les muscles, les ligaments et les tendons. La seule étude répertoriée sur le GT qui a conservé les muscles est celle de Schwab (2008).

Une tendance se dessine présentement vers la simulation plus réaliste des charges appliquées (Baril *et al.*, 2012; Østbyhaug *et al.*, 2010). En effet, la communauté scientifique et médicale critique actuellement l'utilisation des données de mesure de charges de la littérature qui ne permettent pas de reproduire adéquatement les efforts en cause. Il existe donc un manque de données fiables, particulièrement au niveau de l'attache osseuse du GT.

Cette simulation plus réaliste exige cependant des systèmes d'essais plus sophistiqués. La conservation des muscles et des points d'attache sur le GT peut permettre une simulation plus fiable. Pour appliquer les charges, les muscles sont agrippés par des mandrins refroidissants à effet Peltier et enveloppés d'une pellicule pour en conserver l'hydratation (Schwab *et al.*, 2008). Des mandrins qui assurent une prise ferme des muscles ainsi que leur refroidissement pour en éviter l'arrachement ont été développés et testés avec succès par Kiss *et al.* (2009).

Les mouvements du GT sont mesurés à l'aide d'appareil de suivi optique tel le système développé par Baril *et al.* (2012). Ils permettent une grande précision sur les mesures. Enfin, toutes les études sont faites sur l'ostéotomie du GT, simulant ou non une fracture, et non la fracture réelle du GT.

Les points importants des différents paramètres étudiés sont:

- Angle d'ostéotomie : Plausinis *et al.* (2003) suggère que l'angle d'ostéotomie n'a pratiquement pas d'effet sur le transfert des charges en expérimentation in-vivo;
- Type d'ostéotomie : Khanna *et al.* (2007) a testé et démontré qu'une ostéotomie étendue est moins stable que si une seule ouverture a été effectuée pour l'accès;
- Positionnement de la coupe du col fémoral : Petit *et al.* (2012) (étude par modèle d'éléments finis (MEF), section 1.4) mentionne l'effet significatif de ce paramètre sur la migration du fragment lorsque la surface d'apposition n'est pas conservée;
- Nombre de câbles : Schwab *et al.* (2008) mentionne que l'ajout de câbles (de 2 à 3) sur une ostéotomie étendue ne diminue pas la migration en cisaillement et angulaire;
- Type de câble : Baril *et al.* (2013) a démontré que l'utilisation de câbles super-élastiques réduit la perte de tension initiale mais n'a pas démontré d'effets significatifs sur les mouvements du GT;
- Tension des câbles : Petit *et al.* (2012) (étude MEF, section 1.4) explique qu'une tension excessive des câbles n'a aucun effet significatif sur la stabilité du fragment du GT et qu'au contraire, l'os est exposé à des dommages;
- Type d'implant : Baril *et al.* (2013) a démontré qu'un GT fracturé et instrumenté avec la plaque Y3 présente 26 % moins de migration qu'avec le système *Cable Ready*;
- Activité musculaire : Baril *et al.* (2013) et Petit *et al.* (2012) (étude MEF, section 1.4) ont démontré que l'angle d'application de la force des abducteurs (pour simuler la marche, la montée d'escalier ou le levé de siège) a un effet significatif sur les mouvements du GT;
- Direction de blocage : la littérature ne présente aucune étude évaluant l'effet de la direction de blocage du fragment trochantérien sur ses mouvements;
- Utilisation de vis : la littérature ne présente aucune étude comparant la fixation de l'implant trochantérien sur la diaphyse ou le GT avec vis (versus les cerclages de câbles standards);
- Effet de la densité osseuse : la littérature ne présente aucune étude évaluant l'impact de la densité osseuse sur la fixation du GT.

Tableau 1.4 Sommaire chronologique des études expérimentales de systèmes de réduction du GT

Auteurs Années	Modèles	Implants Ostéotomies	Chargements Mesures (Y)	Principales conclusions
Baril 2013	8 fémurs synthétiques Préparations différentes selon l'implant	Nouvelle plaqué Y3 ou système <i>Cable Ready</i> de Zimmer Ostéotomie du GT simulant une fracture	• force de 650 N sur le fragment du GT simulant l'abduction selon 2 angles (montée d'escalier et levé de siège) • force de 3120 N sur l'implant / tête fémorale Y : mouvement du GT et tension des câbles	• étude de 4 paramètres: 2 types de plaqué GTR, de câbles, d'angles de force des abducteurs et de modèles de fémur • Y3 : 26 % moins de migration du GT • Y3 : 46 % moins de dégradation • pas d'effets significatifs selon câble
Thakur 2008	15 fémurs synthétiques	<i>Cable Grip</i> Dall-Miles 2 ou 3 câbles Ostéotomie du GT	• force de 700 N à 2800 N (1-4 BW) sur le fragment du GT dans le plan de l'ostéotomie simulant un levé de siège Y: migration du GT et force à la rupture	• moins de migration du GT avec 3 câbles et plus grande force à la rupture
Schwab 2008	18 fémurs humains congelés (9 paires) Muscles conservés	2 ou 3 câbles Ostéotomie étendue	• force axiale sur les abducteurs à 20 mm / min. jusqu'à force ultime ou migration du GT de 25 mm • force statique de 35 kg sur le vaste latéral Y: rigidité, force ultime, migrations	• rigidité et force ultime plus grandes et moins de migration axiale pour 3 câbles vs 2 câbles • migrations en cisaillement et angulaire moins grandes pour 2 câbles vs 3 câbles
Khanna 2007	10 fémurs synthétiques	Cerclage de fil Ostéotomie : 5X fenêtres 5X étendues	• force de compression simulant la posture de la marche à 25 ° de la verticale Y: rigidité (N / mm)	• rigidité plus grande pour l'ostéotomie en fenêtre

Tableau 1.4 Sommaire chronologique des études expérimentales de systèmes de réduction du GT (suite)

Auteurs Années	Modèles	Implants Ostéotomies	Chargements Mesures (Y)	Principales conclusions
Plausinis 2003	7 fémurs humains congelés	Fil ou câble Ostéotomie du GT	• force de cisaillement cyclique de 2 BW • force de compression décroissante débutant à 1 BW sur le GT Y : migration en directions supérieure et antérieure	• migration en direction supérieure (PD) et antérieure = moins de 0,5 mm pour une grande compression • à faible compression moins de migration avec le câble
Hersh 1996	19 fémurs humains congelés (9 paires)	Fil ou câble ou <i>Cable Grip</i> Ostéotomie du GT	• traction quasi- statique Y : rigidité, force et énergie ultimes	<i>Cable Grip</i> le plus rigide
Markolf 1979	• 15 fémurs humains congelés • 13 fémurs humains formolés	5 techniques Fil d'acier inoxydable 18 gage Ostéotomie du GT	• force abducteur de 27 kg parallèle au plan de l'ostéotomie Y : migration du GT et force ultime	• migration initiale du GT de 2 à 7 mm • migration permanente du GT de 1,5 à 4,5 mm • rupture autour d'une charge de 110 kg

1.4 Simulations numériques du grand trochanter instrumenté

Il existe dans la littérature des études par MEF de systèmes de plaques et vis pour la réduction de fractures dans la région trochantérienne. Seules les études récentes effectuées au laboratoire LIO de l'HSCM existent pour des implants de stabilisation du GT fracturé (tableau 1.5). La liste suivante résume les points importants de toutes les études.

- La majorité des études utilise la tomodensitométrie pour générer les modèles de fémur numériques 3D qui permettent la ségrégation entre l'os cortical et spongieux;

- Seuls les modules d'élasticité et les limites élastiques sont utilisés pour caractériser les fémurs cadavériques ou synthétiques (Heiner, 2008);
- Le maillage tétraédrique à dix nœuds est plus facile à générer par les logiciels et s'adapte mieux aux géométries arrondies;
- Les vis sont modélisées comme un cylindre sans filets avec des liaisons contact totalement lié (Peleg *et al.*, 2006), nœuds à nœuds, ou contact collé avec une définition d'arrachement;
- Le contact entre le fragment du GT et le fémur est différent pour chaque étude. Tai *et al.* (2009) et Chen *et al.* (2004) ont utilisé respectivement une limite d'adhésion du fragment avec le fémur (seuil de séparation) et un coefficient de friction pour un contact avec frottement;
- Seule l'étude de Petit *et al.* (2012) modélise un système plaque-os-câble;
- Toutes les études s'attardent sur l'analyse des contraintes Von Mises (VM);
- Une seule étude analyse le comportement sommaire du mouvement et de la rupture en fatigue de la plaque (Demian *et al.*, 2009);
- Seules les études de Cegonino *et al.* (2004), Petit *et al.* (2012) et Bourgeois (2010) s'attardent sur la migration du fragment osseux.

Tableau 1.5 Études récentes par MEF de systèmes de réduction du GT

Auteurs Années	Implants Paramètres (X)	Modèles osseux	Maillages	Conditions frontières	Mesures (Y)
Petit 2012 (Annexe I)	<ul style="list-style-type: none"> • Zimmer <i>Cable Ready</i> • coupe du col fémoral • activité musculaire • tension câbles 	<ul style="list-style-type: none"> • géométrie générique • distinction cortical et spongieux 	Tétraèdre à dix nœuds	<ul style="list-style-type: none"> • vis-os liés • contact implant, GT et fémur • contact câble et fémur 	<ul style="list-style-type: none"> • stress VM • migration du GT
Bourgeois 2010	<ul style="list-style-type: none"> • plaque Y3 • raffinement de la plaque 	<ul style="list-style-type: none"> • géométrie générique • distinction cortical et spongieux 	Tétraèdre à dix nœuds	<ul style="list-style-type: none"> • contact implant, GT et fémur • vis-plaque liés 	<ul style="list-style-type: none"> • stress VM • migration du GT

Enfin, les résultats absous des études biomécaniques par MEF ne font pas l'unanimité auprès de la communauté scientifique et médicale, particulièrement si des conclusions ou recommandations cliniques en sont tirées. Viceconti (2005) propose des pistes à suivre pour assurer la validité de ces résultats et en permettre leur application.

1.5 Études cliniques du grand trochanter instrumenté

Cette section s'attarde sur les critères d'évaluation de la progression de la guérison de l'ostéotomie ou de la fracture du GT des études cliniques répertoriées dans la littérature. Aucune étude clinique répertoriée n'analyse en détail les modes de défaillance et ne tentent de relier l'impact de différents paramètres chirurgicaux avec des complications postopératoires. Les études cliniques ne s'accordent pas sur l'amplitude de migration du fragment osseux relative à la guérison. Le terme migration est principalement employé en clinique mais sa direction (cisaillement et décollement selon le plan de fracture ou d'ostéotomie) n'est pas clairement rapportée comme le dénote les critères d'évaluation des études cliniques (entre 1991 et 2012) résumés ci-dessous et détaillés dans le tableau 1.6.

- Nombre de patients N de 4 à 223, âge de 16 à 90 ans, ratios homme/femme variables;
- Ostéotomies partielle et complète ou fractures du GT et péri-prosthétique;
- Implants utilisés: fil, vis, câble, maillage ou plaque;
- Critères de guérison (Nicholson *et al.*, 2001; Silverton *et al.*, 1996):
 - Si chirurgie inférieure à 6 mois;
 - Si continuité osseuse trabéculaire au site de la fracture ou de l'ostéotomie;
 - Si capacité de lever la jambe en étant couché sur le côté.
- Critères de non-guérison (Nicholson *et al.*, 2001; Silverton *et al.*, 1996):
 - Non-union si ligne continue radiotransparente au site de la fracture ou de l'ostéotomie du GT et plus de *X mm de migration;
 - Union fibreuse si ligne continue radiotransparente au site de la fracture ou de l'ostéotomie du GT et moins de *X mm de migration.

*X mm = présence de migration varie entre «non-défini», 3, 5, 10 ou 15 mm selon les études.

Tableau 1.6 Critères d'évaluation des études cliniques du GT instrumenté

Auteurs Années Durées	Ostéotomies ou fractures Implants	N F, H Âge	Critères d'évaluation
Laflamme 2012 2002- 2006	Fracture du GT <i>Dual locking plates</i>	N=15 7F, 8H 42-88 ans moy. 68 ans	<ul style="list-style-type: none"> restauration des abducteurs si patient sur le côté peut lever la jambe et si union solide qualité de la guérison gradée selon la quantité de contact au site de la fracture bonne apposition si pas d'espace mauvaise apposition si GT sans contact au fémur ou utilisation d'allogreffe
Lakstein 2010 1999- 2007	Ostéotomie partielle du GT Fil	N=83 47F, 36H 19-88 ans moy. 62 ans	<ul style="list-style-type: none"> guérison si continuité os trabéculaire entre fragment / ostéotomie non-union si ligne continue radiotransparente entre fragment / ostéotomie et + de 15 mm migration union fibreuse si ligne continue radiotransparente entre fragment / ostéotomie et - de 15 mm migration
Bastian 2009 2006- 2008	Ostéotomie en escalier du GT Vis	N=109 39F, 70H 16-48 ans moy. 28 ans	<ul style="list-style-type: none"> guérison si disparition de l'ostéotomie non-union si ostéotomie visible, sclérose de la ligne d'ostéotomie, décollement du fragment instabilité si glissement du fragment, radiotransparence autour des vis, vis fléchie, ossification hétérotopique autour des vis
Bal 2006	Ostéotomie complète du GT Fil ou câble ou Dall-Miles	N=70 31F, 39H 40-85 ans moy. 57 ans	<ul style="list-style-type: none"> non-union si ligne continue radiotransparente entre fragment / ostéotomie et + de 3 mm migration union fibreuse si ligne continue radiotransparente sans migration comparaison union, douleur, bursite
Barrack 2005 groupe 1 1991- 1996 groupe 2 1997+	Ostéotomie complète du GT groupe 1 Fil ou câble ou Dall-Miles groupe 2 Dall-Miles	groupe 1 N=58 31F, 27H moy. 62 ans groupe 2 N=42 23F, 19H moy. 59 ans	<ul style="list-style-type: none"> guérison si union ou migration – de 10mm et abduction contre gravité en position couché sur le côté non-union si + de 10 mm migration revue des bris de câble, migration, fragmentation et ostéolyse pré et postopératoire Harris Hip Score et boîtement

Tableau 1.6 Critères d'évaluation des études cliniques du GT instrumenté (suite)

Auteurs Années Durées	Ostéotomies ou fractures Implants	N F, H Âge	Critères d'évaluation
Agarwal 2005 1997- 2001	Fracture péri prosthétique <i>Cable Grip</i> , câble ou <i>dynamic compression plate</i>	N=16 9F, 7H 33-90 ans moy. 74 ans	• guérison si absence de douleur (Harris Hip Score) et ligne oblitérée sur les radiographies dans les 2 vues
Koyama 2001 1993- 1998	Ostéotomie complète du GT Dall-Miles <i>Cable Grip</i>	N=57 53F, 4H 40-86 ans moy. 64 ans	• fonctionnalité de la hanche par le score de Merle d'Aubigne et Postel • bris de câble si présence de discontinuité • fragmentation si débris métalliques lousses dans les tissus adjacents • présence ou absence d'absorption osseuse autour des câbles • perte de fixation si absorption osseuse autour des crochets
Chin 2000 1987- 1994	Ostéotomie complète du GT Fil	N=4 3F, 1H 51-68 ans moy. 60 ans	• migration: distance perpendiculaire entre fragment et surface ostéotomisée • union si GT en place, continuité osseuse entre fragment et ostéotomie • non-union si fragment détaché ou si bris de fil sans évidence d'union osseuse • Harris Hip Score pour douleur, fonction, mouvement et difformité
McCarthy 1999	Ostéotomie complète du GT Dall-Miles <i>Cable Grip</i>	N=223	• guérison si continuité os trabéculaire entre fragment / ostéotomie, - de 10 mm migration et en – de 6 mois • non-union si guérison osseuse insuffisante à 6 mois et migration + de 10 mm • migration si + de 10 mm vs radios post-op
Bal 1998 1984- 1989	Ostéotomie complète du GT Fil ou maillage	N=99 31F, 39H 40-85 ans moy. 57 ans	• guérison si continuité os trabéculaire entre fragment / ostéotomie • non-union si ligne continue radiotransparente entre fragment / ostéotomie ou migration

Tableau 1.6 Critères d'évaluation des études cliniques du GT instrumenté (suite)

Auteurs Années Durées	Ostéotomies ou fractures Implants	N F, H Âge	Critères d'évaluation
Silverton 1996 1990- 1992	Ostéotomie complète du GT Dall-Miles <i>Cable Grip</i>	N=68 41F, 27H 26-83 ans moy. 57 ans	<ul style="list-style-type: none"> • bris de câble si discontinuité • effilochage si fil brisé aux extrémités • fragmentation si débris métalliques lousses dans les tissus adjacents • présence ou absence de débris métallique et migration de débris notés • migration si + de 5 mm
Ritter 1991	Ostéotomie complète du GT Dall-Miles <i>Cable Grip</i>	N=35 17F, 18H 26-85 ans moy. 63 ans	<ul style="list-style-type: none"> • détection de bris de câble • détection de non-union • détection de fragment

Le suivi clinique du GT instrumenté s'effectue actuellement par radiographies standard antéro-postérieure (AP) et latérale (LAT). Ces radiographies fournissent aux orthopédistes des projections 2D seulement de la région trochantérienne. Elles ne permettent que des évaluations qualitatives et quantitatives imprécises de la réduction du GT. Cette réduction s'effectue normalement dans l'espace de quatre à six semaines (Pritchett, 2001). Plusieurs scénarios peuvent se produire :

- 1) Une guérison complète, i.e. une fusion osseuse complète entre le GT et le fémur, qui permet le retour aux activités normales du patient. L'orthopédiste établira son diagnostic sur l'absence d'intensité radiographique dans l'interstice entre le GT et le fémur;
- 2) Une guérison partielle de type union fibreuse entre le GT et le fémur, où l'orthopédiste doit limiter les activités du patients et peut réopérer pour favoriser l'ostéosynthèse. L'orthopédiste établira son diagnostic sur l'intensité radiographique dans l'interstice et sur la mesure de la migration en cisaillement entre le GT et le fémur;

- 3) Une guérison partielle de type mal-union ou migration fixe, i.e. une union désalignée entre le GT et le fémur, où l'orthopédiste doit aussi limiter les activités car une nouvelle fracture est probable dans ces conditions. Une ré-opération est aussi possible dans ce cas. L'orthopédiste établira son diagnostic sur la mesure de la migration en cisaillement entre le GT et le fémur;
- 4) Une non-guérison de type non-union ou migration mobile. L'orthopédiste devra réopérer. Il établira son diagnostic sur l'intensité radiographique dans l'interstice et sur la mesure de la migration en cisaillement et en décollement entre le GT et le fémur.

La réduction reste difficile à évaluer par le chirurgien orthopédiste en suivi clinique postopératoire, principalement pour les réductions partielles. Le suivi radiographique 2D actuel permet difficilement l'analyse quantitative de la migration réelle (amplitude et direction). Actuellement, la migration du GT instrumenté est de l'ordre d'une fraction de mm jusqu'à quelques mm selon les différentes directions anatomiques. Une simple erreur de projection de la radiographie 2D ou un mauvais positionnement du patient lors du suivi clinique radiographique peut mener vers de fausses lectures. Pour ces raisons, la comparaison quantitative des migrations entre études cliniques in-vivo et biomécaniques in-vitro ne peut se faire directement selon les méthodes actuelles de suivis radiographiques.

CHAPITRE 2

HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS

Ce chapitre présente la problématique de ce projet doctoral. Les trois hypothèses (H1-H3) et les quatre objectifs (O1-O4) qui en découlent sont ensuite énumérés.

2.1 Problématique

La problématique de ce projet doctoral se concentre sur trois questions de recherche.

Premièrement, la littérature suggère qu'un mouvement d'extension de la jambe génère une abduction et rotation (dans le plan latéral) non-négligeables en direction PA sur le GT fracturé et instrumenté. Ces efforts ne seraient pas pris en considération dans la conception des implants trochantériens actuels et pourraient expliquer les taux élevés de complications postopératoires. Cette première question de recherche a pour objectif de caractériser l'effet d'une extension de la jambe (représenté par une montée d'escalier) sur les mouvements du fragment du GT fracturé et instrumenté.

Deuxièmement, les implants trochantériens actuels sont de forme rectiligne et se posent latéralement sur le fémur. La forme en Y de l'implant Y3 comporte une branche latérale et une branche antérieure. Cette dernière permettrait de réduire les mouvements antérieurs du GT et possiblement ceux d'autres directions. La deuxième question de recherche a pour objectif de vérifier si la branche antérieure permet de diminuer les déplacements et les migrations du GT fracturé et instrumenté.

Troisièmement, les méthodes de fixation actuelles des implants trochantériens préconisent principalement l'utilisation standard de cerclages de câbles sur le GT et le fémur. La fixation de l'implant à l'aide de vis sur le GT et le fémur, jugée risquée en raison de la présence commune d'ostéoporose n'a pas été étudiée. Certaines situations pourraient aussi nécessiter des cerclages de câbles en addition ou en remplacement des vis. La troisième question de

recherche a pour objectif de vérifier si la pose d'un implant trochantérien à l'aide de vis à têtes bloquantes en combinaison ou non avec des cerclages de câbles (versus la pratique standard par cerclages de câbles seuls) peut minimiser les déplacements et migrations du fragment du GT fracturé et instrumenté.

2.2 Hypothèses et objectifs

L'objectif général de ce projet de recherche est de comprendre et améliorer la fixation opératoire du GT fracturé. Pour ce faire, les trois hypothèses (H1, H2 et H3) suivantes spécifiques aux trois questions de recherche ont été vérifiées lors de ce projet doctoral :

- H1 L'extension de la jambe en chargement engendre des déplacements et des migrations multidirectionnels du GT fracturé et instrumenté;
- H2 Le blocage en direction antérieure du GT fracturé et instrumenté permet de réduire ses déplacements et ses migrations;
- H3 La méthode de fixation de l'implant antéro-latéral affecte les déplacements et migrations du GT fracturé.

Les quatre objectifs suivants (O1-O4) sont proposés pour permettre la vérification des trois hypothèses :

- O1 Développer et valider un protocole biomécanique expérimental novateur qui permet de mesurer les déplacements et les migrations du GT fracturé et instrumenté lorsque soumis à des charges cycliques simulant la montée d'escalier;
- O2 Caractériser les mouvements en temps réel d'un GT fracturé et instrumenté lors d'une extension quasi-statique et dynamique de la jambe;
- O3 Caractériser l'effet du blocage antérieur en comparant les déplacements et les migrations du GT fracturé et instrumenté avec un implant antéro-latéral versus latéral;
- O4 Caractériser l'effet de la méthode de fixation (cerclages de câbles et/ou vis à têtes bloquantes) du GT fracturé et instrumenté sur ses déplacements et migrations.

CHAPITRE 3

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Ce chapitre présente la méthodologie proposée pour l'étude de la problématique définie au chapitre 2. En premier lieu, les deux protocoles expérimentaux biomécaniques sont présentés selon la séquence suivante : présentation générale, description de la préparation des spécimens (cadavériques ou synthétiques), des appareils expérimentaux, de la charge appliquée, des expérimentations et du traitement des données. Enfin, la description et l'évaluation des sources de variations sont abordées.

3.1 Protocoles biomécaniques expérimentaux

Afin de vérifier les trois hypothèses (H1-H3), deux protocoles biomécaniques expérimentaux spécifiques ont été développés (tableau 3.1). Les deux protocoles utilisaient un montage expérimental similaire (sections 3.1.1.2 et 3.1.2.2) qui permettait d'effectuer un chargement qui activait les muscles abducteurs en direction PA (pour simuler la montée d'escalier, section 3.1.1.3) sur un GT fracturé et instrumenté et d'en mesurer les mouvements (O1, O2). Le premier protocole, soumis au *Clinical Biomechanics* (Cloutier *et al.*, 2013b), était une étude appariée avec spécimens cadavériques et chargement quasi-statique, alors que le second, publié au *Journal of Orthopaedic Trauma* (Cloutier *et al.*, 2013a), comportait un plan expérimental avec spécimens synthétiques et chargement dynamique (tableau 3.1).

Le premier protocole (étude appariée) a été effectué sur 20 fémurs cadavériques (10 paires) et avait pour objectif de caractériser les effets de l'extension de la jambe (H1) selon la méthode de fixation du GT avec ou sans branche antérieure (H2). La variabilité biologique (dimension, forme et densité osseuse) était incluse dans cette partie. Aucune répétition n'a été effectuée pour un grand total de 20 essais.

Le deuxième protocole était un plan expérimental complet à trois niveaux et deux facteurs ($3^2 = 9$ essais) qui permettait d'obtenir tous les effets principaux et les interactions quadratiques.

Il avait comme objectif de vérifier l'effet de la fixation du GT (O4) par vis versus câbles et de cibler les méthodes optimales et acceptables de fixation (H3). L'effet de l'extension (H1) a aussi été inclus durant ces expérimentations. Une variation inter spécimen synthétique faible pour contrôler les paramètres anatomiques était possible. Avec deux répétitions, 27 essais en tout ont été effectués.

Tableau 3.1 Résumé des deux protocoles biomécaniques expérimentaux
1) étude appariée et 2) plan expérimental

Résumé des protocoles	Protocole 1 Étude appariée (Soumis au <i>Clinical Biomechanics</i>) (Annexe III)	Protocole 2 Plan expérimental (Publié au <i>Journal of Orthopaedic Trauma</i>) (Annexe II)
Hypothèses (H) et objectifs (O) vérifiés	H1 et H2 O1, O2 et O3	H1 et H3 O1, O2 et O4
Facteurs	Différentes tailles de spécimens et de densités osseuses	Deux positions de fixation sur le fémur : Diaphyse et GT
Modalités	Deux méthodes de fixation : 1- Branches antérieure et latérale (fixées par vis) 2- Branche latérale (fixée par vis)	Trois méthodes de fixation : 1- Vis à têtes bloquantes 2- Cerclages de câbles 3- Vis + câbles
Spécimens	10 paires de fémurs et bassins cadavériques	9 sawbones (fémurs gauches) de quatrième génération (3 modalités ² facteurs)
Expérimentations	Quasi-statique sur 20 cycles Marqueurs optiques à 64 Hz	Dynamique sur 75 cycles Marqueurs optiques à 64 Hz
Répétitions	0 (total de 20 essais)	2 (total de 27 essais)

3.1.1 Protocole 1 : Étude appariée sur spécimens cadavériques

3.1.1.1 Description et préparation des spécimens cadavériques

Les fémurs et les bassins cadavériques présentés dans cette section permettaient d'inclure toutes les caractéristiques anatomiques principales qui sont présentes en chirurgie de réduction d'une fracture du GT. Les dix spécimens cadavériques ont été récupérés de corps préparés par les départements d'anatomie de l'institut IIAM et de l'université de Sherbrooke selon les méthodes classiques. Une fois prélevés, les spécimens ont été congelés jusqu'au moment des manipulations. Ces spécimens ont été conservés au LIO de l'Hôpital du Sacré-Coeur de Montréal où ont été réalisés les tests biomécaniques. Suite aux expérimentations, les spécimens cadavériques ont été détruits selon les méthodes réglementaires. Ce protocole a été accepté par les comités d'éthique à la recherche (CÉR) de l'Hôpital du Sacré-Cœur et de l'ÉTS.

Les os, les muscles abducteurs, les ligaments, les matières adipeuses, les fluides biologiques et l'épiderme ont été congelés frais pour assurer un minimum de dégradation due au cycle de congélation-décongélation (Van *et al.*, 2000). Les fémurs et les bassins provenaient de donneurs d'âge et condition médicale ciblés. Pour les donneurs de sexe féminin, ils provenaient de donneurs de 50 ans et plus alors que pour les hommes ils étaient âgés de 70 ans et plus. En respectant ces critères, environ 20 % des donneurs présentaient une densité osseuse très faible (Chang *et al.*, 2004; Haentjens *et al.*, 2004). Tous les spécimens ont été radiographiés par tomodensitométrie pour en permettre la reconstruction 3D ainsi que l'évaluation de la densité minérale osseuse (DMO) selon une méthode décrite par plusieurs auteurs (Hobatho *et al.*, 1997; Levasseur *et al.*, 2012; Taylor *et al.*, 2002).

Deux fémurs et leur bassin ont été préparés à la fois mais testés consécutivement, i.e. un à la fois. Une incision de l'épiderme et des muscles a permis d'accéder à la partie proximale du fémur. Les muscles abducteurs moyens et petits fessiers ont d'abord soigneusement été détachés du bassin, hydratés et enrobés dans une pellicule pour en assurer l'hydratation et la

résistance lors des essais biomécaniques. Une fracture contrôlée du GT a ensuite été simulée selon la technique d'ostéotomie classique (Ackerman *et al.*, 2008; Bastian *et al.*, 2009; Lakstein *et al.*, 2010) pour produire la surface de fracture (SF) (figure 3.1). Les ostéotomies ont été effectuées et reproduites de façon symétrique à l'aide de références anatomiques par un chirurgien orthopédiste et l'auteur de cette thèse.

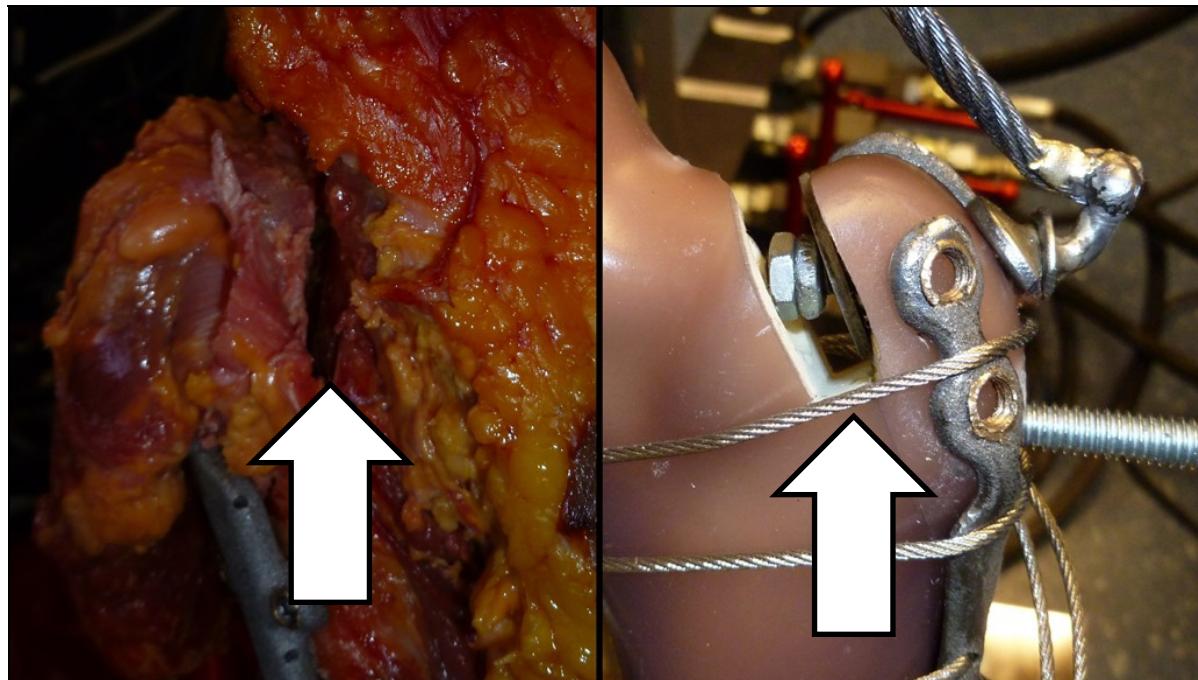


Figure 3.1 Simulation de la fracture par ostéotomie classique des fémurs cadavériques et synthétiques et dégagements (flèches) simulant la coupe de la tête fémorale

L'épaisseur du GT a été mesurée pour vérifier la validité de l'appariement des ostéotomies. La longueur (en direction de l'axe fémoral) de la surface de fracture a été standardisée à 25 mm. Un dégagement a été effectué sur la surface de fracture pour simuler le retrait de la tête fémorale (figure 3.1) pour éviter un biais potentiel causé par la pose d'une prothèse totale de hanche.

L'implant Y3, développé au centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, a été posé selon les modalités déterminées et le côté gauche ou droit (figure 3.2 et tableau 3.2).

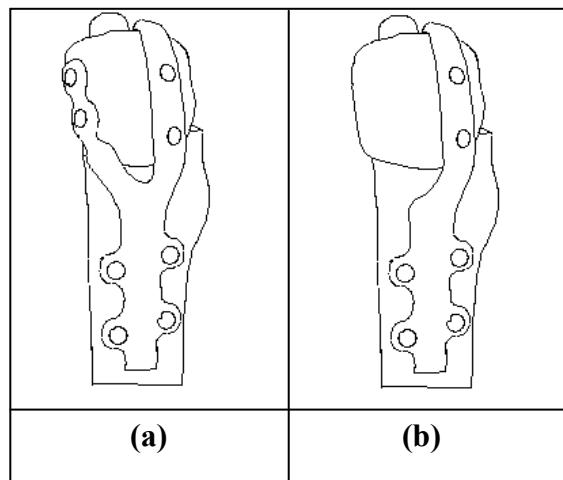


Figure 3.2 Modalités du protocole 1
 (a) Antéro-latérale (AL) (b) Latérale (L)

Les modalités incluaient les deux types d'implant (antéro-latéral et latéral) randomisés selon le côté. La modalité AL (antéro-latérale) représentait le design original de la plaque Y3 avec fixation par vis à têtes bloquantes antérieures et latérales (2 antérieures et 6 latérales). La modalité L (latérale) représentait un design modifié de la plaque Y3 avec fixation par vis latérales seulement (6 vis à têtes bloquantes). Le retrait de la branche antérieure avait pour objectif de déterminer son impact sur le déplacement et la migration du GT lors d'un mouvement d'extension (O3). Un formage standard était présent pour les deux types d'implant, les outils chirurgicaux nécessaires n'étant pas encore développés. Ce formage est utilisé en chirurgie pour adapter l'implant à l'anatomie du patient. Des vis identiques en acier inoxydable, à têtes bloquantes, de diamètre 3,5 mm et de longueur 20 mm (Synthes, West Chester, PA) ont été utilisées pour la fixation de toutes les modalités pour éviter un biais potentiel causé par la quincaillerie. Le tableau 3.2 présente les données des spécimens cadavériques (SC) ainsi que les deux modalités, randomisées gauche ou droite, qui ont été testées consécutivement au cours des expérimentations biomécaniques de l'étude appariée. L'âge des spécimens (9 femmes et 1 homme) variait de 59 à 92 ans (moyenne de $74,7 \pm 10,9$ ans). Enfin, les crêtes iliaques ont été partiellement coupées au centre pour permettre de dégager l'espace pour les mandrins refroidissants à effet Peltier (Kiss *et al.*, 2009) (figure 3.3). Le bassin a été centré selon les parties antérieures des crêtes iliaques et le pelvis et

fermement ancré sur l'appareil de test mécanique tout en permettant aux fémurs de tourner librement en extension dans leur acétabulum naturels (figure 3.3).

Tableau 3.2 Données des spécimens cadavériques et modalités du protocole 1

Spécimens cadavériques humains (SC)	Sexe (M/F)	Âge (années)	Poids (kg)	Taille (cm)	DMO du GT (mg/cc)	Implants (AL/L)	
							
						AL	L
SC1	F	70	90,9	175,3	360,7	AL	L
SC2	F	82	45,0	152,4	419,2	AL	L
SC3	F	78	71,8	144,8	370,2	L	AL
SC4*	F	66	72,7	167,6	295,4	AL	L
SC5	F	92	75,0	165,1	183,8	L	AL
SC6	F	60	45,4	152,4	573,1	L	AL
SC7	F	78	68,0	165,1	209,8	AL	L
SC8	M	70	56,7	162,6	941,7	L	AL
SC9	F	59	56,7	160,0	594,4	AL	L
SC10	F	83	63,5	157,5	577,5	L	AL

* Le SC4 a été testé à 445,5 N versus tous les autres spécimens à 333,2 N. Les données de SC4 ne sont pas incluses dans les analyses statistiques. L'annexe IV présente en images la pose de l'implant Y3 sur ce spécimen.

3.1.1.2 Description et préparation de l'appareillage expérimental

Le banc d'essai (figure 3.3) comportait un appareil d'application et de mesure des forces en fonction des mouvements (Bionix 858, MTS Systems Corp., Minneapolis, MN) relié à un ordinateur pour l'acquisition des données. Il comportait un montage assemblé sur l'appareil de test mécanique qui permettait de fixer le bassin et les fémurs. Il comportait aussi une caméra optique Optotak modèle 3020 (Northern Digital Inc., Ontario, Canada) pour l'acquisition des mouvements du GT fracturé et instrumenté sur lequel des tripodes de diodes étaient fixés (O2).

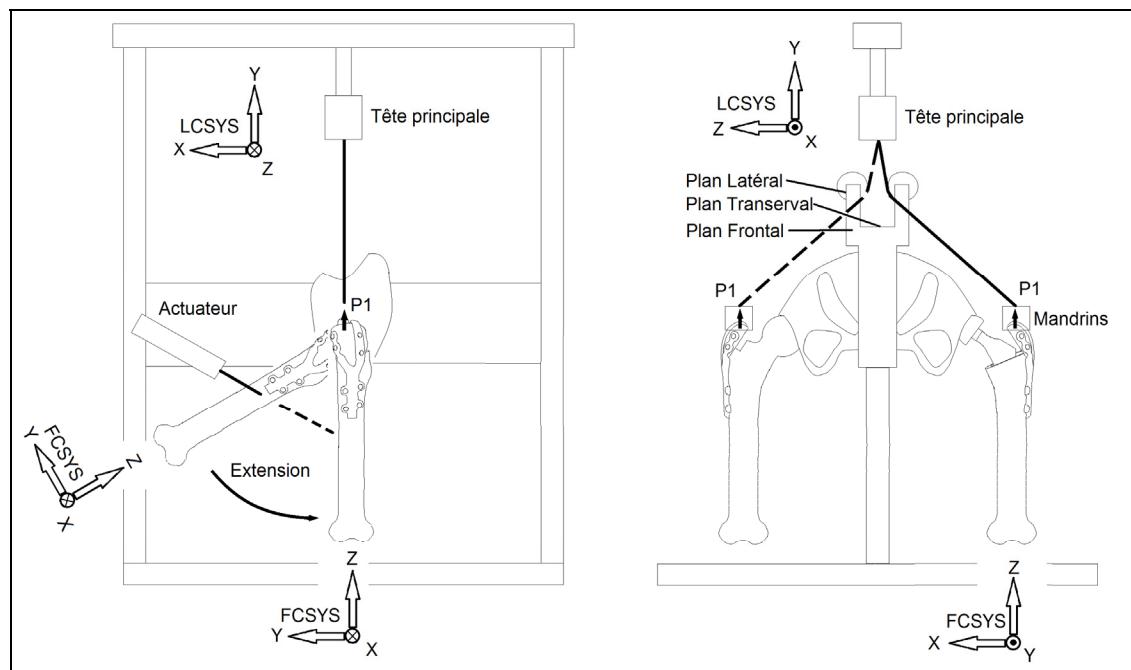


Figure 3.3 Protocole 1 : Appareil de test mécanique avec mouvement d'extension simulant la montée d'escalier d'un seul fémur testé à la fois (vues latérale et frontale)

La tête principale comportait un mandrin et une cellule de charge sur laquelle était fermement fixé le câble relié aux muscles abducteurs à l'aide d'un mandrin refroidissant à effet Peltier (point P1). Un actuateur d'extension permettait de positionner les fémurs selon l'angle qui correspondait à sa charge (figure 3.3).

3.1.1.3 Définition de la charge appliquée versus théorique

Les données de charge de Heller *et al.* (2005) (figure 1.3d et tableau 1.1) ont été utilisées pour simuler une montée d'escalier (H1) sur l'appareil de test mécanique. Ces données étaient présentées dans le système de coordonnées ‘fémur gauche’ définis par Bergmann *et al.* (1995) (nommé FCSYS sur la figure 3.3). L’origine de FCSYS était située au centre de la tête fémorale au point P0 (figure 3.5).

Une première sous hypothèse que les données de force sur le GT au point P1 (figure 3.5) (Heller *et al.*, 2005) pouvaient être utilisées pour calculer un vecteur unique qui représentait la force des abducteurs a été posée. Une deuxième sous hypothèse que les rotations en abduction-adduction et longitudinales selon l’axe fémorale avaient un effet négligeable sur l’orientation des données des vecteurs forces durant la montée d’escalier a aussi été posée.

Ces sous hypothèses ont été vérifiées lors de la transformation des données de FCSYS à LCSYS (système de coordonnées standard ‘laboratoire’ définis par Wu *et al.* (1995)) et aussi montré sur la figure 3.3. Cette transformation effectuée dans Matlab (Mathworks, MA, USA), unirotationnelle selon l’axe d’extension, a généré des vecteurs forces contenus dans un cône élancé et biseauté d’origine P1. Des itérations ont ensuite permis d’identifier un vecteur optimal unique qui reproduisait les courbes de montée d’escalier avec la plus petite variation possible. La figure 3.4 présente la comparaison des résultats dans le FCSYS des trois rotations anatomiques des données de Heller *et al.* (2005) avec celles approximées par le vecteur unique qui incluait la rotation en extension uniquement. La déviation maximale absolue pour chaque axe a été obtenue à 37,1 % du cycle de montée d’escalier. En direction X (LM selon FCSYS), on obtient des données approximées principalement inférieures (déviation maximale de – 10,4 % BW). En direction Y (PA selon FCSYS), on obtient des données approximées principalement supérieures (déviation maximale de 11,0 % BW). Enfin, en direction Z (PD selon FCSYS), toutes les données approximées sont supérieures (déviation maximale de 7,8 % BW).

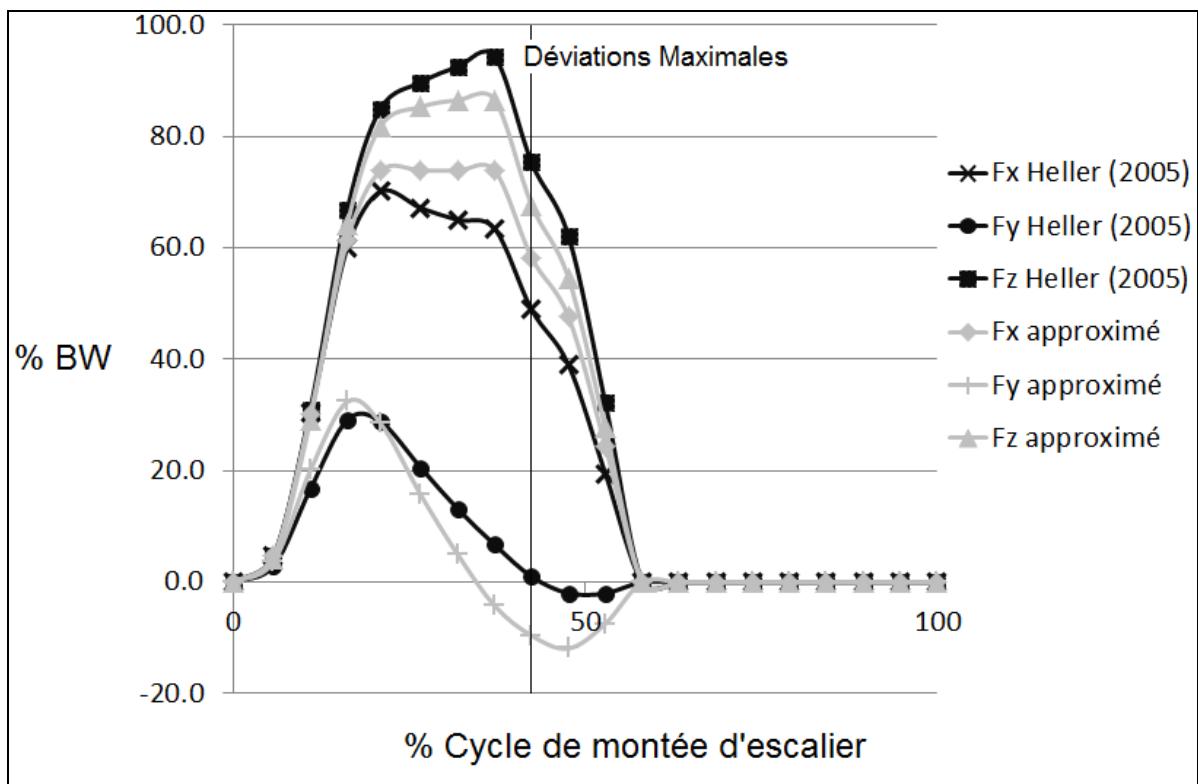


Figure 3.4 Amplitude de la charge au point P1 pour une montée d'escalier

Ce vecteur unique et approximé, fixe en direction et variable en amplitude, fut celui utilisé pour l'application des charges sur le GT lors des expérimentations des deux protocoles biomécaniques (1 et 2).

Les fémurs ont été positionnés sur le montage et l'appareil de test mécanique selon les plans anatomiques standards et le FCSYS (figure 3.3). Les angles de déviation et de déclinaison ont été fixés selon les données de Heller *et al.* (2005) correspondantes aux charges maximales de ces deux rotations.

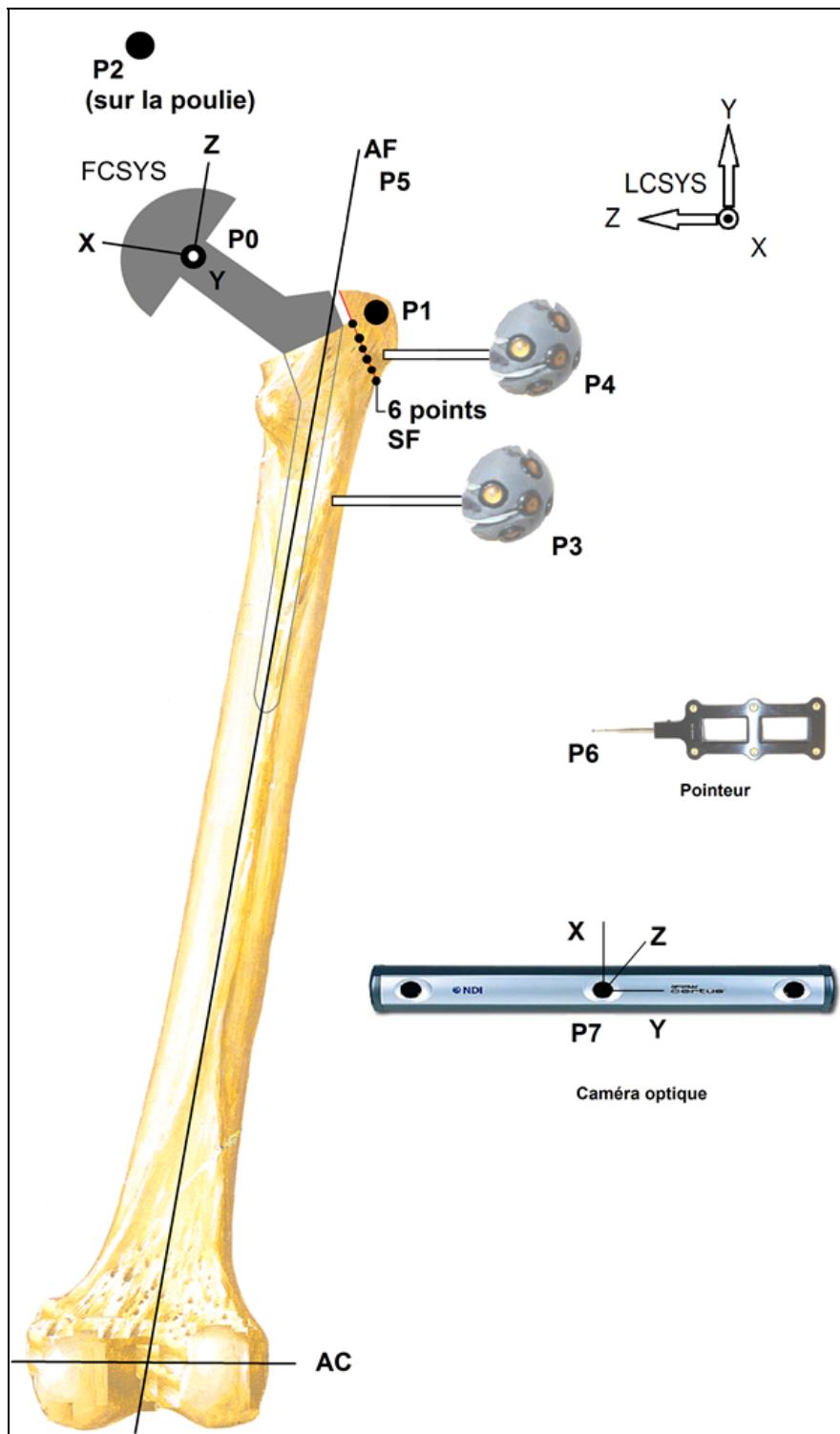


Figure 3.5 Points et axes de référence et systèmes de coordonnées
 (vue antérieure du fémur gauche)
 (LCSYS: X:Postéro-Antérieur (PA), Y:Proximal-Distal (PD),
 Z:Latéral-Médial (LM))

3.1.1.4 Expérimentation

Une fois le montage et les fémurs installés sur l'appareil de test mécanique, les points de références étaient mesurés. Un pointeur (P6 sur la figure 3.5) fut utilisé pour la numérisation des points sur la surface de fracture (SF) ainsi que les plans transversal, frontal et latéral (figure 3.3). Toutes les données étaient acquises par la caméra Optotak (P7 sur la figure 3.5).

Le chargement (figure 3.4) était ensuite effectué via vingt cycles quasi-statiques simulant la montée d'escalier et déterminés par des tests préliminaires. La phase quasi-statique de chargement s'effectuait en 28 secondes avec une charge appliquée de 333,2 N, soient trois poids standards de 11,4 kg. À noter que le spécimen 4 (SC4), le premier des expériences, a été testé avec une charge supérieure aux autres spécimens. Cette charge (445,5 N) s'est avérée trop importante pour le banc d'essai due à l'hyper extensibilité des muscles qui se détérioraient lors du cyclage et a été réduite à 333,2 N pour les autres spécimens. Les données de SC4 n'ont pas été utilisées dans les analyses statistiques mais l'ont été pour des fins de comparaison et validation.

En situations cliniques, les chirurgiens orthopédistes ne peuvent que constater la migration sur les radiographies statiques, tandis que les déplacements non observables se produisent lors des mouvements dynamiques des patients. Par conséquent, dans cette étude, la migration (MIG) a été définie comme le mouvement résiduel du GT non chargé suite au cyclage de montée d'escalier par rapport à l'état initial. Le déplacement (DÉP) a été défini comme l'amplitude de mouvement entre les états déchargés et chargés à l'intérieur d'un même cycle (figure 1.6a).

Ces deux réponses principales (MIG et DÉP) ont été obtenues en temps réel durant 20 cycles de montée d'escalier à l'aide de tripodes de marqueurs optiques positionnés sur le GT et le fémur (P3 et P4 sur la figure 3.5) et captés à l'aide de la caméra optique Optotak. Le système de coordonnées standard 'laboratoire' définis par Wu *et al.* (1995) (LCSYS) (figure 3.3) a été utilisé comme base de référence. Dans le LCSYS, X correspond à la direction

postéro-antérieur (PA), Y correspond à la direction proximal-distal (PD) et z à la direction latéral-médial (LM). Les résultats finaux ont été convertis selon la surface de fracture (SF) du GT telle que présentée à la figure 3.6 et mesurée selon les six points de la figure 3.5 avec l'aide du pointeur P6. Les axes de SF étaient inspirés du LCSYS avec l'axe X parallèle à la coupe de dégagement de SF (figure 3.1) et perpendiculaire à l'axe fémoral. Les migrations (MIG) et déplacements (DÉP) en cisaillement (SHR) dans le plan de la fracture et en décollement perpendiculaire (GAP) à la surface de fracture ont été calculés en translation (TR) et en rotation (ROT) au point d'origine standardisé dans le coin inférieur droit (postérieur). Les cisaillements en translation sur le plan x-y de SF ont été définis comme $SHR_{x,TR}$ et $SHR_{y,TR}$ alors que $SHR_{z,ROT}$ se produisait en rotation autour de l'axe z. Le décollement en translation se produisait en direction z selon $GAP_{z,TR}$ alors qu'en rotation $GAP_{x,ROT}$ et $GAP_{y,ROT}$ se produisaient autour de leurs axes respectifs (avec la règle de la main droite).

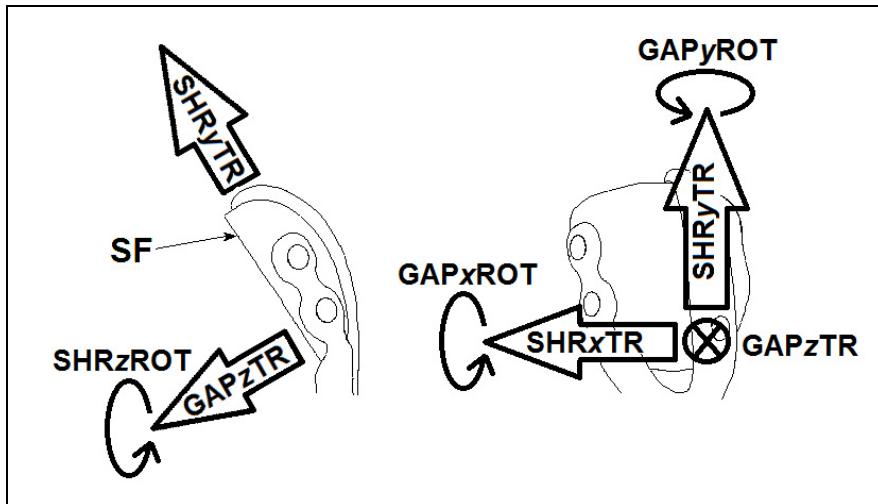


Figure 3.6 Définition du système de coordonnées local à la surface de fracture (SF) du fémur gauche (utilisant la règle de la main droite)

La séquence expérimentale du protocole biomécanique expérimental de l'étude appariée est présentée dans le tableau 3.3. Elle comporte essentiellement dix étapes. Les protocoles en matière de sécurité biologique du LIO-HSCM, les exigences des CÉR de l'HSCM et de l'ÉTS ainsi que les bonnes pratiques en laboratoire ont été appliqués.

Tableau 3.3 Séquence expérimentale du protocole 1
(étude appariée avec spécimens cadavériques)

Étapes	Descriptions
1	Acquisition des CT-Scans des dix spécimens cadavériques congelés
2	Création des points (PX) et axes (AC, AF) de références dans Catia (figure 3.5)
3	Application du vecteur force (section 3.1.1.3) entre les points P1 et P2 dans Catia (figure 3.5)
4	Chirurgie des spécimens cadavériques effectuée par un chirurgien orthopédiste et l'auteur de cette thèse (figure 3.1 et tableau 3.2)
5	Fixation des fémurs, du bassin et des muscles sur l'appareil de test mécanique (figure 3.3)
6	Acquisition des points, plans et surfaces de références (figures 3.3, 3.5 et 3.6)
7	Expérimentation (figure 3.3)
8	Calcul des migrations et déplacements du GT dans Matlab (figure 1.6)
9	Vérification de la validité des expérimentations (section 3.2.1)
10	Analyses statistiques par test apparié non-paramétrique de Wilcoxon (section 3.1.1.5)

3.1.1.5 Traitement des données expérimentales

Les données expérimentales obtenues étaient les positions 3D des tripodes de marqueurs optiques solidaires à la diaphyse et au GT fracturé (P3 et P4 sur la figure 3.5). Un programme Matlab a permis le traitement des données brutes et la représentation des résultats décrite à la section 3.1.1.4. Les moyennes et écart-types des quatre variables indépendantes à comparer (MIG et DÉP, en TR et ROT) ont été calculés et analysés par étude statistique (Statistica, StatSoft, Tulsa, OK) de comparaison appariée de moyennes (test non paramétrique de Wilcoxon) pour toutes les directions (SHR et GAP). Toutes les données appariées étaient rapportées sur le fémur gauche. Une valeur de P inférieure ou égale à 5 % ($P \leq 0,05$) était considérée comme significative. Enfin, des corrélations de Pearson entre densité osseuse et migrations et déplacements du GT ont été effectuées selon le type d'implant (AL ou L).

3.1.2 Protocole 2 : Étude par plan expérimental sur spécimens synthétiques

3.1.2.1 Description et préparation des spécimens synthétiques

Neuf fémurs synthétiques gauches de quatrième génération (Sawbones, Pacific Research Laboratories Inc, Vashon, WA) ont été utilisés pour les expériences (un par type de fixation). Ils représentaient les propriétés mécaniques et géométriques d'un homme mesurant 1,8 m et pesant 91,0 kg (Heiner, 2008). Par opposition aux spécimens cadavériques, ils minimisaient la variabilité inter spécimens et ont permis des simulations dynamiques (vs quasi-statiques). Un seul spécimen synthétique a été testé à la fois. Les muscles abducteurs ont été simulés avec un câble qui permettait l'application d'un vecteur force avec direction unique et amplitude variable (section 3.1.1.3).

Toutes les coupes biomécaniques sur les spécimens synthétiques ont été faites à l'aide de gabarits et d'une séquence identique (figure 3.7). Elles ont effectuées par un chirurgien orthopédiste et l'auteur de cette thèse. Tout comme l'étude appariée cadavérique, la tête fémorale a été conservée pour minimiser les variations dues à l'installation d'une PTH. Le bassin et l'acétabulum ont été remplacés par un axe de rotation fixé dans la tête fémorale pour permettre la rotation selon l'axe d'extension. Une arthroplastie de la hanche a été simulée sur tous les fémurs synthétiques par une coupe entre le GT et la tête fémorale pour permettre le dégagement du GT. Une fracture contrôlée du GT fut ensuite simulée par une ostéotomie classique (figure 3.1). Un trou aligné sur l'axe d'extension a été percé sur le GT pour permettre l'application du vecteur force décrit à la section (3.1.1.3) tout en lui conservant une origine invariable. L'implant Y3 a été posé selon les modalités déterminées du tableau 3.4. Des vis en acier inoxydable (Synthes, West Chester, PA), uni-axiale, uni-corticale, auto-taraudeuse et à têtes bloquantes de 3.5 x 10 mm et de 3.5 mm x 20 mm ont été utilisées pour le fragment du GT et la diaphyse. Des câbles en cobalt-chrome (Depuy, Warsaw, IN) de 1.8 mm de diamètre ont été utilisés et mis en tension à 356 N, tel que recommandé par le fabricant. La quincaillerie a été standardisée pour la fixation de toutes les modalités pour éviter un biais potentiel.

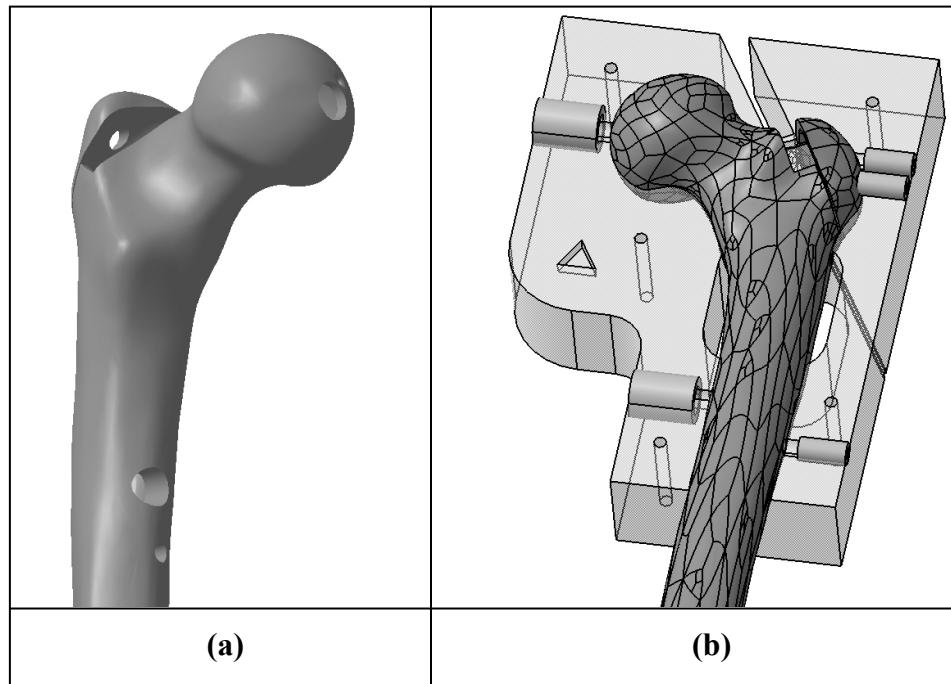


Figure 3.7 Préparation des spécimens synthétiques à l'aide de gabarits
 (a) Coupes biomécaniques (b) Portion inférieure du gabarit

La plaque Y3 pouvait être fixée par cerclages de câbles et vis à têtes bloquantes. La figure 3.8 montre l'emplacement de ces modes de fixation possibles sur le GT et la diaphyse (DIA).

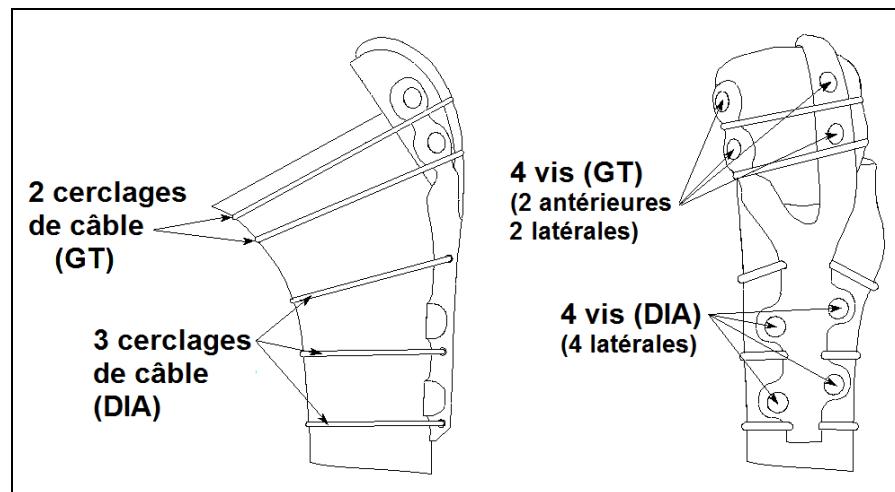


Figure 3.8 Fixations possibles de la plaque Y3 du plan expérimental sur spécimens synthétiques

Neuf configurations chirurgicales d'implants simulant les choix possibles (nommées ① - ⑨) et expliquées dans le tableau 3.4) ont été testées au hasard. Trois niveaux (C (cerclages de câbles seuls), V (vis à têtes bloquantes seules) et CV (C et V combinés)) ont été appliqués sur deux facteurs (fragment du GT et diaphyse (DIA)) selon un plan expérimental factoriel complet (McLean *et al.*, 1984), permettant de tester la plage entière des méthodes de fixations chirurgicales (O4). Le nombre maximum de câbles (2 et 3) et de vis (4 et 4) a toujours été utilisé sur les deux facteurs respectivement (GT et DIA) lorsque requis par le plan expérimental.

Tableau 3.4 Facteurs et modalités du protocole 2

Positions des modes de fixation (2 facteurs)	Modalités de fixation des configurations ① - ⑨ (C : câble, V : vis, CV : câble + vis)								
	①	②	③	④	⑤	⑥	⑦	⑧	⑨
Grand trochanter (GT)	V	V	CV	CV	C	CV	C	V	C
Diaphyse (DIA)	CV	V	CV	C	C	V	CV	C	V

3.1.2.2 Description et préparation de l'appareillage expérimental

L'appareillage et le banc d'essai étaient très similaires à ceux conçus pour l'étude appariée (figures 3.3 et 3.9). La différence majeure provenait de la charge des abducteurs (au point P1 sur le GT des figures 3.5 et 3.9) qui s'effectuait via une poulie directionnelle et un câble relié à la tête principale de l'appareil de test mécanique et au GT fracturé (versus une traction directe des muscles petit et moyen fessiers pour l'étude appariée).

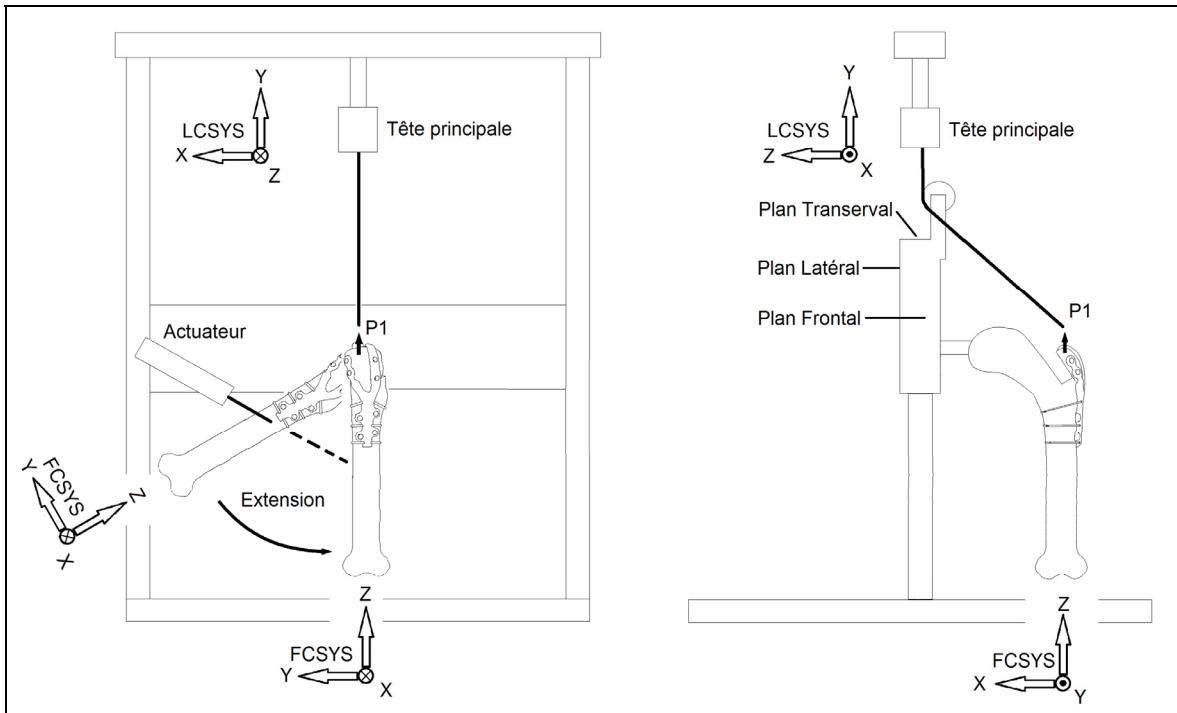


Figure 3.9 Protocole 2 : Appareil de test mécanique avec mouvement d'extension simulant la montée d'escalier (vues latérale et frontale)

3.1.2.3 Expérimentation

Un total de 27 expérimentations ont été réalisées (neuf configurations d'implants testées trois fois chacune). Toutes les répétitions ont été effectuées avec le démantèlement complet de l'installation entière et redéfinition de toutes les références géométriques.

Une fois le fémur installé sur l'appareil de test mécanique, 75 cycles dynamiques de montée d'escalier (déterminés par des tests préliminaires) étaient effectués et les mouvements du GT acquis par la caméra optique Optotrak. Un cyclage dynamique selon les données de Heller *et al.* (2005) a reproduit la phase de chargement en 0,4 secondes (figure 4.8) pour un cycle aller-retour complet en 1,6 secondes. La charge appliquée était de 82 % de la charge suggérée (soit un BW de 75,0 kg (ou 837,3 N) versus 91,0 kg) dû à la fragilité des spécimens synthétiques qui ne supportaient pas la charge complète. Les mesures de migrations et

déplacements ont été effectuées de façon identique à la section 3.1.1.4 pour permettre une comparaison entre les deux protocoles.

La séquence expérimentale du protocole biomécanique expérimental 2 est présentée dans le tableau 3.5. Elle comporte essentiellement dix étapes.

Tableau 3.5 Séquence expérimentale du protocole 2
(plan expérimental avec spécimens synthétiques)

Étapes	Descriptions
1	Acquisition d'un CT-Scan d'un fémur synthétique
2	Création des points (PX) et axes (AC, AF) de références dans Catia (figure 3.5)
3	Application du vecteur force (section 3.1.1.3) entre les points P1 et P2 dans Catia (figure 3.5)
4	Coupes biomécaniques des spécimens (figures 3.1, 3.7 et 3.8 et tableau 3.4) effectuées par un chirurgien orthopédiste et l'auteur de cette thèse
5	Fixation du fémur sur l'appareil de test mécanique (figure 3.9)
6	Acquisition des points de références (figures 3.5, 3.6 et 3.9)
7	Expérimentation (figure 3.9)
8	Calcul des migrations et déplacements du GT dans Matlab (figure 1.6)
9	Vérification de la validité des expérimentations (section 3.2.2)
10	Analyses statistiques par test ANOVA (section 3.1.2.4)

3.1.2.4 Traitement des données expérimentales

Pour le plan expérimental, les données qui provenaient des marqueurs optiques ont été décortiquées à l'aide du programme Matlab de façon identique à l'étude appariée. Les quatre variables indépendantes à minimiser (MIG et DÉP, en TR et ROT) ont ensuite été analysées par une analyse factorielle (Statistica, StatSoft, Tulsa, OK) pour toutes les directions (SHR et GAP). Une valeur de P inférieure ou égale à 5 % ($P \leq 0,05$) était considérée comme significative.

3.2 Validation des résultats

Cette section présente la validation des résultats des deux protocoles. Deux sources de variation expérimentale (ε) existent : celles incluses directement des répétitions ou de l'appariement des expériences et celles non-incluses car effectuées qu'une seule fois. Le tableau 3.6 résume les sources de variation étudiées ainsi que leurs méthodes d'évaluation et de l'impact, le cas échéant, sur les résultats (MIG et DÉP selon les directions TR et ROT). De façon générale, l'Optotrak modèle 3020 (Northern Digital Inc., Ontario, Canada) utilisé a permis une précision de lecture de $\pm 0,24^\circ$ et $\pm 0,10$ mm (Maletsky *et al.*, 2007; States *et al.*, 2006). Les différentes composantes anatomiques ont été considérées comme des corps rigides. En ce sens, Baril *et al.* (2012) a démontré que les déformations supplémentaires dues au fémur sont négligeables par rapport aux mesures de migrations et déplacements.

Tableau 3.6 Résumé des sources de variation des résultats des protocoles 1 et 2

Sources	Variations	Méthodes d'évaluation	Étude appariée (protocole 1)		Plan expérimental (protocole 2)	
			Incluse dans ε	Non incluse dans ε	Incluse dans ε	Non incluse dans ε
Simulation de la chirurgie	Serrage des vis à tête bloquante standardisé	Via les répétitions et l'appariement	✓		✓	
	Serrage des câbles standardisé (tensiomètre)				✓	
	Dimensions de la fracture standardisées par gabarit ou mesurées par repères anatomiques	Via les répétitions et l'appariement	✓ section 3.2.1.1		✓	
	Positionnement de la plaque Y3	Via les répétitions et l'appariement	✓		✓	

Tableau 3.6 Résumé des sources de variation des résultats (suite)
des protocoles 1 et 2

Sources	Variations	Méthodes d'évaluation	Étude appariée (protocole 1)		Plan expérimental (protocole 2)	
			Incluse dans ε	Non incluse dans ε	Incluse dans ε	Non incluse dans ε
Installation sur l'appareil de test mécanique	Fixation des muscles petit et moyen fessiers	Via les répétitions et l'appariement	✓		✓	
	Installation du bassin et des fémurs sur l'appareil de test mécanique	Valeurs max et min sur un DCL		✓ section 3.2.1.2	✓	
Acquisition des points et plans de référence par pointeur (point P6 figure 3.5)	Mesure des points de la surface de fracture (SF) et des plans anatomiques	Via les répétitions et l'appariement	✓		✓	
Application de la charge	Appliquée versus théorique	Étude expérimentale et DCL		✓ section 3.2.1.3		✓ section 3.2.2.1
Application de l'extension	Mesure de l'appareil de test mécanique	Via les répétitions, l'appariement et le cyclage	✓		✓	
Mesure de la migration et du déplacement	Mesure de la caméra 3D optique	Via les répétitions, l'appariement et le cyclage	✓		✓	
	Calcul des migrations et déplacements par tripodes de diodes	Via les répétitions, l'appariement et le cyclage	✓		✓	
	Projection des migrations et déplacements sur la surface de fracture SF	Via les répétitions et l'appariement et le cyclage	✓		✓	

Tableau 3.6 Résumé des sources de variation des résultats (suite)
des protocoles 1 et 2

Sources	Variations	Méthodes d'évaluation	Étude appariée (protocole 1)		Plan expérimental (protocole 2)	
			Incluse dans ε	Non incluse dans ε	Incluse dans ε	Non incluse dans ε
Mesure de la charge	Mesure de la l'appareil de test mécanique (1 % de la charge maximale de la cellule de force)	Via les répétitions, l'appariement et le cyclage	✓		✓	
Distribution de l'échantillon	Effet statistique significatif	Étude statistique avec retrait des données extrêmes et centrales		✓ section 3.2.1.4	✓	

3.2.1 Protocole 1 : Étude appariée sur spécimens cadavériques

L'étude complète des variations expérimentales ε nécessitait de se pencher sur les sources de variation non-incluses dans ε . Les impacts maximaux de ces variations sur les migrations et déplacements du GT ont été évalués selon les méthodes décrites au tableau 3.6. Le calcul global de l'effet de la variation sur les migrations et déplacements du GT a été effectué par propagation, i.e. par l'extraction de la racine carré de la somme des variations au carré. L'objectif était d'estimer, en combinant la propagation des variations incluses et non incluses et en soustrayant ou additionnant les effets systématiques potentiels, la validité générale des résultats. Pour ce faire, les variations des migrations (MIG) et déplacements (DÉP) en cisaillement et décollement (SHR et GAP) ont été estimées de la façon suivante:

$$\text{Variation} = +/- \sqrt{(\varepsilon \text{ incluses}^2 + \varepsilon \text{ non-incluses}^2)} \pm \text{Effets systématiques} \quad (3.1)$$

3.2.1.1 Impact des dimensions de l'ostéotomie

Vingt ostéotomies (figure 3.1) ont été effectuées au total par un chirurgien orthopédiste qui avait pour mandat de les reproduire le mieux possible entre les côtés gauche et droit d'un même spécimen. L'angle étant pratiquement impossible à mesurer, on pouvait assumer qu'il y'avait une variation similaire entre l'épaisseur de l'ostéotomie du GT, facile à mesurer, et cet angle, qui permettait de l'estimer. L'objectif était donc de s'assurer qu'aucun biais n'existeit selon le côté ou le type d'implant et que les épaisseurs étaient similaires pour un même spécimen. Pour ce faire, les ratios épaisseur maximale sur épaisseur minimale ont été calculés ainsi que les moyennes des épaisseurs selon le type d'implant. Enfin, un test Mann-Whitney a été effectué sur les épaisseurs des ostéotomies du GT pour chaque type d'implant (AL ou L).

3.2.1.2 Impact du positionnement du bassin sur l'appareil de test mécanique

Le positionnement du bassin sur l'appareil de test mécanique ne s'effectuait qu'une seule fois par spécimen. Par conséquent, il était le même pour les deux expérimentations appariées effectuées. L'appariement ne pouvait dans ce cas assurer une variation incluse du positionnement du bassin qui pouvait générer une variation des composantes de cisaillement et de décollement des résultats (MIG et DÉP), et ce en translation et rotation. Une étude statistique expérimentale sur le positionnement du bassin a été effectuée par six membres du laboratoire (LIO) pour évaluer l'ordre de grandeur des variations maximales des translations et rotations.

L'impact du positionnement du bassin sur MIG et DÉP a été analysé en calculant la variation d'une valeur maximale à une valeur minimale du positionnement selon le plan latéral en décollement (TR z) et selon le plan frontal en cisaillement (ROT x) par diagramme de corps libres (DCL).

Comme il était impossible de calculer la variation en translation sur MIG et DÉP directement, l'impact sur le vecteur force a plutôt été calculé par calcul géométrique d'hypoténuse (DCL). Pour la rotation, la variation découlait de la translation et l'impact a par conséquent été supposé équivalent à la translation.

3.2.1.3 Impact de la charge appliquée versus théorique

Pour vérifier l'impact de la charge appliquée sur les spécimens cadavériques, trois études ont été accomplies. Premièrement, la courbe du chargement expérimentale a été comparée avec la courbe théorique proposée par Heller *et al.* (2005). Deuxièmement, l'impact sur les résultats d'une amplitude de chargement de 333,2 N versus la pleine charge théorique (1,2 BW) de Heller *et al.* (2005) a été évalué par extrapolation à l'aide des données du SC4 chargé à 445,5 N. Enfin, l'aspect quasi-statique (versus dynamique) a été évalué par un test de variation de la vitesse d'extension sur spécimen synthétique et son effet sur MIG.

3.2.1.4 Impact de la distribution de l'échantillon

L'effet de la distribution de l'échantillon de l'étude appariée a été analysé en examinant la sensibilité statistique des résultats (MIG et DÉP en TR et ROT) suite au retrait séquentiel de spécimens ciblés pour leurs résultats centralisé, minimum et maximum.

3.2.2 Protocole 2 : Étude par plan expérimental sur spécimens synthétiques

Pour le plan expérimental, l'estimation quasi-complète de la variation expérimentale incluse dans ε a été effectuée par le biais de deux répétitions, donc de trois expérimentations et par analyse ANOVA. Seul l'impact de la charge appliquée versus théorique devait être étudié pour évaluer la portion non-incluse dans ε .

3.2.2.1 Impact de la charge appliquée versus théorique

Pour vérifier l'impact de la charge appliquée sur les spécimens synthétiques, deux études ont été accomplies. Premièrement, la courbe du chargement expérimentale a été comparée avec la courbe théorique proposée par Heller *et al.* (2005). Ensuite, à l'inverse de l'étude appariée où les tendons du GT des muscles moyens fessiers étaient conservés pour l'application de la charge, le point d'attache du muscle moyen fessier sur les spécimens synthétiques a été relocalisé au centre des deux branches de la plaque Y3 (figure 3.1) et aligné sur l'axe de rotation en extension du fémur pour permettre les tests dynamiques. Son impact sur MIG et DÉP a été calculé par diagramme de corps libres (DCL) en mesurant la variation de la position de l'attache sur le GT comparée à celle théorique de Heller *et al.* (2005). Cette variation affectait la rotation dans le plan latéral (ROT z) et a donc été calculée par calcul géométrique d'hypoténuse sur le vecteur force, tel que mentionné précédemment.

3.2.3 Comparaison entre les protocoles in-vitro 1 et 2 et la littérature numérique

Les résultats des études biomécaniques in-vitro sur spécimens synthétiques et cadavériques de cette thèse ainsi qu'une étude numérique de la littérature (Bourgeois, 2010 (tableau 1.5)) ont été comparés afin de mettre les résultats en perspective et aussi d'en évaluer la validité. Le tableau 3.7 résume les variables qui ont été étudiées et indique les paramètres de comparaisons directes entre les deux protocoles de cette thèse.

Tableau 3.7 Résumé des variables étudiées et des paramètres de comparaisons directes entre protocoles 1 et 2

Variables	Protocole 1 Étude appariée sur spécimens cadavériques	Paramètres de comparaisons directes	Protocole 2 Plan expérimental sur spécimens synthétiques
Hypothèses (H) vérifiées	H1 et H2	Implant AL du Protocole 1 Spécimens du protocole 1 : SC1,2,6,9,10 (tableau 3.2)	H1 et H3
Migration (MIG)	SHR TR (x,y) SHR ROT (z)	Spécimens du protocole 2 : ① - ③ et ⑥ (tableau 3.4) 1er cycle	SHR TR (x,y) SHR ROT (z)
Déplacement (DÉP)	GAP ROT (x,y) GAP TR (z)	Charge de 333,2 N DMO : 350-600 mg/cc	GAP ROT (x,y) GAP TR (z)

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

Ce chapitre présente les résultats des deux protocoles. En plus des analyses statistiques, les résultats présentés incluent : 1) l'évolution du comportement biomécanique lors du cyclage, 2) le comportement biomécanique au dernier cycle, 3) les résultats de la validation et enfin, 4) la comparaison des protocoles 1 et 2.

4.1 Protocole 1 : Étude appariée sur spécimens cadavériques

Cette section présente le comportement biomécanique de l'étude appariée du protocole 1 lors du cyclage ainsi qu'au dernier cycle, soit le vingtième. Les résultats de la validation sont ensuite détaillés.

4.1.1 Comportement biomécanique lors du cyclage

Le comportement biomécanique multidirectionnel (H1) d'un fragment du GT chargé au cours d'un cycle d'extension unique de la jambe a entraîné une augmentation de la translation antérieure (SHRxTR) et une diminution des translations supérieure (SHRyTR) et latérale (GAPzTR) (figure 4.1a) par rapport à la position du fragment du GT en début de chargement.

Une rotation positive survenait (figure 4.1b) autour de l'axe antérieur (GAPxROT), qui indiquait que le fragment du GT avait tendance à coller sur la surface de fracture. À l'inverse, le fragment du GT avait tendance à être tiré hors de l'implant en rotation autour de l'axe supérieur, tel qu'indiqué par la rotation négative GAPyROT.

Enfin, un mouvement aller-retour en rotation autour de l'axe latéral (SHRzROT) a été observé, avec une rotation négative sur la première demie de l'extension de la jambe suivie d'une rotation positive jusqu'à ce que la jambe ait atteint la position verticale.

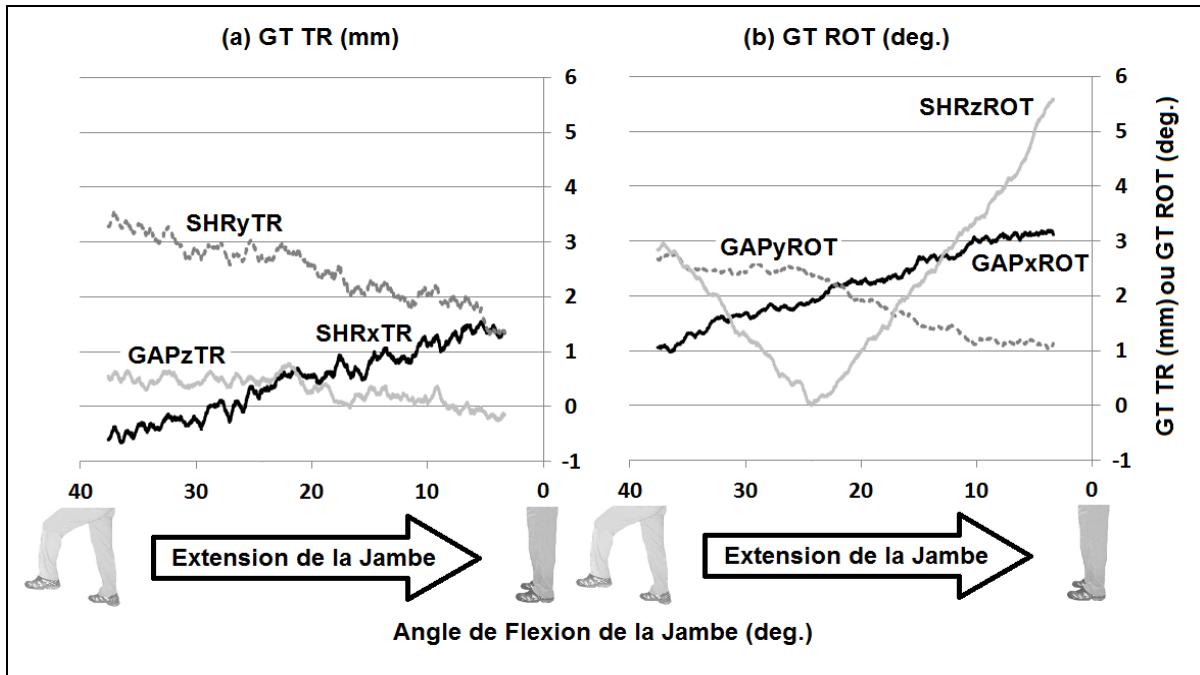


Figure 4.1 Évolution multidirectionnelle typique des mouvements du GT lors d'une extension unique de la jambe pour le SC3 et l'implant AL droit (a) TR (b) ROT

Une évolution multidirectionnelle (H1) typique des MIG et DÉP en TR et ROT sur tous les 20 cycles de montée d'escalier est présentée pour les implants AL et L sur la figure 4.2. Bien que la figure 4.1 montre une diminution de certaines variables (SHRyTR, GAPzTR et GAPyROT) lors d'un cycle unique d'extension de la jambe, une augmentation progressive de toutes les variables avait lieu au cours des 20 cycles.

La migration en translation a diminué de manière significative dans la direction antérieure (SHRxTR $P = 0,02$) lorsque l'implant antéro-latéral a été utilisé. L'implant AL a également diminué de manière significative les rotations en MIG autour de l'axe supérieur (GAPyROT $P = 0,01$) et de l'axe latéral (SHRzROT $P = 0,02$). Les translations en déplacements ont également diminué significativement en directions antérieure (SHRxTR $P = 0,04$) et latérale (GAPzTR $P = 0,03$) lorsque le fragment du GT était fixé par l'implant AL. Les DÉP en rotation n'ont été significativement diminués qu'autour de l'axe supérieur (GAPyROT $P = 0,04$) lors de l'utilisation de l'implant AL. Les valeurs significatives de P sont présentées sur la figure 4.3.

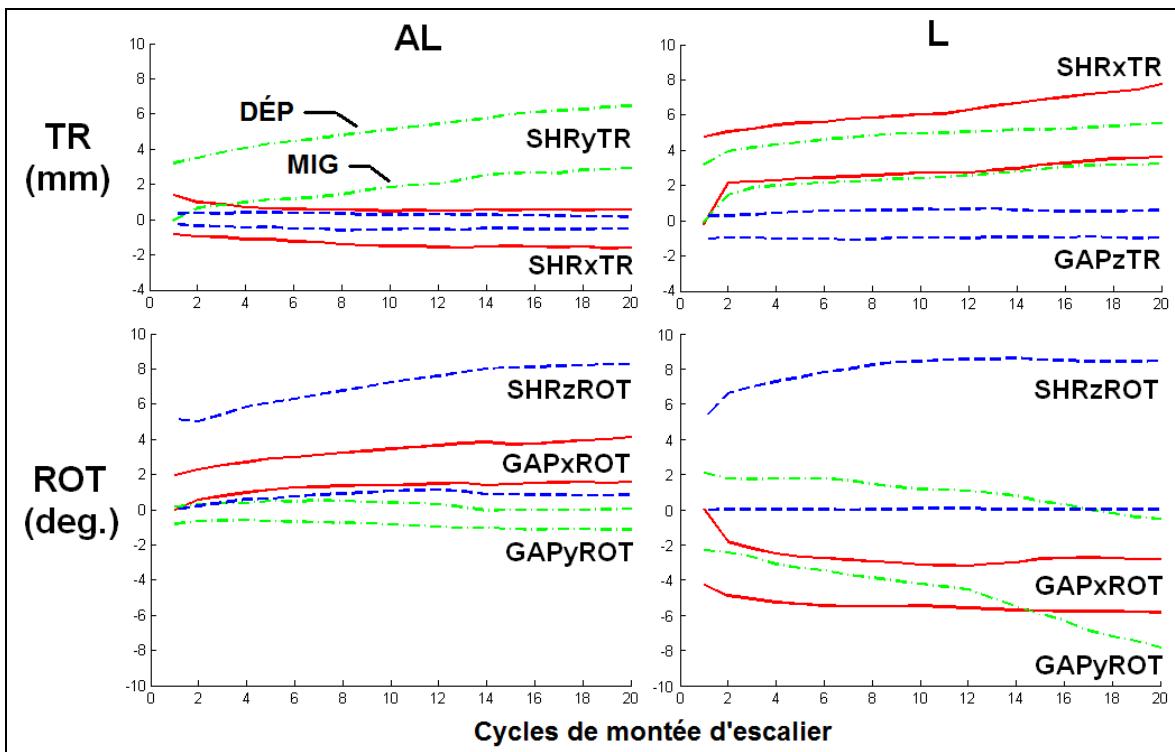


Figure 4.2 Évolution multidirectionnelle typique et cyclique des migrations (MIG : courbes jumelées inférieures) et déplacements (DÉP: courbes jumelées supérieures) pour une variation des méthodes de fixation d'un implant gauche AL à un implant droit L pour le SC2

4.1.2 Comportement biomécanique au dernier cycle

Les valeurs de MIG et DÉP (en TR et ROT) au vingtième cycle sont présentées sur les figures 4.3a et 4.3b respectivement. Dans tous les cas, l'implant AL a montré des MIG et DÉP inférieurs à l'implant L dus à la présence de la branche antérieure (H2).

Les MIG en TR ont varié de $-0,9 \pm 1,6$ mm à $2,2 \pm 2,9$ mm pour l'implant AL alors qu'elles variaient entre $-4,8 \pm 7,8$ mm et $9,6 \pm 9,5$ mm pour l'implant L. En ROT, les MIG variaient de $-2,5 \pm 3,3$ ° à $1,0 \pm 2,0$ ° avec AL et de $7,1 \pm 18,1$ ° à $16,8 \pm 16,4$ ° avec L.

De même, les DÉP en TR ont varié de $-1,5 \pm 0,8$ mm à $3,8 \pm 2,1$ mm pour l'implant AL alors qu'ils variaient entre $-6,0 \pm 5,1$ mm à $9,1 \pm 6,0$ mm pour l'implant L. En ROT, les MIG variaient de $2,6 \pm 1,5$ ° à $6,5 \pm 2,2$ ° avec l'implant AL et de $3,9 \pm 11,7$ ° à $14,0 \pm 10,3$ ° avec l'implant L.

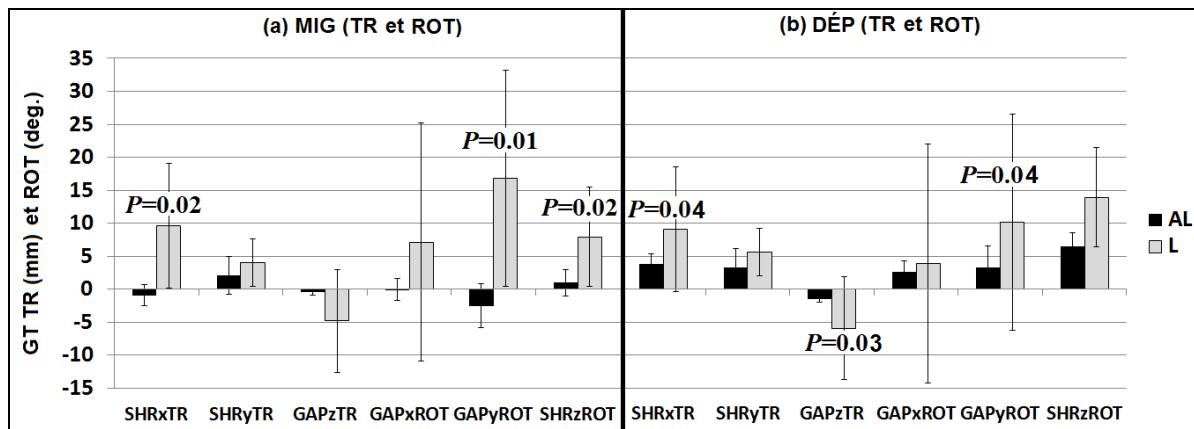


Figure 4.3 Migrations (MIG) et déplacements (DÉP) du GT fixé par implant AL ou L au dernier (20^{ème}) cycle de chargement (fémur gauche)

Enfin, aucunes corrélations significatives ($P > 0.05$) de Pearson n'ont été trouvées entre la densité minérale osseuse et MIG et DÉP pour toutes les directions ($r = 0,1 - 0,5$ pour MIG et $r = 0,0$ à $0,4$ pour DÉP).

4.1.3 Validation des résultats de MIG et DÉP

L'impact sur les résultats des dimensions de l'ostéotomie, du positionnement du bassin sur l'appareil de test mécanique, de la charge appliquée versus théorique ainsi que de la distribution de l'échantillon est présenté dans cette section.

Pour les spécimens cadavériques, aucune variation (ε) non-incluse examinée (équation 3.1 de la section 3.2.1) ni aucun effet systématique n'ont eu d'impact sur les résultats de MIG et DÉP en TR et ROT. Les écart-types de la figure 4.3, utilisés lors des analyses statistiques, représentent les variations incluses. Seul le paramètre GAPzTR en DÉP s'est avéré très sensible à la distribution et la taille de l'échantillon.

4.1.3.1 Impact des dimensions de l'ostéotomie

Pour vérifier l'absence de biais causé par l'ostéotomie, le ratio max/min des épaisseurs des GT des côtés gauche et droit ainsi que la moyenne des épaisseurs des GT selon le type d'implant ont été calculés et sont présentés dans le tableau 4.1.

Tableau 4.1 Résultat de l'impact de l'épaisseur de l'ostéotomie

SC	Épaisseur du GT (mm)			Implant (AL-L)			
	Côté gauche	Côté droit	Ratio (max/min)	Côté gauche	Côté droit	Moyenne AL (mm)	Moyenne L (mm)
SC1	21,0	23,0	1,10	AL	L	22,6 ± 3,1	22,6 ± 2,5
SC2	20,5	22,0	1,07	AL	L		
SC3	22,5	26,5	1,18	L	AL		
SC4*	22,0	24,0	1,09	AL	L		
SC5	26,0	26,0	1,00	L	AL		
SC6	18,0	20,0	1,11	L	AL		
SC7	19,5	20,0	1,03	AL	L		
SC8	25,0	25,0	1,00	L	AL		
SC9	19,0	22,0	1,16	AL	L		
SC10	24,5	26,0	1,06	L	AL		

* Le SC4 a été testé à 445,5 N versus tous les autres spécimens à 333,2 N. Les données de SC4 ne sont pas incluses dans les analyses statistiques.

Les valeurs de ratio ont varié d'un maximum de 1,18 à un minimum de 1,00. Les moyennes des épaisseurs (22,6 mm) selon le type d'implant étaient identiques. Le test Mann-Whitney effectué sur les épaisseurs d'ostéotomie par type d'implant a été non-significatif ($P > 0,05$). Cette vérification était informative car la totalité des 20 ostéotomies incluait cette source de variation via l'analyse appariée (tableau 3.6).

4.1.3.2 Impact du positionnement du bassin sur l'appareil de test mécanique

L'effet du positionnement du bassin sur l'appareil de test mécanique a été étudié par DCL. Les valeurs maximales et minimales de positionnement apparié du bassin ont été estimées

selon le plan anatomique latéral en translation perpendiculaire (TR z) et sur le plan frontal en rotation tangentielle (ROT x). Par étude expérimentale, cette variation totale du positionnement du bassin a été estimée à $\pm 2,5$ mm en translation et par calcul à $\pm 1^\circ$ en rotation. De cette façon, la variation maximale (2,5 mm en TR z) sur la charge appliquée sur les GT des spécimens cadavériques a été calculée à $\pm 0,0\%$ par hypoténuse avec la norme réelle entre les points P1-P2 de la figure 3.5 (ex. SC2 : $(\sqrt{(2,5 \text{ mm}^2 + 304,3 \text{ mm}^2)} - 304,3) / 304,3 * 100 = 0,003\%$) (tableau 4.2).

Tableau 4.2 Variation sur MIG et DÉP causée par la variation de positionnement des bassins

SC	Taille (cm)	Largeur des bassins (mm)	Norme réelle P1-P2 (figure 3.5) (mm)	TR z	ROT x
				Variation maximale estimée de la charge (%) donc, par ricochet, de MIG et DÉP (mm)	
SC2	152,4	277,2	304,3	$\pm 0,0$	$\pm 0,0$
SC5	165,1	283,5	315,3	$\pm 0,0$	$\pm 0,0$
SC1	175,3	289,6	318,6	$\pm 0,0$	$\pm 0,0$

Si on ajoute au 2,5 mm la variation maximale de l'épaisseur des GT d'un même spécimen (4 mm du SC3, tableau 4.1), le même calcul donne $\pm 0,02\%$ de variation sur la charge appliquée. Par ricochet, aucun effet sur les MIG et DÉP causé par le positionnement du bassin sur le montage n'était présent dû à la grande longueur du câble de chargement. En ROT x, cette variation découle directement, par calcul, de la translation en TR z et est donc considérée équivalente.

Les calculs ont été effectués sur trois spécimens cadavériques (SC2, SC5 et SC1) couvrant la plage complète des tailles et largeur de bassins des spécimens testés (de petit à grand respectivement).

4.1.3.3 Impact de la charge appliquée versus théorique

La courbe du chargement expérimentale (333,2 N) a été comparée avec la courbe théorique proposée par Heller *et al.* (2005) et un BW de 75,0 kg, ou une charge maximale de 837,3 N (figure 4.4).

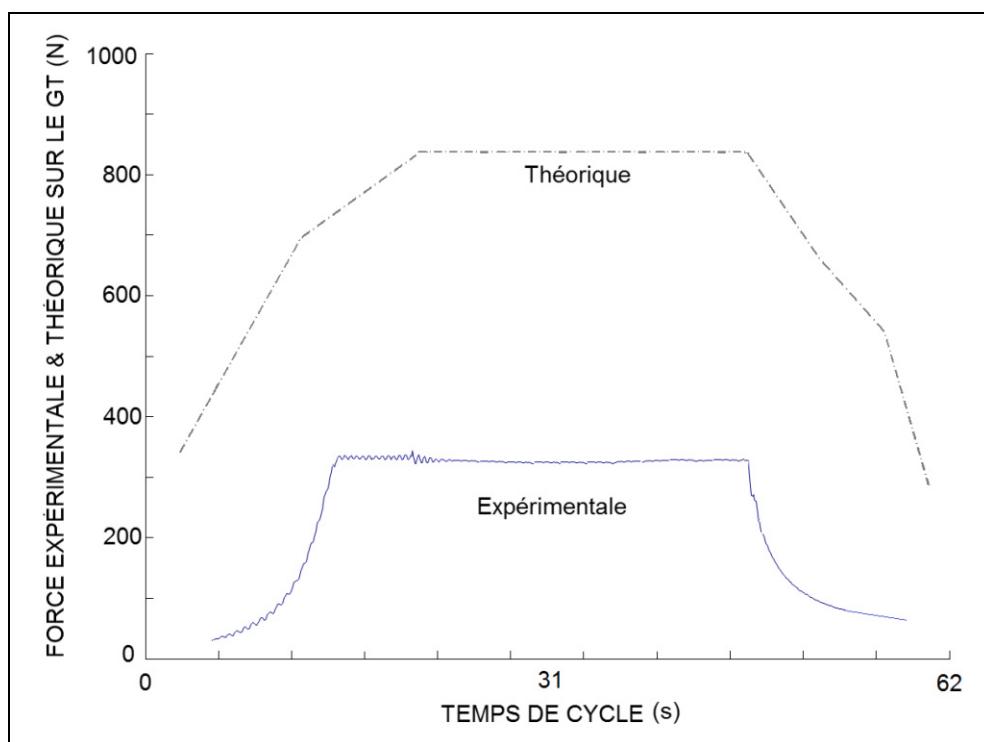


Figure 4.4 Comparaison de la charge expérimentale appliquée (section 3.1.1.3) sur le GT cadavérique versus théorique (Heller *et al.*, 2005)

Deux points importants sont ressortis de cette comparaison : 1) la pleine charge expérimentale se produisait plus tôt dans la séquence de chargement due à la compensation systématique nécessaire pour l'étirement des muscles du premier au vingtième cycle. L'amplitude de la charge était très inférieure à la charge théorique due à cette hyper-extensibilité des muscles. 2) au démarrage de l'extension quasi-statique, une oscillation de la charge causant une perte d'amplitude de l'ordre de 5 % (16,7 N) s'effectuait. Cette oscillation était causée par le mouvement spontané des poids libres vers le bas au démarrage

de l'extension. Cette perte systématique et appariée pour tous les spécimens n'a démontré aucun effet localisé sur les courbes de MIG et DÉP en TR et ROT.

L'analyse de l'impact sur les résultats (MIG et DÉP) d'une amplitude de chargement de 333,2 N versus 445,5 N du spécimen 4 ne permettait pas de tirer de conclusion (tableau 4.3). Toutes les valeurs de MIG en TR et ROT du SC4 se situaien dans la plage de variation des moyennes et écart-types des neuf autres spécimens. Une extrapolation de l'impact sur MIG et DÉP selon la pleine charge théorique de Heller *et al.* (2005) était donc impossible.

Tableau 4.3 Variation sur MIG causée par l'amplitude de la charge appliquée

SC	Charge (N)	TR			ROT		
		SHRx (mm)	SHRy (mm)	GAPz (mm)	GAPx (°)	GAPy (°)	SHRz (°)
SC 1-3	333,2	-0,9	2,2	-0,5	-0,0	-2,5	1,0
SC 5-10		$\pm 1,6$	$\pm 2,9$	$\pm 0,4$	$\pm 1,7$	$\pm 3,3$	$\pm 2,0$
SC4	445,5	-2,3	-0,1	-0,7	-1,5	0,5	0,0

Enfin, l'aspect quasi-statique de l'étude appariée (versus dynamique du plan expérimental sur spécimens synthétiques) a été évalué par un test de variation de la vitesse de l'extension de la jambe.

Pour une variation double de la vitesse d'extension de la jambe de 50 à 100 mm/s, la MIG en SHRxTR a triplé. Elle est demeurée stable pour la vitesse réelle des essais de 128 mm/s (Tableau 4.4) des spécimens synthétiques. Par comparaison, la vitesse des essais cadavériques était de 3 mm/s.

Ce test n'a été effectué que sur un seul spécimen synthétique avec la configuration ② du tableau 3.4. L'écart-type ($\pm 0,2$ mm) des essais du spécimen synthétique ② (section 4.2.2) indique que l'interprétation des résultats les rend informatifs et non absolus.

Tableau 4.4 MIG en SHRxTR versus la variation de la vitesse de l'extension de la jambe

Spécimen synthétique (2) (charge de 837,3 N)	V1 (mm/s)	V2 (mm/s)	VRéelle (mm/s)
Vitesses de l'extension (mm/s)	50	100	128
MIG SHRxTR (mm)	0,1	0,3	0,3

4.1.3.4 Impact de la distribution de l'échantillon

L'effet de la distribution de l'échantillon de l'étude appariée a été analysé en examinant la sensibilité des variables statistiquement significatives (MIG et DÉP en TR et ROT) suite au retrait séquentiel des spécimens cadavériques qui présentaient des résultats qui se situaient aux deux extrémités de la plage de variation ainsi qu'au centre.

Une analyse globale des spécimens a permis de cibler le retrait des spécimens qui présentaient des résultats globaux minimum et maximum, soient respectivement, les SC10 et SC8 en MIG et SC1 et SC9 en DÉP. Le SC2 a été retiré en MIG et DÉP pour ses résultats centralisés.

Des 18 fémurs testés à l'origine, ces retraits de spécimens diminuaient le nombre (N) d'échantillon à 16. Le retrait des données des spécimens mentionnés a affecté le niveau de signification statistique P selon le tableau 4.5.

En MIG, tous les P sont demeurés significatifs ($P \leq 0,05$) mais ils ont tous augmentés. En DÉP, seul le P de GAPzTR présentait des effets non-significatifs ($P > 0,05$) pour tous les retraits séquentiels.

Tableau 4.5 Impact de la distribution de l'échantillon sur les valeurs de P

MIG	P des variables significatives		
	SHRxTR	GAPyROT	SHRzROT
Tous les spécimens (N=18)	0,02	0,01	0,02
Retrait d'un spécimen central SC2 (N=16)	0,04	0,02	0,01
Retrait d'un spécimen minimum SC10 (N=16)	0,03	0,02	0,03
Retrait d'un spécimen maximum SC8 (N=16)	0,04	0,02	0,03
DÉP	P des variables significatives		
	SHRxTR	GAPyROT	GAPzTR
Tous les spécimens (N=18)	0,04	0,04	0,03
Retrait d'un spécimen central SC2 (N=16)	0,05	0,07	0,16
Retrait d'un spécimen minimum SC1 (N=16)	0,04	0,02	0,12
Retrait d'un spécimen maximum SC9 (N=16)	0,07	0,05	0,33

4.2 Protocole 2 : Étude par plan expérimental sur spécimens synthétiques

Cette section présente le comportement biomécanique du plan expérimental du protocole 2 lors du cyclage ainsi qu'au dernier cycle, soit le soixante-quinzième. Les résultats de la validation sont ensuite détaillés.

4.2.1 Comportement biomécanique lors du cyclage

Sur les neuf configurations testées, trois comportements principaux représentatifs ont été obtenus. La figure 4.5 montre une évolution multidirectionnelle (H1) typique des migrations (MIG) et des déplacements (DÉP) en cisaillement (SHR) et en décollement (GAP). Le fragment du GT est fixé selon les trois configurations suivantes de gauche à droite: vis à têtes bloquantes seules, vis à têtes bloquantes sur le GT et cerclages de câbles sur la diaphyse

(DIA), et cerclages de câbles seuls. Les mouvements de translation (TR) sont présentés sur les figures du dessus et les rotations (ROT) celles du dessous.

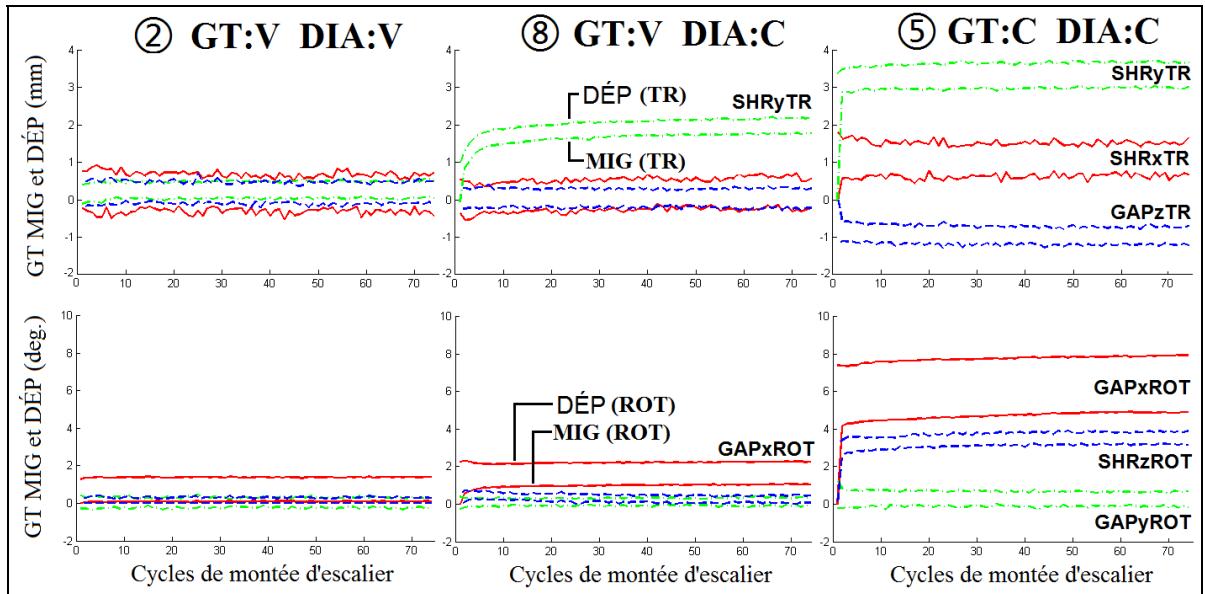


Figure 4.5 Évolution multidirectionnelle typique et cyclique des migrations (MIG) et déplacements (DÉP) pour une variation des méthodes de fixation

La migration (MIG) du fragment du GT a été la réponse la plus affectée par la méthode de fixation. La variation de la fixation par cerclages de câbles seuls (figure 4.6) à vis à têtes bloquantes seules a montré une réduction très significative de la MIG en TR et ROT (tous les $P << 0,01$ sauf $P = 0,66$ pour GAPyROT). La méthode de fixation sur la diaphyse a réduit significativement SHRyTR lorsque les vis ont été utilisés ($P << 0,01$). Le déplacement a été également significativement réduit en variant la fixation par cerclages de câbles seuls à vis à têtes bloquantes seules, mais dans une moindre mesure ($P << 0,01$ pour SHRyTR et GAPxROT et $P = 0,01$ pour SHRzROT ; tous les autres $P > 0,07$). La méthode de fixation de la diaphyse n'a montré aucune réduction significative de tous les DÉP (TR et ROT). Aucune interaction significative n'a été trouvée entre la méthode de fixation du GT et de la diaphyse (DIA).

La figure 4.6 montre la migration suite aux 75 cycles de montée d'escalier pour la configuration ⑤ (C-C). La figure de gauche est l'état initial alors que sur celle de droite le

cisaillement supérieur ainsi que le décollement latéral sont visibles et indiqués par les flèches.

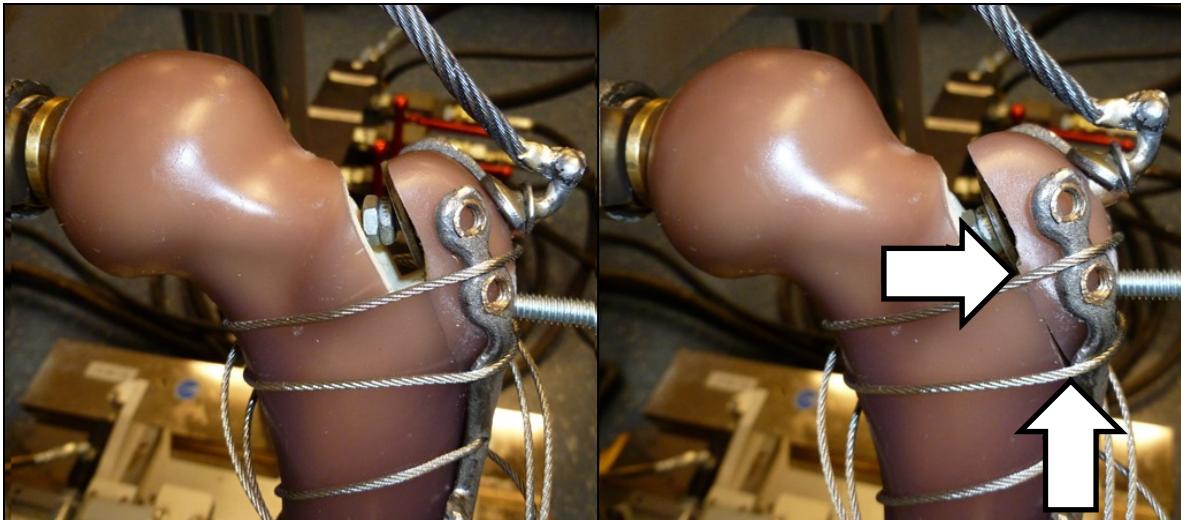


Figure 4.6 Migrations (MIG) de la configuration ⑤ (C-C) en cisaillement et en décollement (indiquées par les flèches → et ↑ respectivement)

4.2.2 Comportement biomécanique au dernier cycle

La figure 4.7 (a, b, c et d) présente un sommaire des migrations (MIG) et déplacements (DÉP) moyens en translation (TR) et rotation (ROT) pour toutes les directions et pour le dernier cycle de chargement. Elle montre l'impact des différentes méthodes de fixation du GT fracturé et instrumenté (H3).

Les migrations (MIG) absolues en translation (TR) (figure 4.7a) étaient inférieures à 0,5 mm dans toutes les directions lorsque des vis ont été utilisés à la fois sur le GT et la DIA (configurations ① - ③ et ⑥). Pour ces quatre cas, l'ajout de cerclages de câbles n'a pas réduit significativement les migrations. D'autre part, la fixation du GT avec des cerclages de câbles seuls (⑤ ⑦, et ⑨) a donné la plus forte MIG en TR, en particulier dans les directions SHRyTR ($2,4 \pm 0,7$ mm pour la configuration ⑤) et GAPzTR ($-2,2 \pm 0,3$ mm pour la configuration ⑨).

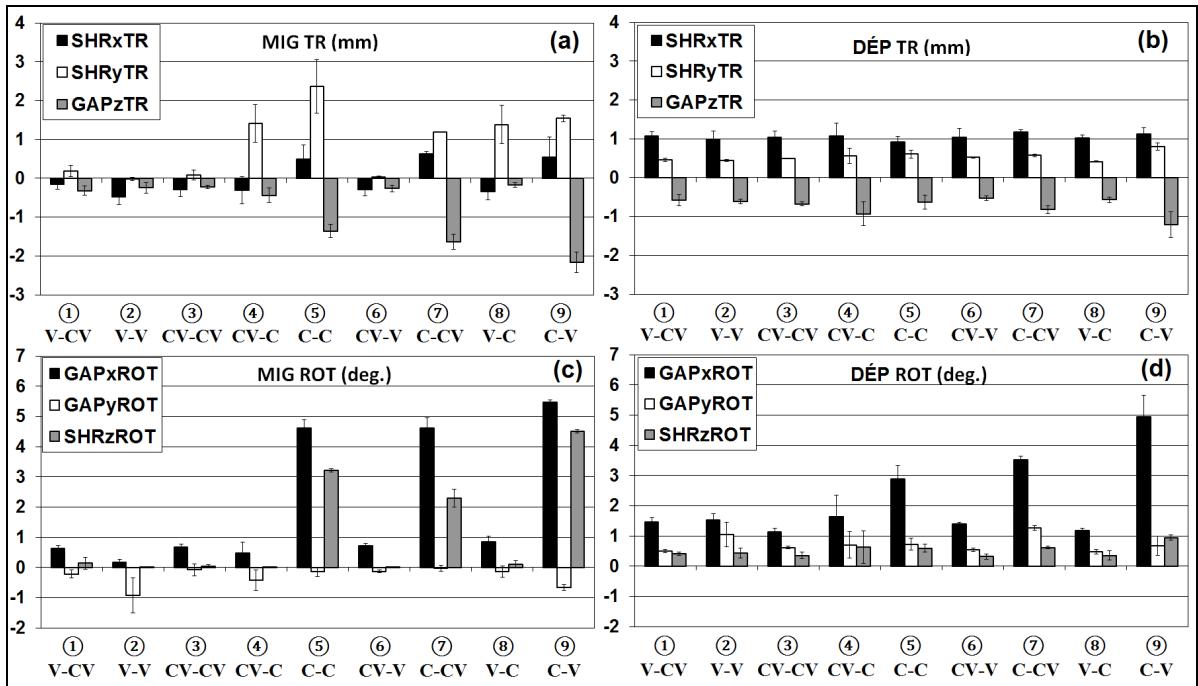


Figure 4.7 Migrations (MIG) et déplacements (DÉP) au dernier cycle de chargement pour les différentes méthodes de fixation du GT
 (a) MIG TR (b) DÉP TR (c) MIG ROT (d) DÉP ROT

Les déplacements en translation (figure 4.7b) étaient moins affectés que celles en migration selon la méthode de fixation et pour toutes les directions. Le déplacement global le plus élevé ($1,2 \pm 0,1$ mm dans la configuration ⑦) a été observé dans la direction antérieure (SHRxTR). Encore une fois, l'utilisation de cerclages de câbles en complément aux vis n'a pas fourni de réduction supplémentaire significative des déplacements.

Les migrations en rotation (figure 4.7c) étaient inférieures à $0,9^\circ$ dans toutes les directions lorsque des vis ont été utilisées sur le GT (① - ④, ⑥ et ⑧). A l'inverse, en utilisant des cerclages de câbles seuls sur le GT (⑤, ⑦ et ⑨), les rotations ont augmenté de $2,3^\circ$ à $5,5^\circ$, à l'exception de la direction GAPyROT.

Les déplacements les plus élevés en rotation ($> 2,9^\circ$) (figure 4.7d) ont été retrouvés dans les configurations avec cerclages de câbles sur le GT ⑤, ⑦ ⑨ autour de GAPxROT.

4.2.3 Validation des résultats de MIG et DÉP

L'impact sur les résultats causé par la charge appliquée versus théorique est présenté dans cette section.

Pour les spécimens synthétiques, aucune variation (ε) non-incluse (équation 3.1 de la section 3.2.1) ni aucun effet systématique n'a eu d'impact sur les résultats de MIG et DÉP en TR et ROT. Les écart-types de la figure 4.7, utilisés lors des analyses statistiques, représentent les variations incluses.

4.2.3.1 Impact de la charge appliquée versus théorique

La figure 4.8 présente la courbe du chargement expérimentale comparée à la courbe théorique proposée par Heller *et al.* (2005) pour un BW de 75,0 kg ou une charge maximale de 837,3 N. Ces courbes montrent des différences principalement au niveau du temps d'atteinte de la pleine charge et du temps de relâchement à la fin du cycle.

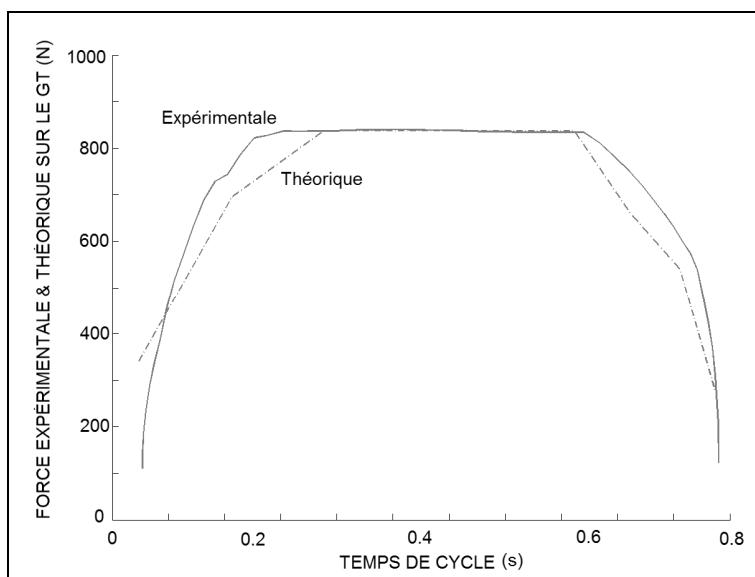


Figure 4.8 Comparaison de la charge expérimentale appliquée sur le GT synthétique (section 3.1.1.3) versus théorique (Heller *et al.*, 2005)

Ensuite, une étude par DCL a été complétée pour évaluer l'impact systématique sur les résultats de la position de l'attache sur le GT du câble simulant la traction du moyen fessier. Comme le concept utilisait un seul modèle de spécimen synthétique, aucune étude statistique n'était nécessaire.

L'impact sur les résultats a été estimé selon le plan latéral en rotation tangentielle (ROT z). La variation selon l'axe x de la position de l'attache du GT réelle versus la position théorique était de 2,0 mm pour un angle maximal d'extension du fémur. De cette façon, la variation sur la charge appliquée sur les GT des spécimens synthétiques a été calculée à 0,0 % par hypoténuse avec la norme réelle entre les points P1-P2 de la figure 3.5 ($(\sqrt{(2,0 \text{ mm}^2 + 136,6 \text{ mm}^2)} - 136,6) / 136,6 * 100 = 0,01 \%$) (tableau 4.6). Par ricochet, aucun effet sur les MIG et DÉP causé par la variation du positionnement de l'attache du câble de chargement n'était présent.

Tableau 4.6 Variation sur MIG et DÉP causée par la position de l'attache du moyen fessier sur le GT

Norme réelle P1-P2 (figure 3.5) (mm)	ROT z Variation maximale estimée de la charge (%) donc, par ricochet, de MIG et DÉP (°)
136,6	+ 0,0

4.3 Comparaison entre les protocoles in-vitro 1 et 2 et la littérature numérique

Tel qu'indiqué au tableau 3.7, toutes les variables MIG étudiées pouvaient être comparées pour les conditions suivantes : implant AL du protocole 1 comparé à la configuration ② du protocole 2 (vis à têtes bloquantes seules), au premier cycle de chargement à 333,2 N. Le tableau 4.7 présente un résumé de cette comparaison pour les deux protocoles de cette thèse et une étude de la littérature numérique. À noter que la charge maximale du modèle

numérique était approximativement le double de celle des protocoles in-vitro 1 et 2 et que cette étude ne présentait pas les déplacements.

Tableau 4.7 Comparaisons des migrations entre les protocoles in-vitro 1 et 2 et la littérature numérique pour un fémur gauche

MIG		Protocole 1		Protocole 2
TR : mm ROT : °		spécimens cadavériques (SC 1,2,6,9,10)*		spécimens synthétiques (① - ③, ⑥)
Implant : Y3 AL Cycle : 1 ^{er} (axes x, y, z selon figure 3.6)		Charge : 333,2 N DMO** : ≈ 350-600 mg/cc		
In-Vitro Protocoles 1 et 2	SHR TR	x	-0,7	-0,3
	SHR TR	y	2,0	0,2
	SHR ROT	z	1,5	0,1
	GAP ROT	x	-0,6	1,0
	GAP ROT	y	0,4	0,1
	GAP TR	z	-0,1	-0,2
Idem		Modèle numérique (MEF) Charge : 650 N		
Numérique*** (Bourgeois, 2010)	SHR TR	x	-0,3	
		y	0,5	
	SHR ROT	z	0,5	

* Le SC3 a été éliminé de par sa très petite taille versus le modèle sawbones qui était un modèle 'grand'. Les autres (SC5, SC7 et SC8) ont été éliminés dus à leurs DMO trop basses ou trop élevées.

** La densité minérale osseuse (DMO) du sawbone est de 270 mg/cc et a été établie pour des modules de compression spécifique impossible à établir sur les spécimens cadavériques. La DMO de comparaison a donc été choisie selon la plage moyenne des spécimens cadavériques.

*** L'étude MEF de Bourgeois (2010) ne présente que les migrations en cisaillement selon X et Y et en rotation autour de Z; de plus, elle ne présente pas les déplacements.

Pour les directions des migrations standardisées sur le fémur gauche (figure 3.6), le tableau 4.7 indique que les trois types d'études ont donné des résultats identiques sauf pour la rotation autour de l'axe x (GAPxROT) qui était négative pour le protocole 1 et positive pour le protocole 2.

Pour les amplitudes des migrations, le tableau 4.7 indique que les trois types d'études ont donné des résultats très différents. Dans tous les cas, l'étude par MEF a donné des valeurs de MIG en TR inférieures au protocole 1 malgré une charge 2 fois plus grande. Le protocole 1 a aussi donné des MIG en TR et ROT plus grandes que le protocole 2 pour 4 des 6 variables étudiées.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Ce chapitre présente une discussion sur les protocoles et les résultats. Pour chacun des protocoles, une comparaison avec la littérature ainsi qu'avec la pratique médicale est effectuée. Ensuite, la validité des résultats est abordée pour terminer avec la comparaison entre protocoles.

Un rappel des avantages de chacune des études est résumé dans le tableau 5.1 pour permettre au lecteur une meilleure compréhension de la pertinence et de la spécificité des deux protocoles. Le point majeur de ce résumé se situe au niveau du réalisme des expérimentations, qui exige cependant des moyens beaucoup plus importants.

Tableau 5.1 Résumé des avantages des protocoles 1 et 2

Avantages	Protocole 1 Étude appariée sur spécimens cadavériques	Protocole 2 Plan expérimental sur spécimens synthétiques
Hypothèses (H) vérifiées	H1 et H2	H1 et H3
Anatomique	Variabilité biologique (dimension, densité osseuse)	Variation inter spécimen très faible
	Points d'attaches musculaires réels	Facile à se procurer et manipuler
	Effets de la matière adipeuse, muscles, ligaments, tendons, fluides, etc.	Pas de précautions 'biologiques', de formations ni procédures spéciales
Chirurgical	Pose réaliste de la plaque Y3	Contrôle des paramètres par gabarit
Expérimental	Extension réelle (tête fémorale dans l'acétabulum)	Chargement dynamique
Résultat	Comportements biomécaniques réalistes	Comportements biomécaniques aseptisés avec effets nets
Publication	Plus crédible pour les médecins et revues médicales	Études exploratoires ciblant des effets

5.1 Protocole 1 : Étude appariée sur spécimens cadavériques

Cette étude quasi-statique a démontré le comportement biomécanique multidirectionnel (H1) d'un fragment du GT cadavérique instrumenté soumis à des conditions de montée d'escalier. L'effet important d'une plaque de blocage de la direction antérieure (H2) réduisant les migrations et les déplacements du GT a aussi été démontré. Ces deux hypothèses (H1 et H2) ont été démontrées via la réalisation des objectifs O1, O2 et O3.

Les plaques du GT doivent contrer les translations et rotations dans toutes les directions anatomiques. Les plaques latérales actuelles ne bloqueraient pas suffisamment les mouvements dans la direction antérieure. Dans cette direction, le comportement biomécanique à l'intérieur d'un cycle d'extension de la jambe unique a montré un mouvement complexe aller-retour du fragment du GT avec une rotation dans le sens de la jambe (SHRzROT) dans la première moitié du cycle suivi d'une rotation inverse au sens de la jambe jusqu'à l'extension totale de celle-ci. En translation, deux directions (SHRyTR et GAPzTR) ont été diminuées par l'extension de la jambe.

La branche antérieure a réduit de façon significative 6 des 12 variables étudiées (H2). Deux variables importantes sont ressorties de cette étude en MIG et DÉP, soient la translation antérieure (SHRxTR) et la rotation autour de l'axe supérieur (GAPyROT).

5.1.1 Comparaison avec la littérature

Des études biomécaniques antérieures sur implants du GT ont été réalisées dans un mode quasi-statique (Baril *et al.*, 2012 and 2013; Bourgeois, 2010; Dall et Miles, 1983; Hersh *et al.*, 1996; Khanna *et al.* 2007; Markolf *et al.*, 1979; Plausinis *et al.*, 2003; Schwab *et al.*, 2008; Thakur *et al.*, 2008). L'étude actuelle a innové en simulant une montée d'escalier (Heller *et al.*, 2005) quasi-statique dans une tentative d'approcher et de mieux reproduire les migrations observées chez les patients. Jusqu'à 500 cycles ont été effectués dans les tests

préliminaires sur spécimens synthétiques montrant une stabilisation rapide de la migration des fragments du GT, ce qui a conduit à limiter les expériences à 20 cycles.

Il ne semble y avoir aucun consensus clinique concernant l'amplitude de la migration du GT provoquant des défaillances (Bal *et al.*, 2006; Barrack *et al.*, 2005; Lakstein *et al.*, 2009; Silverton *et al.*, 1996). Les valeurs mentionnées varient de 3, 5, 10 mm à 15 mm de migration (tableau 1.6). Les migrations moyennes en translation mesurées avec l'implant AL étaient inférieures ou dans le bas de cette plage se situant à $-0,9 \pm 1,6$ mm, $2,2 \pm 2,9$ mm et $-0,5 \pm 0,4$ mm dans les directions SHRxTR, SHRyTR et GAPzTR respectivement. Les migrations en translation obtenues avec l'implant L étaient de 1142 % ($9,6 \pm 9,5$ mm), 88 % ($4,0 \pm 3,6$ mm) et 920 % ($-4,8 \pm 7,8$ mm) supérieures respectivement.

L'ampleur des déplacements affectant le fragment du GT au cours de la période postopératoire de guérison est inconnue et n'a pas été documentée dans les études cadavériques *in vitro* publiées précédemment dans la littérature. Les déplacements plutôt que les migrations pourraient avoir un rôle important dans la compréhension du mécanisme de défaillance. Les valeurs de déplacement en translation avec l'implant AL ($3,8 \pm 2,1$ mm, $3,2 \pm 1,4$ mm et $-1,5 \pm 0,8$ mm en directions SHRxTR, SHRyTR et GAPzTR respectivement) étaient toutes plus élevées que les valeurs de migrations. Ceci suggère que les radiographies standards et statiques ne disent pas tout lors de l'évaluation clinique des défaillances et non-unions osseuses. On pourrait également supposer que les unions fibreuses seraient associées à des déplacements excessifs et répétitifs. Les valeurs de déplacement en translation obtenues avec l'implant L étaient de 140 % ($9,1 \pm 6,0$ mm), 72 % ($5,6 \pm 4,0$ mm) et 286 % ($-6,0 \pm 5,1$ mm) supérieures respectivement.

5.1.2 Comparaison avec la pratique médicale

En pratique orthopédique, une non-union ou une défaillance est évaluée sur les radiographies standards par des mesures de migrations en translation. Les migrations en rotation sont rarement prises en compte. Toutefois, lorsqu'elles sont excessives telles que les rotations

observées avec l'implant latéral, elles pourraient altérer les fonctions biomécaniques des patients (Amstutz *et al.*, 1978; Pritchett, 2001).

Durant les expériences, le fragment du GT a progressivement été tiré hors de l'implant latéral lors de l'extension de la jambe. Ce comportement s'est amplifié, cycle après cycle, générant une translation antérieure significative (SHRxTR) ainsi qu'une rotation en cisaillement antérieure (SHRzROT) associée à une rotation autour de l'axe supérieur (GAPyROT). Ce mécanisme a causé la défaillance de l'implant latéral en moyenne à 12 cycles (intervalle de 3 à 20 cycles), tandis que tous les implants antéro-latéraux ont survécu à la totalité des 20 cycles. Ce mécanisme de défaillance pourrait être représentatif de celles observées en clinique avec les plaques latérales commerciales actuellement disponibles.

Les 20 poses chirurgicales des implants ont aussi fait ressortir qu'un implant latéral mal formé pourrait permettre plus de défaillance qu'un implant antéro-latéral mal formé et que la branche antérieure pourrait possiblement compenser pour ce formage inadéquat. Les annexes IV et V présentent ce formage inadéquat.

Enfin, malgré que la littérature mentionne que la petite dimension du fragment peut contribuer à la défaillance de l'implant (Jarit *et al.*, 2007), aucune corrélation entre le nombre de cycle à la défaillance et l'épaisseur du fragment n'a été obtenue.

5.1.3 Validation des résultats de MIG et DÉP

Une ostéotomie standard a été effectuée afin de simuler une fracture du GT beaucoup plus complexe et moins reproductible tel que suggéré par Todd *et al.* (2007) et Thakur *et al.* (2008). Une fracture multi-fragment, beaucoup plus complexe à reproduire, n'a pas été considérée ni étudiée non plus. Cette reproductibilité de la fracture simulée par ostéotomie a permis d'obtenir l'effet relatif des deux types d'implant. Le test Mann-Whitney n'a montré aucun biais causé par les épaisseurs des ostéotomies. Pour l'angle d'ostéotomie, Plausinis *et al.* (2003) mentionnent qu'il n'a pratiquement pas d'effet sur le transfert des charges en

expérimentation in-vivo. Enfin, cette étude n'a pas permis de démontrer si une ostéotomie standard avait un impact plus important, ou non, sur les résultats en cisaillement qu'en décollement.

L'impact de la densité minérale osseuse n'a pu être significativement évalué dans l'étude actuelle en raison du nombre limité de spécimens cadavériques. Cependant, la technique de fixation proposée (Laflamme *et al.*, 2012) en utilisant des plaques autobloquantes antéro-latérales a montré de bons résultats cliniques sur des patients allant jusqu'à 88 ans (moyenne de 68 ans).

En ce qui concerne les conditions de chargement, la force appliquée sur les muscles fessiers était inférieure à celle proposée par Heller *et al.* (2005) due à des limites d'élongation et de déchirement des muscles, et ce en partie causé par la dégradation dû au cycle de congélation-décongélation. Une charge dynamique n'a donc pu être réalisée tel qu'au protocole 2 dû à l'ajustement nécessaire aux muscles causé par leur hyper-extensibilité lors du mouvement d'extension. On peut supposer que les expériences représentaient un patient en conditions postopératoires, avant la guérison complète, qui retourne à ses activités quotidiennes normales avec une assistance technique. Malgré cette différence, il demeure que les 2 expérimentations appariées comportaient des conditions de test identiques de chaque côté d'un même spécimen. La comparaison entre les deux types d'implants (AL versus L) pouvait donc être effectuée. La charge était quasi-statique mais continue avec une vitesse d'extension de la jambe de l'ordre de 3 mm/s. De plus, l'application de la charge à l'aide d'un long câble qui compensait pour les erreurs de positionnement a grandement permis de minimiser les variations sur les résultats.

Malgré que d'autres muscles agissent sur le GT lors de l'extension de la jambe, Stolk *et al.* (2001) a démontré que les petits et moyens fessiers sont les plus importants. L'effet du tenseur du fascia lata qui agit en compression sur le GT, et non représenté dans cette étude, est peu important selon cette même étude. Des muscles sont aussi coupés volontairement lors

des chirurgies tels les muscles jumeaux (figure 1.3) mais sans impact important sur les résultats post-opératoires.

Enfin, la charge de 445,5 N du SC4 (versus 333,2 N pour les autres) n'a pas permis d'extrapoler les résultats vers la pleine charge théorique de Heller *et al.* (2005). On peut supposer que d'autres facteurs, tels le formage de la plaque et la densité minérale osseuse, ont eu plus d'impact que la différence de charge de 112,3 N.

Finalement, il ressort, de la section 4.1.3 de la validation du protocole 1, que pour la migration tous les écarts entre les valeurs de P sont très faibles et suggèrent que le nombre de spécimen nécessaire a été atteint. En déplacement, la variable GAPzTR doit cependant être considérée avec attention dû à sa grande sensibilité à la taille et la distribution de l'échantillon. Malgré que la littérature présente des études récentes utilisant un nombre similaire de fémurs (de 7 à 19 fémurs humains, tableau 1.4) à cette étude (20 fémurs), l'ajout de spécimen aurait probablement été bénéfique à la stabilité de l'analyse statistique pour les variables significatives en déplacement (DÉP).

5.2 Protocole 2 : Étude par plan expérimental sur spécimens synthétiques

Cette étude biomécanique dynamique a démontré l'effet de la fixation par vis à têtes bloquantes et par cerclages de câbles sur les migrations et les déplacements multidirectionnels du GT lors d'une extension de la jambe (H1). La fixation par vis était clairement la configuration optimale (H3), minimisant à la fois les migrations du GT en translation et rotation, ce qui pourrait augmenter la stabilité du GT et favoriser sa guérison. L'ajout de cerclages de câbles n'a pas contribué de manière significative à la stabilité du GT (H3). Ces hypothèses (H1 et H3) ont été démontrées via l'atteinte des objectifs O1, O2 et O4.

Une migration multidirectionnelle (H1) en cisaillement et rotation antérieure importante et significative a également été démontrée dans cette étude lors de l'utilisation de cerclages de câbles seuls sur le GT. Une fois amorcée, la migration du GT était amplifiée par le

relâchement des cerclages de câbles tel qu'observé lors des expériences. En plus du délai accru de guérison causé par un écart excessif à l'interstice de la fracture, les fonctions biomécaniques pourraient être affectés par une réduction du GT mal alignée lorsque du cisaillement est présent.

La migration a eu lieu dans les premiers cycles répétitifs tandis que les déplacements sont demeurés quasi-stables au cours des 75 cycles. Les déplacements antérieurs (moyenne de $1,1 \pm 0,1$ mm) étaient plus de deux fois supérieurs à ceux proximal-distaux ($0,5 \pm 0,1$ mm) et représentaient 75 % du déplacement total ($1,4 \pm 0,1$ mm). Ceci suggère que le blocage des déplacements antérieurs du GT pourrait encore être amélioré dans la conception des dispositifs de fixation actuels.

5.2.1 Comparaison avec la littérature

Comme pour l'étude appariée du protocole 1, la présente étude a innové en simulant dynamiquement une montée d'escalier. Les tests préliminaires ont montré une stabilisation rapide de la migration du fragment du GT, ce qui a conduit à limiter les expériences à 75 cycles. Chaque cycle de montée d'escalier a été simulé en 0,8 secondes durant les expériences pour tenter de reproduire les conditions de chargement réalistes menant aux migrations du GT observées en clinique.

Les études biomécaniques mentionnées précédemment (section 5.1.1) ont utilisé dans une proportion similaire des spécimens cadavériques ou synthétiques. Dans la présente étude, comme la technique chirurgicale avait été démontrée sur 15 patients par Laflamme *et al.* (2012), des spécimens synthétiques étaient mieux adaptés pour établir l'impact de l'utilisation de cerclages de câbles en minimisant la variabilité inter spécimens. En outre, l'utilisation de spécimens synthétiques a permis d'effectuer des expériences dynamiques, par opposition à quasi-statique, qui n'auraient pas été possibles avec des échantillons cadavériques en raison de l'hyper-extensibilité des muscles.

Thakur *et al.* (2008) a testé un système Dall-Miles (Stryker, Kalamazoo, MI) fixé par cerclages de câbles seulement. Il a montré une migration quasi-statique en SHRyTR maximale de 2,5 mm pour une amplitude de charge équivalente en comparaison à 0,2 mm obtenue avec la plaque Y3 sous chargement dynamique. Baril *et al.* (2013) a testé un dispositif Zimmer *Cable Ready* (Warsaw, IN) (cerclages de câbles seulement) sous des conditions quasi-statiques de montée d'escalier, mais avec une amplitude de charge plus faible en raison des limitations du montage (650 N vs 837,3 N). Il a rapporté des migrations dans les directions SHRxTR, SHRyTR et GAPzTR de 0,8, 1,1 et 1,3 mm respectivement, par rapport à la migration maximale de 0,5 mm (toutes directions confondues) obtenue avec la technique de cette thèse. Une rotation antérieure (SHRzROT) de 3,1 ° a également été trouvée par Baril *et al.* (2013), similaire à celle obtenue avec la plaque Y3 en utilisant des cerclages de câbles seulement ($3,3 \pm 0,1$ °), mais sous charge plus faible que dans la présente étude. Ceci suggère que la branche antérieure de la plaque Y3 réduit aussi la migration, même lorsqu'elle est utilisée avec des cerclages de câbles seuls.

5.2.2 Comparaison avec la pratique médicale

En présence de conditions particulières telles que la présence d'une tige fémorale, d'ostéoporose ou d'une masse osseuse insuffisante, les chirurgiens orthopédiques pourraient envisager de compléter ou de remplacer les fixations par vis avec des cerclages de câbles. Cette étude a suggéré que la fixation sur la diaphyse avec des cerclages de câbles seuls était acceptable (H3), telle qu'implantée aussi sur des patients par Laflamme *et al.* (2012). Même si la migration supérieure en cisaillement de $1,4 \pm 0,4$ mm était plus grande avec cerclages de câbles qu'avec vis, elle est demeurée inférieure à 2 mm, le seuil de guérison en cisaillement mentionné par Bredbenner *et al.* (2005). Un meilleur formage in situ du contour de l'implant pourrait aussi avoir contribué à réduire cette migration. A l'inverse, la fixation du GT par cerclages de câbles seuls n'est pas recommandée avec l'implant Y3 (H3). Une migration en décollement jusqu'à 2,5 mm, plus grande que le seuil de guérison de 1 mm mentionné par Bredbenner *et al.* (2005), a été observée dans ce cas.

La pose des cerclages de câbles a aussi montré leur utilité pour le positionnement et la fixation préliminaires du fragment du GT pour permettre une pose finale des vis plus aisée.

5.2.3 Validation des résultats de MIG et DÉP

Comme pour l'étude appariée, une ostéotomie standard a été effectuée afin de simuler une fracture du GT beaucoup plus complexe et moins reproductible tel que suggéré par Thakur *et al.* (2008) et Todd *et al.* (2007). Cette reproductibilité de la fracture a permis d'obtenir l'effet relatif de chaque type de fixation.

En ce qui a trait aux conditions de chargement, même si la montée d'escalier n'est généralement qu'autorisée qu'après quelques semaines postopératoires, elle représentait un scénario plausible et hostile qui pourrait conduire à une fracture du GT ou à la défaillance de l'implant trochantérien.

L'impact de la différence entre les courbes de chargement théoriques et appliquées (figure 4.8), donc sur les résultats, est très difficile à évaluer sur les composantes de cisaillement et décollement en translation et rotation car les expérimentations étaient dynamiques. La pleine charge se produisait plus tôt et ce lorsque le fémur était à sa position angulaire qui permettait le plus de mouvements PA. De légères migrations et déplacements supplémentaires en direction PA pourraient avoir eu lieu. Considérant que la durée à la montée et à la descente étaient de quelques dixièmes de secondes, cet effet était cependant probablement minimal et largement sous l'incertitude des données théoriques de Heller *et al.* (2005) acquises sur cinq patients seulement. De plus, si effet il y avait, il était systématique sur la totalité des 27 expérimentations, donc n'influait pas sur les études statistiques.

Cette étude a toutefois reproduit les courbes de montée d'escalier dynamiques proposées par Heller *et al.* (2005) avec une faible marge d'erreur. Ces courbes ont été calculées à l'origine par modèles biomécaniques inverse et direct sur 6 patients, sur lesquels des forces internes et externes ont été mesurées permettant ces calculs.

Enfin, cette étude n'a pas examiné les mécanismes d'une éventuelle défaillance de l'implant Y3 qui pourrait se produire après plusieurs milliers de cycles, en comparaison avec les 75 cycles effectués.

5.1 Comparaison entre les protocoles in-vitro 1 et 2 et la littérature numérique

Chacun des protocoles était spécifique aux hypothèses à démontrer. La comparaison directe entre les protocoles 1 et 2 doit se faire avec précaution. Elle est une valeur ajoutée et non un objectif de cette thèse.

Seules deux conditions différaient entre les protocoles, soient la position de l'attache musculaire (due à l'utilisation de spécimens cadavériques et synthétiques) et l'aspect dynamique versus quasi-statique. La première condition n'a pas démontré d'effets importants selon l'étude par DCL de la section 4.2.3.1. L'aspect dynamique de l'étude par plan expérimental représentait un patient en condition postopératoire dont la fusion était toujours incomplète mais qui pouvait se déplacer et monter un escalier à une vitesse normale. Pour l'aspect quasi-statique de l'étude appariée, la montée d'escalier se faisait plutôt à vitesse lente. Cette deuxième condition suggérait une variation non-négligeable des MIG et DÉP entre les deux protocoles (1 et 2). Le test unique sur spécimen synthétique (section 4.1.3.3) a indiqué que la variation du simple au double de la vitesse d'extension a triplé la migration du fragment du GT. On pourrait supposer que les valeurs des résultats du protocole 1 auraient augmenté avec des tests dynamiques (versus quasi-statiques). Malgré cela, le tableau 4.7 indique que les résultats en MIG en TR du protocole 1 (étude appariée) sont déjà plus élevés que ceux du protocole 2 pour 4 des 6 variables. Le fromage quasi-parfait de la plaque Y3 sur les spécimens synthétiques et la meilleure DMO de ceux-ci ont probablement contribué à cette différence.

Enfin, la littérature présente généralement des résultats de migrations d'études in-vivo sur spécimens cadavériques plus grands que sur spécimens synthétiques (section 5.1.1 versus section 5.2.1). Les études par MEF sont aussi reconnues pour être plus rigides que les études

in-vivo tels que les résultats le corroborent dans le tableau 4.7. Les études de Petit *et al.* (2012) et Bourgeois (2010) indiquent aussi cette tendance. La logique est donc ici à nouveau respectée dans cette thèse.

CONCLUSION

En conclusion, les dispositifs actuels de fixation du GT proposent un blocage supérieur et latéral mais permettent d'importants mouvements antérieurs. Une plaque en forme de Y avec branches latérale et antérieure fixées par vis à têtes bloquantes a été testée sur deux bancs d'essais expérimentaux simulant une extension de la jambe en chargement pour déterminer: 1) le comportement biomécanique d'un fragment du GT, 2) l'effet de la branche antérieure sur les migrations et déplacements du GT et 3) les méthodes de fixation optimales et acceptables par vis à têtes bloquantes et cerclages de câbles.

Le fragment du GT a montré des mouvements multidirectionnels lors de l'extension de la jambe (H1). L'implant latéral a présenté une défaillance en rotation autour de l'axe supérieur et en translation antérieure. La branche antérieure a limité de façon significative cette défaillance (H2). Enfin, l'ajout de cerclages de câbles a été bénéfique essentiellement sur la diaphyse lorsque les fixations par vis n'étaient pas réalisables (H3). Pour la réduction de la fracture du GT, une plaque en forme de Y avec branches latérale et antérieure fixées par vis à têtes bloquantes est une alternative efficace aux chirurgies actuelles avec plaques latérales.

Bien que certaines limitations étaient présentes, ce projet doctoral a contribué à l'avancement des connaissances principalement par la compréhension du mode de défaillance de la fixation du GT due à la biomécanique complexe du fragment osseux. Comme en fait foi le pourcentage élevé de complications postopératoires, ce mode n'était pas encore suffisamment compris. À terme, les trois questions de recherche confirmées, les quatre objectifs atteints et les publications (annexes I, II et III) permettront les retombées suivantes :

- La direction des ingénieurs biomédicaux vers la conception d'implants bloquant cette direction PA négligée jusqu'à maintenant;
- L'utilisation de plaques autobloquantes antéro-latérales pour fixer le GT fracturé;
- Ce travail pourrait aussi bénéficier aux chirurgies du coude et de l'épaule de par une biomécanique similaire (Lin *et al.*, 2012).

RECOMMANDATIONS

La prochaine étape de ce projet de recherche sera de finaliser la conception de l'implant. Les recommandations suivantes pourront être utilisées comme point de départ.

- 1) Plusieurs largeurs de plaque seront nécessaires pour assurer une pose adéquate sur les grands trochanters d'une large population. Possiblement deux largeurs (petit-moyen et moyen-grand) seraient nécessaires comme c'est le cas pour la Zimmer NCB;
- 2) Plusieurs longueurs de plaque seront nécessaires pour assurer une pose adéquate sur une panoplie de fractures telles celles de la figure 1.5. Possiblement six longueurs seraient nécessaires comme c'est le cas pour la Zimmer NCB;
- 3) La plaque devra permettre d'être formée facilement à l'aide d'outils standardisés, principalement pour les contours latéral et antérieur;
- 4) La plaque devra inclure plus de trous (dans les régions du GT et de la diaphyse) pour permettre plus de flexibilité pour la pose de vis à têtes bloquantes comme c'est le cas pour la Zimmer NCB;
- 5) La fixation sur la diaphyse devra inclure des vis plus espacées selon l'axe fémoral pour contrer plus efficacement l'effet aller-retour en rotation antérieure induit par l'extension de la jambe.

Enfin, une étude clinique éventuelle de la fixation du GT avec la plaque Y3 aurait tout à gagner par l'utilisation de la technique d'analyse par radiostéréométrie (RSA) combinée à des radiographies 2D AP et LAT. Cette technique permet de quantifier les déplacements en 3D entre des implants et l'os hôte et d'en mesurer la migration et l'usure.

La technique RSA, principalement utilisée en orthopédie (Lebel *et al.*, 2010), est très précise. Elle présente, pour des études spécifiques, une variabilité de $\pm 0,03$ mm (Onsten *et al.*, 2001). De plus, un faible nombre de sujets peut être utilisé lors des études dû à la grande précision de la technique.

Cette technique a déjà été utilisée pour le suivi du comportement biomécanique d'implant de la hanche (Bragdon *et al.*, 2004; Grant *et al.*, 2005; Halliday *et al.*, 2003; Kärrholm *et al.*, 1999; Pineau *et al.*, 2010) mais jamais pour le suivi du GT instrumenté. Enfin, Valstar (2005) a établi les conditions standardisées pour l'utilisation de la technique de RSA.

ANNEXE I

ARTICLE PUBLIÉ AU *MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING*

Med Biol Eng Comput (2012) 50:411–417
DOI 10.1007/s11517-012-0892-x

ORIGINAL ARTICLE

The effects of femoral neck cut, cable tension, and muscles forces on the greater trochanter fixation

Yvan Petit · Luc P. Cloutier · Kajsa Duke ·
G. Yves Laflamme

Received: 18 August 2011 / Accepted: 1 March 2012 / Published online: 9 March 2012
© International Federation for Medical and Biological Engineering 2012

Abstract Greater trochanter (GT) stabilization techniques following a fracture or an osteotomy are still showing high levels of postoperative complications. Understanding the effect of femoral neck cut placement, cable tension and muscles forces on GT fragment displacements could help surgeons optimize their techniques. A 3D finite element model has been developed to evaluate, through a statistical experimental design, the impact of the above variables on the GT fragment gap and sliding displacements. Muscles forces were simulating typical daily activities. Stresses were also investigated. The femoral neck cut placement had the most significant effect on the fragment displacement. Lowering it by 5 mm increased the gap and sliding fragment displacements by 288 and 128 %, respectively. Excessive cable tightening provided no significant reduction in fragment displacement. Muscle activities increased the gap and the sliding displacements for all muscle configurations. The maximum total displacement of 0.41 mm was present with a 10 mm femoral neck cut, a cable tension of 178 N, and stair climbing. Caution must be used not to over tighten the cables as the potential damage caused by the increased stress is more significant than any reduction in fragment displacement. Furthermore, preservation of the contact area is important for GT stabilization.

Keywords Greater trochanter · Finite element analysis · Cable · Fixation device · Trochanteric osteotomy

1 Introduction

Reattachment of the greater trochanter (GT) following a fracture or an osteotomy during revision of a total hip arthroplasty requires a system achieving rigid fixation. Despite numerous methods for fixation of the GT have been described, a high rate of non-union (9–31 %) is still reported [1, 12], suggesting that this remains an unresolved problem.

In the 1970s clinical studies evaluating monofilament wiring techniques were reporting displacement of GT in 2.7–19.4 % of the cases and wire breakage from 17.2 to 32 % [6]. The Dall–Miles multifilament trochanter cable grip system [7], introduced in the 1980s, incorporated an H-shaped plate system that attached only to the GT fragment. This system was seen as an improvement to monofilament wiring but many cases of failure were still reported [16]. Even the second-generation trochanteric system (incorporating improved filament bundle pattern, plates and provisional fixation with retightening) report disappointing rates of non-union (14.6 %) and cable breakage (19 %) [1]. Mechanisms of failure associated with all these greater trochanter reattachment (GTR) devices are still poorly understood.

During hip surgeries, surgeons can only directly act on few parameters such as the femoral neck cut placement and the cable tension. It is therefore important for them to have a better understanding of their subsequent effects. Furthermore, a lack of comprehension of the muscles forces on the GT during daily routine activities such as walking and stair climbing might lead to complications if not properly translated into rehabilitation advises for the patients.

Y. Petit (✉) · L. P. Cloutier
Département of Mechanical Engineering, École de Technologie Supérieure, 1100, rue Notre-Dame Ouest, Montreal, QC H3C 1K3, Canada
e-mail: yvan.petit@etsmtl.ca

Y. Petit · L. P. Cloutier · K. Duke · G. Y. Laflamme
Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie, Hôpital du Sacré-Cœur, Research Center, Montreal, QC, Canada

ANNEXE II

ARTICLE PUBLIÉ AU *JOURNAL OF ORTHOPEDIC TRAUMA*

ORIGINAL ARTICLE

Biomechanical Analysis of Trochanteric Fracture Fixations Using a Y-Shaped Locking Plate

Luc P. Cloutier, MS,*† G. Yves Lafamme, MD,† and Yvan Petit, PhD*†

Objectives: Clinical evidence suggests that the use of Y-shaped locking plates with anterior and lateral locking screws provide improved primary fixation stability over the use of straight locking plates in the treatment of greater trochanter (GT) fractures. However, it remains unclear how the use of cable cerclages, in replacement or addition to the locking screws, would impact the primary fixation stability.

Methods: Nine surgical fixations were tested on a dynamic test bench through 27 sawbones experiments. These fixations on the GT and bone shaft (BS) included locking screws alone, cable cerclages alone, or 7 combinations of both. Migrations, defined as the remaining movements of the unloaded GT fragment, were measured for all 9 fixations submitted to dynamic stair climbing cycling after an experimental plan.

Results: Under dynamic stair climbing conditions: (1) Y-shaped locking plates fixed by locking screws alone (vs cable cerclages alone) significantly reduced GT migrations, (2) adding cable cerclages to screws provided no significant reduction of migrations, and (3) cable cerclages alone can be used on the BS but is not recommended on the GT.

Conclusions: Y-shaped locking plates with anterior and lateral locking screws improved primary stability of GT fractures over fixation with cable cerclages. Cable cerclages provided acceptable primary stability when screw fixations were unachievable but on the BS only.

Key Words: greater trochanter, dynamic experimental setup, stair climbing cycling, Y-shaped locking plate, anterior and lateral screws
(*J Orthop Trauma* 2013;27:702–707)

INTRODUCTION

Approximately 15,000 greater trochanter (GT) fractures occur each year in North America, mainly during or after a primary total hip arthroplasty or revision hip surgeries.^{1–3} Healing is directly dependent on the amplitude and direction of the movement of GT bone fragments. Excessive motion

may lead to delayed union, malunion, or nonunion of the fracture. Animal and clinical studies suggest that gap movements (perpendicular to the surface of fracture) between 0.2 and 1 mm still allow for bone bridging.⁴ Shear movement (tangent to the surface of fracture) is thought of being more influential in the healing process, although bony consolidations still occur under the presence of peak shear movements between 2 and 6 mm.⁴

GT reduction is complicated by the traction of the gluteus medius and minimus abductors counteracting the alignment of the GT fragment. The musculoskeletal loading conditions acting on the hip during stair climbing activities—and in particular the muscle forces acting on the GT—provide a mechanical environment that might be particularly challenging for the fixation of GT fractures.^{5–9}

Current greater trochanter reattachment (GTR) devices such as the Cable-Ready (Zimmer, Warsaw, IN) present straight shapes and propose lateral and superior fixations to oppose the vertical forces from the gluteus medius and minimus but still allow anterior shear movements. Furthermore, actual GTR devices, commonly fixed by cable cerclages, still show a high level of postoperative failures (19%) and incomplete reduction of the GT fragment in 15% of the case.^{10,11} A recent clinical study has found that the use of Y-shaped locking plates with anterior and lateral locking screws (Fig. 1) for complex nonunions of the GT resulted in successful healing and good functional clinical outcome at a 2-year follow-up.¹² Although this study provided clinical evidence supporting the use of Y-shaped locking plates for the fixation of GT fractures, it could not systematically study the clinical effectiveness of alternative fixation options using cable cerclages. The objectives of this study are therefore to determine whether the use of cable cerclages in addition to locking screws with Y-shaped locking plates results in a significant reduction of GT movements and, further, whether configurations using cable cerclages alone would achieve the same fixation stability as can be obtained with locking screws.

MATERIALS AND METHODS

Fixation strength and stability of fractured GT were evaluated on a dynamic test bench (Fig. 2) using a material testing apparatus (MTS 858 Bionix II; MTS Systems Corp, Minneapolis, MN). The apparatus was adapted to simultaneously apply the dynamic loading pattern of the gluteus muscles (medius and minimus) and hip flexion motion to simulate stair climbing. Seventy-five dynamic stair climbing cycles were simulated for each fixation, based on the pretests of up to 500 cycles showing an early stabilization of the GT fragment

Accepted for publication April 25, 2013.

From the Department of Mechanical Engineering, *École de technologie supérieure, Montréal, Québec, Canada; and †Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie, Hôpital du Sacré-Cœur, Research Center, Montréal, Québec, Canada. The authors report no conflict of interest.

Reprints: Luc P. Cloutier, MS, Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Research Center, 5400, boul. Gouin Ouest, Montréal, Québec H4J 1C5, Canada (e-mail: luc.cloutier.1@ens.etsmtl.ca).

Copyright © 2013 by Lippincott Williams & Wilkins

ANNEXE III

ARTICLE SOUMIS AU *CLINICAL BIOMECHANICS*

Elsevier Editorial System(tm) for Clinical Biomechanics
Manuscript Draft

Manuscript Number:

Title: Anterior Locking Plate Reduces Trochanteric Fracture Migrations During Hip Extension

Article Type: Research Paper

Keywords: Anterior Locking Plate; Quasi-Dynamic Stair Climbing; Greater Trochanter; Multi-Directional Migration; Hip Revision Surgery.

Corresponding Author: Dr. Luc P Cloutier, PhD

Corresponding Author's Institution: Sacre-Coeur Hospital

First Author: Luc P Cloutier, PhD

Order of Authors: Luc P Cloutier, PhD; Yves G Laflamme, MD; Jeremie Menard, MS; Yvan Petit, PhD

Abstract: Background. Greater trochanter (GT) fractures or osteotomies fixed with lateral plates still present high rates of complications. Unblocked GT anterior movement during hip extension might be a possible cause of failure. This study aimed to determine, under stair climbing conditions, the biomechanical behaviour of a GT fragment and the impact of an anterior locking plate on its migration.

Methods. Eighteen femurs paired from nine fresh frozen cadaveric specimens were tested on a quasi-dynamic stair climbing cycling test bench. Left and right sides with GT fractures were randomly fixed either with an antero-lateral locking plate or with a lateral locking plate. Migrations, defined as the remaining movements of the unloaded GT fragment, were measured for all 18 femurs.

Findings. During hip extension, multi-directional GT fragment movements occurred and showed a back-and-forth anterior rotation. The lateral locking plate failed due to GT fragment rotation around the superior axis and anterior translation. The antero-lateral locking plate significantly reduced GT anterior migration (-0.9 mm (SD 1.6)) compared to the lateral locking plate (9.6 mm (SD 9.5)).

Interpretation. Hip extension provides a plausible explanation for the high rate of post-operative failures of GT fixations. An antero-lateral locking plate represents an efficient surgical alternative counteracting the multi-directional GT movements occurring during hip extension.

ANNEXE IV

POSE RÉELLE DE LA PLAQUE Y3 SUR SPÉCIMEN CADAVÉRIQUE

Cette annexe présente en images (figure-A IV-1) la première pose de la plaque Y3 sur le spécimen cadavérique SC4 (tableau 3.2).

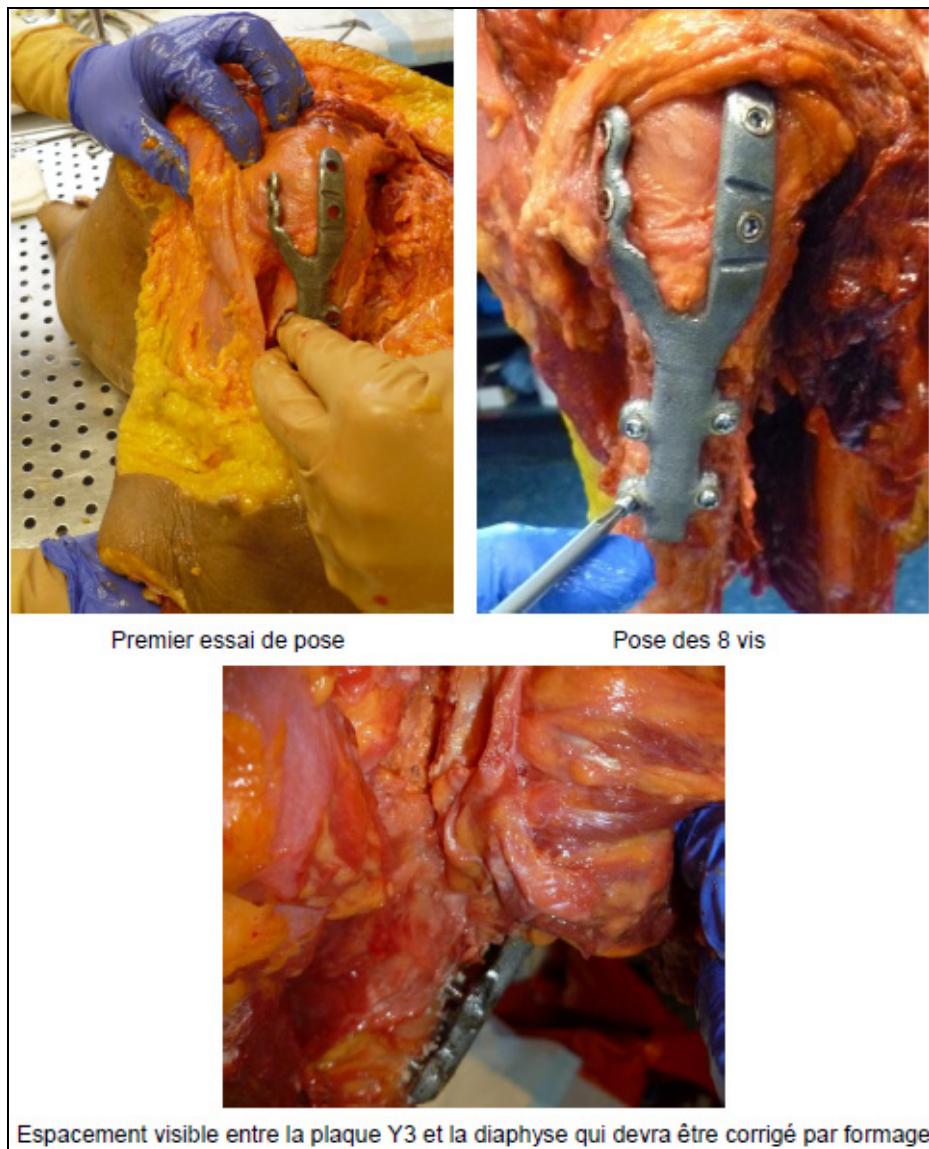


Figure-A IV-1 Pose réelle de l'implant Y3
sur un spécimen cadavérique (SC4)

ANNEXE V

POSE VIRTUELLE DE LA PLAQUE Y3 SUR SPÉCIMENS CADAVÉRIQUES

Cette annexe présente la procédure et les conclusions des poses virtuelles de la plaque Y3 sur les spécimens cadavériques SC1, SC2 et SC5 (tableau 3.2) utilisées lors du design des bancs d'essais expérimentaux.

Procédure :

1. Une seule grandeur et longueur de plaque Y3 a été posée;
2. Un seul côté a été implanté (gauche). On assumait une symétrie anatomique chez les patients;
3. La pose virtuelle a été effectuée manuellement dans le logiciel CATIA, ce qui impliquait certaines erreurs de précision. Dans chaque cas, la pose le plus près possible du fémur et la plus représentative a été effectuée;
4. Trois spécimens ont été sélectionnés, pour obtenir une grande variabilité de taille et poids (SC1, SC2 et SC5 du tableau 3.2) (note SC = SCAN dans ce cas-ci);
5. La figure-A I-1 présente le résultat des poses virtuelles de l'implant Y3.

Conclusions :

1. Les poses virtuelles étaient très représentatives des poses réelles, telles qu'effectuées sur les spécimens cadavériques lors du protocole 2;
2. Le formage de la plaque sera important pour bien mouler l'implant Y3, surtout en présence d'un grand trochanter proéminent (voir décollement sur la diaphyse de la vue postérieure du SCAN1). Ceci évitera des bursites potentielles;
3. Idéalement, le même exercice devrait être effectué pour des spécimens mâles;
4. La conception de la prochaine version de l'implant Y3 devrait utiliser cette méthode pour confirmer le design sur les dix spécimens cadavériques numérisés disponibles de cette thèse.

SCAN 1 : images latérale, postérieure et transversale



SCAN 2 : images latérale, postérieure et transversale



SCAN 5 : images latérale, postérieure et transversale



Figure-A V-1 Pose virtuelle de l'implant Y3 sur trois grandeurs de spécimens cadavériques numérisés

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Ackerman D et Trousdale R, Triplanar Trochanteric Osteotomy: A Modified Anterior Trochanteric Slide Osteotomy, *J Arthroplasty* 23:459-61, 2008.

Agarwal S, Andrews CM et Bakeer GM, Outcome Following Stabilization of Type B1 Periprosthetic Femoral Fractures, *J Arthroplasty* 20:118-21, 2005.

Amstutz HC et Maki S, Complications of trochanteric osteotomy in total hip replacement, *J Bone Joint Surg Am* 60:82-89, 1978.

Aschkenasy MT et Rothenhaus TC, Trauma and falls in the elderly, *Emergency Medicine Clinics of North America* 24:413-32, 2006.

Audige L, Hanson B et Swiontkowski MF, Implant-related complications in the treatment of unstable intertrochanteric fractures: meta-analysis of dynamic screw-plate versus dynamic screw-intramedullary nail devices, *Int Orthop* 7:197-203, 2003.

Bal S, Maurer T et Harris W, Trochanteric Union Following Revision Total Hip Arthroplasty, *J Arthroplasty* 13:29-33, 1998.

Bal S, Kazmier P, Burd T *et al.* eto T, Anterior trochanteric slide osteotomy for primary total hip arthroplasty. Review of nonunion and complications, *J Arthroplasty* 21:59-63, 2006.

Baril Y, Bourgeois Y, Brailovski V, Duke K, Laflamme GY et Petit Y, Testing system for the comparative evaluation of greater trochanter reattachment devices, *Exp Tech* 36:74-82, 2012.

Baril Y, Bourgeois Y, Brailovski V, Duke K, Laflamme GY et Petit Y, Improving greater trochanteric reattachment with a novel cable plate system, *Med Eng & Phys* 35:383-91, 2013.

Barrack RL et Butler RA, Current status of trochanteric reattachment in complex total hip arthroplasty, *Clin Orthop Relat Res* 441:237-42, 2005.

Bastian J, Wolf A, Wyss T et Notzli H, Stepped Osteotomy of the Trochanter for Stable Anatomic Refixation, *Clin Orthop Relat Res* 467:732-38, 2009.

Bedi A et Toan Le T, Subtrochanteric femur fractures, *Orthop Clin North Am* 35:473-83, 2004.

Bergmann G, Graichen F *et al.*, Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants? *J Biomech* 28:535-53, 1995.

Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J et Duda GN, Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *J Biomech* 34:859-71, 2001.

Bergmann, G, Graichen F *et al.*, Hip joint contact forces during stumbling, *Langenbecks Arch Surg* 389:53-59, 2004.

Bourgeois Y, Raffinement d'une nouvelle plaque trochantérienne à l'aide de la méthode par éléments finis, Mémoire de Maîtrise, École de Technologie Supérieure, Département de génie mécanique, 2010.

Bragdon CR, Malchau H, Yuan XH, Perinchief R, Kärrholm J, Börlin N, Estok DM et Harris WH, Experimental assessment of precision and accuracy of radio stereometric analysis for the determination of polyethylene wear in a total hip replacement model, *J Orthop Res* 20:688-95, 2002.

Bragdon CR, Estok DM, Malchau H, Karrholm J, Yuan X, Bourne R, Veldhoven J et Harris WH, Comparison of two digital radiostereometric analysis methods in the determination of femoral head penetration in a total hip replacement phantom, *J Orthop Res* 22:659-64, 2004.

Bredbenner TL, Snyder SA, Mazloomi FR *et al.*, Subtrochanteric Fixation Stability Depends on Discrete Fracture Surface Points, *Clin Orthop Relat Res* 432:217-25, 2005.

Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA et Riley LH, Ectopic ossification following total hip replacement: incidence and a method of classification, *J Bone Joint Surg Am* 55:1629-32, 1973.

Butler M, Forte M, Kane R, Joglekar S, Duval S, Swionkowski M et Wilt T, Treatment of Common Hip Fractures, Evidence Report/Technology Assessment Number 184, Minnesota Evidence-based Practice Center, Minneapolis, Minnesota, 2009.

Cegonino J, Aznar G, Doblare M, Palanca D, Seral B et Sera F, A comparative analysis of different treatments for distal femur fractures using the finite element method, *Comp Methods Biomed Eng* 7:245-56, 2004.

Chang KP, Center JR, Nguyen TV *et al.*, Incidence of hip and other osteoporotic fractures in elderly men and women: Dubbo Osteoporosis Epidemiology Study, *J Bone Mineral Res* 19:532-36, 2004.

Charnley SJ, Low friction arthroplasty of the hip, Berlin: Springer-Verlag, 1979.

Chen WP, Tai CL, Shih CH, Hsieh PH, Leou MC et Lee MS, Selection of fixation devices in proximal femur rotational osteotomy: clinical complications and finite element analysis, *Clin Biomech* 19:255-62, 2004.

Chilvers M *et al.*, Trochanteric fixation in total hip arthroplasty using the S-ROM bolt and washer, *J Arthroplasty* 17:740-46, 2002.

Chin KR, et Brick GW, Reattachment of the migrated ununited greater trochanter after revision hip arthroplasty: the abductor slide technique. A review of four cases, *J Bone Joint Surg Am* 82:401-8, 2000.

Claus AM, Hopper RH *et al.*, Fractures of the greater trochanter induced by osteolysis with the anatomic medullary locking prosthesis, *J Arthroplasty* 17:706-12, 2002.

Cloutier LP, Aubin CÉ et Grimard G, Biomechanical study of anterior spinal instrumentation configurations, *Eur Spine J* 16:1039-45, 2007.

Cloutier LP, Laflamme GY et Petit Y, Biomechanical analysis of trochanteric fracture fixations using a Y-shaped locking plate, *J Orthop Trauma* 27:702-707, 2013a.

Cloutier LP, Laflamme GY et Petit Y, Anterior locking plate reduces trochanteric fracture migrations during hip extension, Clin Biomech, 2013b (soumis).

Dall DM et Miles AW, Re-attachment of the greater trochanter: the use of the trochanter Cable Grip system, J Bone Joint Surg Br 65:55-59, 1983.

Demian C, Serban VA, Raduta A, Vida S *et al.*, Analysis of implant breakage in trochanteric fractures, J Opto Biomed Mat 1:172-79, 2009.

French DD, Campbell R, Spehar A, *et al.*, Outpatient medications and hip fractures in the US: a national veterans study, Drugs & Aging 22:877-85, 2005.

Gérard R, Stindel E, Dardenne G, Jacq JJ, Seizeur R, Sénécail B et Lefèvre C, Greater trochanter displacements after Charnley's trochanterotomy during passive hip movements: a real-time 3D cadaveric approach, Surg Radiol Anat 31:605-13, 2009.

Grant P, Aamodt A, Falch JA et Nordsletten L, Differences in stability and bone remodeling between a customized uncemented hydroxyapatite coated and a standard cemented femoral stem. A randomized study with use of radiostereometry and bone densitometry, J Orthop Res 23:1280-85, 2005.

Haentjens P, Johnell O, Kanis JA, *et al.*, Evidence from data searches and life-table analyses for gender-related differences in absolute risk of hip fracture after Colles' or spine fracture: Colles' fracture as an early and sensitive marker of skeletal fragility in white men, J Bone Mineral Res 19:1933-44, 2004.

Halliday BR, English HW, Timperley AJ, Gie GA et Ling RSM, Femoral impaction grafting with cement in revision total hip replacement. Evolution of the technique and results, J Bone and Joint Surg Br. 85-B:809-17, 2003.

Harris WH, Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation, J Bone and Joint Surg 51-A:737-55, 1969.

Heiner AD, Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias, J Biomech 41:3282-84, 2008.

Heller MO, Bergmann G, Kassi JP, Claes L, Haas NP et Duda GN, Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing, *J Biomech* 38:1155-63, 2005.

Hendel D, Yasin M, Garti A, Weisbort M et Beloosesky Y, Fracture of the greater trochanter during hip replacement. A retrospective analysis of 21/372 cases, *Acta Orthop Scand* 73:295-97, 2002.

Hersh CK, Williams RP, Trick LW, Lanctot D et Athanasiou K, Comparison of the mechanical performance of trochanteric fixation devices, *Clin Orthop Relat Res* 329:317-25, 1996.

Hobatho MC, Rho JY, Mechanical properties and predictive relationships of the lumbar spine, *Res Spinal Def* 1:181-84, 1997.

Institut canadien d'information sur la santé, *Arthroplasties de la hanche et du genou au Canada : Rapport annuel de 2008-2009 du Registre canadien des remplacements articulaires (RCRA)*, Ottawa, Ontario, 2009.

Jaglal SB, Sherry PG et Schatzker J, The impact and consequences of hip fracture in Ontario, *Can J Sur* 39:105-11, 1996.

Jarit GJ, Sathappan SS, Panchal A, Strauss E et Di Cesare PE, Fixation systems of greater trochanteric osteotomies: biomechanical and clinical outcomes, *J Am Aca Orthop Surgeons* 15:614-24, 2007.

Johnell O et Kanis JA, An estimate of the worldwide prevalence, mortality and disability associated with hip fracture, *Osteop Int* 15:897-902, 2004.

Kaplan K, Miyamoto R, Levine BR *et al.*, Surgical management of hip fractures: an evidence-based review of the literature. II: intertrochanteric fractures, *J Am Aca Orthop Surgeons* 16:665-73, 2008.

Kärrholm J, Hultmark P, Carlsson L et Malchau H, Subsidence of a non-polished stem in revisions of the hip using impaction allograft. Evaluation with radiostereometry and dual-energy x-ray absorptiometry, *J. Bone and Joint Surg Br.* 81-B:135-42, 1999.

Khanna G, Bourgeault CA et Kyle RF, Biomechanical comparison of extended trochanteric osteotomy and slot osteotomy for femoral component revision in total hip arthroplasty, *Clin Biomech* 22:599–602, 2007.

Kiss MO, Hagemeister N, Levasseur A, Fernandes J, Lussier B et Petit Y, A low-cost thermoelectrically cooled tissue clamp for in vitro cyclic loading and load-to-failure testing of muscles and tendons, *Med Eng Phys* 31:1182–86, 2009.

Koval KJ, Skovron ML, Aharonoff GB *et al.*, Predictors of functional recovery after hip fracture in the elderly, *Clin Orthop Relat Res* 348:22-28, 1998.

Koyama K, Higuchi F, Kubo M, Okawa T et Inoue A, Reattachment of the greater trochanter using the Dall-Miles Cable Grip system in revision hip arthroplasty, *J Orthop Sci* 6:22-27, 2001.

Kregor PJ, Obremskey WT, Kreder HJ *et al.*, Unstable pertrochanteric femoral fractures, *J Orthop Trauma* 19:63-66, 2005.

Laflamme GY, Leduc S et Petit Y, Reattachment of Complex Femoral Greater Trochanteric Non-Unions with Dual Locking Plates, *J Arthroplasty* 27:638-42, 2012.

Lakstein, D, Backstein D, Safir O, Kosashvili Y et Gross AE, Modified Trochanteric Slide for Complex Hip Arthroplasty Clinical Outcomes and Complication Rates, *J Arthroplasty* 25:363-68, 2010.

Lebel B, Pineau V, Gouzy S, Dordain F, Dutheil JJ et Vielpeau C, Analyse radio-stéréométrique (RSA) : technique et indications en chirurgie orthopédique, *Chir Orthop Trauma* 96 :47-53, 2010.

Levasseur A, Ploeg HL et Petit Y, Comparison of the influences of structural characteristics on bulk mechanical behaviour: experimental study using a bone surrogate, *Med Biol Eng Comp* 50:61-67, 2012.

Lin CL, Hong CK, Jou IM *et al.*, Suture Anchor Versus Screw Fixation for Greater Tuberosity Fractures of the Humerus - A Biomechanical Study, *J Orthop Res* 30:423–28, 2012.

Lorich DG, Geller DS et Nielson JH, Osteoporotic pertrochanteric hip fractures: management and current controversies, *Instructional Course Lectures* 53:441-54, 2004.

Markolf KL, Hirschowitz DL et Amstutz HC, Mechanical stability of the greater trochanter following osteotomy and reattachment by wiring, *Clin Orthop Relat Res* 141:111-21, 1979.

Marks R, Allegrante JP, Ronald MacKenzie C *et al.*, Hip fractures among the elderly: causes, consequences and control, *Ageing Res Rev* 2:57-93, 2003.

Macdonald W, Phil M, Carlsson LV, Godfrey J, Charnley J, Jacobsson CM, et Johansson CB, Inaccuracy of Acetabular Reaming Under Surgical Conditions, *J Arthroplasty* 14:730-37, 1999.

McCarthy JC, Bono JV, Turner RH, Kremchek T et LEE J, The outcome of trochanteric reattachment in revision total hip arthroplasty with a Cable Grip system: mean 6-year follow-up, *J Arthroplasty* 14:810-14, 1999.

McLean RA, Anderson VL. Applied factorial and fractional designs. New-York: Marcel Dekker, 1984.

Meek RMD, Norwood T, Smith R, Brenkel IJ et Howie CR, The risk of peri-prosthetic fracture after primary and revision total hip and knee replacement, *J Bone Joint Surg Br* 93-B:96-101, 2011.

Merle d'Aubigne R et Postel M, Function results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis, *J Bone Joint Surg Am* 36:451-75, 1954.

Michelson JD, Myers A, Jinnah R *et al.*, Epidemiology of hip fractures among the elderly. Risk factors for fracture type, *Clin Orthop Relat Res* 311:129-35, 1995.

Naito M, Ogata K et Emoto G, The blood supply to the greater trochanter, *Clin Orthop Relat Res* 323:294-97, 1996.

Najima H, Gagey O, Cottias P et Huten D, Blood supply of the greater trochanter after trochanterotomy, Clin Orthop Relat Res 349:235-41, 1998.

Netter FH, Atlas d'anatomie humaine troisième édition, 2004.

Nicholson P, Mulcahy D et Fenelon G, Trochanteric union in revision hip arthroplasty, J Arthroplasty 16:65-69, 2001.

Önsten I, Berzins A, Shott S et Sumner DR, Accuracy and precision of radiostereometric analysis in the measurement of THR femoral component translations: human and canine in vitro models, J Orthop Res 19:1162-7, 2001.

Østbyhaug PO, Klaksvik J, Romundstad P et Aamodt A, Primary stability of custom and anatomical uncemented femoral stems. A method for three-dimensional in vitro measurement of implant stability, Clin Biomech, 25:318-24, 2010.

Parker MJ, Handoll HH, Bhonsle S *et al.*, Condylocephalic nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures, Cochrane Database of Systematic Reviews, 2000.

Parker MJ et Handoll HH, Gamma and other cephalocondyllic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures, Cochrane Database of Systematic Reviews, 2004.

Parker MJ et Handoll HH, Extramedullary fixation implants and external fixators for extracapsular hip fractures in adults, Cochrane Database of Systematic Reviews, 2006.

Peleg, E, Mosheiff R, Liebergall M et Mattan Y, A short plate compression screw with diagonal bolts: a biomechanical evaluation performed experimentally and by numerical computation, Clin Biomech 21:963-68, 2006.

Petit Y, Cloutier LP, Duke K et Laflamme GY, The Effects of Femoral Neck Cut, Cable Tension and Muscles Forces on the Greater Trochanter Fixation, Med Bio Eng Comp 50:411-17, 2012.

Pineau V, Lebel B, Gouzy S, Dutheil JJ et Vielpeau C, Mesure de l'usure des prothèses totales de hanche à double mobilité : étude expérimentale de la précision de l'analyse radiostéréométrique (RSA), Chir Orthop Trauma 96:679-86, 2010.

Plausinis D, Speirs AD, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP et Oxland TR, Fixation of trochanteric slide osteotomies: a biomechanical study, Clin Biomech 18:856-63, 2003.

Prince JL et Links JM, Medical imaging signals and systems, Pearson Prentice Hall, 2008.

Pritchett JW, Fracture of the greater trochanter after hip replacement, Clin Orthop Relat Res 390:221-26, 2001.

Ritter MA, Eizember LE, Keating EM et Faris PM, Trochanteric fixation by cable grip in hip replacement, J Bone Joint Surg Br 73:580-81, 1991.

Rozing PM, Trochanter fixation with the Dutchman's hook, Acta Orthop Scand 54:174-77, 1983.

Schipper IB, Marti RK et van der Werken C, Unstable trochanteric femoral fractures: extramedullary or intramedullary fixation, Review of literature, Inj 35:142-51, 2004.

Schwab JH, Camacho J, Kaufman K, Chen Q, Berry DJ et Trousdale RT, Optimal fixation for the extended trochanteric osteotomy: a pilot study comparing 3 cables vs 2 cables, J Arthroplasty 23:534-38, 2008.

Silverton CD, Jacobs JJ, Rosenberg AG, Kull L, Conley A et Galante JO, Complications of a cable grip system, J Arthroplasty 11:400-4, 1996.

Stolk J, Verdonschot N et Huiskes R, Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction, J Biomech 34:917-26, 2001.

Tai CL, Chen WP, Chen HH, Lin CY et Lee MS, Biomechanical optimization of different fixation modes for a proximal femoral L-osteotomy, *BMC Musculoskelet Disord* 10:112-116, 2009.

Taylor WR, Roland E, Ploeg H *et al.*, Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis, *J Biomech* 35:767-73, 2002.

Thakur NA, Crisco JJ, Moore DC, Froehlich JA, Limbird RS et Bliss JM, An Improved Method for Cable Grip Fixation of the Greater Trochanter After Trochanteric Slide Osteotomy. A Biomechanical Study, *J Arthroplasty*, 25:319-24, 2008.

Todd K, Ayturk UM, Haskel A *et al.*, Fixation of Osteoporotic Distal Fibula Fractures: A Biomechanical Comparison of Locking Versus Conventional Plates, *J Foot Ankle Surg* 46:2-6, 2007.

Van CA, Chasse AL et Myers BS, Quantifying skeletal muscle properties in cadaveric test specimens: effects of mechanical loading, postmortem time, and freezer storage, *J Biomech Eng*. 122:9-14, 2000.

Viceconti M, Extracting clinically relevant data from finite element simulations, *Clin Biomech* 20:451-54, 2005.

Wu G et Cavanagh PR, IRS recommendations for standardization in the reporting data, *J Biomech* 28:1257-61, 1995.