

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

VALIDATION D'UN MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS DE TIGE
FÉMORALE BIOMIMÉTIQUE EN MATÉRIAU COMPOSITE ET
OPTIMISATION DU MATÉRIAU

CHRISTIANE CAOUCETTE
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLÔME DE
MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
DÉCEMBRE 2007



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-36902-9

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-36902-9

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

VALIDATION D'UN MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS DE TIGE FÉMORALE
BIOMIMÉTIQUE EN MATÉRIAU COMPOSITE ET OPTIMISATION DU
MATÉRIAU

présenté par : CAOINETTE Christiane

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. VADEAN, Aurelian, DEA-Doct, président

M. YAHIA, L'Hocine, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. BUREAU, Martin N., Ph.D., membre et codirecteur de recherche

Mme NUÑO, Natalia, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

Je tiens d'abord à remercier mon codirecteur d'études, Martin Bureau, pour m'avoir confié ce projet d'abord, mais surtout pour son support indéfectible lors de tous les problèmes expérimentaux ou autres que j'ai pu rencontrer. J'ai apprécié l'autonomie et la confiance qu'il m'a accordée. Merci également à L'Hocine Yahia, mon directeur, pour les grandes conversations à la cafétéria et les conseils.

Un grand merci à Hicham Gharbi, mon expert personnel sur le logiciel Ansys, toujours disponible pour m'aider à trouver la solution à mes problèmes de convergence, ou pour partager un moment tranquille à la cafétéria.

Merci beaucoup à Marion Maire, qui a toujours trouvé un excellent conseil à me donner lorsque je tentais d'écrire un abstract ou de monter une affiche et que je n'y arrivais pas. Merci également de partager tes pauses café avec moi, c'est toujours un bon moment de détente dans une journée.

Je me dois également de remercier à deux mains Nour Aimene et Manon Plourde, pour cet interminable travail de moine qu'a été pour eux l'installation de mes jauges de déformation. Un grand merci également à tous ceux qui ont essayé de m'aider avec cette technologie, malgré qu'ils n'y aient pas touché depuis de nombreuses années....

Merci à tous ces techniciens et chercheurs de l'IMI qui m'ont un jour aidée, je ne peux vous nommez tous, j'oublierais quelqu'un!

Et finalement un grand merci à tous ceux qui partagent mes pauses café et mes dîners, vous avez tous contribué à me faire travailler dans une super ambiance!

RÉSUMÉ

L'arthroplastie totale de la hanche est une opération fréquemment réalisée dans les pays occidentaux, notamment pour remédier à la fracture de la hanche et à la dégénérescence du cartilage. Malgré les taux de succès relativement importants de ce type d'intervention, des problèmes subsistent. Le phénomène appelé *stress shielding* (l'implantation modifie le transfert de charges vers le fémur, ce qui induit un stimulus de remodelage osseux) ainsi que les micromouvements à l'interface sont parmi les causes identifiées du descellement aseptique pour les prothèses non cimentées (la prothèse se détache de l'os et migre dans le canal médullaire; il y a déboîtement de l'articulation). Pour remédier à ces problèmes, un concept biomimétique a été exploité : en remplaçant les matériaux métalliques traditionnels par un matériau composite dont les propriétés sont semblables à celles de l'os cortical, il est possible que ces phénomènes soient réduits. Une étude préliminaire par éléments finis a prouvé la validité de ce concept; cette étude a prédit une réduction notable du *stress shielding* et des micromouvements acceptables. La tige fémorale biomimétique a également été fabriquée et testée selon la norme ISO7206; aucune corrélation entre la prothèse réelle et la prothèse virtuelle n'a toutefois été effectuée. L'objectif de ce projet a donc été d'étudier la validité de la modélisation préliminaire, expérimentalement lorsque possible, et d'apporter au modèle par éléments finis les modifications et optimisations jugées nécessaires.

Dans un premier temps, le comportement du matériau biomimétique a été caractérisé; les propriétés en tension et en compression ont été déterminées et une optimisation des propriétés mécaniques en tension a été effectuée à l'aide d'un programme basé sur la théorie classique des laminés. Cette configuration optimisée de l'orientation des couches du laminé a ensuite été moulée et testée; ces essais ont révélé que les propriétés réelles étaient très différentes des propriétés prédites par l'optimisation. Les images microscopiques ont révélé que les couches du laminé étaient imbriquées les unes dans les autres; l'une des hypothèses de base de la théorie classique

des laminés était donc violée. L'optimisation de l'orientation des couches du laminé a donc été abandonnée et les propriétés ont été mesurées pour la configuration initiale, en traction et en compression.

La validation de la modélisation préliminaire du fémur implanté s'est déroulée en trois étapes : le comportement du fémur seul (non implanté) a d'abord été examiné et comparé avec des données de la littérature, la tige fémorale a ensuite fait l'objet d'essais expérimentaux et l'interface os-implant a été examinée numériquement.

La première partie de l'étape de validation concernait le fémur. Des essais de flexion trois points ainsi qu'un essai de compression ont été effectués sur le fémur numérique et les résultats comparés à des courbes expérimentales tirées de fémurs cadavériques ou composites. Les trois fémurs numériques se sont révélés trop rigides par rapport aux courbes de comparaison, mais plusieurs facteurs peuvent expliquer la divergence : la grande plage de variabilité observable sur les fémurs cadavériques et attribuables à l'âge, au sexe, à la santé osseuse, à la taille, etc., et les descriptions très sommaires des conditions frontières des essais reproduits à partir de la littérature. Le fémur est donc déclaré valide dans le cadre d'une étude préliminaire.

L'étape suivante de la validation a consisté à examiner la prothèse non-implantée. Comme cette prothèse a une existence physique, une approche expérimentale a été privilégiée. Des spécimens ont été instrumentés à l'aide de jauges de déformations et quatre essais ont été effectués. La réponse globale de chacune des éprouvettes a d'abord été comparée à celle du modèle; cette première étape a permis de remplacer le modèle coque initial par un modèle hexaédrique parabolique plus adéquat. Les valeurs des propriétés du matériau composite ont ensuite été variées dans une seconde comparaison des réponses globales expérimentale et numérique. L'emploi d'une seule valeur pour le module d'Young en compression et pour celui en tension dans le modèle, alors que les valeurs réelles sont différentes, a entraîné l'adoption d'un

compromis; une valeur médiane entre la valeur de $E_{\text{compression}}$ et E_{tension} s'est révélée comme acceptable pour la représentation des réponses globales, à l'exception de la réponse en compression. Ce nouveau modèle de la prothèse a ensuite été comparé avec les réponses des jauges de déformations. Les courbes de ces jauges ont permis de constater qu'à l'exception de l'essai de compression, les microdéformations locales étaient relativement bien représentées par le modèle modifié. L'erreur sur l'essai de compression est attribuable au compromis accepté sur les propriétés du matériau; étant donné l'allure générale des autres courbes, cette erreur est acceptée et le modèle est considéré comme suffisamment valide pour continuer les évaluations préliminaires de la prothèse biomimétique.

L'étape suivante de la validation s'est concentrée sur l'interface os-implant. Cette interface est le point clé de la modélisation d'une prothèse non cimentée, puisqu'elle influence à la fois les micromouvements et le transfert de charge vers le fémur. Le modèle initial comportait des éléments contacts de type collés, qui simulent une friction infinie et entravent le mouvement des contacts; ce type de contact semble donc peu propice à une évaluation adéquate des micromouvements; des contacts de type standard ont donc été choisis. Une étude de fonctionnement des éléments contact de type standard a d'abord été effectuée afin d'isoler les paramètres les plus importants : les rigidités normale et tangentielle, ainsi que le coefficient de friction statique, et finalement la cohésion ont été identifiés comme les facteurs les plus importants. Un tableau des paramètres applicables pour la stabilité initiale et pour la stabilité secondaire, majoritairement tirés de la littérature, a été établi suite à l'étude de fonctionnement. Ces paramètres ont été appliqués avec succès sur le modèle initial, qui n'a présenté aucun problème de convergence.

Les conditions frontières appliquées au modèle complet (fixation distale du fémur, application des forces de contact de la hanche et d'une force musculaire, celle du grand trochanter) ont ensuite été brièvement discutées; étant conformes à plusieurs

études de la littérature, elles sont jugées acceptables. Le modèle pourrait toutefois bénéficier de l'utilisation de cas de chargements à plusieurs forces musculaires, puisque ces forces additionnelles modulent notamment le stimulus de remodelage osseux.

Le calcul de remodelage osseux a ensuite été examiné. Une courte analyse sur une version non spatiale du modèle utilisé, celui de Huiskes, a d'abord été effectuée. La réponse du système dépend de la distribution de l'énergie de déformation; l'effet des modifications apportées à l'interface os-implant sur cette distribution a été examiné, et constatation a été faite que si un changement de la rigidité normale ou du coefficient de friction a peu d'effets visibles, l'utilisation des contacts collés du modèle préliminaire occasionne des changements locaux par rapport aux contacts standards choisis pour le modèle modifié. Le calcul du remodelage osseux est donc affecté par le changement apporté à l'interface os-implant, et souffre du même problème de validité que cette interface.

En raison des lacunes notées dans la modélisation initiale suite à la validation, des modifications ont été apportées à ce modèle préliminaire. La prothèse formée d'éléments de type coque a été remplacée par une prothèse en éléments hexaédriques paraboliques, l'interface os-implant a été reparamétrée avec les valeurs identifiées à l'étape de validation de l'interface. Le modèle a ensuite été soumis à un chargement simulant un pas et les résultats ont été réévalués; les micromouvements ayant subi une importante hausse les plaçant au-delà de la limite de 150 μm requise pour l'ostéointégration, il devient impératif de régler le problème de convergence du modèle modifié pour intégrer la valeur de cohésion au calcul.

En conclusion, le matériau biomimétique s'est révélé impossible à optimiser par la théorie classique des plaques laminées et le principal problème de validité du modèle par éléments finis préliminaire était son interface os-implant. Cette interface a donc été corrigée; le modèle modifié pourrait permettre des études plus poussées de

l'ostéointégration et des phénomènes connexes; bien que ce modèle présente encore quelques problèmes, il représente une amélioration notable sur le modèle utilisé dans l'étude préliminaire. Il devrait permettre, une fois paramétré, de mieux comprendre la biomécanique de l'ostéointégration.

ABSTRACT

Total hip arthroplasty is a rather frequent surgery in occidental countries; it is used mainly to repair fractured hips or cartilage damage. In spite of rather high rates of success, many problems remain with this surgery. The phenomenon called *stress shielding* (insertion of the implant modifies load transfer to the femur and bone remodeling ensues) and micromotions at the bone-implant interface are among identified causes of aseptic loosening for non cemented implants (the stem becomes unattached to bone and migrates in the medullary canal; the prosthesis head comes out of its socket). To remedy these problems, a biomimetic concept was exploited: by replacing traditional stem metallic materials with a composite having mechanical properties close to those of cortical bone, there is a real possibility that stress shielding and micromotions will be reduced. A preliminary study with a finite elements model confirmed the validity of this concept; reduced *stress shielding* was predicted and micromotions were within acceptable limits. The femoral stem was fabricated and tested with standard ISO7206, but no validity check was performed between the real and virtual prosthesis. The objective of this project was to conduct such a validity check of the preliminary model, using experimental data as much as possible, and to implement in the finite element model the necessary modifications and optimizations developed.

The composite material behavior was first characterized; properties in traction and compression were determined and an optimization of those properties was calculated using classical laminated plates theory. This optimized configuration of ply orientations was then molded and tested. The results of these tests were very different from expected values. Examination of microscopic images from the tested samples revealed that plies were not plane and interfered with one another; one of the basic assumptions of the classical laminated plates theory was therefore violated. Ply

orientation optimization was abandoned, and properties for the initial configuration of plies used on the stem were measured directly.

Validation of the preliminary finite element model of the implanted stem was then performed in three steps: the femur on its own (whole bone without implant) was first examined and compared with literature data, the femoral stem was then experimentally tested and bone-implant interface was subjected to numerical testing.

Validity of the femur was first examined. Three points flexion tests and a compression test were performed on the numerical version of the femur and the results compared with curves taken from the literature, originally taken from either cadaver or composite femurs. The virtual femur was slightly too rigid to fit the curves, but many factors can explain the discrepancy; great variability exists in natural femurs due to age, gender, bone health, size, etc., and description of the boundary conditions of tests is usually very short and vague in literature, which makes reproducing them hazardous at best. This fact alone is sufficient to declare the femur adequate for a preliminary study.

The next step was validation of the unimplanted stem. As this prosthesis has physical existence, an experimental approach was privileged. Specimens were instrumented with strain gages and tested in four different setups. Global response for each of the specimens was first examined and compared with the model response; this first step led to the conclusion that the initial shell model was inadequate. It was replaced with a parabolic hexahedral model. Material properties were then varied in a second comparison of experimental and numerical responses. The use of a common median value for traction and compression elasticity in the model (whereas the real values are different) was accepted as a compromise that well reproduced global responses, except for the compression test. This new stem model was then compared with curves obtained from strain gages on the specimens. From those graphs, it was determined that local microstrains were well depicted by the modified model, with the

exception of the compression test. The numerical response deviated from the compression curves because a median value was used for elasticity, whereas the compression test used mainly compression. But given the variability observed on strain gages curves, this error is accepted and the model is considered sufficiently valid for preliminary studies of the biomimetic stem.

Next step of validation was concerned with bone-implant interface. This interface is the key to an adequate model of a non cemented femoral stem, because it influences micromotions and stress shielding both. The initial model used “bonded” contact elements that simulate infinite friction and hamper sliding motion to insure convergence of the calculation. This type of contact therefore seems unsuited to modeling micromotions, and they were replaced with standard type contacts. A study was first conducted on a small model to understand the working and important parameters of these elements; normal and tangential stiffness, static friction coefficient and contact cohesion were identified as key parameters. A table of values for contact parameters in initial and secondary stability was drafted with data coming mainly from literature studies. These parameters were then applied to the initial model, and no convergence problem was observed.

Boundary conditions applied to the model (distal fixation of the femur, use of hip joint contact force and muscle force from the great trochanter) were briefly discussed; as these are standard conditions found in literature, they were deemed acceptable. However, the model could benefit from using more than one muscle force, as these forces locally modulate the bone remodeling stimuli.

The bone remodeling calculation was then examined. The model used is that of Huiskes; a short analysis of its behavior was performed on a geometrically independent formulation of the model. System response depends on strain energy density distribution; the effects of modifications applied to bone-implant interface that would

possibly change that distribution were examined. It was determined that whereas normal stiffness and friction coefficient have little effect, the use of bonded type contact introduces localized differences on strain energy distribution. Bone remodeling simulation is therefore dependent on bone-implant interface, and has to be reconsidered because of the changes applied to the interface.

Several modifications were made to the preliminary model, based on the results obtained from the validation step. The stem initially made up of shell elements was replaced with hexahedral elements, the bone-implant interface had its parameter values replaced with those identified in the preceding chapter. The model was tested with a load case simulating a step, and results from the preliminary model were reevaluated; micromotions were much higher in the modified model. As the maximum values of micromotions are above the successful osteointegration limit of 150 μm , it becomes clear that an adequate value must be set for contact cohesion to properly represent secondary stability, and that the model convergence problem will have to be addressed to allow a cohesion value other than zero.

In conclusion, it was not possible to optimize the biomimetic material with classical laminated plates theory, and the main problem of the preliminary finite element model was its bone-implant interface. This interface was remade; the modified model could allow complex studies on osteointegration and other related phenomena. Whereas it still has a few problems of its own, it is a definite upgrade from the model used in the preliminary analysis. It should provide better understanding of the biomechanics of osteointegration.

TABLE DES MATIÈRES

Remerciements.....	iv
Résumé.....	v
Abstract	x
Table des matières.....	xiv
Liste des tableaux	xviii
Liste des figures	xx
Liste des sigles et abréviations.....	xxv
Liste des annexes.....	xxvi
Introduction	1
CHAPITRE 1 : Revue des connaissances.....	3
1.1 Physiologie de l'os	3
1.1.1 Adaptation fonctionnelle.....	4
1.1.2 Arthroplastie totale de la hanche.....	5
1.2 Revue de littérature	8
1.2.1 Composites laminés	8
1.2.2 Prothèses totales de hanche (PTHs)	10
1.3 Procédé de fabrication de la prothèse biomimétique	18
1.4 Le modèle initial de la prothèse	21
CHAPITRE 2 : Problématique et objectifs du projet	28
CHAPITRE 3 : Matériaux et méthodes	30
3.1 Optimisation du matériau biomimétique.....	30

3.1.1 La théorie classique des plaques laminées	33
3.2 Statistiques	37
3.2.1 Tests d'hypothèses	37
3.2.2 Plans d'expériences	38
3.3 Validation du modèle par éléments finis.....	39
3.3.1 Validation du fémur	41
3.3.2 Validation de la prothèse.....	42
3.3.3 Interface os-implant : Éléments contact.....	44
3.3.4 Remodelage osseux.....	47
3.4 Techniques de mesures	50
3.4.1 Extensomètre vidéo (essais de traction).....	50
3.4.2 Jauges de déformation.....	51
 CHAPITRE 4 : Optimisation du matériau composite biomimétique	 54
4.1 Objectif et méthodologie.....	54
4.2 Détermination expérimentale des propriétés mécaniques du composite	55
4.2.1 Essais de traction sur un seul pli du matériau	55
4.2.2 Calcul des propriétés des plis d'un laminé à partir de ses propriétés globales.....	56
4.2.3 Essais de traction sur deux plis du matériau	60
4.2.4 Essais en compression sur diverses configurations du laminé.....	61
4.3 Optimisation du matériau par la théorie classique des laminées.....	63
4.3.1 Variables de design	63
4.3.2 Contraintes de design	63
4.3.3 Optimisation.....	65
4.3.4 Analyse des résultats.....	67
4.3.5 Essais de traction sur la solution optimisée	69
4.3.6 Conclusions sur les propriétés en traction du matériau.....	71
4.3.7 Hypothèses sur les propriétés hors plan.....	72
4.4 Conclusion.....	73

CHAPITRE 5 : Validation de la modélisation.....	74
5.1 Objectif et méthodologie.....	74
5.2 Validation du fémur	74
5.2.1 Test de flexion 3 points.....	76
5.2.2 Test de compression.....	78
5.2.3 Conclusion	81
5.3 Validation de la prothèse.....	81
5.3.1 Essai de compression	83
5.3.2 Essai de flexion : face latérale.....	86
5.3.3 Essai de flexion : face médiale.....	88
5.3.4 Essai de torsion	91
5.3.5 Étude de sensibilité sur les propriétés matériau	95
5.3.6 Validation du choix final.....	102
5.3.7 Conclusion	115
5.4 Validation de l'interface os-implant.....	116
5.4.1 Paramètres des éléments contact.....	116
5.4.2 Mesure expérimentale de la rigidité tangentielle et de la cohésion	122
5.4.3 Prise en compte de l'interférence géométrique.....	124
5.4.4 Conséquences sur la modélisation de l'interface	126
5.5 Conditions frontières	127
5.6 Validation du calcul de remodelage osseux	128
5.6.1 Points fixes et stabilité	129
5.6.2 Effet de la zone paresseuse	130
5.6.3 Effet de l'utilisation de contacts de type collés.....	131
5.6.4 Autres considérations	134
5.6.5 Conclusion	135
5.7 Conclusion.....	136

CHAPITRE 6 : Modifications à la modélisation	138
6.1 Objectif et méthodologie.....	138
6.2 Modifications apportées à la modélisation.....	138
6.2.1 Le fémur	138
6.2.2 La prothèse	139
6.2.3 L'interface os-implant.....	139
6.2.4 Les conditions frontières	140
6.3 Réévaluation des résultats préliminaires.....	141
6.4 Étude des micromouvements en fonction de l'élasticité de l'implant	144
CHAPITRE 7 : Discussion générale et perspectives	147
7.1 Optimisation du matériau composite biomimétique	147
7.2 Validation du modèle par éléments finis.....	148
7.2.1 Validité du fémur	148
7.2.2 Validation de la prothèse.....	149
7.2.3 Validation de l'interface os-implant	149
7.2.4 Conditions frontières.....	152
7.2.5 Remodelage osseux.....	152
7.3 Modifications apportées à la modélisation.....	153
7.4 Travaux futurs	154
Conclusion	156
Références bibliographiques	159
ANNEXE 1 : Protocole de moulage (cylindres et prothèses)	170
ANNEXE 2 : Courbes tirées des jauges de déformation.....	174

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1-1 : PROPRIÉTÉS DU MATÉRIAU DE L'OS DANS LE MODÈLE INITIAL	22
TABLEAU 1-2 : PROPRIÉTÉS DU MATÉRIAU DE LA PROTHÈSE DANS LE MODÈLE INITIAL	23
TABLEAU 1-3 : COMPOSANTES DES FORCES UTILISÉES DANS LES DEUX CAS DE CHARGEMENTS DU MODÈLE PRÉLIMINAIRE	25
TABLEAU 3-1 : PROPRIÉTÉS DU COMPOSITE BIOMIMÉTIQUE CONSTITUANT LA STRUCTURE DE LA TIGE FÉMORALE.....	30
TABLEAU 4-1 : PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DE L'OS CORTICAL (LI ET AL., 2003).....	54
TABLEAU 4-2 : RÉSULTATS DES ESSAIS DE TRACTION RÉALISÉS SUR DES LAMINÉS COMPOSITES	55
TABLEAU 4-3 : RÉSULTATS DES ESSAIS DE TRACTION RÉALISÉS SUR DES LAMINÉS COMPOSITES	60
TABLEAU 4-4. PROPRIÉTÉS EN TRACTION DE LA GAINÉ TRT-100	61
TABLEAU 4-5 : PROPRIÉTÉS EN TRACTION DE LA GAINÉ TRT-115	61
TABLEAU 4-6 : MODULE D'YOUNG EN COMPRESSION POUR DIVERSES CONFIGURATIONS .	62
TABLEAU 4-7 : PROPRIÉTÉS PRÉDITES DU LAMINÉ OPTIMISÉ.....	69
TABLEAU 4-8 : RÉSULTATS DES ESSAIS DE TRACTION SUR LA SOLUTION OPTIMISÉE	69
TABLEAU 4-9 : RÉSULTATS DES ESSAIS DE TRACTION SUR LE LAMINÉ DE 6 PLIS DE TRT- 100.....	71
TABLEAU 4-10 : PROPRIÉTÉS HORS PLAN DU MATÉRIAU, DÉTERMINÉES À PARTIR DE LA LOI DES MÉLANGES ET D'UNE MAJORATION EMPIRIQUE.....	72
TABLEAU 5-1 : RÉSUMÉ DES PROPRIÉTÉS MATÉRIELLES UTILISÉES DANS L'ÉVALUATION DES TROIS FÉMURS NUMÉRIQUES.....	75
TABLEAU 5-2 : DÉPLACEMENT AXIAL DE LA TÊTE DU FÉMUR LORS D'UN TEST DE COMPRESSION AVEC ADDUCTION DE 11°	80
TABLEAU 5-3 : TROIS OPTIONS POUR LES PROPRIÉTÉS DU MATÉRIAU DANS LA SIMULATION DES ESSAIS INSTRUMENTÉS	96

TABLEAU 5-4 : RÉSUMÉ DE L'ÉTUDE DE SENSIBILITÉ SUR LES PROPRIÉTÉS MATÉRIEAUX DANS LA PROTHÈSE NUMÉRIQUE	101
TABLEAU 5-5 : RÉSUMÉ DES PARAMÈTRES DE L'INTERFACE OS-IMPLANT POUR LA MODÉLISATION DE LA STABILITÉ INITIALE ET SECONDAIRE	127
TABLEAU 5-6 : VALEURS DES PARAMÈTRES DE SIMULATION DU REMODELAGE OSSEUX .	128
TABLEAU 6-1 : VALEURS UTILISÉES DANS LES ÉLÉMENTS CONTACT DU MODÈLE MODIFIÉ	140

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1-1 : REPRÉSENTATION DES DIFFÉRENTS CONSTITUANTS DE LA STRUCTURE DES OS LONGS	4
FIGURE 1-2 : SCHÉMA DES PLANS PHYSIOLOGIQUES DU CORPS HUMAIN	6
FIGURE 1-3 : REPRÉSENTATION DE L'INTERVENTION D'ARTHROPLASTIE TOTALE DE LA HANCHE.....	7
FIGURE 1-4 : REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DE LA GÉOMÉTRIE DE LA PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE.....	18
FIGURE 1-5 : REPRÉSENTATION DU PROCÉDÉ DE MOULAGE PAR VESSIE GONFLABLE	19
FIGURE 1-6 : PROTHÈSE APRÈS LA PREMIÈRE ÉTAPE DU PROCÉDÉ DE MOULAGE	20
FIGURE 1-7 : INTERFÉRENCE GÉOMÉTRIQUE DES ÉLÉMENTS CONTACTS FÉMUR-IMPLANT	24
FIGURE 1-8 : REPRÉSENTATION SIMPLIFIÉE DU MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS INITIAL	26
FIGURE 3-1 : TRT-115 À L'ÉTAT BRUT	31
FIGURE 3-2 : TRT-100 À L'ÉTAT BRUT.....	31
FIGURE 3-3 : TRESSAGE DU MATÉRIAU CF/PA12 EN GAINES À $\pm 45^\circ$	32
FIGURE 3-4 : TIT-100 À L'ÉTAT BRUT.....	32
FIGURE 3-5 : ALLURE GÉNÉRALE DES CONTRAINTES ET DÉFORMATIONS DANS UN COMPOSITE LAMINÉ.....	36
FIGURE 3-6 : RÉSUMÉ DE LA MÉTHODOLOGIE EMPLOYÉE POUR LA VALIDATION DU MODÈLE	40
FIGURE 3-7 : REPRÉSENTATION GRAPHIQUE DES PRINCIPAUX PARAMÈTRES DU COMPORTEMENT FRICTIONNEL DES ÉLÉMENTS CONTACT SURFACE À SURFACE	46
FIGURE 3-8 : REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DU MODÈLE DE REMODELAGE OSSEUX DE HUISKES.....	49
FIGURE 3-9 : CONDITIONNEUR DE JAUGES DE DÉFORMATION DE TYPE 2100 AVEC SYSTÈME D'ACQUISITION UTILISÉS LORS DES ESSAIS AVEC JAUGES	53
FIGURE 4-1 : ÉCHANTILLON MOULÉ D'UN SEUL PLI DU MATÉRIAU COMPOSITE DE CF/PA12	56

FIGURE 4-2 : COURBE D'OPTIMISATION DU MATÉRIAU BIOMIMÉTIQUE.	66
FIGURE 4-3 : COMPARAISON DE LA SOLUTION CALCULÉE VERSUS LES VALEURS CIBLE.....	68
FIGURE 4-4 : IMAGE À 5X D'UN ÉCHANTILLON DE DEUX PLIS DE TRT-100 MOULÉS AUX CONDITIONS NORMALES DE TEMPÉRATURE ET DE PRESSION	70
FIGURE 5-1 : REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DU TEST DE FLEXION 3 POINTS SUR LE FÉMUR.....	76
FIGURE 5-2 : TEST DE FLEXION 3 POINTS SUR FÉMUR DANS LA DIRECTION LM	77
FIGURE 5-3 : TEST DE FLEXION 3 POINTS SUR FÉMUR DANS LA DIRECTION AP.....	78
FIGURE 5-4 : REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DU TEST DE COMPRESSION SUR LE FÉMUR (ADDUCTION DE 11°).....	79
FIGURE 5-5 : POSITIONNEMENT ET ORIENTATION DES JAUGES DE DÉFORMATION SUR LA PROTHÈSE.....	82
FIGURE 5-6 : REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DE L'ESSAI DE COMPRESSION SUR LA PROTHÈSE FIXÉE À 16,5° D'INCLINAISON.....	83
FIGURE 5-7 : MONTAGE UTILISÉ LORS DES ESSAIS DE COMPRESSION SUR PROTHÈSE INSTRUMENTÉE	84
FIGURE 5-8 : COMPARAISON ENTRE LES RÉPONSES GLOBALES DE L'ESSAI DE COMPRESSION (EXPÉRIMENTALE ET NUMÉRIQUE)	85
FIGURE 5-9 : REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DE L'ESSAI DE FLEXION SUR LA FACE LATÉRALE DE LA PROTHÈSE.....	86
FIGURE 5-10 : MONTAGE UTILISÉ LORS DES ESSAIS DE FLEXION SUR LA FACE LATÉRALE AVEC PROTHÈSES INSTRUMENTÉES.....	87
FIGURE 5-11 : COMPARAISON ENTRE LES RÉPONSES GLOBALES EXPÉRIMENTALE ET NUMÉRIQUE DE L'ESSAI DE FLEXION SUR LA FACE LATÉRALE.....	88
FIGURE 5-12 : REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DE L'ESSAI DE FLEXION SUR LA FACE MÉDIALE DE LA PROTHÈSE.....	89
FIGURE 5-13 : MONTAGE UTILISÉ LORS DES ESSAIS DE FLEXION SUR LA FACE MÉDIALE AVEC PROTHÈSES INSTRUMENTÉES.....	89

FIGURE 5-14 : COMPARAISON ENTRE LA RÉPONSE GLOBALE EXPÉRIMENTALE ET NUMÉRIQUE POUR L'ESSAI EN FLEXION SUR LA FACE MÉDIALE	90
FIGURE 5-15 : REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DE L'ESSAI DE TORSION SUR LA PROTHÈSE FIXÉE À ANGLE DE 16,5°	91
FIGURE 5-16 : MONTAGE UTILISÉ LORS DES ESSAIS DE TORSION AVEC PROTHÈSES INSTRUMENTÉES.....	92
FIGURE 5-17 : COMPARAISON ENTRE LES RÉPONSES GLOBALES EXPÉRIMENTALES ET NUMÉRIQUES POUR L'ESSAI DE TORSION	93
FIGURE 5-18 : COMPARAISON DES RÉPONSES GLOBALES EXPÉRIMENTALE VERSUS CALCULÉES LORS DE L'ESSAI DE COMPRESSION POUR LES TROIS OPTIONS DE MATÉRIAUX.....	97
FIGURE 5-19 : COMPARAISON DES RÉPONSES GLOBALES EXPÉRIMENTALE VERSUS CALCULÉES LORS DE L'ESSAI DE FLEXION SUR LA FACE LATÉRALE POUR LES TROIS OPTIONS DE MATÉRIAUX.....	98
FIGURE 5-20 : COMPARAISON DES RÉPONSES GLOBALES EXPÉRIMENTALE VERSUS CALCULÉES LORS DE L'ESSAI DE FLEXION SUR LA FACE MÉDIALE POUR LES TROIS OPTIONS DE MATÉRIAUX.....	99
FIGURE 5-21 : COMPARAISON DES RÉPONSES GLOBALES EXPÉRIMENTALE VERSUS CALCULÉES LORS DE L'ESSAI DE TORSION POUR LES TROIS OPTIONS DE MATÉRIAUX	100
FIGURE 5-22 : SCHÉMA DE POSITIONNEMENT DES JAUGES DE DÉFORMATION SUR LES PROTHÈSES	102
FIGURE 5-23 : RÉPONSE DES JAUGES 1 ET 2 LORS DU TEST DE COMPRESSION COMPARÉES AVEC LA RÉPONSE DU MODÈLE SOLIDE QUADRATIQUE 186 (MICRODÉFORMATIONS VS FORCE)	104
FIGURE 5-24 : RÉPONSE DES JAUGES 3 ET 4 LORS DU TEST DE COMPRESSION COMPARÉES AVEC LA RÉPONSE DU MODÈLE SOLIDE QUADRATIQUE 186 (MICRODÉFORMATIONS VS FORCE)	105

FIGURE 5-25 : RÉPONSE DES JAUGES 1 ET 2 LORS DU TEST DE FLEXION SUR LA FACE LATÉRALE COMPARÉES AVEC LA RÉPONSE DU MODÈLE SOLIDE QUADRATIQUE 186 (MICRODÉFORMATIONS VS FORCE)	108
FIGURE 5-26 : RÉPONSE DES JAUGES 3 ET 4 LORS DU TEST DE FLEXION SUR LA FACE LATÉRALE COMPARÉES AVEC LA RÉPONSE DU MODÈLE SOLIDE QUADRATIQUE 186 (MICRODÉFORMATIONS VS FORCE)	109
FIGURE 5-27 : RÉPONSE DE LA JAUGE 2-2 LORS DU TEST DE FLEXION SUR LA FACE MÉDIALE COMPARÉES AVEC LA RÉPONSE DU MODÈLE SOLIDE QUADRATIQUE 186 (MICRODÉFORMATIONS VS FORCE)	111
FIGURE 5-28 : RÉPONSE DE LA JAUGE 4 LORS DU TEST DE FLEXION SUR LA FACE MÉDIALE COMPARÉES AVEC LA RÉPONSE DU MODÈLE SOLIDE QUADRATIQUE 186 (MICRODÉFORMATIONS VS FORCE)	112
FIGURE 5-29 : RÉPONSE DES 4 JAUGES LORS DU TEST DE TORSION COMPARÉES AVEC LA RÉPONSE DU MODÈLE SOLIDE QUADRATIQUE 186 (MICRODÉFORMATIONS VS COUPLE)	114
FIGURE 5-30 : MODÈLE UTILISÉ POUR L'ÉTUDE DES ÉLÉMENTS CONTACT.....	117
FIGURE 5-31 : ÉVOLUTION DE LA PRESSION MAXIMALE DANS LE CONTACT EN FONCTION DU COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE	118
FIGURE 5-32 : ÉVOLUTION DU MAXIMUM DES MICROMOUVEMENTS EN FONCTION DU COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE.....	119
FIGURE 5-33 : ÉVOLUTION DU MAXIMUM DES MICROMOUVEMENTS EN FONCTION DE LA RIGIDITÉ TANGENTIELLE	120
FIGURE 5-34 : ÉVOLUTION DE LA CONTRAINTE DE FRICTION MAXIMALE EN FONCTION DE LA RIGIDITÉ TANGENTIELLE	121
FIGURE 5-35 : SCHÉMA DE L'ESSAI DE DÉCOLLEMENT EN CISAILLEMENT	122
FIGURE 5-36 : MESURE DE LA RIGIDITÉ TANGENTIELLE À L'AIDE D'UN ESSAI DE DÉCOLLEMENT EN CISAILLEMENT	123

FIGURE 5-37 : EFFET DE L'INCLUSION ET DE L'EXCLUSION GÉOMÉTRIQUE SUR LA DENSITÉ D'ÉNERGIE DE DÉFORMATION AVEC CONTACTS DE TYPE COLLÉS : A) INCLUSION GÉOMÉTRIQUE, B) EXCLUSION GÉOMÉTRIQUE	125
FIGURE 5-38 : REPRÉSENTATION DU SYSTÈME ITÉRÉ POUR UNE STIMULATION MÉCANIQUE	129
FIGURE 5-39 : ZONE PARESSEUSE DU REMODELAGE OSSEUX POUR UNE STIMULATION MÉCANIQUE DE $E = 10^{-3}$	131
FIGURE 5-40 : DENSITÉ DE L'ÉNERGIE DE DÉFORMATION POUR L'INTERFACE INITIALE....	132
FIGURE 5-41 : DENSITÉ DE L'ÉNERGIE DE DÉFORMATIONS POUR 4 TYPES D'INTERFACE DIFFÉRENTES	133
FIGURE 6-1 : RÉSULTATS OBTENUS POUR LES MICROMOUVEMENTS À L'INTERFACE DANS LA PARTIE PROXIMALE DE L'IMPLANT LORS DE L'ÉTUDE PRÉLIMINAIRE (ADAPTÉ DE BOUGHERARA & AL, 2007)	142
FIGURE 6-2 : RÉSULTATS OBTENUS POUR LES MICROMOUVEMENTS À L'INTERFACE DANS LA PARTIE PROXIMALE DE L'IMPLANT APRÈS RÉÉDITION DU MODÈLE.....	142
FIGURE 6-3 : DISTRIBUTION DE L'INTENSITÉ DES CONTRAINTES DANS UN FÉMUR SAIN ET DANS UN FÉMUR IMPLANTÉ AVEC LA PROTHÈSE BIOMIMÉTIQUE (SIMULATION D'UN PAS).....	144
FIGURE 6-4 : EFFET DE L'ÉLASTICITÉ ET DE LA RIGIDITÉ DE L'IMPLANT SUR LE MAXIMUM DES MICROMOUVEMENTS CALCULÉS	145

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

TCPL : Théorie classique des plaques laminées

CF/PA12 : Composite de fibres de carbone/polyamide 12

PTH : Prothèse totale de hanche

ATH : Arthroplastie totale de la hanche

HA : Hydroxyapatite

LM : Latéro-médiale

AP : Antéro-postérieure

QCT : *Quantitative Computed Tomography*, tomodensitométrie quantifiée

MÉF : Modèle par éléments finis

k_n : rigidité normale d'un contact

k_t : rigidité tangentielle d'un contact

μ_s : coefficient de friction statique

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE 1	: Protocole de moulage (cylindres et prothèses)	170
ANNEXE 2	: Courbes tirées des jauges de déformation.....	174

INTRODUCTION

L'arthroplastie totale de la hanche est une opération fréquemment (20 000 interventions en 2001-2002 au Canada) pratiquée dans les pays occidentaux, notamment pour réparer une fracture de la hanche ou remédier à la dégénérescence du cartilage. Elle consiste à remplacer l'articulation par une tige insérée ou cimentée dans le fémur et une cupule fixée au bassin. Cette opération est également de plus en plus pratiquée chez de jeunes patients; une augmentation de 48% a été observée durant la période 1994-2002 dans le groupe des 45-54 ans au Canada¹.

Malgré le taux de succès relativement élevé de cette intervention, des problèmes subsistent : le descellement aseptique est une cause fréquente de chirurgies de révision. Les causes identifiées du descellement aseptique sont notamment les micromouvements à l'interface qui entravent l'ostéointégration, le phénomène appelé *stress shielding* (transfert de charge modifié vers le fémur, qui entraîne un remodelage osseux différent de celui observable dans un fémur sain), et l'ostéolyse causée par les débris de friction tête-cupule (Chatelet & Setiey, 2004; Goodman et al., 1994; Keaveny & Bartel, 1995).

Une solution envisagée pour faire face à ces problèmes est le concept de biomimétisme, qui consiste à imiter le vivant pour tirer partie des stratégies gagnantes de la nature. Appliqué aux prothèses de hanche, ce concept se traduit par l'utilisation d'un matériau dont le module d'Young est semblable à celui de l'os cortical qu'il remplace. Une étude préliminaire par éléments finis a permis de constater que le concept a le potentiel de réduire les micromouvements et le *stress shielding* (Bougherara, Bureau, Campbell, Vadean, & Yahia, 2007). Cette prothèse a également été fabriquée et son procédé de thermoformage optimisé de manière à se rapprocher au mieux des propriétés

¹ Tiré de <http://www.cihi.ca/cihiweb>

mécaniques de l'os cortical, notamment sa densité et son module d'Young en compression (Campbell, 2006). Ces deux projets ayant été menés séparément, aucune corrélation n'avait été faite entre la prothèse virtuelle et la prothèse réelle; le modèle par éléments finis dans son ensemble n'avait fait l'objet que d'une vérification sommaire.

L'objectif de ce projet a donc consisté à examiner toutes les composantes du modèle numérique préliminaire pour en établir la validité, expérimentalement lorsque possible, et à réévaluer à la lumière des résultats obtenus les résultats publiés de l'étude préliminaire par éléments finis. Une optimisation du matériau composite était également à l'ordre du jour.

Ce mémoire est composé de sept chapitres; le premier est une revue des connaissances et de la littérature sur le sujet. Le chapitre deux résume les principaux objectifs de ce projet; le chapitre trois consiste en un résumé de la méthodologie qui sera employée pour y parvenir. Le chapitre quatre est consacré à l'optimisation du matériau composite et à sa caractérisation expérimentale. Le chapitre cinq est le coeur de ce travail : il traite de la validité du modèle préliminaire, composante par composante. Les modifications apportées à la modélisation suite à cette validation sont rapportées au chapitre six. Finalement, une discussion générale et une mise en perspective viennent clore ce projet au chapitre sept.

CHAPITRE 1 : REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Physiologie de l'os

Contrairement à la croyance populaire, l'os est un tissu vivant, vascularisé et qui se renouvelle constamment. Il est principalement constitué de fibres de collagène et d'hydroxyapatite (HA) pour les matériaux inertes, et d'ostéocytes, d'ostéoclastes et d'ostéoblastes pour les composants cellulaires. La moelle osseuse située dans la diaphyse constitue le cœur des os longs, mais son rôle n'étant pas directement relié à la fonction mécanique de l'os, elle ne sera pas abordée dans le cadre de ce travail (Cowin, 2001).

Deux types d'os doivent être distingués : l'os trabéculaire (ou spongieux) et l'os cortical. L'os spongieux est composé de trabécules orientées qui constituent une matrice poreuse au travers de laquelle les vaisseaux sanguins peuvent passer. Ce type d'os est relativement fragile et ses propriétés mécaniques sont faibles. L'autre type de tissu osseux est l'os cortical; constitué de lamelles concentriques, il est beaucoup plus rigide et compact. Il est parcouru de canaux de Havers, lesquels contiennent des vaisseaux sanguins. Cet os cortical possède des propriétés mécaniques plus élevées que l'os spongieux et constitue la charpente de l'os. Il est possible de voir les différentes structures de l'os sur la figure 1-1.

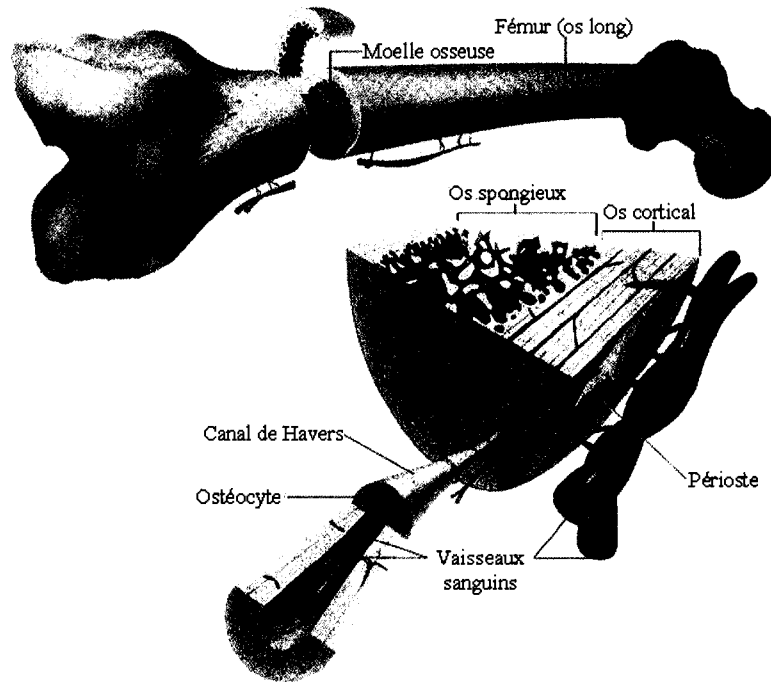


Figure 1-1 : Représentation des différents constituants de la structure des os longs
(adapté de Aubin, 2005)

1.1.1 Adaptation fonctionnelle

Grâce à un phénomène de mécanosensitivité des cellules osseuses (lequel est encore mal compris), l'os est en mesure de réagir à un stimulus mécanique. Ce phénomène est appelé adaptation fonctionnelle (Cowin, 2001).

L'adaptation fonctionnelle de l'os peut être divisée en deux catégories : l'adaptation en longueur et celle en largeur. L'adaptation en longueur est due à la modulation du stimulus sur les plaques de croissance de l'os immature. Cette croissance peut être modulée par des facteurs chimiques, mais également par le stimulus mécanique; une trop grande pression empêche la croissance normale.

L'adaptation en largeur est attribuable à l'apposition d'os nouveau à la surface extérieure et intérieure (périoste et endoste) de l'os cortical mature. Cette apposition est régulée par des facteurs chimiques, mais surtout par le stimulus mécanique. C'est cette adaptation qui explique que les haltérophiles aient des os plus gros et développés que la moyenne; ils soumettent régulièrement leur squelette à des charges disproportionnées, et ce dernier s'adapte (Cowin, 2001).

1.1.2 Arthroplastie totale de la hanche

Le plan frontal sépare l'avant de l'arrière du corps; le devant devient donc la face antérieure du plan frontal, et l'arrière sa face postérieure. Le plan sagittal sépare la gauche de la droite; la face médiale est la face vers l'intérieur du corps, et la face latérale est dirigée vers l'extérieur. Le plan transverse est celui qui sépare le bas du haut du corps.

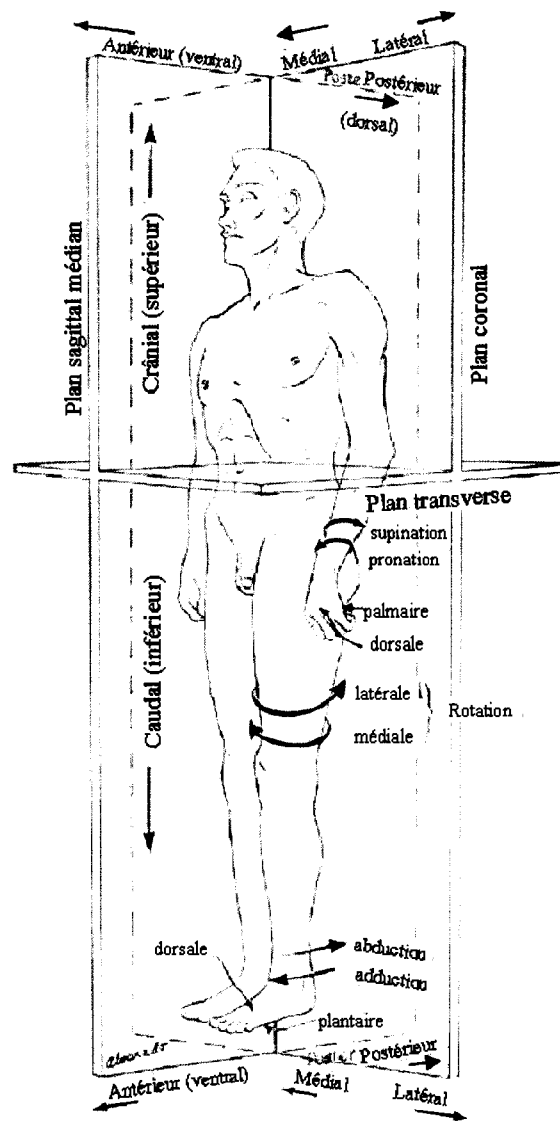


Figure 1-2 : Schéma des plans physiologiques du corps humain
(adapté de Gray & Goss, 1973)

Certaines pathologies de la hanche (douleur ne répondant pas à la médication, ostéoarthrite, fracture de la hanche, etc.) requièrent une intervention chirurgicale appelée arthroplastie de la hanche, qui consiste à remplacer ce joint par un implant artificiel. Cet implant est constitué d'une tige fémorale, d'une tête ronde et d'une cupule acétabulaire. Pour mettre en place ces éléments, le chirurgien coupe la tête du fémur, évide le canal

médullaire et y insère la tige fémorale. Du côté du bassin, il enlève l'os spongieux et installe la cupule acétabulaire. La figure 1-3 présente une vue antérieure de l'anatomie avant l'intervention et suivant celle-ci.

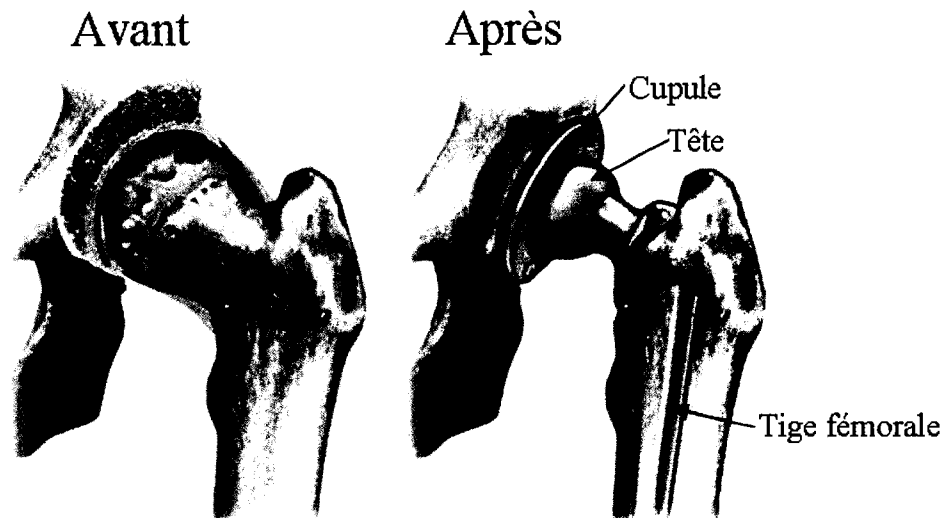


Figure 1-3 : Représentation de l'intervention d'arthroplastie totale de la hanche
(adapté de http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/presentations/100006_5.htm)

Les principales pathologies menant à l'arthroplastie totale de la hanche incluent la nécrose avasculaire, la dysplasie développementale de la hanche, l'ostéoarthrite, l'ostéonécrose, la dégénérescence du cartilage et l'arthrite rhumatoïde. Ces pathologies ont en commun de causer une douleur et une perte de mobilité chez les patients, et le remplacement chirurgical de l'articulation est alors indiqué (Branson & Goldstein, 2003). La fracture du col du fémur mène également à l'arthroplastie totale de la hanche.

1.2 Revue de littérature

1.2.1 *Composites laminés*

Caractérisation des composites laminés

Il existe un grand nombre de théories pour la prédiction des propriétés des composites laminés et de leur comportement mécanique. Plusieurs sont basées sur une « unité cellulaire » représentative de la structure du laminé (Huang & Ramakrishna, 2002; Peng & Cao, 2005; Stewart, Verijenko, & Adali, 1997), d'autres utilisent une approche basée sur la théorie classique des plaques laminées et ses dérivées d'ordre supérieur (Di Sciuva & Gherlone, 2003; Fares & Youssif, 2001; Leung, Niu, Lim, & Song, 2003; Nguyen, Caron, & Sab, 2005; Reddy & Arciniega, 2004). L'interaction entre les couches et la validité des hypothèses de base de cette théorie pour les composites tissés sont toutefois remises en question par certains auteurs, qui développent des modèles plus complexes pour caractériser ce type de laminés (Barbero, Trovillion, Mayugo, & Sikkil, 2006; Huang & Ramakrishna, 2002; Jekabsons & Bystrom, 2002; Wang, Xu, & Xu, 2005; Xue, Peng, & Cao, 2003).

Modélisation des composites laminés

Divers modèles existent pour caractériser les composites; notamment, un modèle tridimensionnel de la micromécanique des composites tissés (Vandeurzen, Ivens, & Verpoest, 1996a, 1996b) pour la prédiction des constantes élastiques d'un composite laminé tissé. D'autres modèles font appel à la théorie d'élasticité 3D et utilisent une formulation semi-analytique utilisant les éléments finis (Santos, Mota Soares, Mota

Soares, & Reddy, 2005), ou remplacent les couches de laminés tissées par une couche de laminé unidirectionnel équivalente (Akkerman, 2006). Ces différents modèles exigent toutefois de connaître de nombreuses variables difficiles à mesurer expérimentalement (tension des fibres, orientation tridimensionnelle des fibres, taille, etc) et qui sont parfois modifiées lors du thermoformage; leur utilité est donc limitée.

Des éléments finis ont été mis au point pour modéliser les coques laminées épaisses. Notamment, des éléments capables de supporter des grandes déformations et de calculer le cisaillement transverse (Andrade, Awruch, & Morsch, 2007; Bischoff & Ramm, 1997; Brank, Korelc, & Ibrahimbegovic, 2002). Certains de ces éléments sont de continuité d'ordre 1 et utilisent des théories des laminés d'ordre supérieur modifiées pour permettre l'élimination du facteur K (facteur modulant la réponse en cisaillement transverse); ce facteur étant dépendant de la forme géométrique du laminé sollicité, son élimination est essentielle à une application aux éléments finis (Dau, Polit, & Touratier, 2004; Ganapathi, Patel, Polit, & Touratier, 1999). D'autres éléments de continuité d'ordre zéro ont également été mis au point, toujours en modifiant une théorie d'ordre supérieur pour éliminer le facteur K (Goswami, 2006).

Le procédé de thermoformage implique une déformation des couches par rapport à la configuration initiale; il existe également des modèles pour prédire ces déformations et les quantifier (Dasilva & Chen, 2003). Ces modèles exigent toutefois de connaître une grande quantité de paramètres, ce qui dépasse la portée de l'objectif du projet.

1.2.2 Prothèses totales de hanche (PTHs)

Tiges fémorales

Il existe deux types de tiges fémorales; les tiges cimentées et les tiges ostéointégrées, aussi appelées « press-fit ». Les prothèses cimentées sont maintenues en place grâce à une couche de PMMA polymérisée entre la surface de l'implant et l'os; les prothèses non-cimentées dépendent quant à elles d'un processus biologique de fixation, l'ostéointégration. Un revêtement ou un fini de surface poreux est employé pour favoriser la croissance des cellules osseuses à la surface de l'implant; il y a donc fixation biologique au bout de quelques mois.

L'un des problèmes majeurs subsistant avec les implants actuels est la résorption osseuse résultant de la modification du transfert des charges vers le fémur (phénomène appelé *stress shielding*). L'absence de stimulation mécanique en certaines zones du fémur entraîne une diminution de la densité osseuse; il y a remodelage de l'os, qui est ainsi fragilisé (Draenert, Draenert, Krauspe, & Bettin, 2005; Keaveny & Bartel, 1995). La fixation osseuse devenant ainsi de moins bonne qualité, il y a descellement aseptique (l'implant se « désoude » et migre dans le canal médullaire) et une chirurgie de révision s'impose.

Facteurs de succès des prothèses totales de hanche non cimentées

Les causes de défaillance des implants de hanche non cimentés ont donc fait l'objet de nombreuses études; plusieurs facteurs de succès ont été identifiés. Au nombre de ces facteurs, il y a notamment la stabilité initiale (aussi appelée stabilité primaire) et

la stabilité secondaire, la rigidité de l'implant et la qualité de la fixation biologique résultant de l'ostéointégration.

L'un des principaux facteurs de succès des PTHs identifié à ce jour est la stabilité initiale de la prothèse, qui peut être définie comme la quantification des micromouvements entre l'implant et l'os périprothétique pendant la période immédiate suivant l'implantation (Bellini, Galbusera, Ceroni, & Raimondi, 2007; Sakai, Kanai, Itoman, & Mabuchi, 2006). Plus spécifiquement, la stabilité initiale en torsion; ce type de chargement (attribuable notamment à la montée ou descente d'un escalier), qui implique une force dans la direction antéro-postérieure, engendre des micromouvements plus importants (de 76 à 280 μm) que ceux enregistrés pour la marche (de 30 à 42 μm), une tendance observable sur des implants cimentés et non-cimentés (Burke, O'Connor, Zalenski, Jasty, & Harris, 1991).

Une bonne stabilité initiale est généralement définie comme le maintien des micromouvements sous la valeur limite de 150 μm (Bragdon et al., 1996; Soballe, Hansen, B.-Rasmussen, Jorgensen, & Bunger, 1992), valeur au delà de laquelle il y a peu de chances que le phénomène d'ostéointégration se produise.

La stabilité secondaire est la stabilité à plus long terme (de quelques mois à plusieurs années après l'implantation) de l'implant; dans le cas des prothèses non-cimentées, elle dépend de l'ostéointégration. Une prothèse cliniquement stable a typiquement environ 30% de sa surface ostéointégrée (Song, Beaupre, & Goodman, 1999). Cette stabilité est très rarement modélisée pour les prothèses non-cimentées.

Un autre des facteurs fréquemment investigués pour expliquer le succès ou l'échec d'une prothèse est sa rigidité (Lavernia, D'Apuzzo, Hernandez, & Lee, 2004; Mukherjee & Saha, 1993), plus particulièrement sa rigidité en flexion par rapport à celle du fémur (Dujovne, Bobyn, Krygier, Miller, & Brooks, 1993). Il a déjà été démontré sur

un modèle canin que l'utilisation d'une tige fémorale de rigidité moindre réduit considérablement le phénomène de *stress shielding* (Turner, Sumner, Urban, Igloria, & Galante, 1997), mais que l'ostéointégration peut être beaucoup plus ardue si la tige utilisée est trop flexible (Buma et al., 1997; Harvey et al., 1999), notamment en raison des micromouvements et des contraintes à l'interface os-implant.

Un dernier facteur important dans le succès des prothèses non-cimentée est la qualité de la fixation; cette dernière dépend entre autres du fini surfacique de l'implant, qui peut être plus ou moins ostéo-conducteur. Il a été démontré qu'un fini suffisamment ostéo-conducteur peut aider à la fixation biologique même dans des conditions mécaniques défavorables (Swider, Pedrono, Mouzin, Soballe, & Bechtold, 2006). La qualité de la fixation dépend également des déformations plastiques imposées à l'os trabéculaire par l'implant, et ce pour les prothèses cimentées et non-cimentées, puisque ces déformations affectent la réponse osseuse. La qualité de l'os (sa bonne santé) est également un facteur primordial à l'obtention d'une fixation osseuse de qualité (Taylor, Tanner, Freeman, & Yettram, 1995).

Évaluation pré-clinique des implants

L'évaluation pré-clinique numérique ou expérimentale des implants est un sujet fréquemment traité dans la littérature (Cristofolini, 1997), que ce soit pour des prothèses cimentées (Britton, Walsh, & Prendergast, 2003) ou non-cimentées (Sakai, Kanai, Itoman, & Mabuchi, 2006). Cette évaluation vise principalement à évaluer la stabilité initiale de l'implant ainsi que sa vie en fatigue; un bref aperçu des techniques utilisées est présenté ici.

Certains auteurs conçoivent leurs propres outils informatiques (Testi et al., 2004); la validité de leur approche dépend de la validation qui a été effectuée sur la

réponse de l'outil informatique utilisé. L'approche expérimentale est fréquemment utilisée pour les prothèses non-cimentées; elle consiste en général à utiliser des fémurs en composite pour évaluer la stabilité initiale d'un implant (Baleani, Cristofolini, & Toni, 2000; Maher, Prendergast, & Lyons, 2001; Schneider et al., 1989; Varini, Lannocca, Bialoblocka, Cappello, & Cristofolini, 2006). La vie en fatigue de l'implant est un autre facteur fréquemment étudié pour l'évaluation pré-clinique, numériquement et expérimentalement (Hung, Chen, Chiang, & Wu, 2004; Li et al., 2003; Stolk, Verdonchot, Cristofolini, Toni, & Huiskes, 2002). La norme ISO7206, utilisée pour quantifier cette vie en fatigue, a également fait l'objet d'études visant à en assurer la fiabilité (Baleani, Cristofolini, & Viceconti, 1999; Raimondi & Pietrabissa, 1999).

Améliorations apportées aux implants actuels

Optimisation de la forme

Plusieurs auteurs préconisent l'optimisation de la forme de la tige fémorale comme solution aux problèmes de déviation des charges (*stress shielding*) et de micromouvements à l'interface. Ces optimisations se concentrent parfois sur le col de la prothèse (Mandell, Carter, Goodman, Schurman, & Beaupré, 2004), sur la forme générale de la tige (Claes, Fiedler, Ohnmacht, & Duda, 2000; Katoozian & Davy, 2000), ou encore sur les propriétés des matériaux de la tige (Katoozian, Davy, Arshi, & Saadati, 2001; Prendergast, Monaghan, & Taylor, 1989).

Certaines études vont encore plus loin et révisent complètement le concept de tige fémorale tel qu'appliqué actuellement. Les concepts ainsi développés vont de la tige raccourcie (Westphal et al., 2006) à la prothèse sans tige (Joshi, Advani, Miller, & Santare, 2000; Tai et al., 2003), en passant par l'optimisation de la forme du col (Mandell, Carter, Goodman, Schurman, & Beaupré, 2004) et la biodégradation d'un

morceau de la tige pour faire varier dans le temps la distribution spatiale des charges dans le fémur (Goetzen, Lampe, Nassut, & Morlock, 2005). Ces concepts visent en général à diminuer le *stress shielding* et les micromouvements tout en continuant d'employer les matériaux métalliques traditionnels.

Utilisation de matériaux composites

Les matériaux composites polymères ont de nombreuses applications biomédicales (Ramakrishna, Mayer, Wintermantel, & Leong, 2001) et offrent plusieurs avantages par rapport aux matériaux traditionnels. Dans le cas des implants de hanche, l'utilisation de composites pourrait permettre d'ajuster la rigidité des implants à des valeurs prédéterminées (Simoes, Monteiro, & Vaz, 2001) et de réduire le *stress shielding* (Srinivasan, de Andrade, Biggers, & Latour, 2000). La cupule acétabulaire a également fait l'objet d'études pour son remplacement par un modèle en composite (Mathias & Tabeshfar, 2006).

Plusieurs études théoriques existent sur la performance anticipée de tiges fémorales en composites divers (Akay & Aslan, 1996; De Santis, Ambrosio, & Nicolais, 2000; Li et al., 2002; Srinivasan, de Andrade, Biggers, & Latour, 1999; Yildiz, Chang, & Goodman, 1998), mais très peu de ces modèles ont été implantés. L'exemple le plus notoire est celui des prothèses dites « isoélastiques », qui furent un désastre sur le plan clinique (Wilke, Seiz, Bombelli, Claes, & Dürselen, 1994), en raison d'une augmentation importante des micromouvements quelques mois après l'intervention.

Techniques de modélisation des PTHs

Os

La reconstruction 3D du fémur est fréquemment faite par tomodensitométrie quantifiée (QCT), ce qui permet d'acquérir à la fois une géométrie et une distribution de la densité osseuse. Le modèle ainsi obtenu est un fémur personnalisé du patient, dont la densité et le module d'Young sont réglés pour chaque élément individuellement. Ce type de fémur est réputé comme étant assez fidèle à la réalité (Stromsoe, Hoiseth, Alho, & Kok, 1995).

Une autre méthode couramment employée pour la modélisation du fémur est l'utilisation d'un fémur générique (le plus souvent un fémur composite ou un fémur numérique tiré de sites publics²) séparé en deux zones; os spongieux et os cortical. On attribue ensuite des propriétés linéaires isotropes aux deux matériaux. La géométrie fémorale est donc bien reproduite, mais l'attribution des propriétés du matériau est plus grossière.

Une comparaison entre ces deux méthodes de modélisation et un fémur cadavérique a été effectuée par (Taddei, Cristofolini, Martelli, Gill, & Viceconti, 2006); ils en ont conclu que si l'allure générale des contraintes dans le fémur générique à matériaux isotropes était semblable à celle du fémur personnalisé, il existe certaines différences locales importantes à la surface de l'os. Le fémur personnalisé semble donc mieux représenter les contraintes surfaciques de l'os cadavérique. Bien que l'étude n'inclut pas les contraintes internes ou celles à la surface du canal médullaire, il est probable que les mêmes différences existent.

² Par exemple, <http://www.ulb.ac.be/project/vakhum/>

Interface os-implant

L'interface os-implant est le point-clé de la modélisation par éléments finis d'une prothèse totale de hanche, puisqu'elle influence à la fois les micromouvements et le transfert des charges vers le fémur. Cette interface a donc fait l'objet de plusieurs études, numériques et expérimentales.

Plusieurs études existent sur le coefficient de friction os-implant, notamment celle de Hashemi, Shirazi-Adl & Dammak (1996); la résistance ultime de ce type de fixation a également fait l'objet d'études (Pröbster, Voigt, Fuhrmann, & Gross, 1994). Malheureusement, ces études portent sur des implants métalliques (titane, acier inoxydable); il n'existe pas d'études de friction sur des implants en matériaux composites.

Le comportement frictionnel de l'interface os-implant est la plupart du temps modélisé par le modèle de friction de Coulomb (modèle traditionnel de la force de friction proportionnelle à la force normale), mais certains auteurs préconisent un modèle non-linéaire (Dammak, Shirazi-Adl, & Zukor, 1997; Hefzy & Singh, 1997; Mann, Bartel, Wright, & Burstein, 1995) qui représente mieux les contraintes transmises au fémur, et ce pour les prothèses cimentées et non cimentées.

La modélisation adéquate de l'interface os-implant a fait l'objet de plusieurs études (Egan & Marsden, 2001; Fernandes, Folgado, Jacobs, & Pellegrini, 2002; Reggiani, Cristofolini, Varini, & Viceconti, 2007; Zachariah & Sanders, 2000); ces auteurs en arrivent à spécifier un type d'élément préférable (surface à surface, point à point, surface à point). Un trait commun unit ces études; la plupart de ces auteurs négligent de spécifier les paramètres utilisés dans leurs modèles pour l'interface. Or la démonstration a été faite que certains de ces paramètres, telle la rigidité du contact,

peuvent changer dramatiquement le résultat (Bernakiewicz & Viceconti, 2002; Orlik, Zhurov, & Middleton, 2003), quel que soit le type d'élément choisi.

Remodelage osseux

Il existe plusieurs modèles du phénomène de remodelage osseux, aussi appelé adaptation fonctionnelle. Le stimulus mécanique entraîne une réorientation des trabécules osseuses et une densification de leur structure ainsi qu'un épaissement de la paroi corticale. Certains modèles sont basés sur l'état de déformation (Hart et coll, 1984-1990), d'autres sur l'état de contrainte (Cowin et coll, 1984-1992), sur l'énergie de déformation (Huiskes et coll, 1987-2003) ou sur un taux d'endommagement mécano-biologique versus le taux de réparation biologique (Levenston & Carter, 1998). Aucun de ces modèles ne peut être validé formellement, mais plusieurs sont acceptés; notamment celui de Huiskes (Van Rietbergen et al., 1993), l'un des plus couramment employés dans la littérature. Ce modèle prédit la densité de l'os spongieux dans la tête fémorale de manière suffisamment fidèle pour être considéré comme acceptable.

Le chargement imposé au fémur lors de la simulation de l'adaptation fonctionnelle module spatialement le signal de remodelage osseux (Bitsakos, Kerner, Fisher, & Amis, 2005); en conséquence, le remodelage observable sur un fémur sera dépendant du nombre de forces musculaires incluses dans le modèle (beaucoup de modèles n'incluent que la force du grand trochanter). Les sites d'attachement de ces forces sont moins sujets à la résorption, et certaines zones spécifiques sont également affectées.

1.3 Procédé de fabrication de la prothèse biomimétique

Modèle géométrique

La géométrie de la prothèse est de type anatomique, c'est-à-dire qu'elle épouse la forme de la cavité du canal médullaire du fémur. Un aperçu de cette géométrie est présenté à la figure 1-4.

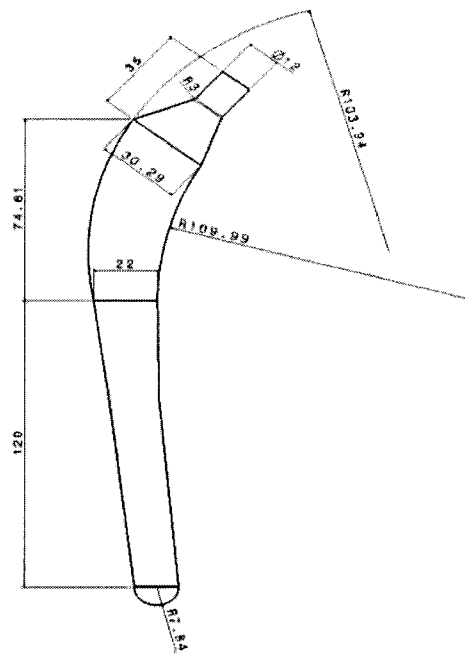


Figure 1-4 : Représentation schématique de la géométrie de la prothèse totale de hanche
(dimensions en mm)

Matériau et mise en forme

Le matériau utilisé pour la fabrication se présente sous forme de gaines tressées de différents diamètres. Ces gaines doivent être enfilées l'une sur l'autre pour obtenir l'épaisseur finale désirée.

Un procédé de fabrication appelé moulage par compression avec vessie gonflable est utilisé pour mettre en forme le matériau. Ce procédé consiste à insérer à l'intérieur des gaines de matériau une vessie en silicone qui sera ensuite gonflée avec de l'air comprimé lorsque le matériau sera dans le moule. Ce dernier sera donc coincé entre les parois du moule et la vessie, comme illustré à la figure 1-5.

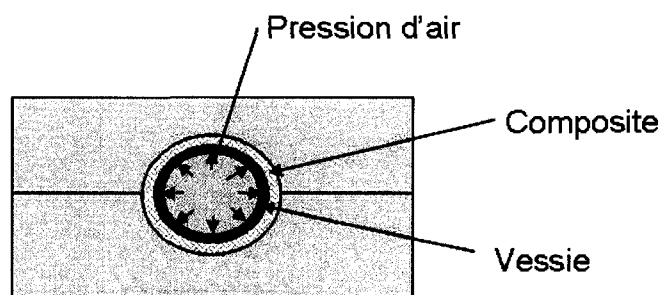


Figure 1-5 : Représentation du procédé de moulage par vessie gonflable

Le procédé permet d'obtenir une pièce creuse; en contrôlant la température du moule et la pression d'air comprimé dans la vessie, il est possible de contrôler la consolidation du composite. Ces deux variables ont été optimisées dans un précédent travail pour obtenir un matériau dont les propriétés mécaniques se rapprocheraient au mieux de celles de l'os cortical que la prothèse vise à remplacer. La densité du matériau et son module d'Young en compression ont ainsi été optimisés (Campbell, 2006).

Une première étape de moulage³ est nécessaire pour la consolidation du composite. Au terme de cette étape, un excédent de matériau déborde des contours de la pièce, comme illustré à la figure 1-6. Cet excédent doit être coupé; la prothèse subit ensuite le même procédé de moulage une seconde fois, avec une couche de revêtement polymérique dans le moule. Une fois cette deuxième étape terminée, la prothèse est prête pour l'application d'une couche d'hydroxyapatite, pour aider à son ostéointégration.



Figure 1-6 : Prothèse après la première étape du procédé de moulage

L'excédent de matériel qui doit être coupé après la première étape de moulage vient du débordement du matériau hors de la cavité du moule, attribuable au fait que le moule ne peut être fermé complètement avant que sa température n'atteigne une valeur suffisante pour faire fondre la résine du matériau (le matériau brut occupe un espace beaucoup plus important que sa version moulée). Ce débordement occasionne donc une réorientation des fils des tresses à la surface de la ligne de joint dont les conséquences seront illustrées plus loin dans ce travail.

³ Protocole complet de moulage disponible à l'annexe 1.

1.4 Le modèle initial de la prothèse

Le modèle par éléments finis utilisé pour l'étude préliminaire du concept biomimétique (Bougherara, Bureau, Campbell, Vadean, & Yahia, 2007) est constitué d'un modèle numérique du fémur composite de la compagnie Pacific Research Labs (Vashon, Washington) et d'une reconstruction surfacique de la prothèse fabriquée en laboratoire. Des éléments contacts servent à modéliser l'interface os/implant. Un modèle du fémur seul ainsi qu'un modèle avec une prothèse solide en titane ont également été utilisés à des fins de comparaison.

Le fémur est composé d'éléments solides tétraédriques linéaires et est divisé en deux zones distinctes, soit celle composée d'os cortical et celle composée d'os trabéculaire. L'os cortical est représenté par un matériau linéaire orthotrope, et l'os trabéculaire par un matériau linéaire isotrope; les propriétés utilisées pour ces deux matériaux sont résumées au tableau 1-1⁴. La jonction entre les deux zones est réalisée à l'aide d'un maillage continu.

⁴ Propriétés tirées de la littérature, voir Bougherara & al (2007)

Tableau 1-1 : Propriétés du matériau de l'os dans le modèle initial

Propriétés matériau de l'os trabéculaire	
E	0,4 GPa
ν	0,3
Propriétés matériau de l'os cortical	
E_x	11,5 GPa
E_y	11,5 GPa
E_z	17,5 GPa
ν_{xy}	0,3
ν_{yz}	0,4
ν_{xz}	0,4
G_{xy}	3,0 GPa
G_{yz}	3,5 GPa
G_{xz}	3,5 GPa
<i>Note : L'axe z est parallèle au canal médullaire en direction caudale, l'axe x est en direction médiale et l'axe y en direction postérieure</i>	

La structure de la prothèse est quant à elle composée d'éléments coque laminée quadratiques. Ces éléments utilisent la théorie classique des laminés pour définir le comportement global de l'élément. Le maillage utilisé est régulier et le matériau est linéaire orthotrope. La prothèse comporte également un coeur interne constitué d'éléments tétraédriques linéaires dont le matériau est isotrope linéaire; les propriétés mécaniques utilisées sont tirées de Campbell (2006) ou estimées à partir de celles de l'os cortical et sont résumées dans le tableau 1-2.

Tableau 1-2 : Propriétés du matériau de la prothèse dans le modèle initial

Propriétés du coeur interne	
E	0,4 GPa
ν	0,2
Propriétés du matériau composite de structure	
E_x	16,4 GPa
E_y	16,4 GPa
E_z	3,5 GPa
ν_{xy}	0,3
ν_{yz}	0,35
ν_{xz}	0,35
G_{xy}	3,0 GPa
G_{yz}	3,5 GPa
G_{xz}	3,5 GPa
<i>Note : L'axe z est parallèle au canal médullaire en direction caudale, l'axe x est en direction médiale et l'axe y en direction postérieure</i>	

L'interface os/implant est modélisée dans la partie distale par des éléments contacts symétriques de type standard dont les propriétés en friction ($\mu_s = 0,6$) ont été tirées de la littérature (Hashemi, Shirazi-Adl, & Dammak, 1996) et proviennent d'essais de friction cobalt/chrome-os cadavérique. Pour ce qui est de la partie proximale, les contacts sont symétriques et de type collé avec un coefficient de friction élevé ($\mu_s = 1$); il s'agit d'une modélisation de la stabilité secondaire. Le fémur a d'abord été coupé selon le plan ostéotomique chirurgical puis évidé par une opération booléenne; la prothèse épouse donc parfaitement la cavité ainsi créée, du moins dans le modèle géométrique. Le maillage du fémur dans le modèle par éléments finis étant relativement grossier, il y a présence d'une interférence géométrique au niveau du contact, tel qu'illustré à la figure 1-7. Cette interférence géométrique devra être prise en compte lors du calcul.

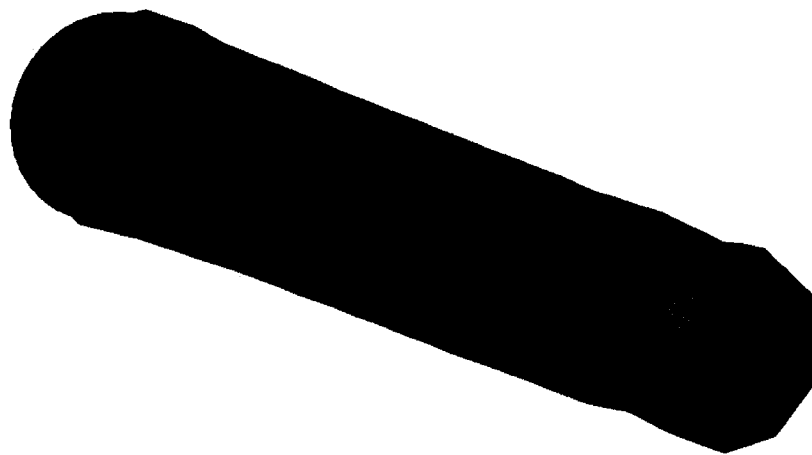


Figure 1-7 : Interférence géométrique des éléments contacts fémur-implant
Partie distale de la tige fémorale représentée en orange; éléments du fémur en violet

Deux cas de chargements ont été utilisés dans l'étude préliminaire de (Bougherara, Bureau, Campbell, Vadean, & Yahia, 2007); le premier cas (cas 1, présenté au tableau 1-3) est non physiologique et sert à une vérification sommaire de la validité du modèle, le deuxième (cas 2, présenté au tableau 1-3) est physiologique et sert à l'évaluation des performances de la prothèse biomimétique. Ces deux cas de chargements sont tirés de la littérature (Akay & Aslan, 1996; Prendergast, Monaghan, & Taylor, 1989) et comprennent deux forces : les forces de contact de la hanche, et la force dans le grand trochanter. Ces deux forces sont appliquées directement sur une série de noeuds choisis sur la crête du fémur et sur la surface supérieure du cou de la prothèse (la tête de la prothèse n'est pas représentée dans le modèle). Le fémur est coupé et immobilisé dans sa partie distale (voir figure 1-8).

Tableau 1-3 : Composantes des forces utilisées dans les deux cas de chargements du modèle préliminaire

	Composantes de la force de contact de la hanche (N)			Composantes de la force musculaire de l'abducteur (N)		
	F_x	F_y	F_z	F_x	F_y	F_z
Cas 1	-1026	0	2819	0	0	0
Cas 2	-320	-448	1820	430	0	-1160

Le système de coordonnées utilisé est celui du fémur, soit : axe z parallèle au canal médullaire en direction caudale, axe x en direction médiale et axe y en direction postérieure

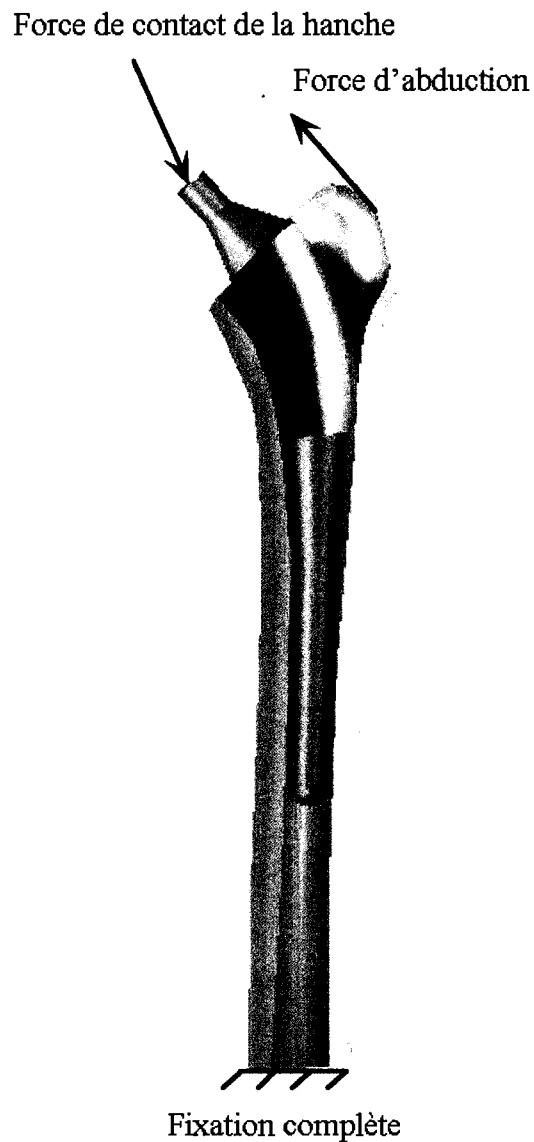


Figure 1-8 : Représentation simplifiée du modèle par éléments finis initial
(adapté de Bougherara & al (2007))

À partir de ce modèle ont été calculés par analyse statique du cas de chargement n° 1 les micromouvements, le transfert de charge dans le fémur ainsi que le remodelage osseux. Le modèle est d'abord solutionné en une seule étape de chargement; ce calcul permet de quantifier les micromouvements (mouvements relatifs des éléments contact,

dans les directions normale et tangentielle) et le transfert de charge dans le fémur (contraintes transmises dans l'os), ainsi que les contraintes subies par la prothèse. Les éléments contact de la partie distale de l'interface os-implant ont ensuite été modifiés pour le calcul de la densité effective suite au remodelage osseux : ils ont été transformés en contacts de type collés.

Le modèle de remodelage osseux de Huiskes est ensuite appliqué de manière itérative au MÉFs pour en déterminer la densité effective de l'os. Initialement, cette densité est réglée à $0,8 \text{ g/cm}^3$ dans tout le fémur, soit une valeur médiane entre l'os spongieux ($0,01 \text{ g/cm}^3$) et l'os cortical ($1,74 \text{ g/cm}^3$). Le calcul est considéré comme ayant convergé lorsque la somme du vecteur de variation de la densité atteint une valeur négligeable.

Le modèle a été utilisé comme base pour l'évaluation préliminaire du concept de tige fémorale biomimétique; il n'a fait l'objet d'aucune validation autre qu'une vérification sommaire du maximum des contraintes en comparaison avec les valeurs rapportées dans la littérature pour des cas de chargements semblables et des tiges métalliques.

CHAPITRE 2 : PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DU PROJET

La section 1.3 a montré que l'optimisation du procédé de moulage avait été effectuée sur la base des propriétés en compression; les propriétés en traction n'ont fait l'objet d'aucune analyse. De plus, cette optimisation ne prenait en compte que les trois variables principales du moulage : la température, la pression appliquée et le temps de maintien. L'orientation des fibres des diverses couches et son influence sur le résultat final n'a pas été examinée; les propriétés mécaniques en traction et en cisaillement n'ont pas non plus été déterminées.

La section 1.4 a montré que si une vérification sommaire du modèle a été effectuée, il n'a toutefois pas fait l'objet d'une validation approfondie. L'os n'a fait l'objet d'aucun test, la prothèse numérique et la prothèse réelle n'ont pas été corrélées et l'interface os/implant est basée largement sur des suppositions et des valeurs tirées de la littérature, dont certaines sont plus ou moins appropriées.

L'objectif global de ce projet est donc de valider le modèle dans son ensemble, de corriger dans la mesure du possible les problèmes ainsi identifiés, et d'optimiser si possible le matériau biomimétique dont la tige fémorale est constituée. Plus spécifiquement, le projet peut être divisé en trois objectifs distincts :

01. Optimisation du matériau biomimétique : en respectant les paramètres d'optimisation du moulage tels que spécifiés à la section 1.3, optimiser le matériau composite de manière à s'approcher au maximum des propriétés mécaniques de l'os cortical.

02. Validation du modèle initial : à partir du modèle initial, établir les composantes pouvant être validées expérimentalement et effectuer les essais nécessaires à cette

validation. Pour les composantes non vérifiables expérimentalement, identifier une méthode plus appropriée à leur validation et l'appliquer.

O3. Application des optimisations au modèle final : une fois les étapes d'optimisation et de validation terminées, appliquer au modèle initial les modifications nécessaires et réévaluer les résultats précédemment obtenus.

CHAPITRE 3 : MATÉRIAUX ET MÉTHODES

3.1 Optimisation du matériau biomimétique

Le matériau utilisé pour la fabrication de la tige fémorale est qualifié de « biomimétique », car ses propriétés se rapprochent de celles de l'os cortical. Il est composé de microfibres de carbone dans une matrice de polyamide 12; les propriétés des deux composants sont présentées au tableau 3-1.

Tableau 3-1 : Propriétés du composite biomimétique constituant la structure de la tige fémorale

Propriétés avant consolidation	
Fraction volumique de fibres de carbone	0,55
Fraction volumique de PA12	0,45
Fraction massique de fibres de carbone	0,683
Fraction massique de PA12	0,317
Masse volumique des fibres de carbone	1,78 g/cm ³
Masse volumique du PA12	1,03 g/cm ³
Diamètre des fibres de carbone	10 µm (approx.)
Diamètre des fibres de PA12 (avant consolidation)	26 µm (approx.)
Propriétés après consolidation	
Masse volumique du CF/PA12	1,41 g/cm ³ ⁵
Module d'Young (compression)	5 – 16 GPa ⁶

Le composite de CF/PA12 utilisé pour la fabrication de la prothèse totale de hanche se présente sous forme de gaines; deux diamètres différents sont utilisés. Or, ces

⁵ Tiré de Soucy, Geneviève. Rapport interne CNRC, 2006.

⁶ Tiré de Campbell (2006).

deux gaines présentent un tressage différent, comme le montrent les figures 3-1 et 3-2. La TRT-100 présente un tressage beaucoup plus ajouré; elle est en conséquence beaucoup plus souple que la TRT-115 à l'état brut, et il est probable que cette différence persiste à l'état moulé. De plus, le patron de tressage des deux gaines est légèrement différent (fig. 3-3).

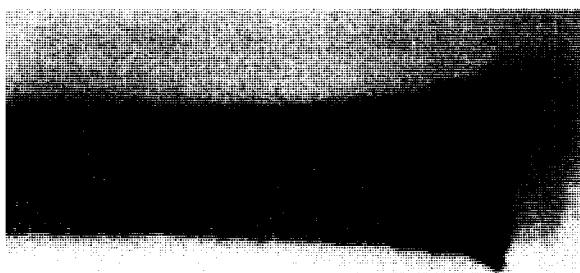


Figure 3-1 : TRT-115 à l'état brut

La gaine a un tressage très serré, et elle ne se déforme pas.

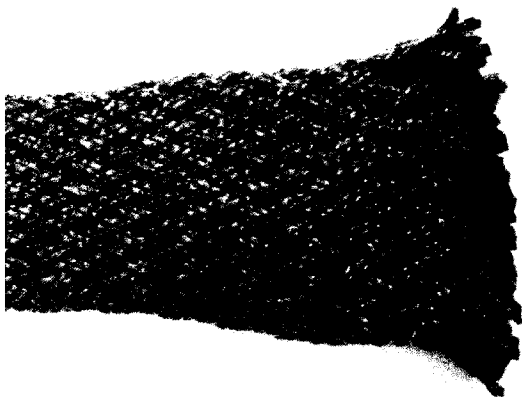


Figure 3-2 : TRT-100 à l'état brut

La gaine a un tressage beaucoup plus ajouré que la TRT-115, et il est possible de la déformer : l'angle entre les fibres peut passer de 45°/45° initialement à 120°/60°

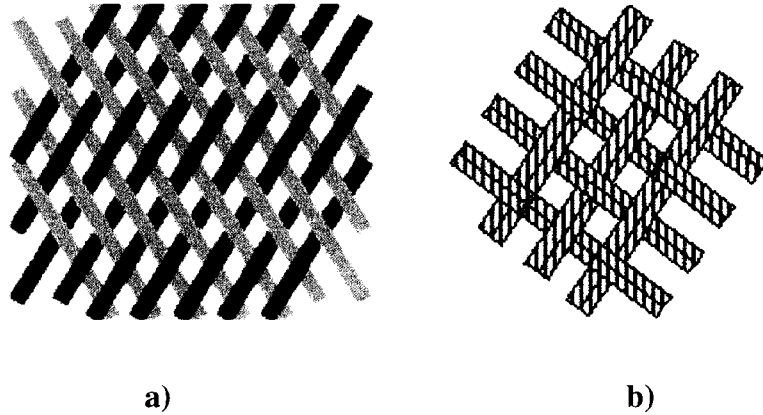


Figure 3-3 : Tressage du matériau CF/PA12 en gaines à $\pm 45^\circ$

a) TRT-115, tissage fil à fil b) TRT-100, tissage standard 2x2

Un troisième matériau disponible sous forme de tissu (TIT-100) a également été utilisé pour corroborer certains résultats (fig. 3-4), mais ne fait pas partie du procédé de fabrication de la prothèse. Bien que composés du même type de fibres avec la même proportion fibre/résine, ces trois tissus sont susceptibles de présenter des propriétés mécaniques différentes en raison de leurs configurations différentes. Ils sont donc considérés comme trois matériaux distincts.

Figure 3-4 : TIT-100 à l'état brut



Il s'agit d'un tissage classique avec trame et chaîne; le tout forme un ensemble relativement compact et difficile à déformer.

Les propriétés d'un seul pli de chacun des trois matériaux seront d'abord déterminées; ces propriétés seront ensuite utilisées pour calculer une optimisation de l'orientation des couches dans le laminé final. La théorie classique des plaques laminées (TCPL) sera utilisée pour calculer cette optimisation, qui sera ensuite moulée et testée pour confirmer sa validité.

3.1.1 La théorie classique des plaques laminées

La théorie classique des plaques laminées⁷ est une extension aux laminés de la théorie classique des plaques. Dans cette théorie, il est assumé que l'hypothèse de Kirchhoff est vérifiée, c'est-à-dire :

- 1) une ligne droite perpendiculaire (normale transverse) à la mi-surface du laminé reste droite après la déformation
- 2) les normales transverses sont inextensibles
- 3) les normales transverses restent perpendiculaires à la mi-surface après déformation

Les deux premiers énoncés assurent que le déplacement transverse est indépendant de la coordonnée en épaisseur, et la déformation selon l'épaisseur ε_{zz} reste nulle. Le troisième énoncé implique que les cisaillements transverses ε_{xz} et ε_{yz} sont nuls.

Lors de la formulation de la théorie, des restrictions additionnelles sont énoncées :

- 1) les couches adhèrent parfaitement les unes aux autres

⁷ Tiré de Berthelot (1999)

- 2) le matériau de chaque couche est linéaire élastique et a trois plans de symétrie (par exemple, un matériau orthotrope)
- 3) chaque couche est d'épaisseur uniforme
- 4) les déformations et déplacements sont petits
- 5) les cisaillements transverses à la surface du laminé sont nuls

Dans la théorie classique des plaques laminées, trois déformations sont donc nulles (ϵ_{zz} , ϵ_{xz} et ϵ_{yz}). Bien que la contrainte transverse σ_z ne soit pas nulle, le fait que ϵ_{zz} soit égal à zéro entraîne son élimination de l'équation du travail virtuel. La relation constitutive d'une seule couche k d'un laminé peut donc être décrite par la formule suivante (matériau dans ses directions principales):

$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_6 \end{Bmatrix}^{(k)} = \begin{bmatrix} Q_{11} & Q_{12} & 0 \\ Q_{12} & Q_{22} & 0 \\ 0 & 0 & Q_{66} \end{bmatrix}^{(k)} \begin{Bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \epsilon_6 \end{Bmatrix} \quad \text{Eq. 3-1}$$

Les valeurs des Q_{ij} sont déterminées à partir des propriétés mécaniques du matériau de la couche k :

$$Q_{11} = \frac{E_1}{1 - \nu_{12}\nu_{21}}, \quad Q_{12} = \frac{\nu_{12}E_2}{1 - \nu_{12}\nu_{21}} = \frac{\nu_{21}E_1}{1 - \nu_{12}\nu_{21}} \quad \text{Eq. 3-2}$$

$$Q_{22} = \frac{E_2}{1 - \nu_{12}\nu_{21}}, \quad Q_{66} = G_{12}$$

Ces formules sont valables pour le matériau dans ses directions principales; les laminés comportant plusieurs couches orientées de manière aléatoire doivent être présentés dans la direction xy du laminé. Après application de la matrice de rotation à l'équation 3-2, la formule devient donc :

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{xy} \end{Bmatrix}^{(k)} = \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix}^{(k)} \begin{Bmatrix} \epsilon_{xx} \\ \epsilon_{yy} \\ \epsilon_{xy} \end{Bmatrix} \quad \text{Eq. 3-3}$$

L'application de l'équation du travail virtuel implique une intégration couche par couche. Les forces résultantes deviennent donc les suivantes :

$$\begin{aligned} \begin{Bmatrix} N_{xx} \\ N_{yy} \\ N_{xy} \end{Bmatrix} &= \sum_{k=1}^N \int_{z_k}^{z_{k+1}} \begin{Bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{xy} \end{Bmatrix} dz \\ &= \sum_{k=1}^N \int_{z_k}^{z_{k+1}} \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix}^{(k)} \begin{Bmatrix} \epsilon_{xx}^{(0)} + z\epsilon_{xx}^{(1)} \\ \epsilon_{yy}^{(0)} + z\epsilon_{yy}^{(1)} \\ \gamma_{xy}^{(0)} + z\gamma_{xy}^{(1)} \end{Bmatrix} dz \\ &= \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{16} \\ A_{12} & A_{22} & A_{26} \\ A_{16} & A_{26} & A_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_{xx}^{(0)} \\ \epsilon_{yy}^{(0)} \\ \gamma_{xy}^{(0)} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{16} \\ B_{12} & B_{22} & B_{26} \\ B_{16} & B_{26} & B_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_{xx}^{(1)} \\ \epsilon_{yy}^{(1)} \\ \gamma_{xy}^{(1)} \end{Bmatrix} \end{aligned} \quad \text{Eq. 3-4}$$

$$\begin{aligned} \begin{Bmatrix} M_{xx} \\ M_{yy} \\ M_{xy} \end{Bmatrix} &= \sum_{k=1}^N \int_{z_k}^{z_{k+1}} \begin{Bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{xy} \end{Bmatrix} z dz \\ &= \sum_{k=1}^N \int_{z_k}^{z_{k+1}} \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix}^{(k)} \begin{Bmatrix} \epsilon_{xx}^{(0)} + z\epsilon_{xx}^{(1)} \\ \epsilon_{yy}^{(0)} + z\epsilon_{yy}^{(1)} \\ \gamma_{xy}^{(0)} + z\gamma_{xy}^{(1)} \end{Bmatrix} z dz \\ &= \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{16} \\ B_{12} & B_{22} & B_{26} \\ B_{16} & B_{26} & B_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_{xx}^{(0)} \\ \epsilon_{yy}^{(0)} \\ \gamma_{xy}^{(0)} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{16} \\ D_{12} & D_{22} & D_{26} \\ D_{16} & D_{26} & D_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_{xx}^{(1)} \\ \epsilon_{yy}^{(1)} \\ \gamma_{xy}^{(1)} \end{Bmatrix} \end{aligned} \quad \text{Eq. 3-5}$$

où $\{\epsilon^0\}$ et $\{\epsilon^1\}$ sont respectivement le vecteur des déformations membrane et le vecteur des déformations en flexion. Sous forme compacte, la formule s'exprime ainsi :

$$\begin{Bmatrix} N \\ M \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} [A] & [B] \\ sym & [D] \end{bmatrix} \{\epsilon\} \quad \text{Eq. 3-6}$$

Les matrices A, B et D sont obtenues de la manière suivante :

$$\begin{aligned} [A] &= \sum_k (h_k - h_{k-1}) [Q]_k \\ [B] &= \sum_k \frac{1}{2} (h_k^2 - h_{k-1}^2) [Q]_k \\ [D] &= \sum_k \frac{1}{3} (h_k^3 - h_{k-1}^3) [Q]_k \end{aligned} \quad \text{Eq. 3-7}$$

Pour un laminé composé de couches de matériau orthotrope avec leur plan xy orienté de manière aléatoire, les déformations et les contraintes prennent l'allure présentée à la figure 3-5.

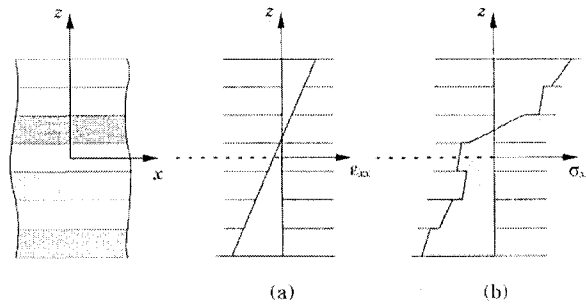


Figure 3-5 : Allure générale des contraintes et déformations dans un composite laminé

a) déformations en fonction de l'épaisseur b) contraintes en fonction de l'épaisseur

3.2 Statistiques

3.2.1 Tests d'hypothèses

Test de Student

Dans le but de comparer des moyennes, le test de Student a été utilisé à plusieurs reprises. La statistique se calcule comme suit :

$$T = \frac{\bar{x} - \bar{y}}{s \sqrt{\frac{1}{n} + \frac{1}{m}}} \quad \text{Eq. 3-8}$$

où $\bar{x}$ et $\bar{y}$ représentent les moyennes des deux échantillons, n et m leurs tailles respectives et s l'écart type de la série complète de données. Une fois la valeur de T établie, il suffit d'extraire d'une table de statistiques la valeur T_p correspondant au niveau de signification désiré α . Cette valeur de α correspond à la probabilité que T soit inférieur à T_p ($p = P(T \leq T_p)$); plus elle est faible, plus il est improbable que les deux moyennes soit considérées égales par accident.

Les calculs de ces tests d'hypothèses ont été effectués à l'aide du logiciel Matlab et de sa fonction **ttest2**, qui permet de comparer la moyenne de deux échantillons provenant de distributions normales avec des variances inconnues et possiblement inégales. En plus de permettre la spécification d'un niveau de signification α , il calcule directement la probabilité p ; c'est le calcul qui est présenté à quelques reprises dans ce travail.

3.2.2 Plans d'expériences

L'examen de l'influence d'une série de facteurs sur une réponse peut se révéler un travail long et ardu lorsque ces facteurs sont nombreux ou qu'ils peuvent prendre une série de valeurs. Par exemple, pour des facteurs ayant deux niveaux possible, le nombre total d'expérimentations pour évaluer toutes les combinaisons possibles s'élève à 2^k . Dans bien des cas, il est soit impossible soit peu pratique d'effectuer ce type d'analyse complète; on fait plutôt appel à la science des plans d'expériences.

Le cas où les 2^k combinaisons possibles sont testées est appelé design factoriel complet, et est applicable lorsque le nombre de facteurs est réduit. Dans le cas contraire, il existe des méthodes pour réduire le nombre de facteurs en regroupant leurs effets; par exemple, l'effet de x_1 devient impossible à distinguer de celui de $x_2 \cdot x_3 \cdot x_4$. Ce type de plan d'expérience est établi en prenant une fraction du design factoriel complet; on l'appelle design fractionnel factoriel. Il varie en fonction du générateur de design choisi (quels effets sont confondus, lesquels demeurent distincts), et sa taille dépend de ce générateur.

La résolution d'un tel design dépend des effets qui sont confondus. Si les effets principaux (ceux d'un facteur seul) sont confondus avec les interactions entre deux facteurs, alors il s'agit d'un design de résolution III. Si les effets principaux sont confondus avec les interactions entre trois facteurs, la résolution est de IV. Plus la résolution est élevée, plus le nombre d'expériences est important dans le plan⁸.

Dans le cas présent, une analyse des facteurs clé de l'optimisation du matériau composite a été conduite; cette analyse comportait 9 facteurs à 3 niveaux; 3^9 combinaisons possibles. Il était donc peu pratique de faire un design factoriel complet;

⁸ Tiré de Hoaglin, Mosteller, & Tukey (1983).

un « screening design » a d'abord été choisi. L'objectif de ce type de plan d'expérience est de réduire le nombre de variables à un niveau plus facile à manipuler.

Le design choisi était un design fractionnel de résolution IV; étant donné les résultats de cette première évaluation, il n'a pas été nécessaire de poursuivre les analyses statistiques.

3.3 Validation du modèle par éléments finis

Le modèle est constitué de trois éléments principaux; le fémur, la prothèse et l'interface os-implant. Ces trois éléments devront donc être validés de manière individuelle. Un résumé de la méthodologie employée est présenté à la figure 3.6.

L'étape d'optimisation du matériau composite permettra d'établir les valeurs à utiliser pour le matériau. Ensuite, une validation du comportement de la prothèse dans son entier sera réalisée expérimentalement. La méthode employée sera de type locale/globale; la réponse globale de l'éprouvette sera d'abord examinée pour une évaluation préliminaire, puis ces résultats seront confirmés par l'analyse des réponses locales (situées à des points précis sur l'éprouvette).

Le fémur devra également être validé de manière indépendante; la méthode pour ce faire sera une comparaison avec des données de la littérature. Cette partie de la validation sera numérique uniquement.

Une fois ces deux éléments validés, l'interface os-implant fera l'objet d'une étude de sensibilité pour déterminer les paramètres cruciaux à la représentation adéquate de la stabilité initiale et secondaire. Une fois identifiés, des valeurs seront attribuées à ces paramètres, soit par expérimentation ou par examen de la littérature.

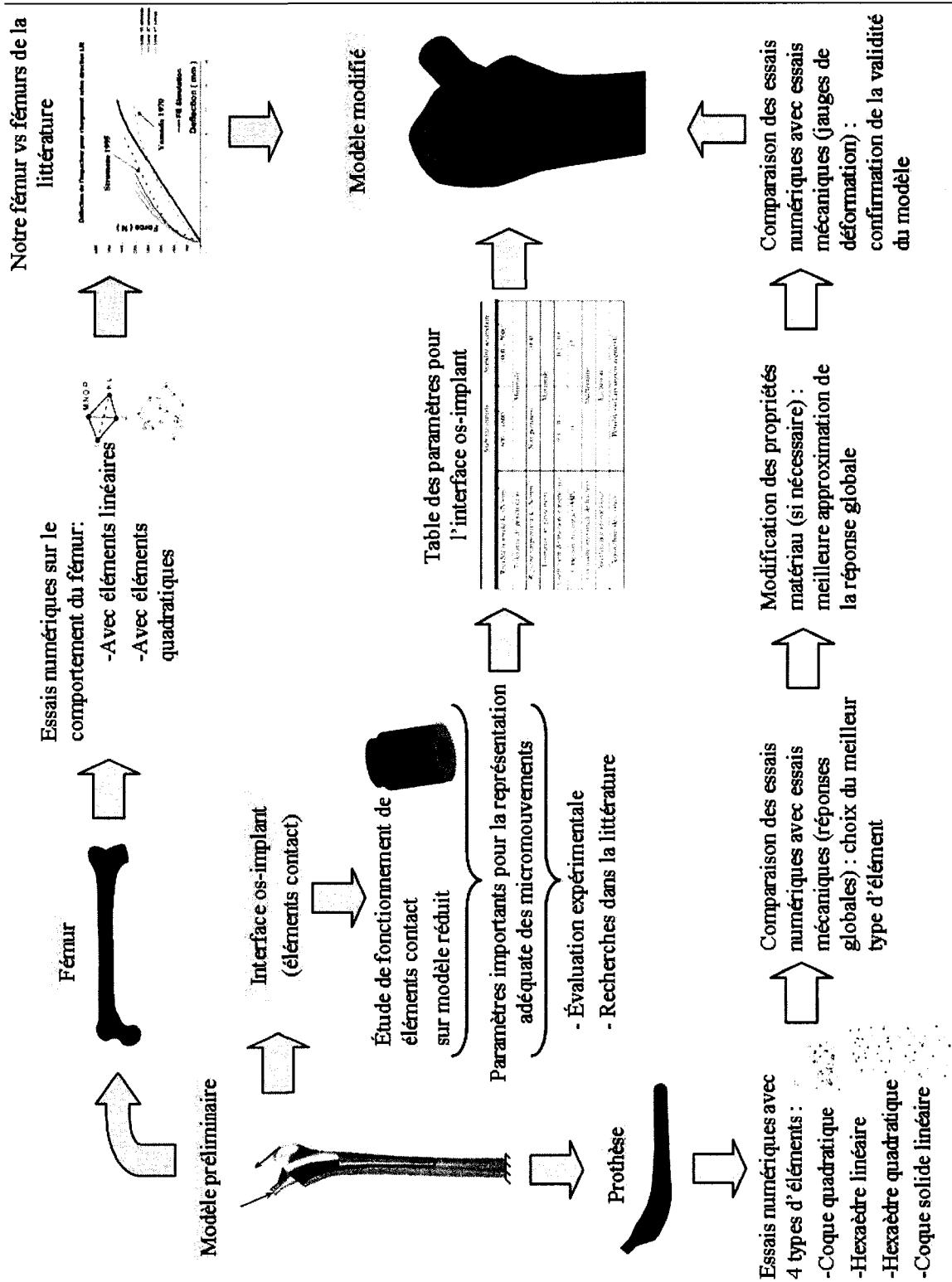


Figure 3-6 : Résumé de la méthodologie employée pour la validation du modèle

3.3.1 Validation du fémur

Le fémur numérique est basé sur un fémur composite de la compagnie Pacific Research Labs (Vashon, USA); ce type de fémur composite a déjà fait l'objet d'une validation mécanique (Cristofolini, Viceconti, Cappello, & Toni, 1996) et est généralement accepté comme un remplacement acceptable aux fémurs cadavériques, plus difficiles à obtenir et à manipuler.

L'étape de validation consistera donc à vérifier que le modèle numérique de ce modèle mécanique est également acceptable. Des données de la littérature seront utilisées pour la comparaison; deux simulations seront effectuées. La première est un essai de flexion 3 points, dans la direction antéro-postérieure (AP) puis dans la direction latéro-médiale (LM). La deuxième est un essai de compression sur un fémur fixé distalement avec une inflexion de 11°. Ces simulations seront conduites sur trois fémurs différents (la géométrie demeure identique pour toutes les simulations):

Fémur 1 : Fémur initial, composé de solides tétraédriques linéaires avec un matériau linéaire orthotrope (désigné « Fémur solide 185 orthotrope »)

Fémur 2 : Fémur composé de solides tétraédriques quadratiques avec un matériau linéaire orthotrope (désigné « Fémur solide 187 orthotrope »)

Fémur 3 : Fémur composé de solides tétraédriques quadratiques avec un matériau linéaire isotrope (désigné « Fémur solide 187 isotrope »)

Les résultats de ces simulations seront ensuite comparés à des données tirées de la littérature.

Malheureusement, la plupart des données disponibles pour fin de comparaison sont incomplètes. Trois principaux problèmes existent :

Description sommaire des essais effectués : les essais effectués, que ce soit pour les fémurs composites ou cadavériques, sont souvent décrits très sommairement. Les conditions frontières de ces tests doivent être estimées, ce qui introduit une erreur dans les calculs.

Courbes complètes non publiées : très peu d'auteurs publient leurs courbes complètes. Une courbe typique ainsi qu'un résumé des résultats sont la plupart du temps les seules données disponibles.

Moyennes sur plusieurs spécimens : les résultats présentés sont fréquemment des moyennes de tous les spécimens testés. Or, les tissus osseux présentent une variabilité assez étendue (attribuable à l'âge du patient, à sa santé osseuse, aux variations géométriques, etc) qui n'est pas nécessairement reflétée dans ces moyennes.

En raison de ces limitations, une certaine déviation par rapport aux courbes de référence sera acceptée. Les courbes utilisées pour la comparaison sont tirées de Untaroiu (2005) et Cristofolini, Viceconti, Cappelo, & Toni (1996).

3.3.2 Validation de la prothèse

Le modèle initial est constitué d'éléments coque paraboliques capables de représenter des matériaux laminés (SHELL99 du logiciel Ansys). Le logiciel demande les propriétés et l'orientation de chaque couche et effectue un calcul basé sur la théorie classique des laminés pour calculer les contraintes et déformations de chaque pli individuellement. Les éléments coque requièrent un ratio largeur/épaisseur d'au moins 10 pour être qualifiées de « minces »; or le modèle initial a un ratio d'environ 1,33.

Une alternative à l'utilisation d'éléments coque consiste à utiliser des éléments coque solide; un élément solide à 8 noeuds supportant les laminés et conçu expressément pour la modélisation des coques épaisses, qui utilise la mécanique des milieux continus. Ce type d'élément offre l'avantage de s'orienter comme une coque traditionnelle (l'axe z est dans la direction de l'épaisseur, donc la plus mince), ce qui est essentiel pour la modélisation d'un matériau orthotrope.

Une dernière option consiste à utiliser des éléments solides pour représenter la prothèse. Ces éléments solides existent en version linéaire ou parabolique, et certains peuvent également supporter les composites laminés. Les éléments solides offrent l'avantage d'être insensible à l'épaisseur du laminé modélisé; ils sont conçus pour des déformations et orientations aléatoires. Leur désavantage est l'orientation de leurs axes, qui est parallèle au système de coordonnées global. Étant donnée l'utilisation d'un matériau orthotrope, ces axes devront être réorientés pour chaque élément.

Quatre options seront donc testées pour la prothèse :

Option 1 : Choix du modèle initial, soit des coques quadratiques basées sur la théorie des laminés

Option 2 : Coques solides linéaires supportant les laminés

Option 3 : Éléments solides linéaires orientés

Option 4 : Éléments solides quadratiques orientés

Ces quatre options seront simulées et les résultats comparés avec ceux obtenus à partir de spécimens instrumentés à l'aide de jauges de déformations. Dans un premier temps, les réponses globales expérimentales et numériques seront comparées; si ces résultats se révèlent satisfaisants, les réponses locales seront également analysées. Dans le cas contraire, il y aura d'abord un ajustement des propriétés matériaux pour mieux

représenter les réponses globales expérimentales, puis les réponses locales seront analysées.

3.3.3 Interface os-implant : Éléments contact

Pour modéliser l'interface os/implant, des éléments de type contact surface à surface supportant les grandes déformations ont été utilisés. L'expression « grandes déformations » désigne une déformation qui affecte la géométrie de l'élément; ces déformations sont généralement de l'ordre de 2 à 3 % ou plus.

Composition des éléments contacts

Les éléments contact sont constitués de deux parties : un élément dit « contact » défini sur l'une des deux surfaces en contact, et un élément dit « cible » défini sur l'autre surface. Les micromouvements rapportés par Ansys sont ceux du contact par rapport à sa cible (le « glissement » du contact), plus précisément des points de contact ayant été spécifiés sur l'élément (points de Gauss ou noeuds de l'élément, au choix de l'utilisateur).

Un contact peut être symétrique ou asymétrique. Le contact asymétrique est constitué d'une cible et d'un contact; il est adéquat dans la plupart des cas où les deux matériaux en contact ont des rigidités semblables. Dans le cas contraire, il faut utiliser un contact symétrique (ou paire de contact) : une cible et son contact sont définis dans un premier temps, puis le contact devient la cible et vice-versa pour former un deuxième contact qui complète la paire de contact. Ce type de contact est moins sujet aux problèmes de convergence, mais exige un temps de calcul beaucoup plus grand.

Comportement général de la surface de contact

Il est possible de définir le comportement général du contact en spécifiant un type : il peut s'agir d'un contact « collé » (points de contact attachés), d'un contact « rough » (le glissement n'est pas permis), « sans séparation » (le glissement est permis mais le contact ne peut s'ouvrir), ou d'un contact « standard » (glissement et ouverture permis, points de contact détachés).

Comportement frictionnel

Le comportement frictionnel est défini par trois paramètres principaux : la cohésion, le coefficient de friction et le cisaillement maximal. La cohésion correspond au cisaillement supporté par le contact en l'absence de pression (donc de friction), le cisaillement maximal correspond à la limite au delà de laquelle le contact glisse et le coefficient de friction est celui du modèle de Coulomb. Une représentation graphique est présentée à la figure 3-7.

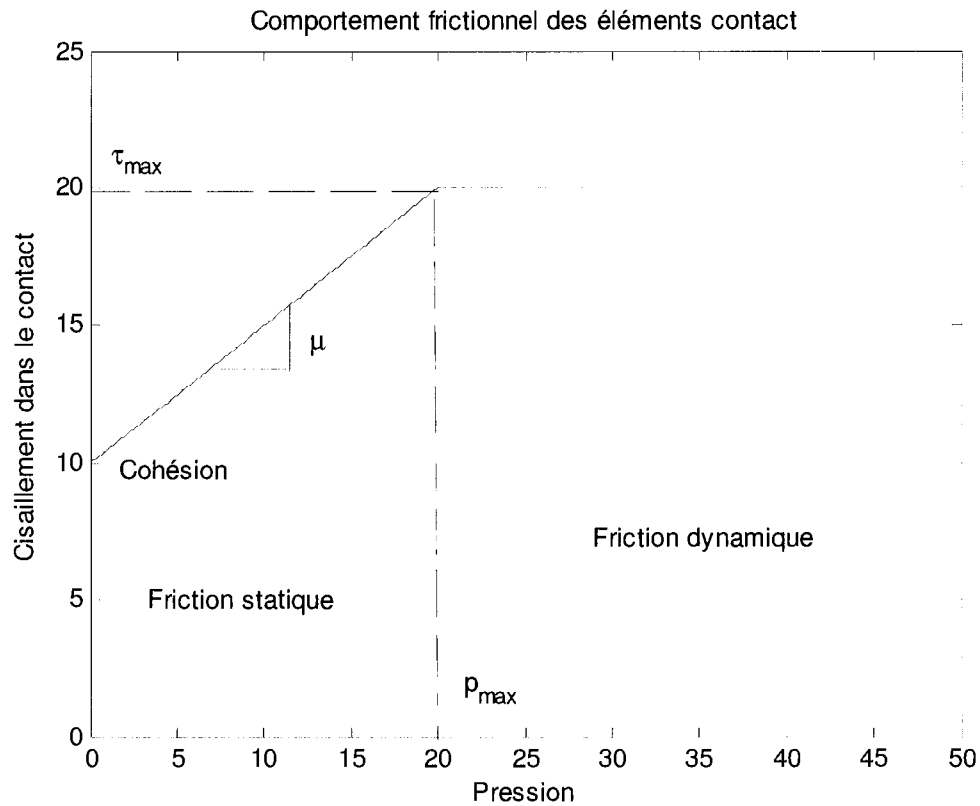


Figure 3-7 : Représentation graphique des principaux paramètres du comportement frictionnel des éléments contact surface à surface

Deux autres paramètres de moindre importance dans la situation actuelle peuvent également être définis : le ratio coefficient statique/dynamique permet de spécifier le coefficient de friction dynamique, et le coefficient exponentiel d'affaiblissement permet d'adoucir la transition entre les comportements statique et dynamique.

Contrôle de la convergence du calcul

Le facteur de pénétration normale et son équivalent tangentiel sont normalement utilisés pour contrôler la convergence du calcul. Ces deux facteurs représentent les rigidités normale (k_n) et tangentielle (k_t) du contact, et sont optimisés par Ansys, qui les met à jour à chaque étape de chargement, sous-étape ou itération (au choix). Une

tolérance peut être spécifiée pour chacun des deux facteurs; le calcul est considéré comme ayant convergé si la pénétration et le glissement sont à l'intérieur des limites ainsi imposées.

Il est important de noter que les éléments contacts sont normalement utilisés pour déterminer des résultats comme la pression ressentie par les deux corps en contact ou les charges transmises; la distance de glissement et la pénétration ne sont habituellement pas des résultats, mais des paramètres de contrôle du calcul, optimisés pour assurer la convergence et la rapidité du calcul avec une interpénétration et un glissement réduits au minimum. Il est donc primordial de régler adéquatement ces paramètres pour éviter de produire un résultat aléatoire.

Étude de sensibilité

Comme mentionné à la section 1.2.2, la plupart des auteurs négligent de mentionner les paramètres utilisés dans les éléments contact lors d'études de micromouvements à l'interface. Or, certains de ces paramètres peuvent faire varier les résultats, et ce de manière importante. Une étude de sensibilité sera donc conduite sur un modèle axisymétrique simple afin de déterminer quels sont les paramètres cruciaux pour la modélisation adéquate de la stabilité initiale et secondaire. Les valeurs devant être attribuées lors des simulations subséquentes sur le modèle complet de la prothèse à ces paramètres seront ensuite évaluées, à partir de la littérature ou d'expérimentations.

3.3.4 Remodelage osseux

Le stimulus mécanique entraîne une réorientation des trabécules osseuses et une densification de leur structure ainsi qu'un épaissement de la paroi corticale. Bien que ces phénomènes soit simulables directement, leur application sur un os complet est

associée à un coût de calcul prohibitif. C'est pourquoi la plupart des modèles de remodelage osseux traitant du stimulus mécanique se concentrent plutôt sur la densité résultante de l'os. Celle-ci permettra de distinguer les zones d'os cortical (densité maximale) de celles d'os spongieux, ainsi que les zones où les trabécules osseuses sont plus serrées (densité intermédiaire entre celle de l'os cortical et celle de l'os spongieux).

L'un des modèles les plus couramment utilisés est celui de Huiskes; il est généralement choisi pour sa simplicité d'application. Dans le modèle de Huiskes (illustré à la figure 3-8), la variation de densité observable est directement proportionnelle à la stimulation fournie par la densité d'énergie de déformation. Un certain niveau d'énergie U_0 est l'état homéostatique du système, mais ce niveau n'est pas zéro; l'absence de stimulus mécanique est en soi un stimulus mécanique. Quant à la zone située autour de U_0 qui ne répond pas à la stimulation, il s'agit de la « zone paresseuse » de l'os; il existe en effet un seuil minimum de stimulation pour obtenir une réponse.

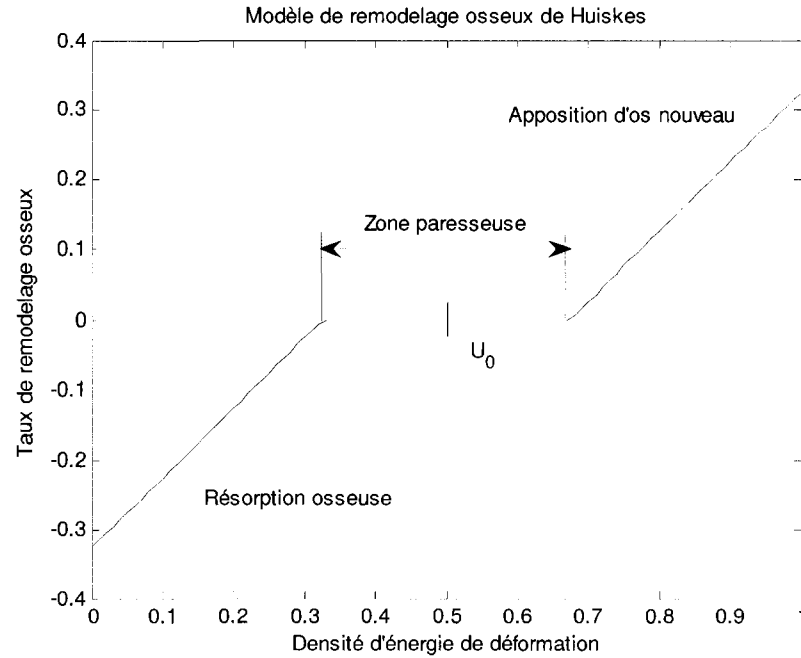


Figure 3-8 : Représentation schématique du modèle de remodelage osseux de Huiskes

En considérant que le chargement est constant sur la pièce de tissu osseux, il existe un état de densité qui optimise les propriétés mécaniques de l'os, en donnant une densité plus élevée aux zones plus sollicitées et une densité moindre là où les efforts sont moindres. Puisqu'un changement de la densité entraîne un changement des propriétés, les contraintes et déformations changent, ce qui entraîne un changement dans la stimulation, ce qui entraîne un changement de densité. La variation de densité peut donc être représentée par un système itéré :

$$\rho_{i+1} = \rho_i + C_{remodelage} \cdot stimuli_i \quad \text{Eq. 3-9}$$

$$E_{i+1} = 3790 \cdot \rho_{i+1}^3 \quad \text{Eq. 3-10}$$

$$stimuli_{i+1} = f\left(\frac{1}{2}\varepsilon \cdot \sigma\right) = f\left(\frac{1}{2}\varepsilon^2 \cdot E_{i+1}\right) = f\left(\frac{1}{2}\frac{\sigma^2}{E_{i+1}}\right) \quad \text{Eq. 3-11}$$

La relation 3-10 définissant le module d'Young découlant d'une densité donnée est celle de Carter, généralement acceptée depuis 1977. Bien d'autres formulations existent, celle-ci a été choisie pour sa simplicité d'application.

Le modèle de remodelage osseux de Huiskes a été présenté ici dans sa plus simple expression; la réalité est plus complexe. Il a été démontré par Beaupé & al. (1990) que la courbe de remodelage présentée à la figure 3-8 est dépendante à la fois de la région osseuse et de l'historique de chargement sur l'os.

La validation d'un modèle de remodelage osseux dépasse le cadre de ce travail; il sera donc pris pour acquis que le modèle est valide, et les conditions d'application seront examinées, ainsi que l'influence des autres paramètres (tels ceux de l'interface os-implant) sur les résultats du calcul.

3.4 Techniques de mesures

3.4.1 Extensomètre vidéo (essais de traction)

Les essais de traction seront réalisés à l'aide d'un extensomètre vidéo et d'une machine servo-mécanique de traction. L'extensomètre vidéo permet de tester un spécimen sans qu'il n'y ait de contact physique; des points de couleur sont dessinés à la surface de l'échantillon et leur parcours est suivi par une caméra. Un logiciel spécialisé calcule ensuite les déformations axiale et transverse ainsi que le module d'Young, le coefficient de Poisson et toute autre donnée pertinente.

3.4.2 Jauges de déformation

Choix des jauges de déformation

Trois principaux facteurs influencent le choix des jauges de déformation dans le cas présent : l'utilisation d'un matériau composite, les discontinuités présentées par ce matériau et la courbure de la surface de la pièce finie⁹.

L'utilisation d'un matériau composite pose un problème thermique; la conductivité thermique de leur matrice polymérique étant très faible, ces matériaux n'absorbent pas la chaleur comme le font les métaux. Une jauge de déformation alimentée dégage une certaine chaleur; si elle est fixée sur une pièce métallique, cette dernière dissipe adéquatement cette énergie thermique et la température de la jauge reste fixe. Le composite ne possédant pas une bonne conductivité thermique, les jauges seront donc à risque de chauffer; il faudra choisir des grilles plus grandes. Les rosettes empilées sont également à proscrire, puisque la jauge supérieure de ces rosettes est toujours plus difficile à maintenir en température, étant séparée de la surface du matériau par les autres jauges de la rosette.

Le matériau testé présente une discontinuité en surface; les fils des tresses, toujours visibles après le moulage, forment un treillis dont chaque fibre se déforme selon une direction préférentielle. Cette discontinuité du matériau impose de choisir des grilles plus grandes, afin d'obtenir une moyenne des déformations sur la surface. La courbure de la pièce finie requiert des jauges à petites grilles. Une jauge trop grande installée sur ce type de surface sera distorsionnée ; il sera alors impossible de balancer le pont de Wheatstone. Comme ces exigences sont contradictoires, un compromis doit être fait : des rosettes 0°-90° à grandes grilles ont été choisies. Ces rosettes sont un modèle sans

⁹ Informations tirées de www.vishay.com

film de protection; elles sont donc plus souples et il est possible de les coller sur la surface des spécimens. En contrepartie, certaines de ces jauges risquent d'être trop distorsionnées pour être utilisables; il y aura donc des pertes pour certaines courbes.

Installation des jauges

Toutes les jauges ont été branchées en demi-pont; une jauge active sera couplée avec une jauge identique inactive afin d'assurer la compensation en température. La seule exception à cette règle est celle des jauges de torsion, qui sont un modèle de type UV conçu en demi-pont; elles sont donc déjà compensées en température et seront branchées telles quelles.

Lecture des jauges de déformation

Un conditionneur de jauges à huit canaux de type 2100 de la compagnie Intertechnology (Toronto, Canada) a été utilisé pour la lecture des jauges. De longs fils protégés sont utilisés pour brancher le spécimen; la longueur des fils non-protégés entre ces rallonges et l'éprouvette s'en trouve réduite à environ 20 cm. Cette configuration permet de réduire le niveau de bruit sur les canaux.



Figure 3-9 : Conditionneur de jauges de déformation de type 2100 avec système d'acquisition utilisés lors des essais avec jauges

CHAPITRE 4 : OPTIMISATION DU MATÉRIAU COMPOSITE BIOMIMÉTIQUE

4.1 Objectif et méthodologie

01. Optimiser le matériau composite de manière à s'approcher au maximum des propriétés mécaniques de l'os cortical

Les propriétés de l'os cortical sont résumées au tableau 4-1. La méthodologie proposée pour atteindre ces valeurs est simple : dans un premier temps, des essais de traction seront effectués sur un seul pli du matériau pour en déterminer expérimentalement les propriétés élastiques. Des essais en compression seront également effectués. La théorie classique des laminés présentée à la section 3.1.1 sera utilisée pour calculer à partir des propriétés en traction une configuration optimale des couches du laminé; une fois cette optimisation calculée, la configuration obtenue sera moulée et testée pour confirmer en la faisabilité et la validité.

Tableau 4-1 : Propriétés mécaniques de l'os cortical (Li et al., 2003)

Os cortical	Module élastique			Module de cisaillement		
	(GPa)			(GPa)		
	E_a	E_b	E_c	G_{ab}	G_{ac}	G_{bc}
Diaphyse	21,9	14,6	11,6	6,99	6,29	5,29
Métaphyse	17,5	11,7	9,3	5,59	5,03	4,23

Note : L'axe a correspond est parallèle au canal médullaire (direction axiale), l'axe b correspond à la direction circonférentielle et l'axe c à la direction radiale. Coefficients de Poisson : $\nu_{ab} = 0,205$, $\nu_{ac} = 0,109$, $\nu_{bc} = 0,302$.

4.2 Détermination expérimentale des propriétés mécaniques du composite

Le procédé de moulage du composite ayant déjà fait l'objet d'une optimisation sur la base des propriétés en compression et de la consolidation obtenue, seules les propriétés en traction seront d'abord considérées pour l'optimisation.

4.2.1 Essais de traction sur un seul pli du matériau

Le matériau doit d'abord être moulé en un seul pli pour en déterminer les propriétés. Ces dernières pourront ensuite être utilisées dans le calcul d'une optimisation.

Trois types d'échantillons ont été moulés pour la gaine TRT-100; la gaine sans déformation (angles entre les fibres 90°/90°), étirée au maximum sur sa longueur (angles 120°/60°) et étirée au maximum sur sa largeur (angles 50°/130°). Quelques-uns des résultats obtenus sont résumés au tableau 4-2; ces résultats sont typiques pour ce type de matériau.

Tableau 4-2 : Résultats des essais de traction réalisés sur des laminés composites TRT-100 d'un seul pli avec extensomètre vidéo (largeur = 20 mm, longueur = 120 mm, épaisseur = 0,5 mm, taux de déformation = 5 mm/min)

	E_1 (GPa)	E_2 (GPa)	E_{45° (GPa)	ν_{12}
TRT-100 120°/60°	35,3 ± 5,1	10,6 ± 2,3	18,0 ± 7,2	N/A
TRT-100 50°/130°	33,4 ± 3,0	7,0 ± 2,1	10,1 ± 1,5	N/A
TRT-100 90°/90°	21,8 ± 7,5	10,8 ± 2,5	30,9 ± 12,2	2,13 ± 1,02

L'étonnant résultat pour le coefficient de Poisson est attribuable à la présence de trous dans le matériau, lesquels sont très visibles dans la figure 4-1. Ces trous entraînent une réorientation des fibres du treillis lors de l'essai de traction; l'effet de Poisson mesuré n'est donc pas entièrement dû à une compression latérale du matériau comme c'eût été le cas sur un matériau isotrope (matériaux pour lesquels la limite de 0,5 du coefficient de Poisson a été établie).

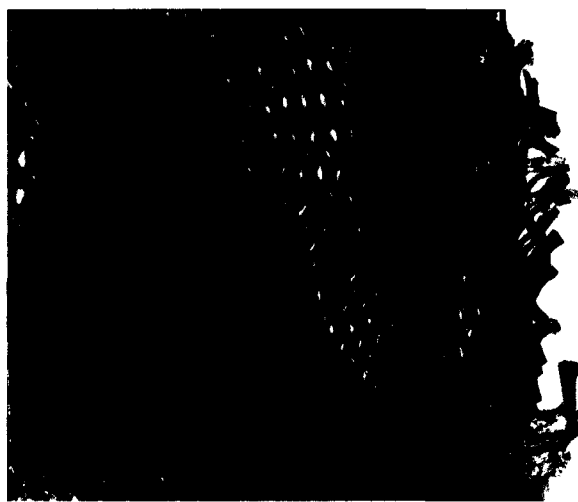


Figure 4-1 : Échantillon moulé d'un seul pli du matériau composite de CF/PA12

En raison de la présence de ces porosités dans les échantillons du composite en un pli, la variabilité des données est beaucoup trop grande pour que celles-ci soient utilisables.

4.2.2 Calcul des propriétés des plis d'un laminé à partir de ses propriétés globales

Les essais de traction sur un seul pli du matériau ayant produit des résultats non concluants, d'autres options doivent être envisagées. La meilleure d'entre elles est le

calcul des propriétés d'une couche de laminé à partir de données obtenues pour un laminé de deux plis identiques, en utilisant la théorie classique des laminés.

Calcul d'un laminé à deux plis

Équations constitutives d'un laminé¹⁰ (état plan de déformation) :

$$\begin{Bmatrix} N_x \\ N_y \\ N_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{16} \\ & A_{22} & A_{26} \\ sym & & A_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_{xx} \\ \epsilon_{yy} \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{16} \\ & B_{22} & B_{26} \\ sym & & B_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{Bmatrix} \quad \text{Eq. 4-1}$$

Dans le cas d'un test de traction effectué selon l'une des directions principales, pour un matériau orthotrope, $A_{16} = A_{26} = N_y = 0$. Les courbures dues à la flexion et à la torsion sont également nulles, ce qui élimine de l'équation la matrice B et réduit le système d'équation à sa plus simple expression :

$$\begin{Bmatrix} N_x \\ 0 \\ N_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & 0 \\ & A_{22} & 0 \\ sym & & A_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_{xx} \\ \epsilon_{yy} \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} \quad \text{Eq. 4-2}$$

Les équations des efforts axial et transverse étant maintenant découplées de l'effort de cisaillement, celui-ci peut être traité de façon indépendante, et l'équation s'en trouve encore réduite :

$$\begin{Bmatrix} N_x \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} \\ sym & A_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \end{Bmatrix} \quad \text{Eq. 4-3}$$

pour un test de traction selon la direction 1, et

¹⁰ Voir section 3.1.1

$$\begin{Bmatrix} 0 \\ N_y \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} \\ sym & A_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \end{Bmatrix} \quad \text{Eq. 4-4}$$

pour un test de traction selon la direction 2;

ou encore :

$$\begin{aligned} N_x &= A_{11}\epsilon_x + A_{12}\epsilon_y \\ 0 &= A_{12}\epsilon_x + A_{22}\epsilon_y \end{aligned} \quad \text{Eq. 4-5}$$

Les A_{ij} peuvent ensuite être remplacés par leurs constituants respectifs, ce qui donne le système d'équations suivant :

$$\begin{aligned} N_x &= (h_1(Q_{11})_1 + h_2(Q_{11})_2)\epsilon_x + (h_1(Q_{12})_1 + h_2(Q_{12})_2)\epsilon_y \\ 0 &= (h_1(Q_{12})_1 + h_2(Q_{12})_2)\epsilon_x + (h_1(Q_{22})_1 + h_2(Q_{22})_2)\epsilon_y \end{aligned} \quad \text{Eq. 4-6}$$

Dans le cas présent, les deux couches sont faites du même matériau et ont la même épaisseur; $(Q_{ij})_k = \text{cte}$ et $h_1 = h_2$, ce qui donne :

$$\begin{aligned} N_x &= 2hQ_{11}\epsilon_x + 2hQ_{12}\epsilon_y \\ 0 &= 2hQ_{12}\epsilon_x + 2hQ_{22}\epsilon_y \end{aligned} \quad \text{Eq. 4-7}$$

Les coefficients de la matrice Q sont reliés aux propriétés élastiques de chacun des plis par les relations suivantes :

$$Q_{11} = \frac{E_1}{1 - \nu_{12}\nu_{21}} \quad Q_{22} = \frac{E_2}{1 - \nu_{12}\nu_{21}} \quad Q_{12} = \frac{\nu_{12}E_2}{1 - \nu_{12}\nu_{21}} \quad \text{Eq. 4-8}$$

Calcul d'un laminé à un pli

Dans le cas d'un laminé à une seule couche, le calcul serait le suivant :

$$\begin{Bmatrix} N_x \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} \\ sym & A_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \end{Bmatrix} \quad \text{Eq. 4-9}$$

pour un test de traction selon la direction 1, et

$$\begin{Bmatrix} 0 \\ N_y \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} \\ sym & A_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \end{Bmatrix} \quad \text{Eq. 4-10}$$

pour un test de traction selon la direction 2;

ou encore :

$$\begin{aligned} N_x &= A_{11}\epsilon_x + A_{12}\epsilon_y \\ 0 &= A_{12}\epsilon_x + A_{22}\epsilon_y \end{aligned} \quad \text{Eq. 4-11}$$

En remplaçant les A_{ij} par leurs équations respectives, le système devient :

$$\begin{aligned} N_x &= Hq_{11}\epsilon_x + Hq_{12}\epsilon_y \\ 0 &= Hq_{12}\epsilon_x + Hq_{22}\epsilon_y \end{aligned} \quad \text{Eq. 4-12}$$

Les coefficients q_{ij} peuvent être obtenus expérimentalement à l'aide des propriétés élastiques et des relations mentionnées précédemment (équation 3-2).

Relation entre les deux calculs

Dans le cas présent, un laminé de deux plis rigoureusement identiques est testé pour déterminer les propriétés d'un seul, puisque ce dernier ne peut pas être testé directement. Le système d'équations est donc le suivant :

$$\begin{aligned} 2hQ_{11}\epsilon_x + 2hQ_{12}\epsilon_y &= N_x = Hq_{11}\epsilon_x + Hq_{12}\epsilon_y \\ 2hQ_{12}\epsilon_x + 2hQ_{22}\epsilon_y &= 0 = Hq_{12}\epsilon_x + Hq_{22}\epsilon_y \end{aligned} \quad \text{Eq. 4-13}$$

On peut donc en déduire que $2hQ_{ij} = Hq_{ij}$. De plus, $H = 2h$ par définition du problème, ce qui permet de conclure que $Q_{ij} = q_{ij}$. Les propriétés d'un pli pourront donc être déterminées directement à partir de celles mesurées sur un laminé de deux plis identiques. Le raisonnement serait également valable pour un nombre aléatoire de plis, en supposant que tous soient identiques et que la théorie classique des laminés soit

applicable au matériau. Dans le cas présent, comme le matériau n'est pas testable à un seul pli, la supposition est faite que la TCPL est applicable et les propriétés seront calculées à partir d'échantillons à deux plis. Les données seront ensuite validées avec des échantillons à plusieurs plis.

4.2.3 Essais de traction sur deux plis du matériau

Les essais de traction sur la gaine TRT-100 ont donné les résultats montrés au tableau 4-3. Le test statistique de Student permet de conclure que le matériau, en plus d'être orthotrope, est identique dans ses deux directions ($E_1 = E_2$, $G_{12} = G_{21}$ et $\nu_{12} = \nu_{21}$). Les propriétés qui seront utilisées pour l'optimisation sont fournies au tableau 4-4.

Tableau 4-3 : Résultats des essais de traction réalisés sur des laminés composites TRT-100 de 2 plis avec extensomètre vidéo (largeur = 13 mm, longueur = 120 mm, épaisseur = 0,7 mm, taux de déformation = 5 mm/min)

<i>TRT-100 [0°]₂</i>	
E_1 (GPa)	$31,15 \pm 7,02$
E_2 (GPa)	$28,20 \pm 1,73$
G_{12} (GPa)	$2,95 \pm 0,27$
G_{21} (GPa)	$2,80 \pm 0,52$
ν_{12} (GPa)	$0,34 \pm 0,10$
ν_{21} (GPa)	$0,38 \pm 0,10$

Tableau 4-4. Propriétés en traction de la gaine TRT-100

<i>TRT-100 [0°]₂</i>	
E_{450} (GPa)	$12,72 \pm 2,60$
E_1 (GPa)	$29,81 \pm 5,31$
ν_{12} (GPa)	$0,36 \pm 0,21$
G_{12} (GPa)	$2,86 \pm 0,44$

Quant à la gaine TRT-115, son faible diamètre empêche de la mouler dans une direction autre que 45°, soit celle du tube (des échantillons moulés dans toute autre direction seraient trop petits pour être testés adéquatement). Nous supposons donc que cette gaine est également orthotrope et identique dans ses deux directions. Les résultats des essais de traction sont fournis au Tableau 4-5.

Tableau 4-5 : Propriétés en traction de la gaine TRT-115

tirées des résultats des essais de traction réalisés sur des laminés composites TRT-115 de 2 plis avec extensomètre vidéo (largeur = 14 mm, longueur = 120 mm, épaisseur = 0,9 mm, taux de déformation = 5 mm/min)

<i>TRT-115 [45°]₂</i>	
E_1 (GPa)	$82,82 \pm 12,47$
ν_{12}	$1,94 \pm 0,31$

4.2.4 Essais en compression sur diverses configurations du laminé

Des essais en compression ont été réalisés avec diverses configurations du laminé pour en déterminer les propriétés. Comme l'échantillon de compression est de forme cylindrique, le procédé de moulage (annexe 1) implique un nombre réduit de

configurations possibles, les gaines n'étant utilisables que dans une seule direction. Les résultats des essais de compression sont montrés au tableau 4-6.

Tableau 4-6 : Module d'Young en compression pour diverses configurations calculé à partir des résultats des essais de compression réalisés sur les deux types de laminés composites de 4 à 9 plis (diamètre extérieur = 22,0 mm, épaisseur mur = 3,7 mm, hauteur = 44 mm, taux de déformation = 1 mm/min)

Configuration	E_I (GPa)
(1) TIT-100 $[0^\circ]_6$	$9,86 \pm 0,99$
(2) TIT-100 $[90^\circ]_6$	$9,36 \pm 0,76$
(3) TRT-115 $[45^\circ]_3$ TRT-100 $[45^\circ]_2$	$10,12 \pm 1,40$
(4) TRT-115 $[45^\circ]_3$ TRT-100 $[45^\circ]_6$	$9,19 \pm 0,52$
(5) TRT-100 $[45^\circ]_4$	$3,99 \pm 0,44$
(6) TRT-100 $[45^\circ]_9$	$9,21 \pm 1,05$
(7) TRT-115 $[45^\circ]_4$	$2,40 \pm 0,18$

À l'exception des configurations 5 et 7, tous les modules d'Young peuvent être considérés comme égaux à des probabilités variant de 12 à 96%, et ce malgré le fait que les configurations 1 et 2 soient testées selon la direction des fibres alors que toutes les autres configurations sont testées à 45° . Les deux configurations divergentes sont celles comportant le moins grand nombre de couches, soit 4. Il semblerait donc que le module d'Young en compression soit dépendant uniquement d'une épaisseur critique au delà de laquelle la valeur plafonne. Le matériau n'est donc pas optimisable en compression autrement que par l'optimisation du procédé de moulage, une étape déjà accomplie (Campbell, Bougherara, Bureau, Denault, & Yahia, 2005).

4.3 Optimisation du matériau par la théorie classique des laminées

Pour ce qui est des propriétés en compression, aucune optimisation ne semble possible puisqu'il n'y a pas de variation en fonction de la configuration des couches (voir tableau 4-6), à l'exception des configurations à 4 couches pour lesquelles les valeurs diminuent fortement. Les propriétés en traction ne présentent toutefois pas le même comportement et sont potentiellement optimisables par la théorie classique des laminés présentée à la section 3.1.1. La gaine TRT-115 ne sera pas utilisée pour cette optimisation; son module d'Young étant considérablement plus élevé que la cible, son inclusion serait nuisible.

4.3.1 Variables de design

Les principales variables de design sont :

- Angle entre les fibres d'une même couche (influence les modules E_1 et E_2 d'une couche)
- Nombre de couches (influence l'épaisseur du laminé final)
- Orientation des couches (influence le E_x et E_y effectif du laminé final)

4.3.2 Contraintes de design

Contrôle du module d'Young de chacune des couches

Le contrôle du module d'Young de chacune des couches implique de choisir un angle entre les fibres qui soit optimal afin d'assurer de la robustesse à l'erreur de la solution. Le choix d'un angle aigu (ce qui donne un angle obtus dans la deuxième direction matériau) entraîne un taux de variation du module d'Young plus important pour chaque degré d'erreur versus la valeur visée, ce qui implique un contrôle beaucoup plus rigoureux de cet angle. De plus, les modules d'Young plus élevés que ce type de

configuration procure ne sont pas nécessaires dans le cas présent; l'angle choisi est donc de 90° .

Nombre de couches

Les calculs en fatigue réalisés par Gritti (Gritti, Priscillia. Rapport interne CNRC 2004) permettent de conclure qu'une épaisseur de 3 mm est requise, ce qui correspond à 8,57 couches, donc 9 couches dans la prothèse.

Couplage flexion-extension

Pour éviter un effet indésirable de couplage flexion-extension, nous avons fait le choix de ne considérer que des laminés symétriques, ce qui constitue une condition suffisante (mais non nécessaire) à ce que le couplage flexion-extension soit nul.

Matériau dans ses directions principales

Pour éviter les solutions triviales, les propriétés du matériau doivent être calculées dans ses directions principales. Chaque couche devra donc avoir une couche complémentaire pour respecter une symétrie par rapport à la ligne de matériau (0°). Comme le matériau est orthotrope avec $E_1 = E_2$, la symétrie par rapport à la ligne de 45° est automatiquement acquise avec celle de la direction matériau.

Faisabilité en laboratoire

Le matériau devra être réalisable en laboratoire avec des tubes tressés; les orientations à angles extrêmes sont donc à éviter.

Ordre d'empilement des couches

Les diverses couches devront être empilées de manière à maximiser la résistance en flexion du laminé et à atteindre une valeur suffisante à sa mise en service dans la prothèse. Les couches avec les angles d'orientation les plus petits devront donc être à l'extérieur.

Robustesse de la solution

Autant que faire se peut, la solution devra être robuste aux variations d'angles entre les fibres et aux variations d'orientations entre les couches.

4.3.3 Optimisation

Une fois les conditions initiales fixées, le laminé prend la forme $[a/-a/b/-b/45^\circ]_s$, avec $a < b$ et a & $b \in [0 : 45]^\circ$.

Critère d'optimisation :

$$\min \left(E(a,b)_{\text{eff}} - E_{\text{cible}} \right)^2 \quad \text{Eq. 4-14}$$

Le E_{eff} (module d'Young effectif du laminé) est calculé pour les directions 0° et 45° , puisque $E_x = E_y$ dans tous les cas, et que E_{45} dépend directement de G_{xy} tout en offrant l'avantage d'être du même ordre de grandeur que E_x . La méthode de calcul employée pour E_{eff} est la théorie classique des laminés. La Figure 4-2 illustre les résultats du calcul d'optimisation :

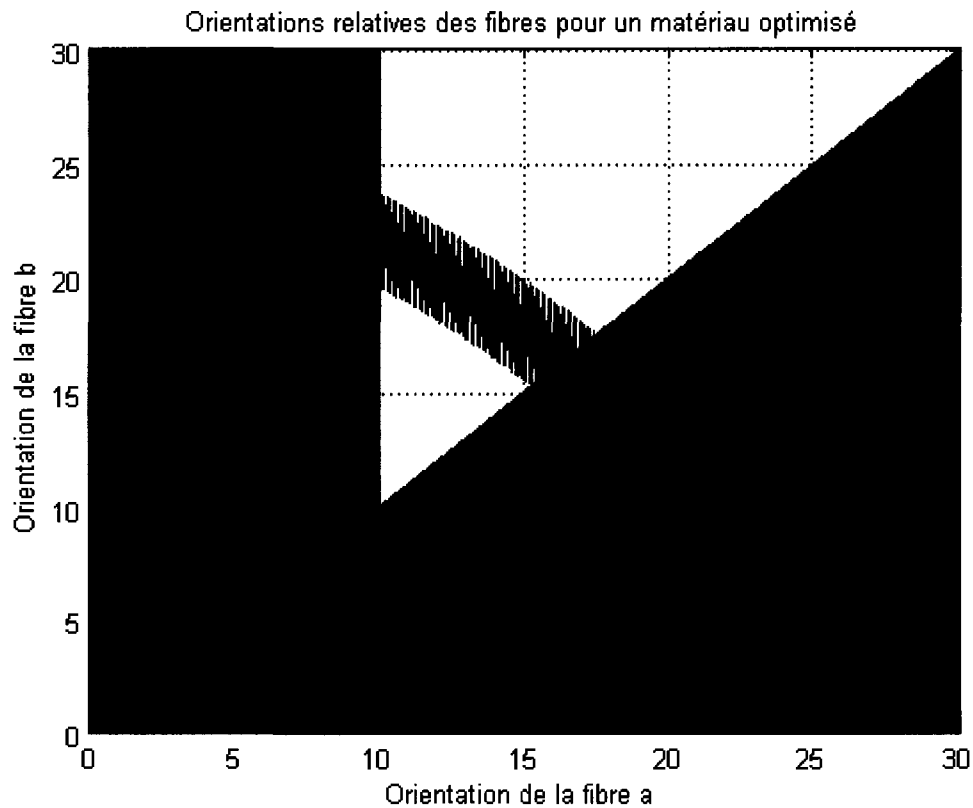


Figure 4-2 : Courbe d'optimisation du matériau biomimétique.

Les valeurs sur chaque axe représentent l'orientation en degrés des plis a et b.

Comme le montre la Figure 4-2, la bande rouge représente une erreur de 2,1 GPa par rapport à la cible de 21,9 GPa, et la bande bleu royal une erreur de 2,5 GPa. Les zones bleues représentent les solutions impossibles (celles situées sous la ligne de 45° violent la condition de base $a < b$, et celles dont la fibre "a" a un angle inférieur à 10° sont irréalisables); les solutions optimales se trouvent donc dans la partie de la bande rouge, à l'intérieur de la zone blanche.

4.3.4 Analyse des résultats

Atteinte des objectifs

La Figure 4-2 représente les erreurs positives par rapport aux valeurs cibles. L'absence d'une zone verte (qui aurait représenté des empilements avec une erreur négative) permet de conclure qu'il n'est pas possible d'atteindre les valeurs cibles, seulement de s'en approcher avec un minimum d'erreur.

Étude de sensibilité

Un « screening design » est d'abord effectué afin d'essayer d'éliminer des variables. Un modèle factoriel fractionnel de résolution IV est choisi; il permet de conclure que la couche à 45° (celle du centre) a très peu d'influence en comparaison des autres. De plus, une symétrie est observée entre les couches supérieures et inférieures du laminé. Une tendance généralisée est observable : plus l'angle d'une couche est aigu, plus son influence sur le résultat est mineure.

Les combinaisons optimales seraient donc celles qui sont plus difficiles à réaliser techniquement; un compromis devra donc être fait pour avoir une robustesse acceptable et un empilement réalisable. Dernière conclusion, vu la faible dispersion des données, il n'est pas nécessaire de continuer les investigations statistiques. Une combinaison peut être choisie graphiquement dans la zone optimale déterminée antérieurement : **12° pour l'orientation "a" et 20° pour l'orientation "b"**.

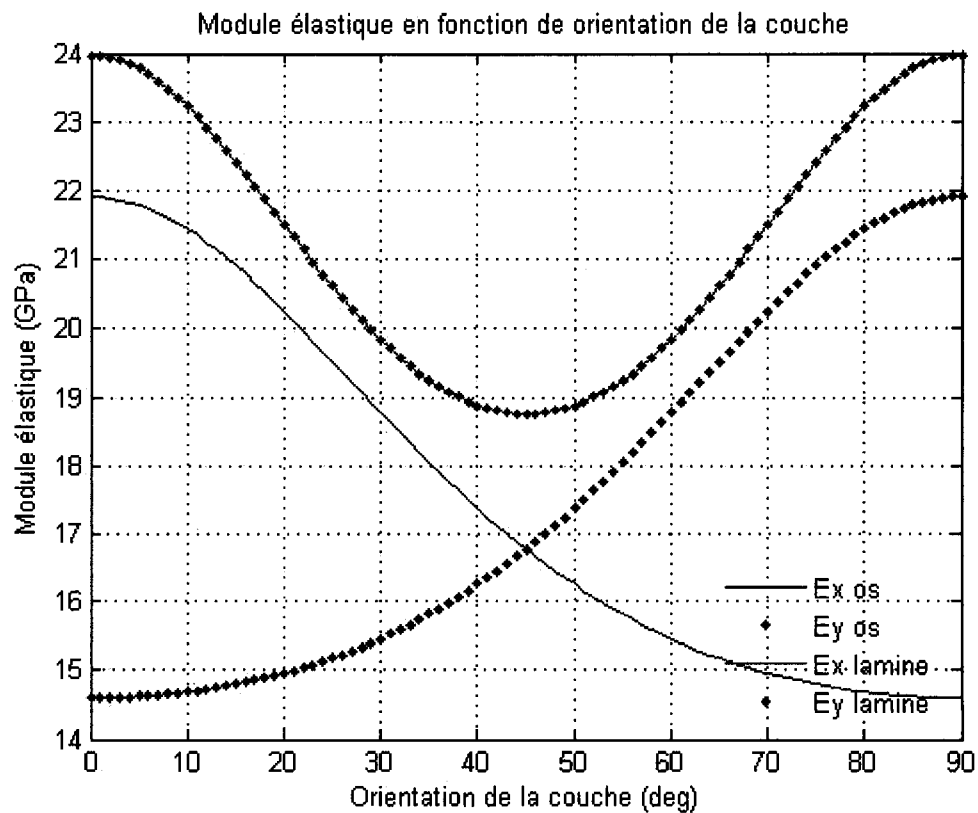


Figure 4-3 : Comparaison de la solution calculée versus les valeurs cible

La figure 4-3 représente le module élastique prédit du laminé optimisé en comparaison avec les valeurs cibles, soit celles de l'os cortical, selon la direction dans laquelle la valeur est mesurée. Comme le laminé est orthotrope avec $E_x = E_y$ (contrairement à l'os cortical), la courbe est symétrique et épouse celle de l'os seulement sur la moitié de son parcours.

Une liste plus exhaustive des propriétés prédites du laminé optimisé est présentée au tableau 4-7.

Tableau 4-7 : Propriétés prédites du laminé optimisé

<i>[TRT-100 45/45] x 9</i>	
E_{45^0}	18,8 GPa
$E_1 = E_2$	24,0 GPa
ν_{12}	0,5
G_{12}	5,8 GPa

Ces valeurs devront être validées par des essais de traction sur un moulage plat de la solution optimisée (ce qui permettra également de vérifier la faisabilité en laboratoire de l'optimisation).

4.3.5 Essais de traction sur la solution optimisée

Les essais de traction sur la solution optimisée (et sur quelques configurations intermédiaires) ont donné les résultats du Tableau 4-8

Tableau 4-8 : Résultats des essais de traction sur la solution optimisée

Configuration	E_1 (GPa)	E_2 (GPa)	E_{45^0} (GPa)	E_{-45^0} (GPa)
(1) $[12^0/-12^0/20^0/-20^0/45^0]_S$	43 ± 7	66 ± 14	48 ± 13	58 ± 10
(2) $[12^0]_2[-12]_2$	50 ± 24			
(3) $[20^0]_2[-20]_2$	60 ± 12			
(4) $[20^0/-20^0]_2$	36 ± 10			

Les résultats de la configuration optimisée (voir tableau 4-8) sont clairement différents des résultats attendus (voir tableau 4-7) et sont supérieurs aux valeurs maximales possibles selon cette théorie (30 GPa, soit la valeur de E_1 pour deux plis du matériau). La théorie classique des laminés n'est donc pas applicable au matériau. De plus, la configuration 2 aurait dû donner un matériau aux valeurs plus élevées que les

configurations 3 et 4, puisque l'angle d'orientation est plus aigu. Or, ce n'est pas le cas, les configurations 2 et 3 doivent être considérés égaux (36% au test de Student). Finalement, les configurations 3 et 4 auraient dû donner exactement la même valeur. Or, leur différence est significative (0,29% lors du test de Student). Une partie de cette différence peut s'expliquer à partir de l'examen des images microscopiques des échantillons (figure 4-4).



Figure 4-4 : Image à 5x d'un échantillon de deux plis de TRT-100 moulés aux conditions normales de température et de pression

Les deux couches du matériau ne sont pas planes; elles sont imbriquées l'une dans l'autre. Ceci viole donc l'une des hypothèses de base de la TCPL, puisque certaines fibres sont orientées dans la direction de l'épaisseur; les couches ne peuvent être assimilées à une couche de laminé unidirectionnel.

Cette imbrication des couches explique également que les configurations 2 et 3 aient des propriétés plus élevées que la configuration 4; dans la configuration 4, une couche à 20° suit une couche à -20° . Les fibres ne s'alignent donc pas entre elles et ont plus tendances à être orientées dans la direction de l'épaisseur, ce qui diminue leurs

propriétés dans le plan. Les deux autres configurations ont l'avantage d'avoir deux couches identiques qui se suivent et agissent probablement plus comme une seule couche de matériau.

Le matériau ne peut donc être optimisé avec la théorie classique des laminés. En fait, le test sur cette solution optimisée a démontré que les modules d'Young semblent plafonner vers des valeurs d'environ 50 à 60 GPa lorsque le nombre de couches augmente ou que ces couches sont imbriquées l'une dans l'autre.

4.3.6 Conclusions sur les propriétés en traction du matériau

Puisque la configuration des couches sur la prothèse restera dans son état initial (3 couches de TRT-115 + 6 couches de TRT-100), ce sont les propriétés de cette configuration qui doivent être utilisées.

Tableau 4-9 : Résultats des essais de traction sur le laminé de 6 plis de TRT-100
mesuré lors d'essais de traction avec extensomètre vidéo (largeur = 17,75 mm,
longueur = 120 mm, épaisseur = 1,8 mm, taux de déformation = 5 mm/min)

TRT-100 [45°] ₆	
E_1 (GPa)	$46,5 \pm 9,6$
G_{12} (GPa)	$3,8 \pm 1,0$
ν_{12}	$0,44 \pm 0,5$

Ces propriétés sont celles qui seront considérées pour le reste de ce travail.

4.3.7 Hypothèses sur les propriétés hors plan

Les propriétés hors plan étant relativement difficiles à évaluer sur le composite, ces valeurs ont d'abord été évaluées par la loi des mélanges, puis modifiées empiriquement pour tenir compte du fait que les fibres sont orientées dans la direction de l'épaisseur. Le module d'Young est ainsi passé de 1 GPa à 10 GPa; les coefficients de Poisson ont été fixés à la même valeur que celle utilisée dans le plan. Les modules de cisaillement ont quant à eux été augmentés de 50% par rapport à la valeur rapportée pour G_{12} , qui était de 4 GPa (voir tableau 4-10).

Tableau 4-10 : Propriétés hors plan du matériau, déterminées à partir de la loi des mélanges et d'une majoration empirique

Propriété	Valeur
E_3	10 GPa
ν_{13}	0,4
ν_{23}	0,4
G_{13}	6 GPa
G_{23}	6 GPa

4.4 Conclusion

L'objectif était d'optimiser la configuration des couches du laminé composite pour s'approcher au maximum des valeurs de module d'Young de l'os cortical; ceci s'est révélé impossible à faire avec la théorie classique des laminés, en raison de l'imbrication des couches entre elles qui rend inapplicable cette théorie. La plupart des théories de modélisation des laminés ayant pour base cette théorie, ces modèles sont également inutiles dans le cas présent. Des valeurs empiriques ont tout de même été obtenues pour les propriétés du composite; ces valeurs seront utilisées dans la modélisation par éléments finis.

CHAPITRE 5 : VALIDATION DE LA MODÉLISATION

5.1 Objectif et méthodologie

O2. Validation du modèle initial, par expérimentation lorsque possible, dans le but d'assurer la véracité des résultats publiés.

Les trois éléments principaux du modèle seront examinés tour à tour; le fémur sera d'abord validé avec des données de la littérature, la prothèse sera ensuite validée expérimentalement et l'interface os-implant analysée et paramétrée avec des valeurs de la littérature. Les autres éléments du modèle (conditions frontières et remodelage osseux) feront également l'objet d'une analyse.

5.2 Validation du fémur

Le fémur numérique est tiré d'un modèle de fémur composite dont la validité mécanique a déjà été démontrée expérimentalement; il est donc pris pour acquis que la géométrie est représentative d'un fémur générique.

Les propriétés des matériaux utilisés dans le modèle initial ont été présentées à la section 1.4; un rappel de ces chiffres est présenté au tableau 5-1, ainsi que les propriétés utilisées pour le fémur avec matériaux isotropes. Les trois fémurs comparés sont le fémur numérique initial (solide 185 orthotrope, éléments tétraédriques linéaires), un fémur avec éléments tétraédriques quadratiques et un matériau orthotrope (solide 187 orthotrope) et un fémur avec éléments tétraédriques quadratique et un matériau isotrope (solide 187 isotrope).

Tableau 5-1 : Résumé des propriétés matériaux utilisées dans l'évaluation des trois
fémurs numériques

Propriétés matériau de l'os trabéculaire	
E	0,4 GPa
ν	0,3
Propriétés matériau de l'os cortical isotrope	
E	17,5 GPa
ν	0,3
Propriétés matériau de l'os cortical orthotrope	
E_x	11,5 GPa
E_y	11,5 GPa
E_z	17,5 GPa
ν_{xy}	0,3
ν_{yz}	0,4
ν_{xz}	0,4
G_{xy}	3,0 GPa
G_{yz}	3,5 GPa
G_{xz}	3,5 GPa
<i>Note : L'axe z est parallèle au canal médullaire en direction caudale, l'axe x est en direction médiale et l'axe y en direction postérieure</i>	

Comme indiqué au bas du tableau, le système de coordonnées utilisé pour appliquer ces propriétés est cartésien; le plan xy correspond au plan transverse dans la partie cylindrique du fémur. Dans le col du fémur, la situation est différente; l'axe long est à environ 30° de l'horizontale, les propriétés sont donc mal orientées dans cette section.

La partie cylindrique du fémur est donc relativement bien orientée, mais la tête et le col du fémur ainsi que les condyles risquent de présenter des anomalies.

5.2.1 Test de flexion 3 points

Conformément à la simulation décrite dans Untaroiu (2005), le fémur est complètement restreint dans sa partie proximale, et les translations des directions antéro-postérieure (AP) et latéro-médiale (LM) sont également restreintes (voir figure 5-1). Un chargement est ensuite appliqué au centre du fémur (selon son axe long), dans les directions LM puis AP successivement. Sollicité dans cette position, le fémur a une forme quasi-cylindrique. Les résultats sont ensuite comparés avec des courbes provenant de diverses sources. La déflexion mesurée est celle de l'impacteur. Ces courbes sont tirées de Untaroiu (2005); tous les fémurs sont cadavériques à l'exception de la simulation linéaire d'Untaroiu. Les données sont originellement tirées de Ehler & Losche (1970), Mather, (1968b), Sromsoe, Hoiseth, Alho & Kok (1995) et Yamada (1970).

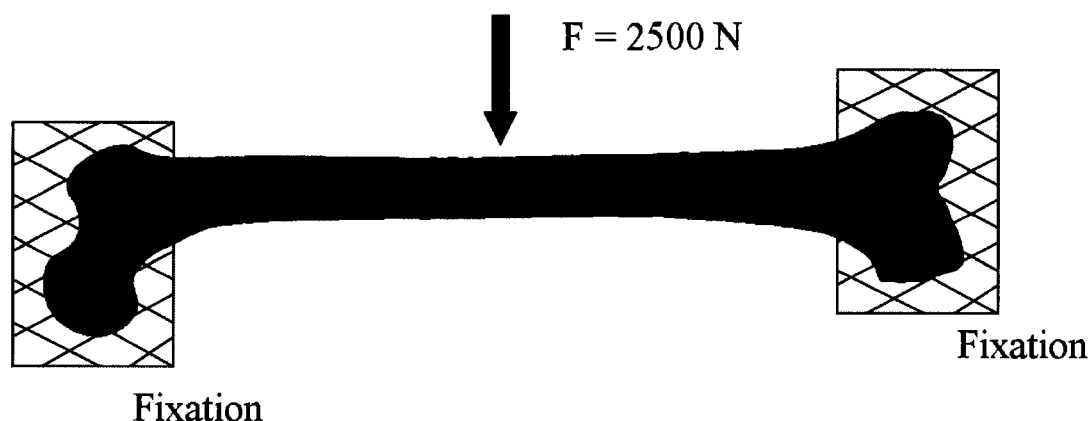


Figure 5-1 : Représentation schématique du test de flexion 3 points sur le fémur

Le test est présenté ici en direction latéro-médiale

Direction latéro-médiale

Les résultats des trois simulations de flexion 3 points dans la direction latéro-médiale sont résumés sur le graphique 5-2.

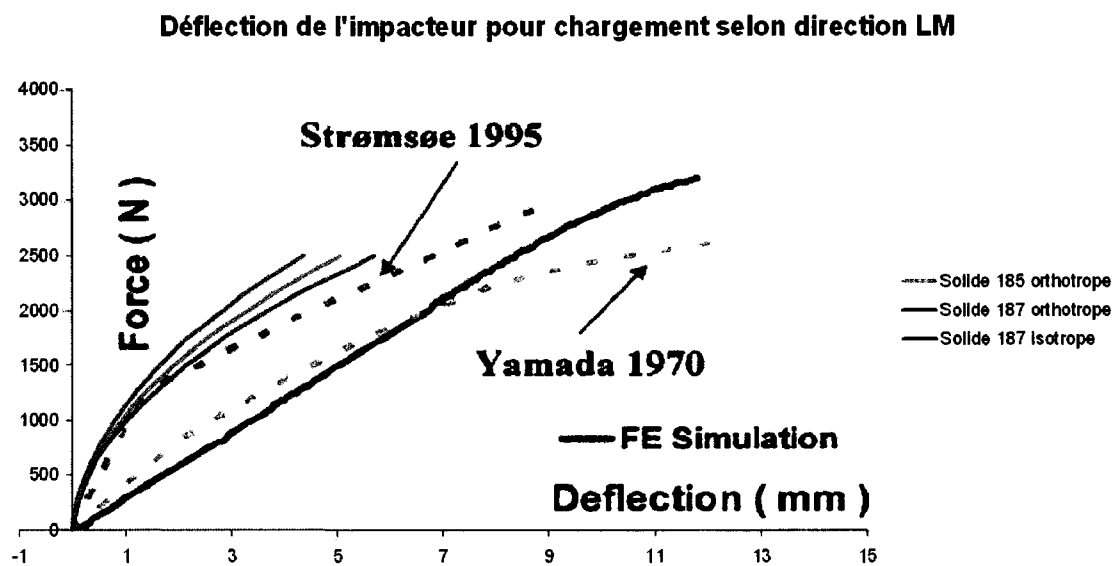


Figure 5-2 : Test de flexion 3 points sur fémur dans la direction LM

Comme on peut le voir sur la figure 5-2, le fémur numérique n'a pas un comportement linéaire et sa déformation est moindre que celles des fémurs cadavériques représentés. Le meilleur des trois fémurs semble être le solide 187 orthotrope, mais même ce dernier semble un peu trop rigide.

Direction antéro-postérieure

Les résultats des simulations de flexion 3 points sur le fémur numériques sont résumés dans la figure 5-3. Encore une fois, cette figure permet de constater que le

fémur n'a pas un comportement linéaire. Le fémur solide 187 orthotrope semble encore une fois se rapprocher au mieux des courbes de comparaison. Il semble rejoindre la plage de valeurs admissible pour des déflexions plus élevées, mais son comportement général ne suit pas celui des fémurs cadavériques lorsque de faibles chargements sont appliqués.

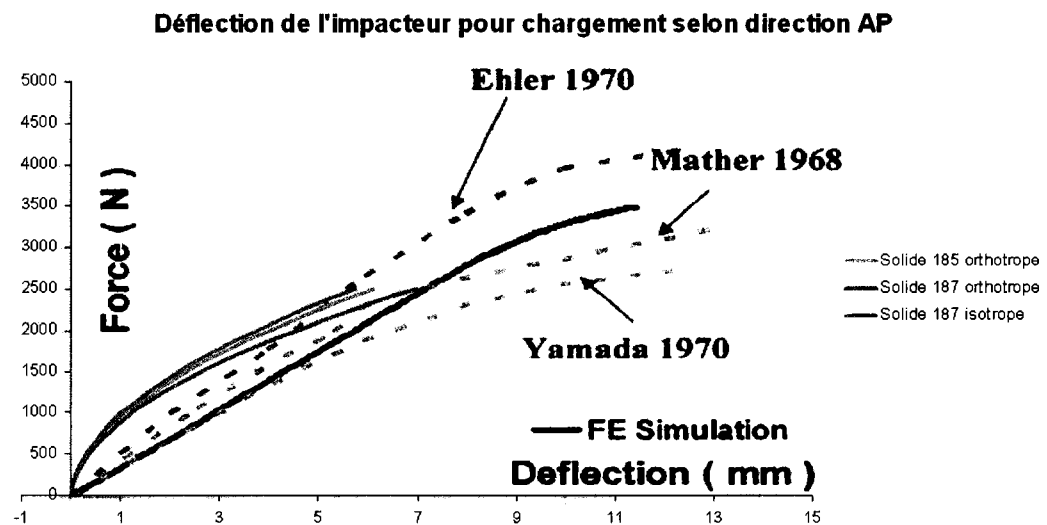


Figure 5-3 : Test de flexion 3 points sur fémur dans la direction AP

5.2.2 Test de compression

Le test de compression sur fémur est tiré de Cristofolini, Viceconti, Cappello, & Toni (1996); il consiste à fixer distalement le fémur avec une adduction de 11° , puis à appliquer une force sur la tête du fémur. Dans la simulation par éléments finis, tous les degrés de libertés ont été bloqués dans la zone des condyles fémoraux, et la force a été appliquée directement sur la tête du fémur.

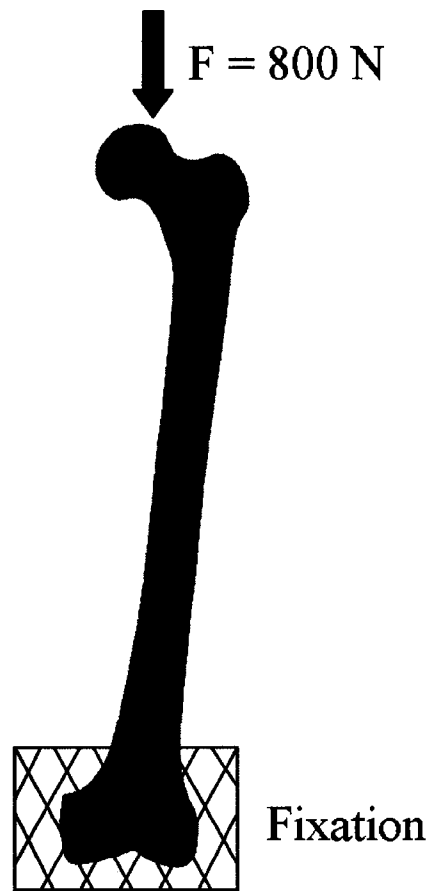


Figure 5-4 : Représentation schématique du test de compression sur le fémur (adduction de 11°)

Contrairement au test de flexion 3 points, les données de comparaison ne sont pas constituées de courbes, mais d'une moyenne des déplacements axiaux des spécimens tirée de la courbe charge-déplacement obtenue de la machine de traction. Les résultats numériques ainsi que ceux de la littérature sont résumés au tableau 5-2.

Tableau 5-2 : Déplacement axial de la tête du fémur lors d'un test de compression avec adduction de 11°

Résultats à comparer	Déplacement axial (mm)
Résultats de la littérature¹¹	
Fémurs en composite	0,60 ± 0,02
Fémurs cadavériques congelés	0,58 ± 0,16
Fémurs cadavériques séchés/réhydratés	0,74 ± 0,16
Résultats numériques¹²	
Fémur solide 185 orthotrope	0,66
Fémur solide 187 orthotrope	0,81
Fémur solide 187 isotrope	0,72

Les valeurs de la littérature énumérées dans le tableau 5-2 présentent une variabilité relativement importante pour ce qui est des fémurs cadavériques (0,58 à 0,74 ± 0,16 mm), attribuable à la variabilité biologique de ce type de spécimen. La plage de valeurs acceptables serait donc de 0,58 à 0,74 mm, valeurs à l'intérieur desquelles deux des fémurs numériques se situent; le solide 185 orthotrope et le solide 187 isotrope. Le fémur solide 187 orthotrope est légèrement au dessus de cette plage, mais est à l'intérieur des limites si l'on accepte l'incertitude de 0,16 mm.

Toutefois, il importe de souligner que la tête du fémur faisait partie de l'essai; or, comme mentionné précédemment, le matériau orthotrope utilisé dans les deux premiers fémurs n'est pas orienté selon la direction mince de l'os cortical. La tête du fémur est donc soumise à un déplacement axial surestimé en raison de la faiblesse en flexion du col (ce dernier est à environ 30° du plan horizontal, sa rigidité en flexion est donc moindre que celle de la partie cylindrique du fémur), et les déplacements obtenus pour la

¹¹ Tiré de Cristofolini, Viceconti, Cappello, & Toni (1996)

¹² Moyenne du vecteur UZ sur un anneau dans la partie proximale, juste en dessous du col du fémur

tête sont probablement surestimés; c'est pourquoi les valeurs ont été calculées au haut de la partie cylindrique du fémur.

La tendance observée sur les deux essais de flexion 3 points se confirme donc : le fémur solide 187 isotrope est trop rigide, et les deux autres options sont dans les limites acceptables.

5.2.3 Conclusion

L'effet de l'orientation des axes du matériau sur un fémur implanté est marginal, puisque le fémur coupé est quasi-cylindrique; le fémur implanté initial peut donc être considéré comme valide, bien que l'utilisation d'éléments quadratiques plutôt que linéaires soit recommandée. Le fémur non-implanté ne peut par contre être considéré comme valide avec un matériau orthotrope orienté selon un système d'axe global.

Le meilleur type de modèle de fémurs actuellement disponible est le fémur personnalisé, dont la densité et le Module d'Young sont réglés pour chaque élément individuellement. Ce type de modèle étant non disponible dans les circonstances actuelles, le fémur utilisé initialement (tiré d'un modèle composite) est acceptable pour conduire une étude préliminaire.

5.3 Validation de la prothèse

La prothèse a fait l'objet d'une validation expérimentale. Des spécimens instrumentés ont été soumis à quatre cas de chargement distincts; les réponses locales et la réponse globale ont été enregistrées. Ces réponses ont été comparées aux résultats de la simulation par éléments finis, et ce pour quatre choix de type d'éléments. Le modèle

initial de la prothèse était constitué d'éléments coque quadratiques; c'est donc le premier type choisi (coque 93). Des éléments hexaédriques solides linéaires (solide 185) et quadratiques (solide 186) ont également été examinés. Le dernier type d'élément examiné est un croisement entre une coque et un élément solide; il s'agit d'une coque solide (coque solide 190).

Les quatre jauges (rosettes $0^\circ/90^\circ$ à deux grilles pour tous les essais sauf la torsion, qui utilise des jauges demi-pont en « V ») sont situées sur la partie proximale de la prothèse, à 20 mm du col. Les jauges 1 et 3 sont placées sur les faces antérieure et postérieure, la jauge 2 sur la face médiale et la jauge 4 sur la face latérale. La figure 5-5 illustre le positionnement des jauges.

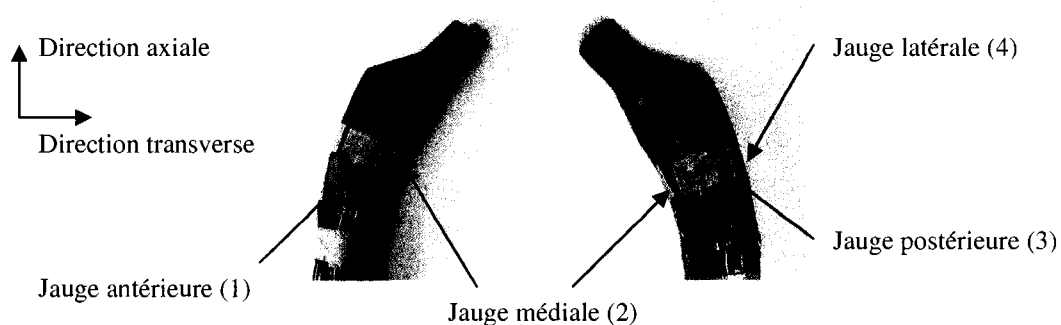


Figure 5-5 : Positionnement et orientation des jauges de déformation sur la prothèse

Les propriétés du matériau utilisées dans les simulations sont des valeurs intermédiaires entre les valeurs de traction et celles de compression ($E_x = E_y = 25$ GPa, $E_z = 10$ GPa, $\nu_{xy} = \nu_{yz} = \nu_{xz} = 0,4$, $G_{xy} = G_{yz} = G_{xz} = 6$ GPa). Ces propriétés sont orientées individuellement pour chaque élément (l'axe z est la normale à la surface extérieure).

La réponse globale aux quatre essais est d'abord examinée pour les quatre types de modèles envisagés (coque, solide linéaire 185, solide quadratique 186 et coque solide linéaire 190). Ce premier examen permet le choix d'un type de modèle; l'effet des

propriétés matériau est ensuite examiné par une brève étude de sensibilité qui permet de faire un choix définitif. Ce choix est ensuite validé par comparaison avec les courbes obtenues à partir des jauges de déformation.

5.3.1 Essai de compression

Le spécimen est immobilisé dans sa partie distale grâce à un bloc d'acier épousant sa forme, tel qu'illustré sur les figures 5-6 et 5-7. Une tête en acier est installée sur le cou de la prothèse (aucune fixation particulière, conditions de friction pure) et un déplacement axial est ensuite imposé à la tête; d'abord 0,75 mm, puis 1 mm. Ce déplacement maximal est atteint en 2 minutes puis maintenu pendant 15 secondes.



Figure 5-6 : Représentation schématique de l'essai de compression sur la prothèse fixée à 16,5° d'inclinaison

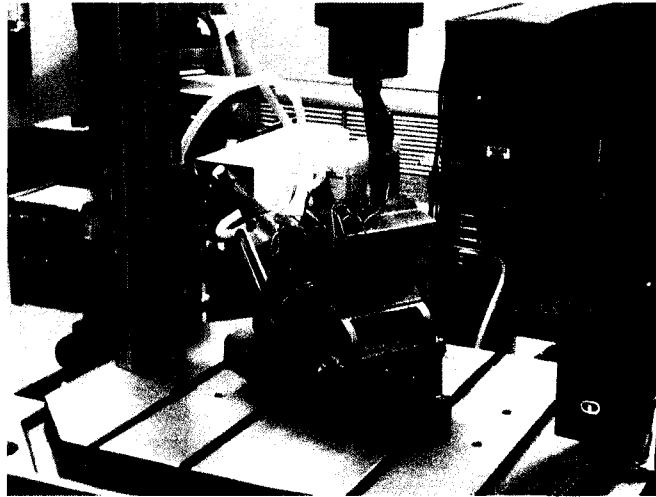


Figure 5-7 : Montage utilisé lors des essais de compression sur prothèse instrumentée

L'essai de compression a pour but de vérifier la validité des données obtenues pour les propriétés en compression du matériau. La figure 5-8 présente la réponse globale du spécimen instrumenté en comparaison avec celles des modèles par éléments finis.

À partir de cette figure, il est clair que la prothèse numérique est plus rigide (la rigidité est la pente de la courbe) que la prothèse réelle; ceci est dû à l'utilisation de valeurs de module d'Young qui sont plus élevées que celles enregistrées en compression (25 GPa pour le modèle contre 10 GPa dans la réalité).

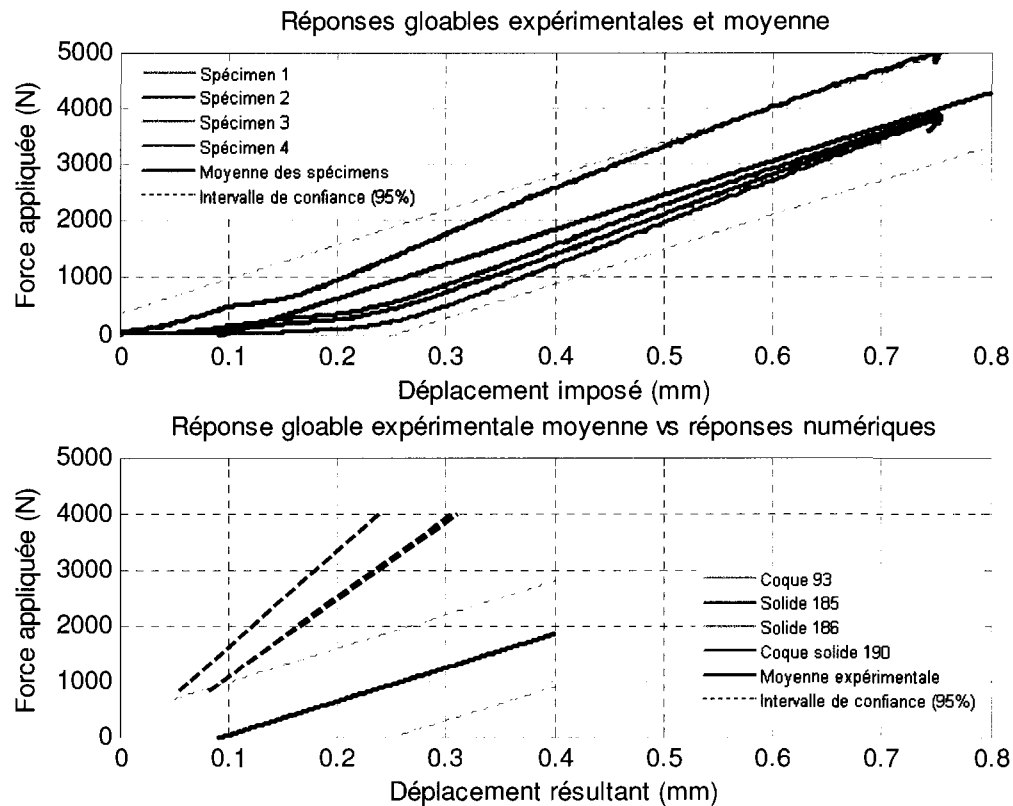


Figure 5-8 : Comparaison entre les réponses globales de l'essai de compression (expérimentale et numérique)

La prothèse de type coque est également plus rigide que les trois modèles solides, qui donnent quant à elles des réponses très comparables. Ceci est dû au fait que les noeuds de la coque représentent le milieu de son épaisseur; la prothèse aurait donc dû être modélisée à $\frac{1}{2}$ épaisseur de distance (1,5 mm) à l'intérieur de ses parois actuelles. Cette solution aurait toutefois entraîné des problèmes pour la modélisation de l'interface os/implant.

5.3.2 Essai de flexion : face latérale

Le spécimen est immobilisé à l'horizontale grâce à un bloc d'acier épousant sa forme. Ce bloc est monté en porte-à-faux sur un appui normalement utilisé pour des montages de flexion à 3 points, avec la face latérale de la prothèse vers le haut. Un déplacement axial est ensuite imposé à la prothèse par un appui sur le haut de la partie proximale, juste avant le col. Cet essai est illustré aux figures 5-9 et 5-10. Le choix du point d'appui du chargement permet de solliciter seulement la partie quasi-cylindrique de la prothèse; le montage est donc assimilable à un cylindre en porte-à-faux en flexion. L'essai permettra de valider à la fois les propriétés en tension et celles en compression, en plus de permet le calcul de la rigidité effective en flexion de la prothèse.

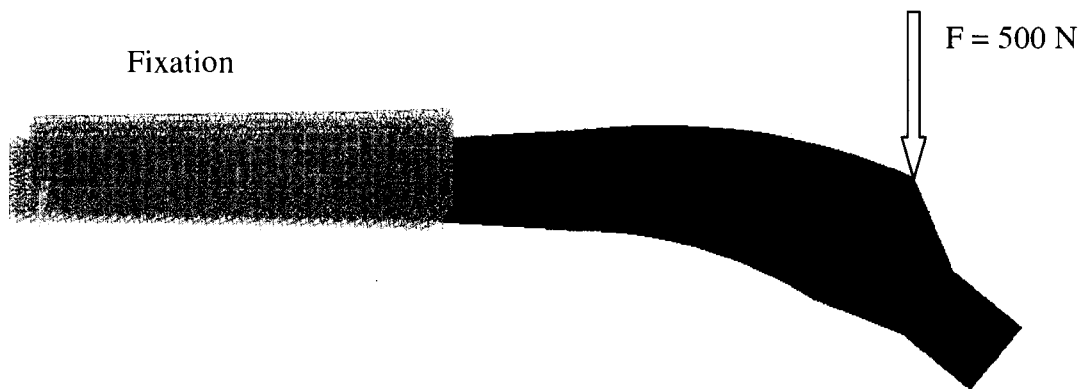


Figure 5-9 : Représentation schématique de l'essai de flexion sur la face latérale de la prothèse

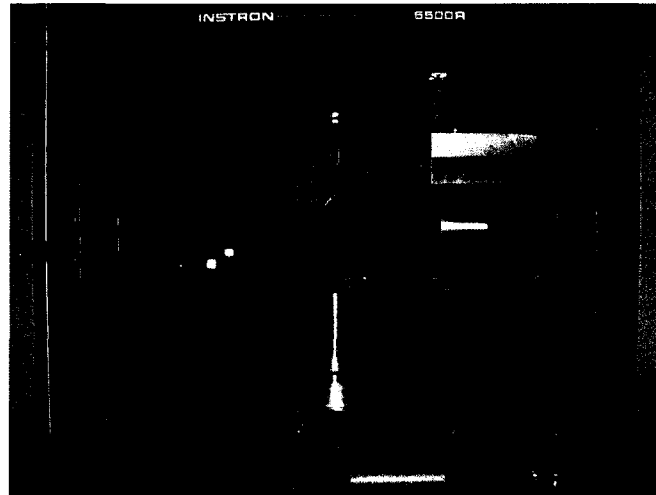


Figure 5-10 : Montage utilisé lors des essais de flexion sur la face latérale avec prothèses instrumentées

La figure 5-11 présente la réponse globale des prothèses numériques et expérimentale. Dans le cas de la prothèse numérique, le déplacement enregistré est celui du noeud situé sur l'arrête latérale juste sous le col de la prothèse. Cette figure permet de constater que la rigidité (pente de la courbe) en flexion de la prothèse numérique est surestimée d'environ 25% (460 N/mm pour la prothèse numérique versus 345 N/mm pour la prothèse réelle). L'éprouvette 1 de la réponse expérimentale a été conservée malgré une anomalie en début d'essai parce qu'elle présente la même tendance que les autres éprouvettes. Le modèle coque est encore une fois beaucoup plus rigide que les trois modèles solides, qui donnent des réponses semblables.

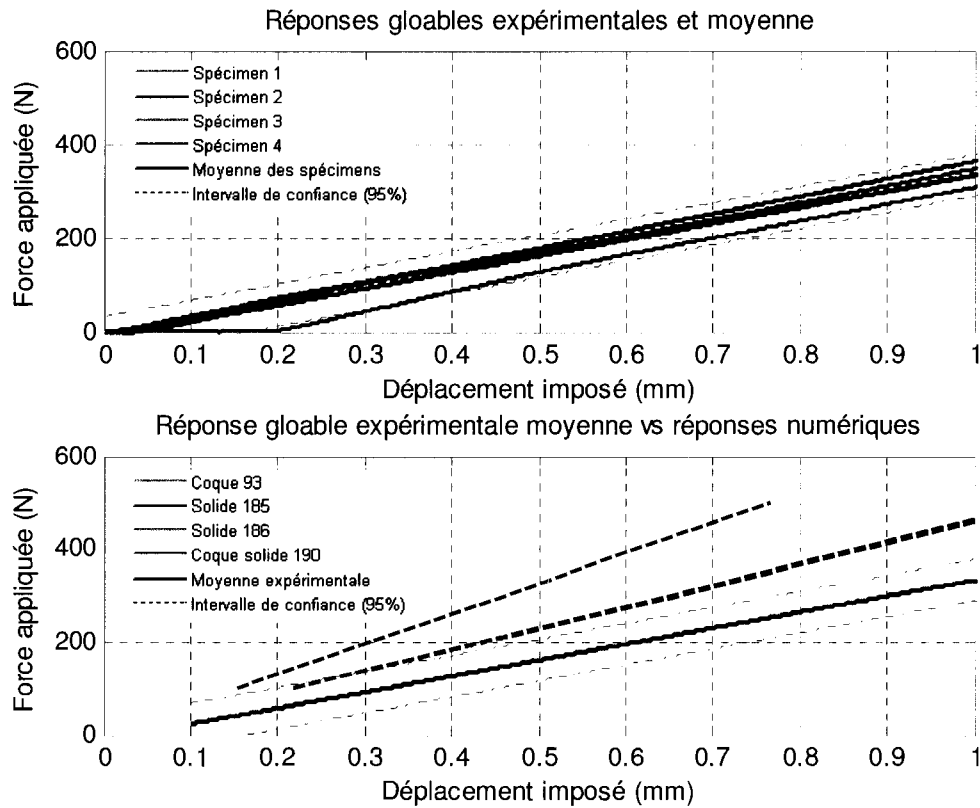


Figure 5-11 : Comparaison entre les réponses globales expérimentale et numérique de l'essai de flexion sur la face latérale

5.3.3 Essai de flexion : face médiale

Le spécimen est installé sur le même montage que dans l'essai de flexion sur la face latérale, mais la face médiale est orientée vers le haut. Une tête a été installée sur la prothèse (aucune fixation particulière, conditions de friction pure), et un plateau de compression impose un déplacement; 1,5 mm d'abord, puis 2 mm, à une vitesse de 0,5 mm/min. Cet essai est illustré aux figures 5-12 et 5-13. Cet essai est une répétition de l'essai de flexion de la face latérale, mais il inclut cette fois le col et le cou de la prothèse. Il permet donc de vérifier la validité sur la prothèse complète des options et des propriétés matériaux choisies jusqu'à maintenant.

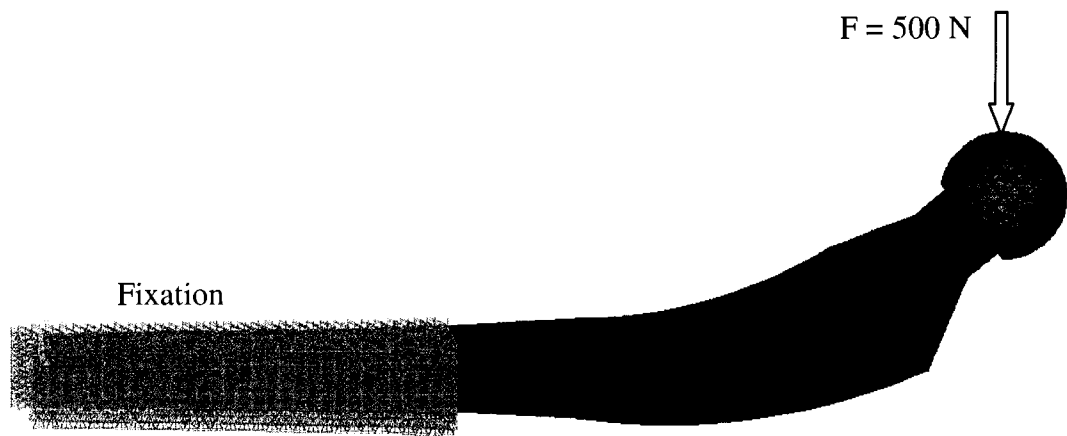


Figure 5-12 : Représentation schématique de l'essai de flexion sur la face médiale de la prothèse

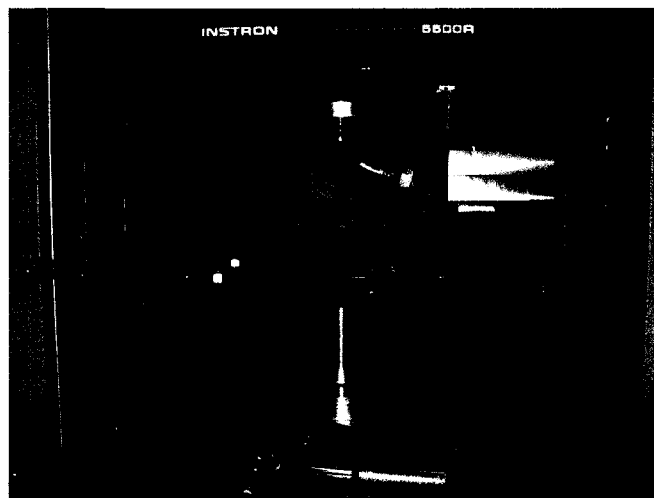


Figure 5-13 : Montage utilisé lors des essais de flexion sur la face médiale avec prothèses instrumentées

La figure 5-14 permet de comparer les réponses globales expérimentale et numérique pour cet essai. L'éprouvette 3 de la réponse expérimentale présente une anomalie en début de courbe; ceci est attribuable à un défaut dans la conception de

l'essai. Un plateau de compression est utilisé pour imposer un déplacement à la tête; or celle-ci est ronde et peut s'être déplacée latéralement lors de l'application de la force. La courbe a tout de même été conservée parce qu'elle présente la même tendance générale que les autres éprouvettes. Contrairement au test de flexion sur la face latérale, la rigidité de la prothèse est cette fois sous-estimée de 19% (260 N/mm pour la prothèse numérique versus 320 N/mm pour la prothèse réelle). Le modèle composé d'éléments coque est encore une fois plus rigide que les trois options solides.

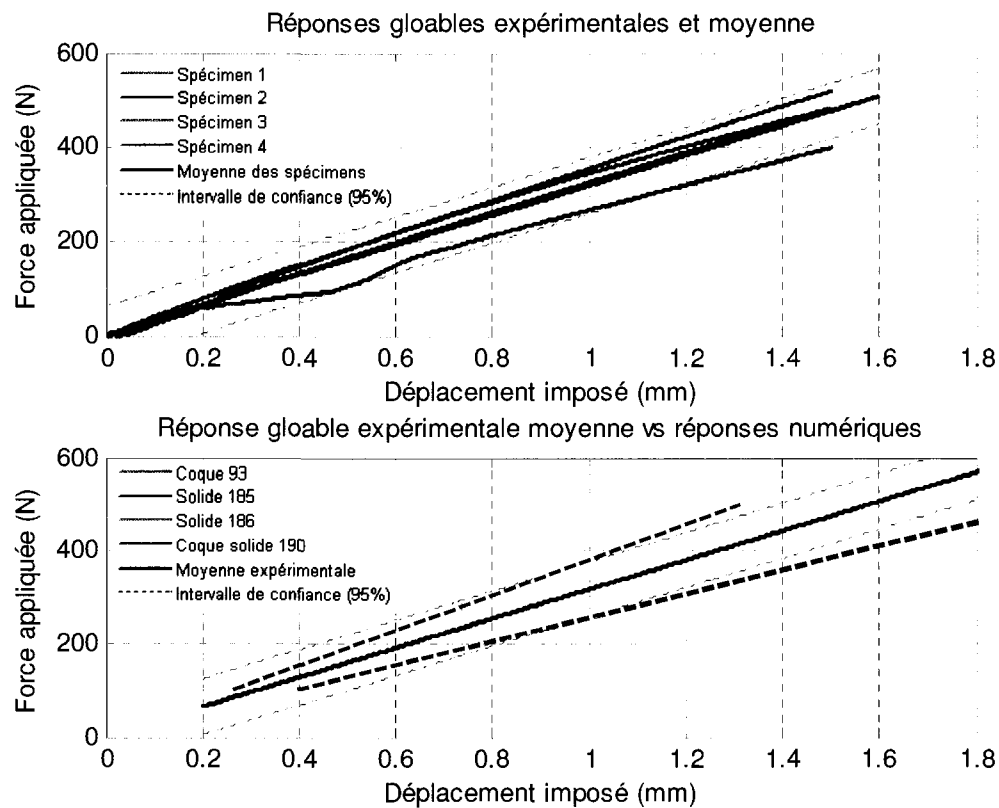


Figure 5-14 : Comparaison entre la réponse globale expérimentale et numérique pour l'essai en flexion sur la face médiale

5.3.4 Essai de torsion

Le spécimen est immobilisé à l'aide de deux blocs d'acier dont la forme épouse celle du spécimen. Un déplacement en rotation est ensuite imposé à l'échantillon ($1,5^\circ$ dans un premier essai, puis 2°); le déplacement maximal est atteint en 2 minutes puis maintenu pendant 15 secondes. Un schéma de l'essai est présenté aux figures 5-15 et 5-16. Le couple ressenti devrait permettre d'établir la réponse globale du spécimen, alors que les réponses des jauges permettront une validation locale de la réponse du spécimen. L'essai est conçu principalement pour tester les valeurs du module de cisaillement utilisées dans le modèle.



Figure 5-15 : Représentation schématique de l'essai de torsion sur la prothèse fixée à angle de $16,5^\circ$

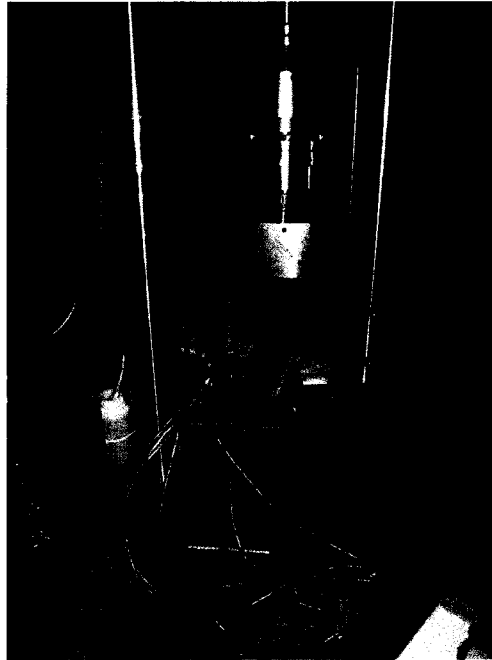


Figure 5-16 : Montage utilisé lors des essais de torsion avec prothèses instrumentées

Le résultat de l'essai de torsion est présenté à la figure 5-17. Cette figure permet de constater que la rigidité en torsion a très bien été estimée; les rigidités des trois courbes numériques ($17,6 \text{ Nm/}^\circ$) ont une valeur presque égale à celles des spécimens expérimentaux ($17,4 \text{ Nm/}^\circ$). Le modèle coque présentait des difficultés de convergence pour le test de torsion, en raison de la distorsion des éléments.

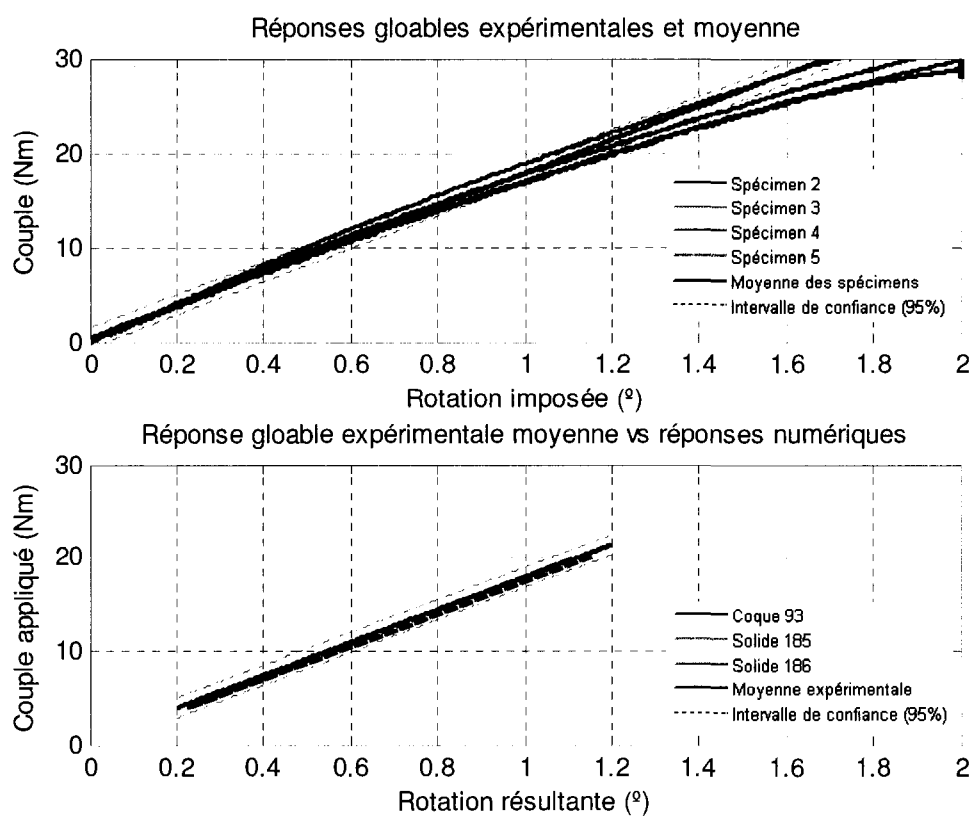


Figure 5-17 : Comparaison entre les réponses globales expérimentales et numériques pour l'essai de torsion

Conclusion préliminaire

Le modèle coque de la prothèse est abandonné en raison des problèmes qu'il présente pour ce type d'application (distorsion lors d'un chargement de torsion, difficulté potentielle pour la modélisation de l'interface os/implant si le positionnement des noeuds est corrigé).

Les trois modèles solides donnent des réponses comparables, avec des temps de calcul également comparables (de 7 à 8 minutes pour une simulation résolue en 5 étapes de chargement) et parfaitement acceptables. Le modèle quadratique présente l'avantage de mieux supporter les grandes déformations; il est donc choisi en remplacement du modèle coque initial.

5.3.5 Étude de sensibilité sur les propriétés matériau

L'hypothèse de base des modèles numériques est une valeur commune pour le module d'Young en traction et en compression. Or, cette hypothèse ne s'applique pas à la prothèse réelle, qui a un module d'Young en compression très inférieur à celui en traction (10 GPa versus 45 GPa). La valeur de ce module d'Young utilisée jusqu'à maintenant est un compromis entre ces deux valeurs, mais la validité de ce compromis reste à démontrer.

Dans le but d'obtenir une meilleure réponse globale, les propriétés matériaux ont été augmentées ou diminuées arbitrairement (tableau 5-3) et les réponses globales calculées ont été comparées aux réponses globales expérimentales. Les valeurs de l'option 1 sont celles utilisées pour le calcul des réponses globales présentées précédemment; les deux autres options sont une légère augmentation ou diminution par rapport à ces valeurs pour tenter de s'approcher au mieux des courbes de réponse globale.

Tableau 5-3 : Trois options pour les propriétés du matériau dans la simulation des essais instrumentés

	Option 1	Option 2	Option 3
E_x (GPa)	25	20	30
E_y (GPa)	25	20	30
E_z (GPa)	10		
ν_{xy}	0,4		
ν_{xy}	0,4		
ν_{xy}	0,4		
G_{xy} (GPa)	6	4	3
G_{yz} (GPa)	6	4	3
G_{xz} (GPa)	6	4	3

Essai de compression

Les réponses globales obtenues expérimentalement et calculées pour les trois options de matériaux sont présentées sur la figure 5-18. Comme il fallait s'y attendre, la réponse globale est surestimée dans les trois cas; le module d'Young en traction n'est que de 10 GPa, alors que l'option la plus faible a un module d'Young de 20 GPa.

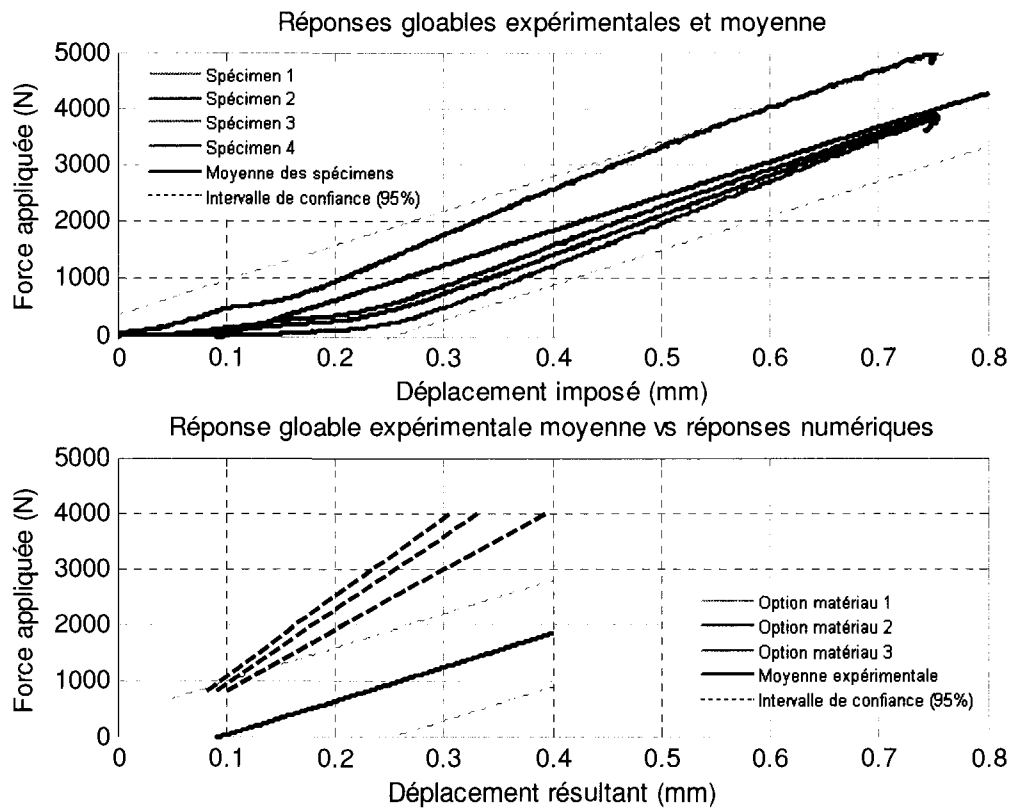


Figure 5-18 : Comparaison des réponses globales expérimentale versus calculées lors de l'essai de compression pour les trois options de matériaux

Essai de flexion : face latérale

Les réponses globales obtenues expérimentalement et calculées pour les trois options de matériaux sont présentées sur la figure 5-19. C'est l'option 1 qui semble représenter le mieux le comportement réel de l'implant, bien que la rigidité soit surestimée (458 N/mm pour la prothèse numérique versus 345 N/mm pour les résultats expérimentaux). La prothèse ainsi sollicitée présente une forme quasi-cylindrique en porte-à-faux; les propriétés en traction et en compression sont donc sollicitées également, et la valeur médiane donne le meilleur résultat.

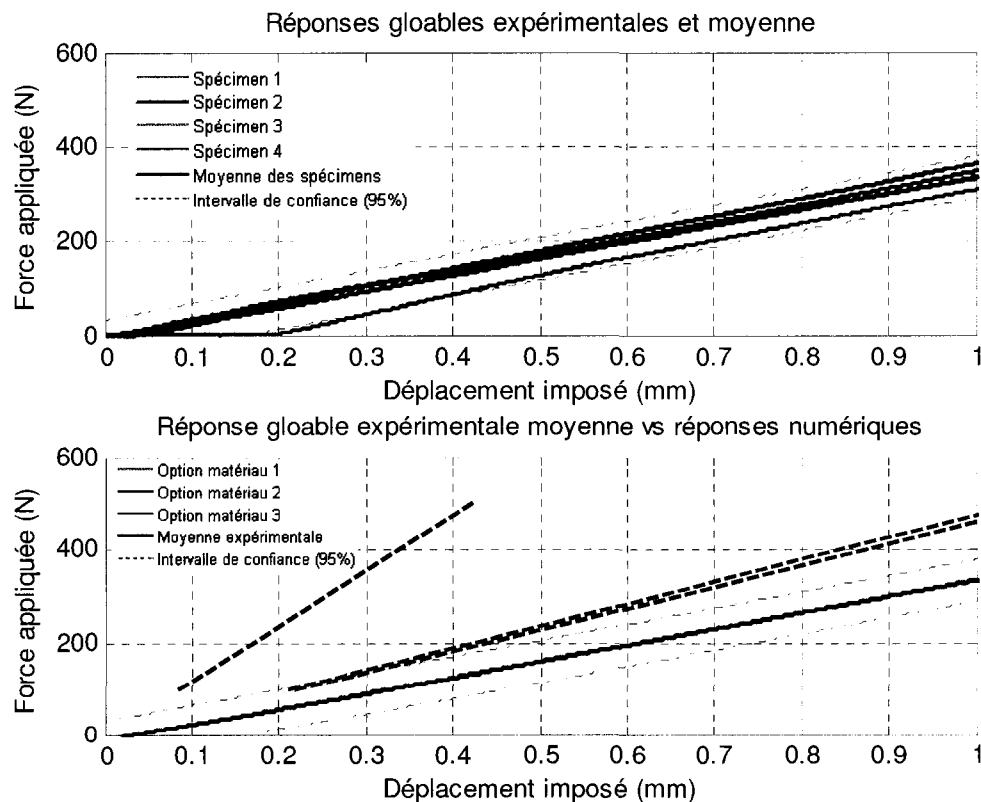


Figure 5-19 : Comparaison des réponses globales expérimentale versus calculées lors de l'essai de flexion sur la face latérale pour les trois options de matériaux

Essai de flexion : face médiale

Les réponses globales obtenues expérimentalement et calculées pour les trois options de matériaux sont présentées sur la figure 5-20. C'est l'option 3, suivie de près par l'option 1, qui semble cette fois le mieux représenter la réponse expérimentale. La rigidité est sous-estimée à 285 N/mm (315 N/mm pour la prothèse réelle), mais est tout de même relativement proche de la valeur réelle.

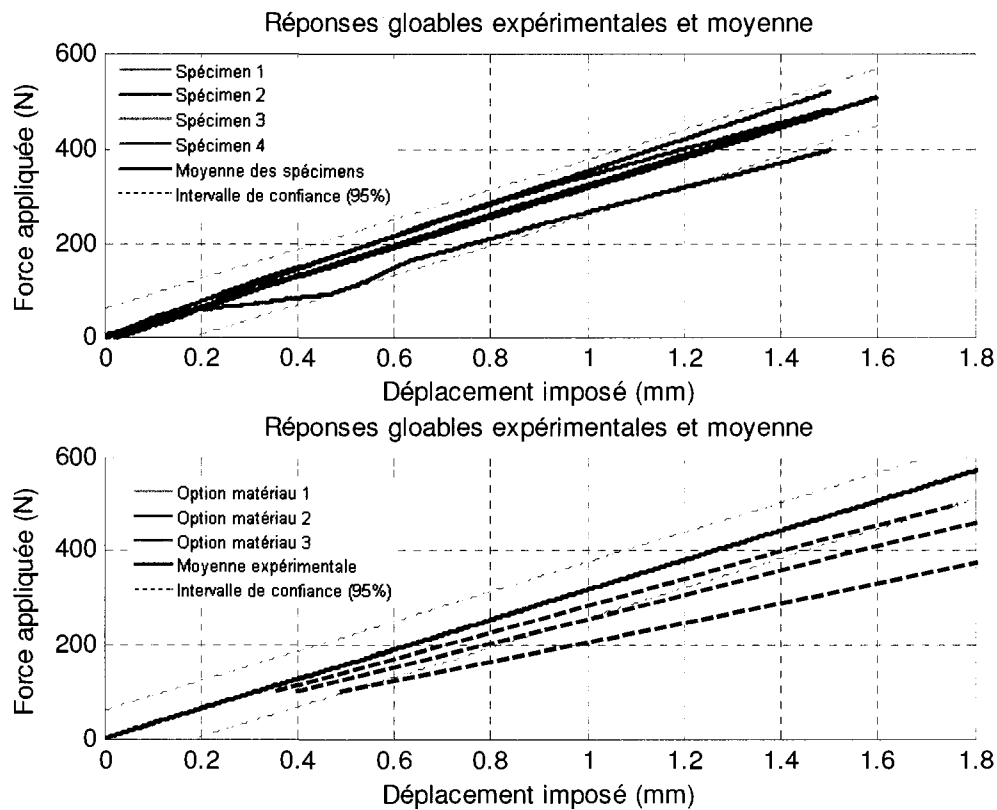


Figure 5-20 : Comparaison des réponses globales expérimentale versus calculées lors de l'essai de flexion sur la face médiale pour les trois options de matériaux

Essai de torsion

Les réponses globales obtenues expérimentalement et calculées pour les trois options de matériaux sont présentées sur la figure 5-21. Comme la première présentation des courbes de réponse globale le laissait présager, c'est l'option 1 qui représente le mieux la réponse en torsion. En tenant compte de la variabilité observée entre les spécimens, la courbe de l'option 1 peut être considérée comme égale à celle de la réponse globale expérimentale (rigidité de 17,4 Nm/° pour la réponse expérimentale versus 18,0 pour la réponse calculée de l'option 1).

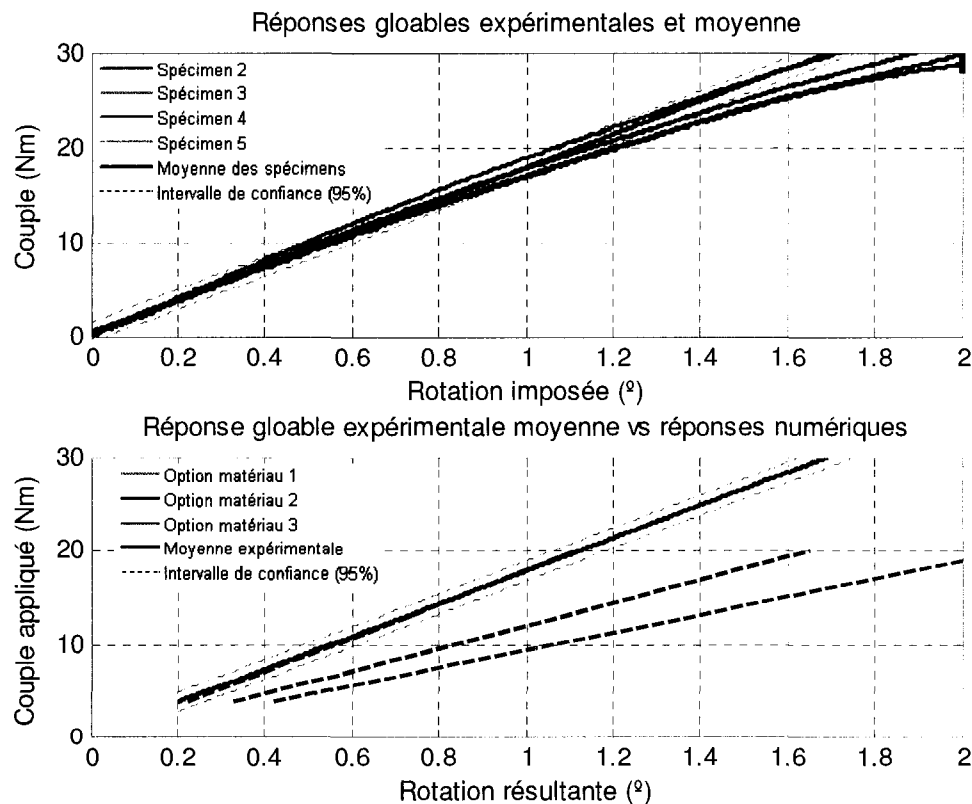


Figure 5-21 : Comparaison des réponses globales expérimentale versus calculées lors de l'essai de torsion pour les trois options de matériaux

Conclusion préliminaire

L'évaluation de ces trois options de matériaux est résumée dans le tableau 5-4. Il y a un ex aequo pour les résultats de l'essai de flexion latérale; la différence entre les options 1 et 3 n'est que de 3%, elles ont donc été considérées comme équivalentes. Ces résultats sont peu surprenants, en raison de la différence observée entre les propriétés en compression et celles en traction du matériau; le compromis considéré comme le « meilleur choix » pour la flexion latérale dans le tableau 5-4 a un module d'Young supérieur à celui observé en compression (c'est pourquoi l'option 2 est le meilleur choix en compression), mais inférieur à celui observé en traction. La flexion impliquant à la fois de la tension et de la compression, une valeur intermédiaire donne un résultat beaucoup plus près de la réalité. Quant à la valeur du module de cisaillement, elle est plus élevée (6 GPa) que celle mesurée lors des essais de traction; ceci est sans doute attribuable à la couche de TRT-115, dont le module de cisaillement n'a pas été mesuré. L'option 1 sera donc retenue; elle présente une valeur médiane entre les options 2 et 3 pour ce qui est du module d'Young, et elle représente parfaitement la réponse en torsion.

Tableau 5-4 : Résumé de l'étude de sensibilité sur les propriétés matériaux dans la prothèse numérique

	Compression	Flexion latérale	Flexion médiale	Torsion
Option 1	3 ^{ième} choix	1 ^{ier} choix	2 ^{ième} choix	1 ^{ier} choix
Option 2	1 ^{ier} choix	3 ^{ième} choix	3 ^{ième} choix	2 ^{ième} choix
Option 3	2 ^{ième} choix	1 ^{ier} choix	1 ^{ier} choix	3 ^{ième} choix

5.3.6 Validation du choix final

Le choix final du modèle est donc un solide quadratique orienté avec des propriétés matériaux médianes entre celles mesurées en traction et en compression. Ce choix a été validé par une comparaison avec les courbes des jauges de déformation obtenues lors des tests. Le positionnement des jauges est résumé sur la figure 5-22.

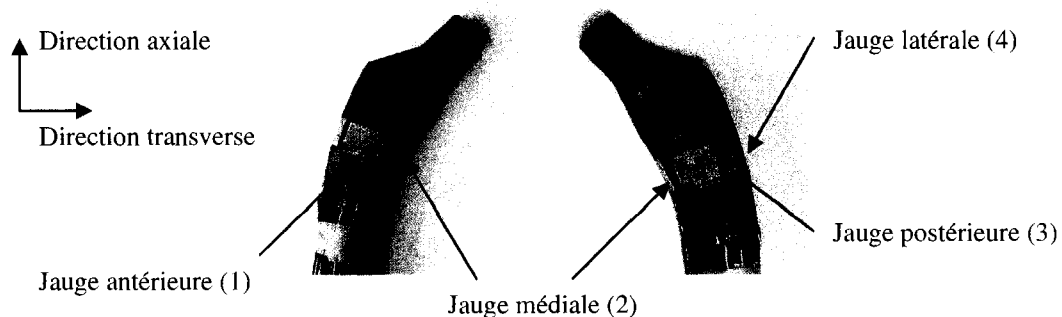


Figure 5-22 : Schéma de positionnement des jauges de déformation sur les prothèses

Plusieurs courbes provenant des jauges ont dû être rejetées en raison de la discontinuité surfacique du matériau. Cette discontinuité a engendré dans certains cas des réponses contradictoires; pente positive pour certaines éprouvettes et négatives pour les autres. Les jauges antérieure (1) et postérieure (3) étaient particulièrement sensibles à ce phénomène, dans les deux essais de flexion notamment. Comme les signaux de ces jauges étaient faibles dans ces deux essais, ces courbes ont été abandonnées. Les courbes restantes sont également affectées par le phénomène; c'est ce qui explique en partie la grande variabilité observable sur certaines courbes. Les courbes rejetées sont disponibles à l'annexe 2.

D'autres rejets sont attribuables à une distorsion initiale trop élevée, qui empêchait le balancement du pont de Wheatstone; la jauge médiale était la plus affectée par ce phénomène.

La comparaison des courbes valables de jauges de déformation devrait permettre de déterminer si le compromis accepté sur les propriétés matériau entraîne une erreur importante sur les réponses locales.

Essai de compression

Dans l'essai de compression, la prothèse est fixée à angle ($16,5^\circ$) et sollicitée par une force appliquée sur la tête (voir figure 5-6). Il y a donc un moment de force dans la zone proximale; la jauge latérale est en tension, la jauge médiale en compression. Quant aux jauges antérieure et postérieure, elles sont situées près de l'axe neutre et leur signal devrait demeurer plus faible que celui des deux autres jauges. Comme les jauges utilisées sont des rosettes côte à côte plutôt qu'empilées, les grilles de ces deux jauges ne sont pas placées symétriquement par rapport au plan frontal de la prothèse; leur réponse ne devraient pas être identiques.

La réponse des jauges lors du test de compression peut être observée sur les figures 5-23 et 5-24.

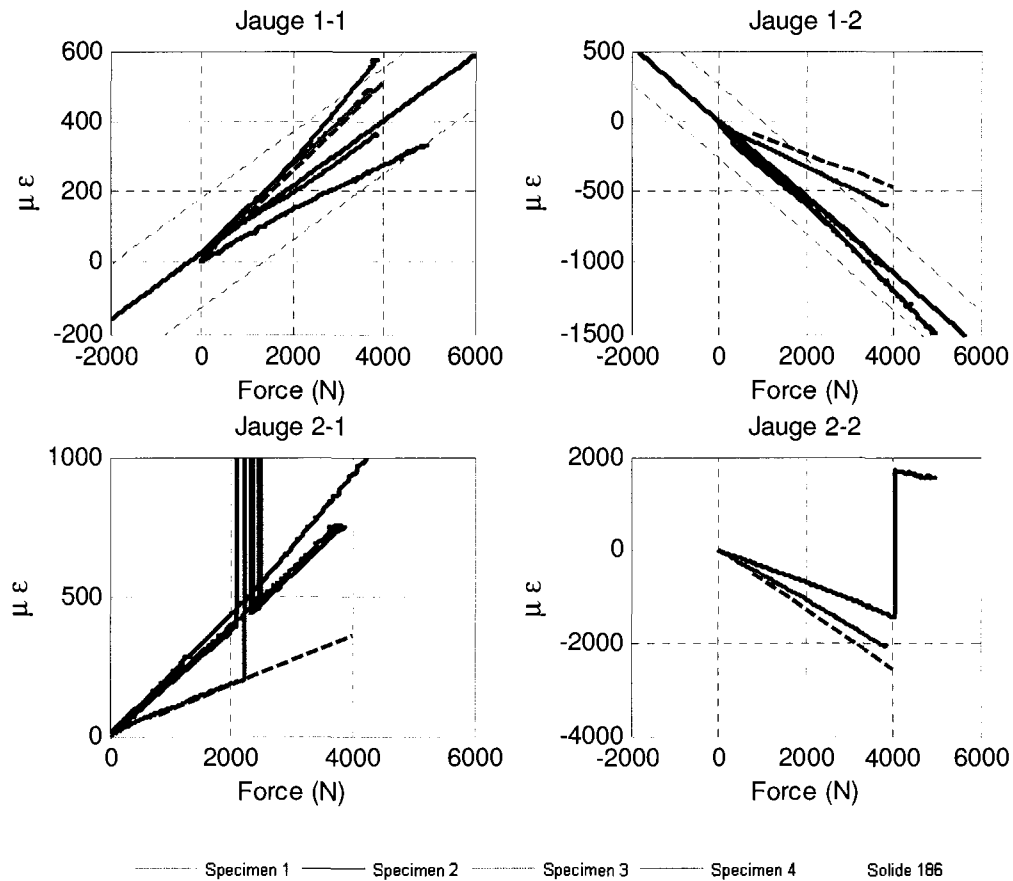


Figure 5-23 : Réponse des jauges 1 et 2 lors du test de compression comparées avec la réponse du modèle solide quadratique 186 (microdéformations vs force)

La jauge antérieure transverse (1-1) présente une réponse linéaire avec une variabilité appréciable; idem pour la jauge antérieure axiale (1-2). La réponse du résonne est à l'intérieur de la plage de variabilité de 1-1, mais pas de celle de 1-2. On peut noter d'un peu de bruit dans les éprouvettes 3 et 4 pour la jauge médiale transverse (2-1) et à la fin de la courbe de l'éprouvette 4 pour la jauge médiale axiale (2-2). Ces courbes présentant tout de même un tendance claire, elles ont été conservées.

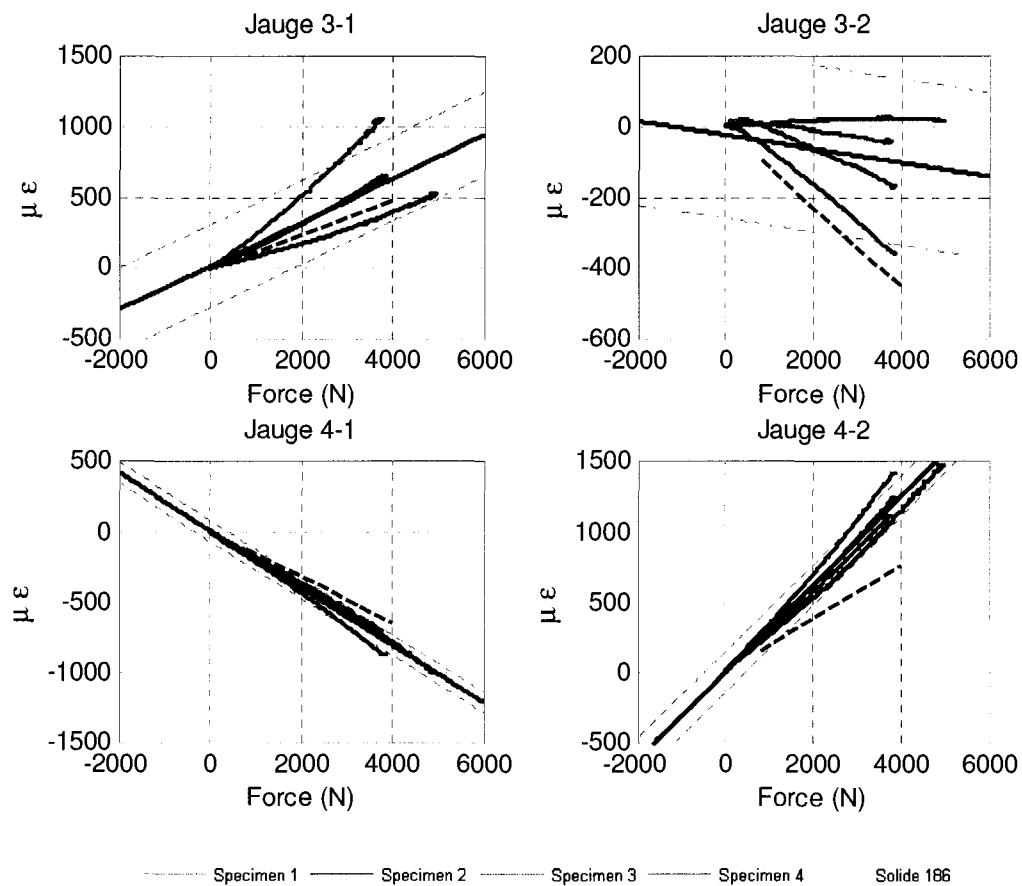


Figure 5-24 : Réponse des jauges 3 et 4 lors du test de compression comparées avec la réponse du modèle solide quadratique 186 (microdéformations vs force)

La jauge postérieure transverse (3-1) présente une réponse linéaire bien reproduite par le modèle; idem pour la jauge latérale transverse (4-1). La jauge postérieure axiale (3-2) présente une réponse avec une grande plage de variabilité; le modèle est un peu plus rigide que la limite supérieure de cette courbe. Quant à la jauge latérale axiale (4-2), elle présente une réponse linéaire de faible variabilité que le modèle sous-estime.

Il n'y a pas de bruit dans les jauges postérieure (3-1 & 3-2) et latérale (4-1 & 4-2), par contre la jauge postérieure axiale (3-2) donne un bon exemple des résultats erratiques attribuables à la discontinuité surfacique du matériau : les quatre signaux sont

dispersés sur une plage importante, et bien que les signaux des éprouvettes 1 et 2 soient probablement à rejeter, il est impossible de savoir laquelle des éprouvettes restantes représente le mieux la prothèse.

Pour ce qui est des déformations axiales enregistrées sur les jauges médiale et latérale, elles sont sous-estimées par le modèle dans le cas de la jauge latérale 4-2 (jauge en tension) et surestimées dans le cas de la jauge médiale axiale 2-2 (jauge en compression). Ce résultat est attribuable au fait que la valeur utilisée pour le module d'Young dans le modèle est un compromis entre la valeur réelle du module en compression et la valeur réelle du module en tension. C'est l'erreur la plus importante qui risque de se produire dans le modèle en raison de ce compromis.

Quant aux déformations axiales enregistrées sur les jauges antérieure (1-2) et postérieure (3-2), la réponse supérieure enregistrée par la jauge antérieure (1-2) par rapport à la jauge postérieure (3-2) est attribuable à la différence de positionnement des grilles. Le fait que la jauge postérieure transverse (3-1) soit en compression est une indication que l'axe neutre de la prothèse réelle est situé dans la zone entre la grille axiale de la jauge postérieure (3-2) et la jauge latérale (4-1 & 4-2).

Globalement, la réponse prédite par le modèle est relativement près des signaux enregistrés axialement par les jauges antérieure et postérieure (en considérant que les réponses calculées de ces deux jauges sont placées symétriquement par rapport au plan frontal), et les réponses prédites pour les déformations transverses sont étonnamment rapprochées des signaux de jauges, exception faite de la jauge médiale (2-1). L'erreur attendue lors du test de compression implique qu'une erreur était également attendue sur la réponse transverse des différentes jauges; le fait que cette erreur ne se soit pas produite est une bonne indication de la variabilité interspécimen des échantillons, et des erreurs introduites par la discontinuité surfacique du matériau.

Essai de flexion : face latérale

Lors de l'essai de flexion sur la face latérale, seule la partie quasi-cylindrique de la prothèse est sollicitée; le cou et le col sont exclus (voir figure 5-9). L'essai est donc assimilable à un cylindre en porte-à-faux soumis à une force de flexion. La jauge latérale est donc en tension, et la jauge médiale en compression. Les jauges antérieure et postérieure, situées près de l'axe neutre, ont dû être omises de cet essai en raison des résultats contradictoires obtenus.

La réponse des jauges lors du test de flexion sur la face latérale peut être observée sur les figures 5-25 et 5-26. La réponse du modèle est en accord avec celle des jauges pour ce qui est de la jauge médiale axiale 2-2; quant à la réponse transverse calculée, elle est identique à celle de l'éprouvette 2.

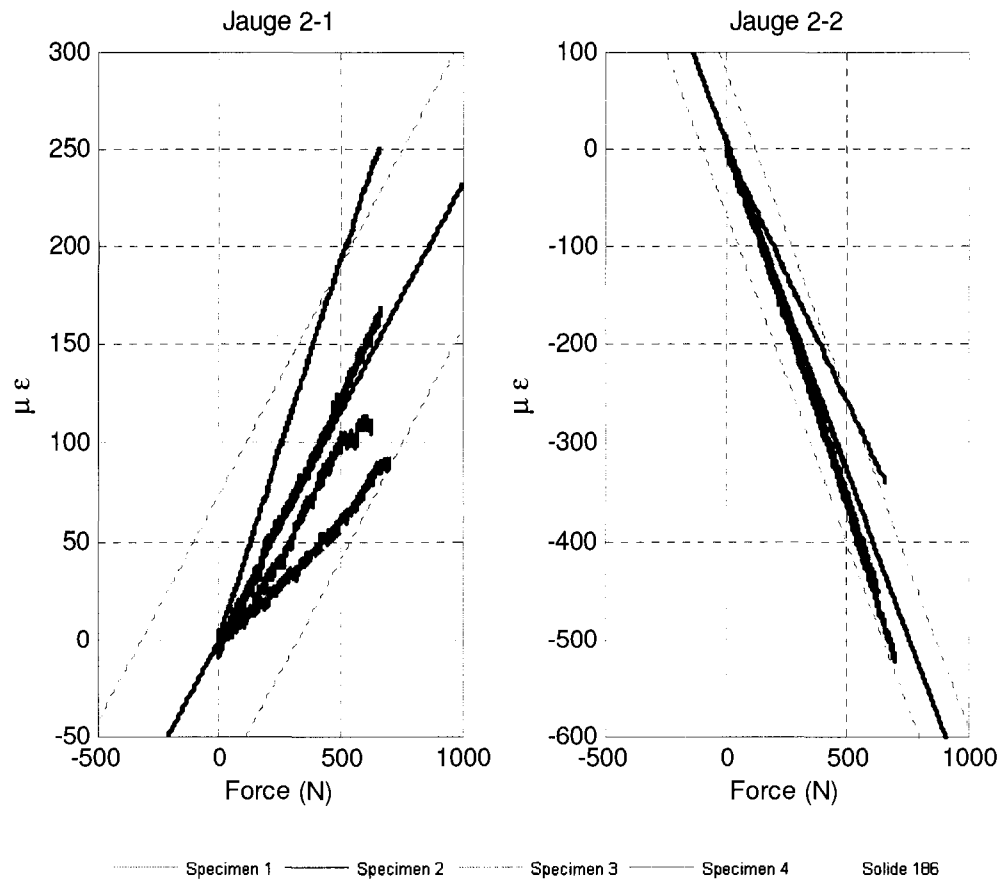


Figure 5-25 : Réponse des jauges 1 et 2 lors du test de flexion sur la face latérale comparées avec la réponse du modèle solide quadratique 186 (microdéformations vs force)

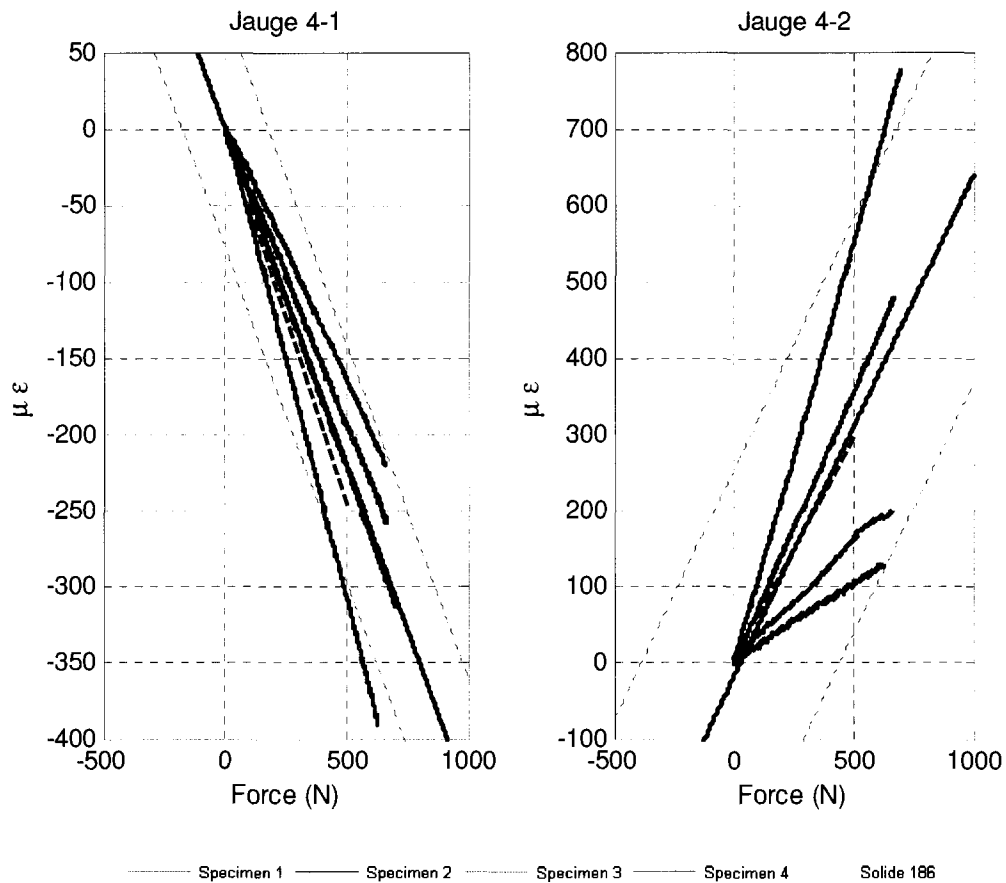


Figure 5-26 : Réponse des jauges 3 et 4 lors du test de flexion sur la face latérale comparées avec la réponse du modèle solide quadratique 186 (microdéformations vs force)

La jauge latérale (4-1 & 4-2) présente une plage de variabilité interspécimen relativement importante, mais la réponse calculée pour le modèle tombe à l'intérieur des limites de cette plage.

Il semblerait donc que le module d'Young employé dans le modèle soit un compromis acceptable entre la valeur réelle des modules en tension et en compression; localement, les déformations sont reproduites adéquatement par l'utilisation de cette valeur médiane.

Essai de flexion : face médiale

Lors de l'essai de flexion sur la face médiale, la prothèse est maintenue en porte-à-faux, face médiale vers le haut, et une force est appliquée verticalement sur la tête de la prothèse (voir figure 5-12). Le cou et le col de la prothèse font partie de l'essai; il ne s'agit donc plus d'une forme quasi-cylindrique. La jauge médiale est en extension, et la jauge latérale en compression. Les jauges antérieure et postérieure sont situées dans la région de l'axe neutre; leurs signaux trop faibles et contradictoires dans plusieurs cas ont entraîné le rejet de ces courbes.

La réponse des jauges lors de l'essai de flexion sur la face médiale peut être observée sur les figures 5-27 et 5-28. La réponse du spécimen 3 présente une anomalie en début de courbe; cette anomalie était également présente sur la réponse globale, qui avait été conservée parce que la tendance observable sur l'éprouvette était identique à celle des autres spécimens. La même logique s'appliquant ici, la courbe est conservée. La jauge latérale (4-1 & 4-2) présente une plage de variabilité interspécimen relativement importante, tant pour la composante transverse que pour la composante axiale. La réponse du modèle est à l'intérieur de ces plages, bien que la réponse transverse (4-1) soit sur la limite. Il semblerait donc que le compromis accepté sur le module d'Young soit toujours acceptable, les déformations locales étant relativement bien reproduites par le modèle.

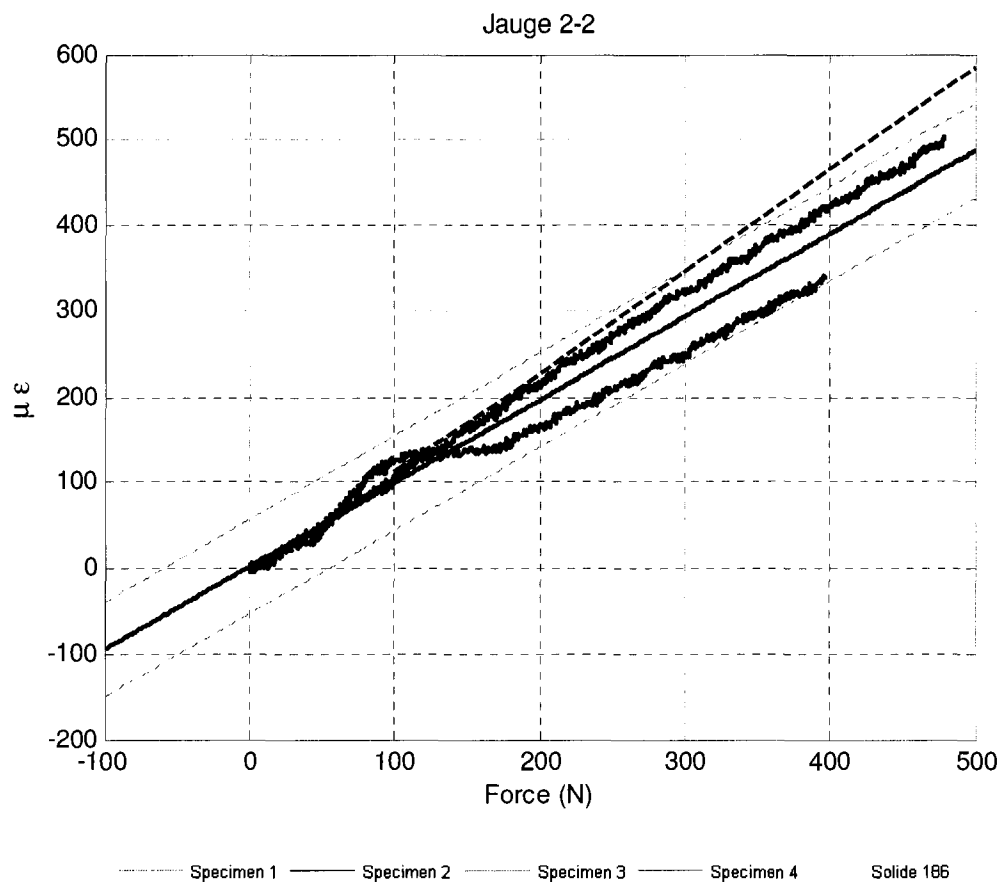


Figure 5-27 : Réponse de la jauge 2-2 lors du test de flexion sur la face médiale comparées avec la réponse du modèle solide quadratique 186 (microdéformations vs force)

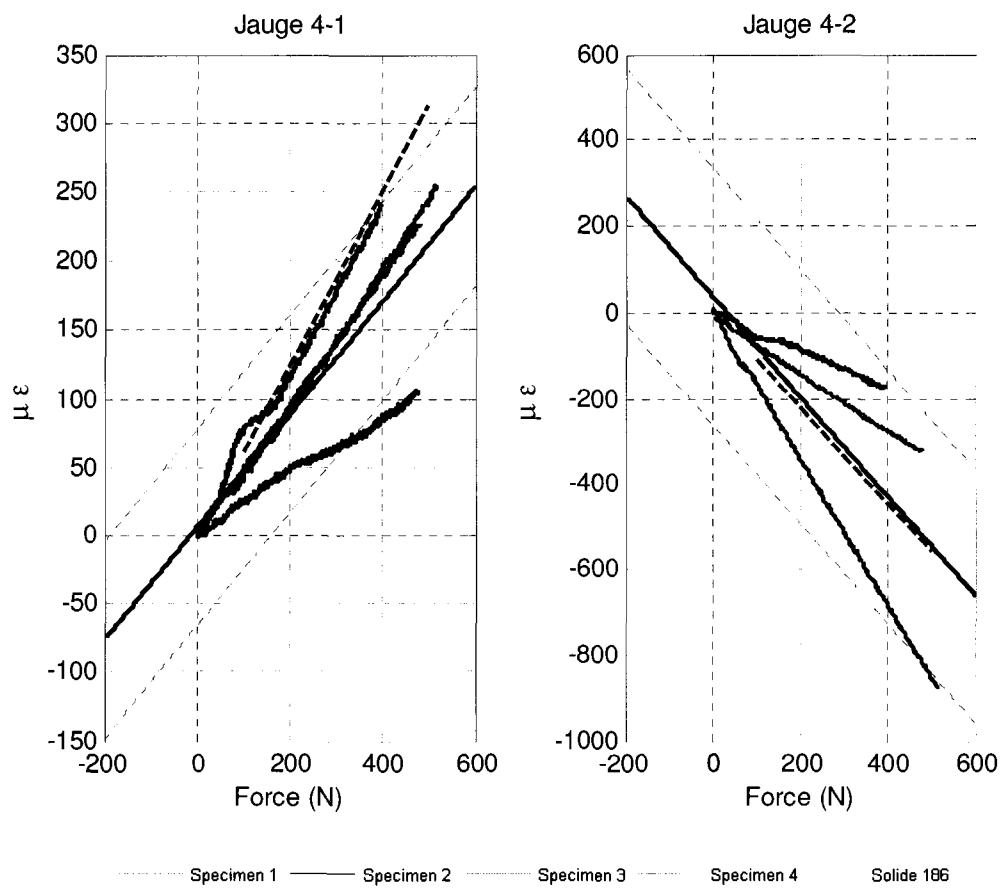


Figure 5-28 : Réponse de la jauge 4 lors du test de flexion sur la face médiale comparées avec la réponse du modèle solide quadratique 186 (microdéformations vs force)

Essai de torsion

Lors de l'essai de torsion, la prothèse est immobilisée distalement et un couple est appliqué au cou et au col de l'éprouvette par une pièce en acier épousant la forme de la prothèse (voir figure 5-15). Les quatre jauges (de type UV, comportant deux grilles placées en « V » et branchées en demi-pont) sont donc sollicitées en torsion, toutes dans la même direction.

La réponse des jauges lors de l'essai de torsion peut être observée sur la figure 5-29. La réponse du modèle pour les jauges médiale et latérale (2 et 4) est très semblable à la réponse expérimentale; par contre, la réponse pour les jauges antérieure et postérieure est surestimée par un facteur de 2. Cette divergence peut s'expliquer par la discontinuité du matériau; les fils de la tresse composant la couche de surface sont du même ordre de grandeur que les jauges elles-mêmes. Ces jauges, composées de deux grilles orientées en « V », sont donc placées l'une perpendiculaire aux fibres et l'autre dans le sens des fibres; elles ne liront pas la même déformation comme c'eût été le cas sur un matériau isotrope. La déformation rapportée est donc une déformation locale, propre à une fibre se déformant selon une direction préférentielle. Les jauges médiale et latérale étant situées sur la ligne de jonction du moule, les fibres du matériau ne sont pas orientées de la même manière et la déformation enregistrée est plus globale, donc plus près des valeurs rapportées par le modèle.

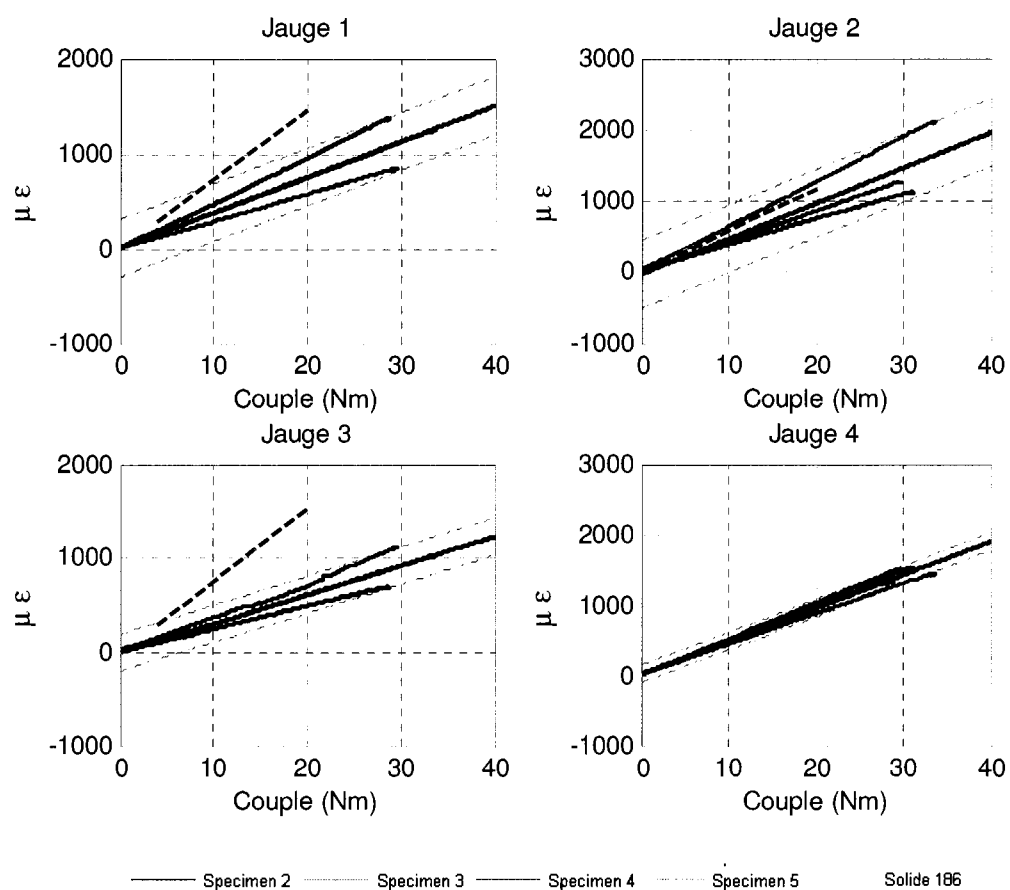


Figure 5-29 : Réponse des 4 jauges lors du test de torsion comparées avec la réponse du modèle solide quadratique 186 (microdéformations vs couple)

5.3.7 Conclusion

Le modèle de la prothèse tel que conçu initialement présente un problème de validité, à cause du problème de positionnement des noeuds sur les éléments de type coque. Les éléments initialement utilisés permettaient de spécifier où les noeuds sont situés, mais ils ont dû être abandonnés parce qu'ils utilisaient la théorie classique des laminés, qui ne s'appliquait pas au composite CF/PA12 utilisé. De plus, le modèle initial éprouvait quelques difficultés de convergence, particulièrement lorsque sollicité en torsion.

Le modèle solide utilisé en remplacement ne peut être déclaré complètement valide en raison de l'utilisation de valeurs médianes pour le module d'Young. Toutefois, une optimisation des propriétés matériau a permis d'obtenir un comportement global se rapprochant au mieux de celui de la prothèse réelle, ce qui a été confirmé par la comparaison avec les courbes de jauges de déformation. En conclusion, bien qu'il ne soit pas complètement valide, le modèle solide quadratique 186 représente un compromis acceptable; à l'exception des déformations locales enregistrées en compression sur les jauges médiale et latérale, le modèle permet une prédiction des déformations à l'intérieur de la plage de variabilité interspécimen dans la plupart des cas.

5.4 Validation de l'interface os-implant

L'interface os-implant ne peut être validée expérimentalement à moins d'utiliser des spécimens cadavériques (dans le cas de la stabilité secondaire, du moins). Comme ce type d'essai dépasse le cadre de ce projet, la validation de cette interface est incomplète; il s'agit plutôt d'une évaluation de l'interface initiale, et de valeurs recommandées tirées en majeure partie de la littérature. Dans un premier temps, une étude de sensibilité est conduite sur un modèle simple afin d'évaluer l'influence de chacun des paramètres (rigidité, coefficient de friction, etc.) sur les résultats tels les micromouvements à l'interface, la pression transmise ou le cisaillement dans le contact. Les paramètres primordiaux ayant été identifiés, des valeurs leurs sont attribuées, majoritairement par examen de la littérature relative à ce sujet.

5.4.1 Paramètres des éléments contact

Initialement, les éléments contacts étaient de type collé. Ce type restreint les mouvements à l'interface en « attachant » les points de contact et empêche leur ouverture. Le principal désavantage de ce type de contact est qu'il est difficile de quantifier la limitation de mouvements imposée aux éléments, et que le descellement ne peut être simulé puisque les contacts ne peuvent s'ouvrir. Le type de contact préférable est « standard », et c'est le type qui a été évalué.

Le modèle utilisé pour évaluer le comportement des éléments contacts est un modèle tubulaire avec la paroi interne à angle dans lequel s'insère une tige creuse également dont les parois sont également à angle (6° d'inclinaison). La force appliquée de 500 N est axiale et le bas du modèle est fixé pour tous les degrés de liberté. Ce modèle est illustré à la figure 5-30.

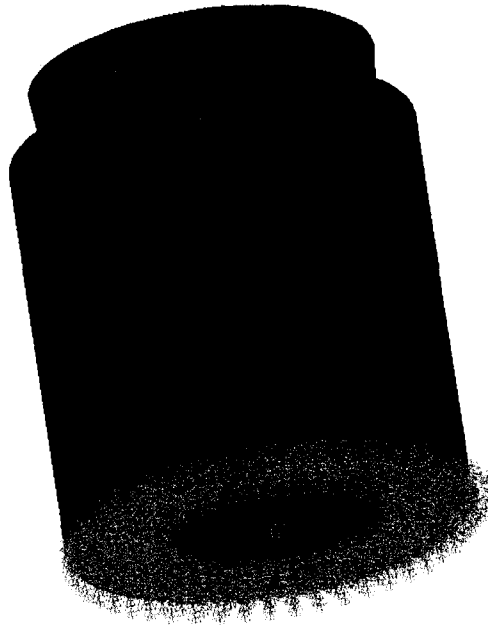


Figure 5-30 : Modèle utilisé pour l'étude des éléments contact

Les matériaux utilisés sont linéaires orthotropes, avec $E = 20 \text{ GPa}$ dans le cas du cylindre extérieur et $E = 10 \text{ GPa}$ pour le cylindre intérieur. La hauteur des deux cylindres est de 100 mm et leurs diamètres extérieurs sont de 42,5 et 50 mm respectivement, et les diamètres intérieurs sont de 39,5 mm et 40,5.

Deux cas de contact seront évalués : celui où la cohésion (contrainte de cisaillement supportée par le contact en l'absence de pression) du contact est nulle, et celui où la cohésion est supérieure à la pression dans le contact.

Cas 1 : Cohésion nulle

Le coefficient de friction statique est reconnu dans la littérature comme étant l'un des paramètres ayant le plus d'influence sur la représentation adéquate de l'interface os-

implant (Nuno, Groppetti, & Senin, 2006; Orlik, Zhurov, & Middleton, 2003). Mais la figure 5-31 présentée ci-bas permet de constater que si le coefficient de friction a une influence sur la pression dans le contact à de basses valeurs, la rigidité normale a beaucoup plus d'influence sur le résultat final; elle règle la hauteur de l'asymptote de la courbe.

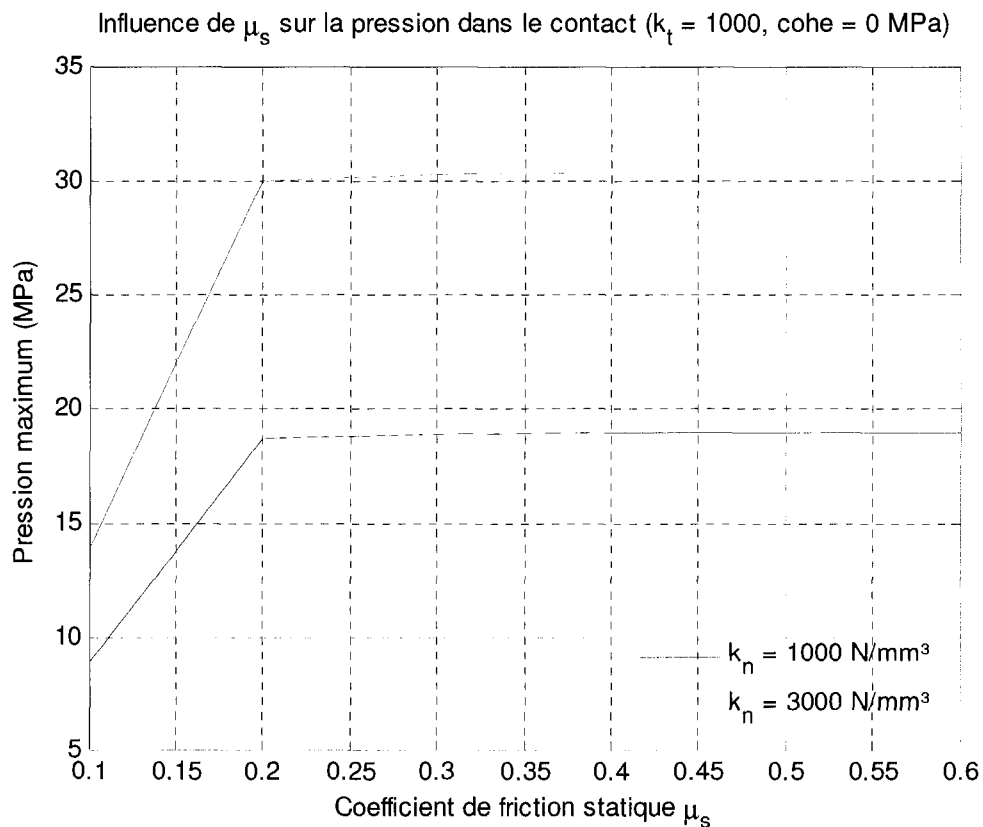


Figure 5-31 : Évolution de la pression maximale dans le contact en fonction du coefficient de friction statique

(k_t représente la rigidité tangentielle, k_n la rigidité normale et cohe la cohésion)

Le coefficient de friction possède donc une valeur critique (située entre 0,1 et 0,2 dans le cas présent) au delà de laquelle la pression transmise par le contact atteint une valeur asymptotique. C'est la rigidité normale qui détermine la hauteur de cette

asymptote; il s'agit donc d'un paramètre au moins aussi important que le coefficient de friction, du moins pour la représentation de la transmission des charges.

Les micromouvements semblent suivre une courbe avec un point critique similaire à celle de la pression, tel que montré sur la figure 5-32.

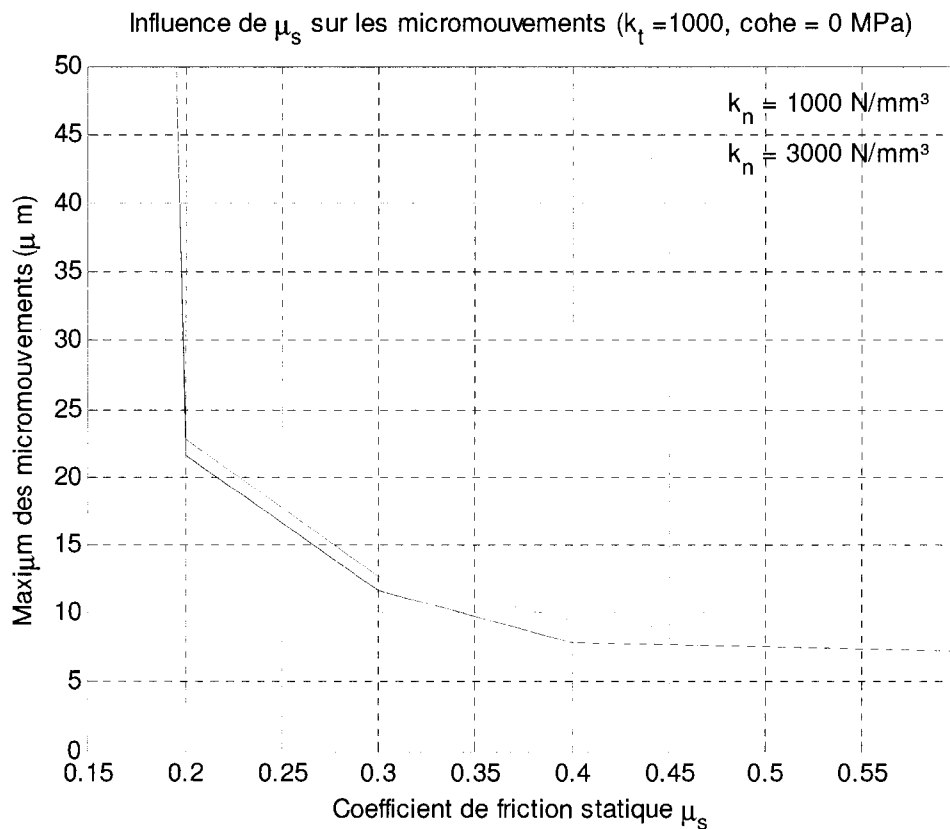


Figure 5-32 : Évolution du maximum des micromouvements en fonction du coefficient de friction statique

La courbe 5-32 permet de constater que le coefficient de friction a une influence certaine sur le résultat final des micromouvements; s'il est trop peu élevé, la valeur maximale de glissement atteint des sommets ($612 \mu m$ pour $k_n = 1000 \text{ N/mm}^3$ et $\mu_s = 0,1$). Le point critique semble se trouver approximativement au même point que précédemment. La rigidité normale a une certaine influence sur le résultat, mais la

différence est mineure en comparaison de celle occasionnée par μ_s . Quant à la rigidité tangentielle, elle n'a aucune influence notable.

Cas 2 : Cohésion supérieure à la pression (60 MPa)

Lorsque la cohésion est plus élevée que la pression dans le contact, le seul paramètre permettant une variation des micromouvements est la rigidité tangentielle k_t ; le coefficient de friction n'a plus aucune influence sur le résultat final, comme le montre la figure 5-33 où toutes les courbes sont superposées.

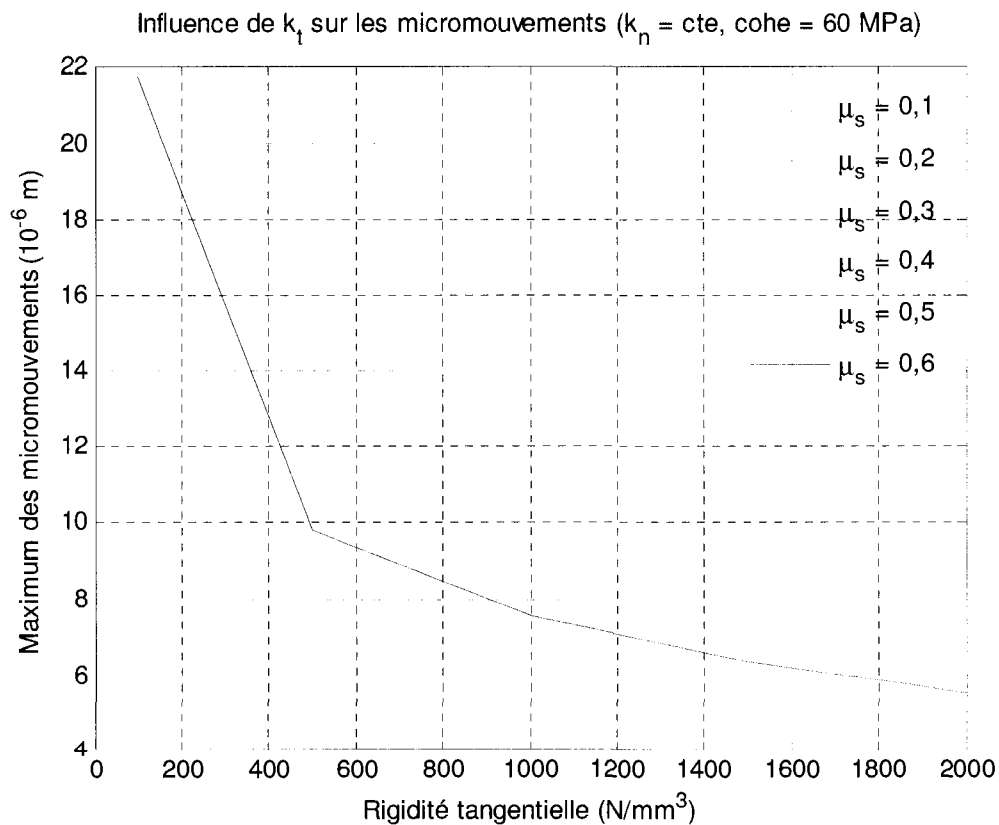


Figure 5-33 : Évolution du maximum des micromouvements en fonction de la rigidité tangentielle

Il faut toutefois noter que la valeur maximale atteinte par les micromouvements demeure minime; celle-ci semble donc a priori avoir peu d'importance. Mais son effet est beaucoup plus remarquable si l'on considère le cisaillement de friction dans les contacts, comme le montre la figure 5-34.

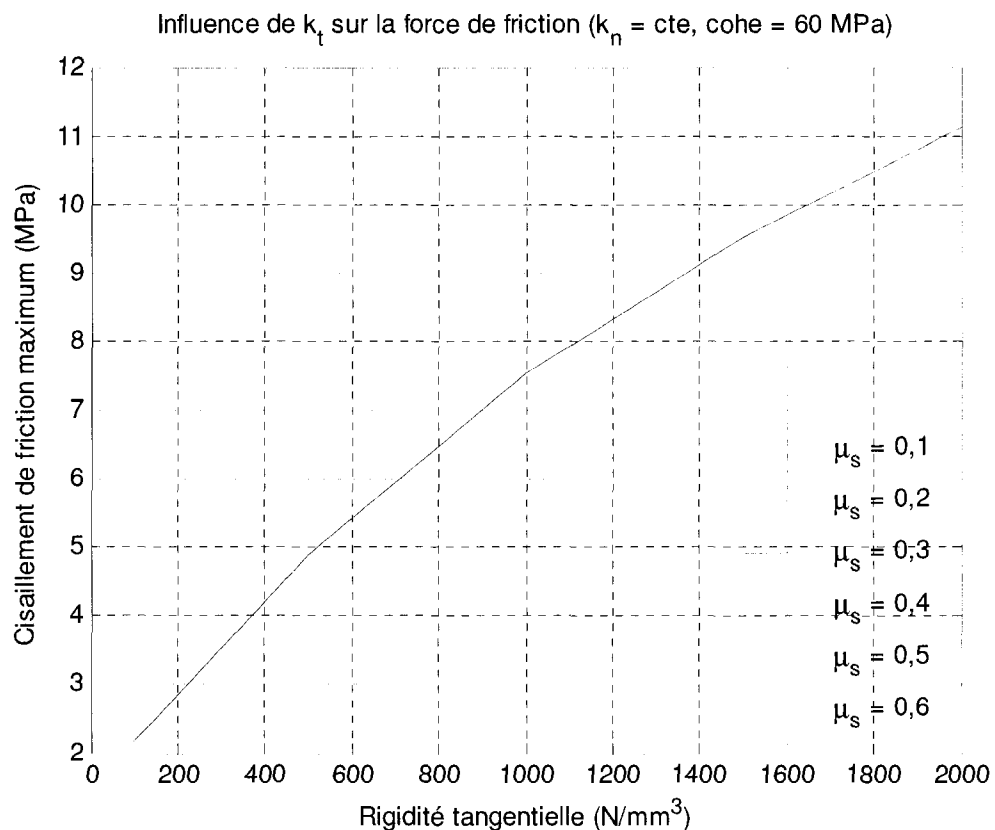


Figure 5-34 : Évolution de la contrainte de friction maximale en fonction de la rigidité tangentielle

La rigidité tangentielle semble donc un paramètre relativement important pour la modélisation de l'interface lorsque la valeur de la cohésion a dépassé celle de la pression dans le contact.

5.4.2 Mesure expérimentale de la rigidité tangentielle et de la cohésion

Il est difficile de mesurer expérimentalement la rigidité normale de l'interface, car celle-ci est d'épaisseur quasi-nulle; il est plus simple d'utiliser des valeurs tirées de la littérature. Une mesure du coefficient de friction ou de la contrainte maximale implique des échantillons osseux, ce qui dépasse le cadre de ce projet; des valeurs tirées de la littérature sont donc également utilisées lorsque disponibles. La rigidité tangentielle et la cohésion peuvent par contre être estimées expérimentalement.

Si l'on suppose que la couche d'hydroxyapatite à la surface de la prothèse est remplacée par des cellules osseuses, alors la rigidité tangentielle mesurée après l'ostéointégration est la rigidité de l'interface HA-composite; idem pour la cohésion. Cette rigidité et cette cohésion sont mesurables grâce à un essai de décollement en cisaillement (« lap-shear test »), tel que schématisé à la figure 5-35.

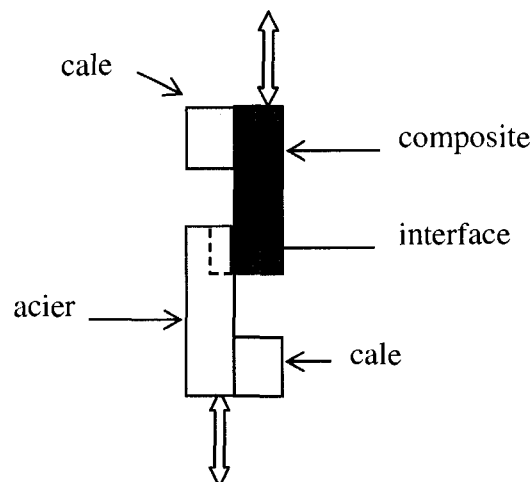


Figure 5-35 : Schéma de l'essai de décollement en cisaillement

Le spécimen a été sollicité dans les deux directions de manière cyclique (0 – 1200 N) à 7 Hz pendant 10 cycles. Les courbes obtenues sont semblables à la courbe

illustrée à la figure 5-36 (aucune différence observée entre le chargement ascendant et descendant) :

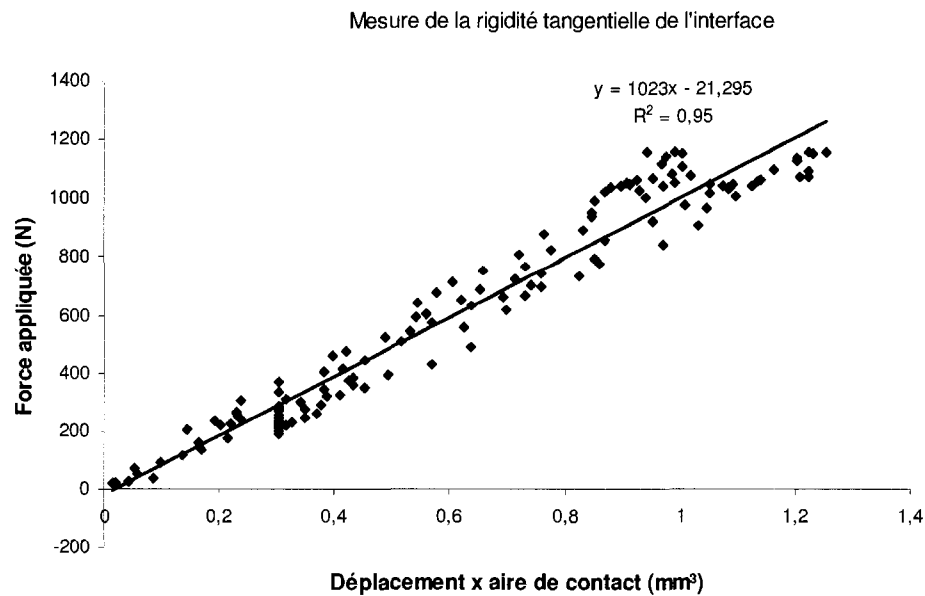


Figure 5-36 : Mesure de la rigidité tangentielle à l'aide d'un essai de décollement en cisaillement

Les régressions linéaires donnent des coefficients de corrélation variant de 0,75 à 0,97; la moyenne de la rigidité tangentielle est de 990 N/mm³.

Quant à la cohésion, elle a été évaluée sur le même type d'essai effectué de manière quasi-statique plutôt qu'en fatigue. Les résultats¹³ ont montré une variation de 15 à 25 MPa; une valeur conservatrice de 15 MPa est donc adoptée pour la cohésion.

¹³ Tiré de Jung, Guillaume. Résultats non publiés, CNRC, 2007.

5.4.3 Prise en compte de l'interférence géométrique

L'interférence géométrique illustrée à la figure 1-7 est attribuable à la discrétisation de la géométrie lors du maillage de cette dernière. La prothèse étant composée d'éléments quadratiques relativement petits, la courbure de la géométrie initiale est bien représentée. Le fémur est quant à lui composé d'éléments tétraédriques linéaires dont la taille est de trois à quatre fois plus importante que celle des éléments de la prothèse; la discrétisation de sa géométrie entraîne donc des interférences.

Les éléments contacts offrent plusieurs options pour prendre en compte ce type de défauts géométriques. Il est notamment possible de spécifier une surface de contact décalée par rapport à la surface géométrique (paramètre CNOF) ou de déplacer les points de contact initiaux juste sur la surface cible (paramètre ICONT). Ces deux méthodes peuvent éliminer une partie de l'interférence, mais c'est l'option d'inclure ou d'exclure cette interpénétration initiale qui a le plus d'effet sur le résultat, comme illustré à la figure 5-37.

Distribution de la densité d'énergie de déformation

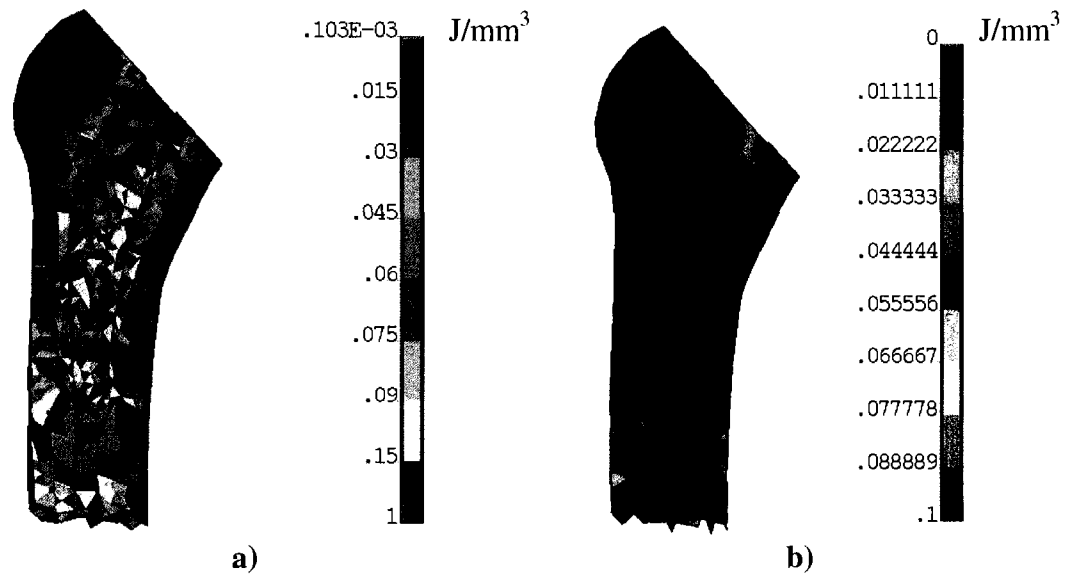


Figure 5-37 : Effet de l'inclusion et de l'exclusion géométrique sur la densité d'énergie de déformation avec contacts de type collés : **a)** inclusion géométrique, **b)** exclusion géométrique

Cette étonnante disparité entre les deux distributions est attribuable au fait que l'exclusion géométrique ignore l'interpénétration initiale et la force qu'elle engendre dans les contacts, créant ainsi une surface de contact parfaite initialement. Quant à l'inclusion géométrique, elle repousse la surface de contact jusqu'à ce que l'interpénétration soit dans les limites admissibles, ce qui crée une pression dans le matériau sous la surface de contact.

L'inclusion géométrique est habituellement utilisée pour modéliser un assemblage par interférence; appliqué au cas des prothèses de hanches, ce serait donc la situation initiale, lorsque la prothèse est maintenue en place par la pression entre les parois du canal médullaire et l'implant lui-même.

5.4.4 Conséquences sur la modélisation de l'interface

La modélisation de la stabilité initiale implique donc de connaître à fond le comportement frictionnel de l'interface; l'ostéointégration n'ayant pas encore eu lieu, la cohésion du contact est nécessairement à 0 MPa, et le comportement frictionnel est dominant. La rigidité normale du contact détermine la pression subie par ce dernier; il est donc essentiel de connaître à la fois la rigidité normale et le coefficient de friction statique pour établir une interface représentative de la réalité.

Lors de l'ostéointégration, la qualité de l'interface os-implant change; au fur et à mesure qu'il y a croissance de l'os, le coefficient de friction et la rigidité normale augmentent, ce qui fait augmenter la pression dans le contact et crée la cohésion. Une fois que la valeur de la cohésion a dépassée celle de la pression, les rigidités tangentielle et normale ainsi que le coefficient de friction sont les seuls facteurs ayant une quelconque influence sur le résultat (micromouvements, charges transmises, etc).

Les valeurs à utiliser pour la modélisation de l'interface os-implant sont résumées dans le tableau 5-5. L'utilisation d'une tolérance de pénétration minimale permet de conserver la qualité de la solution malgré l'utilisation de constantes pour la rigidité normale; l'utilisation d'une tolérance de glissement maximale assure que cette dernière n'entravera pas le mouvement du contact. Les autres valeurs sont pour la plupart tirées de la littérature ou approximées.

Tableau 5-5 : Résumé des paramètres de l'interface os-implant pour la modélisation de la stabilité initiale et secondaire

	Stabilité initiale	Stabilité secondaire
Rigidité normale k_n (N/mm ³)	600 – 1800 ¹⁴	1000 – 5000 ¹⁵
Tolérance de pénétration	Minimale	
Rigidité tangentielle k_t (N/mm ³)	Non pertinent	1000
Tolérance de glissement	Maximale	
Coefficient de friction statique (μ_s) ¹⁶	0,1 – 0,3	0,2 – 0,6
Cohésion du contact (MPa)	0	15
Contrainte maximale de friction	Indéterminé	
Interférence géométrique	Exclusion	
Algorithme de contact	Pénalité ou Lagrangien augmenté	

5.5 Conditions frontières

Les conditions frontières utilisées dans le modèle sont dérivées de la littérature (Akay & Aslan, 1996; Prendergast, Monaghan, & Taylor, 1989) et sont constituées d'une fixation distale complète (tous les degrés de liberté) du fémur et de deux points d'application de forces, sur la tête de la prothèse et sur le dessus du fémur (grand trochanter). Les autres muscles ne sont pas représentés, leur effet n'est pas pris en compte dans le modèle initial.

¹⁴ Tiré de Bernakiewicz & Viceconti (2002), basé sur des tests expérimentaux avec fémurs composites

¹⁵ Tiré de Orlik, Zhurov, & Middleton (2003)

¹⁶ Tiré de la littérature, valeurs moyennes

Ce type de conditions initiales est généralement accepté et très utilisé dans la littérature (Cristofolini, 1997), bien que la tendance actuelle soit d'inclure plus de forces musculaires; les conditions frontière sont donc considérées comme valides.

5.6 Validation du calcul de remodelage osseux

Le modèle de remodelage osseux utilisé dans la modélisation initiale a été brièvement présenté dans la section 3.3.4. Une analyse plus poussée est effectuée afin de caractériser son comportement, de manière non spatiale. Une étude de l'influence du choix d'interface os-implant sur la distribution d'énergie de déformation à la première itération du calcul est également effectuée.

Les paramètres utilisés dans la simulation itérative du remodelage osseux sont résumés dans le tableau 5-6. Ces valeurs sont tirées de la littérature (Weinans, Huiskes, & Grootenboer, 1992); plusieurs variantes existent, notamment pour la relation module d'Young – densité osseuse.

Tableau 5-6 : Valeurs des paramètres de simulation du remodelage osseux

Nom et symbole du paramètre	Valeurs
Densité énergétique homéostatique (U_0)	0,004 J/mm ³ partout
Taille de la zone paresseuse (s)	15% U_0
Constante de remodelage ($C_{\text{remodelage}}$)	1 (g/J)/unité de temps
Densité osseuse maximale	1,74 g/cm ³
Densité osseuse minimale	0,01 g/cm ³
Densité osseuse initiale	0,8 g/cm ³ partout
Relation module d'Young – densité osseuse	$E = 3790\rho^3$
Critère de convergence	$\Delta_{\text{densité osseuse}} \rightarrow 0$

5.6.1 Points fixes et stabilité

En supposant un stimulus mécanique constant, le système comporte un point fixe instable au centre et deux points fixes artificiels à $1,74 \text{ g/cm}^3$ et $0,01 \text{ g/cm}^3$ (densités limites de l'os). Ces points fixes existent parce qu'ils ont été ajoutés manuellement, mathématiquement le système continuerait jusqu'à zéro et l'infini; or une densité infinie ou nulle ne représente rien biologiquement.

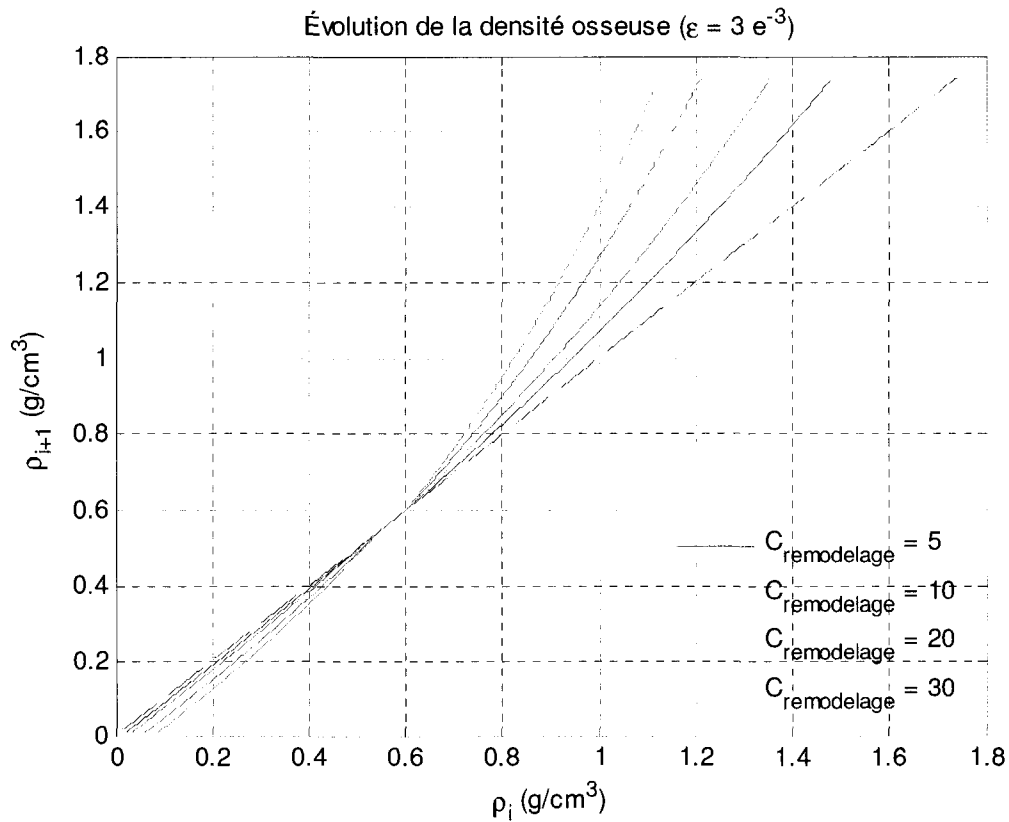


Figure 5-38 : Représentation du système itéré pour une stimulation mécanique fixée à $\varepsilon = 10^{-3}$

Le point fixe du centre est toujours instable; les dérivées des courbes du système sont supérieures à 1 (voir figure 5-38), pour toute valeur de $C_{\text{remodelage}}$. Ce point fixe

correspond à la valeur homéostatique d'énergie de déformation et à la densité lui correspondant. Toute perturbation déloge le système de ce point fixe; or, en situation réelle, la valeur de l'énergie de déformation dépend des contraintes et déformations dans l'os ($U = \frac{1}{2}\epsilon_{ij}\sigma_{ij}$). Ces contraintes et déformations, pour un point précis du système, varieront puisque la densité varie et que celle-ci module les propriétés mécaniques et donc les déformations. Le graphique présente donc une photographie du système à un point et un temps précis, mais le stimulus ne sera pas constant pour ce point, et le graphique change à chaque pas de temps.

La constante $C_{\text{remodelage}}$ a pour effet d'accélérer l'adaptation dans le temps; une valeur plus élevée entraîne donc une stabilisation plus rapide du système. Son interprétation permet également de conclure que le système est intemporel; le rapport entre la constante de remodelage et le cas de chargement appliqué détermine quelle période de temps est simulée.

5.6.2 Effet de la zone paresseuse

La présence de la zone paresseuse permet d'obtenir des densités intermédiaires. En effet, le point fixe devient une zone fixe plus ou moins grande lorsque la zone paresseuse est ajoutée. Donc, la présence d'une grande zone fixe augmente les chances que le système se stabilise dans cette zone plutôt qu'à l'une des extrémités. Concrètement, cela permet une gradation des diverses valeurs de densité et donc la création d'une zone de transition entre l'os trabéculaire et l'os cortical. Une zone paresseuse trop grande admet par contre une plus grande erreur sur la valeur réelle puisqu'elle augmente la capacité du système de se stabiliser sur le point fixe instable.

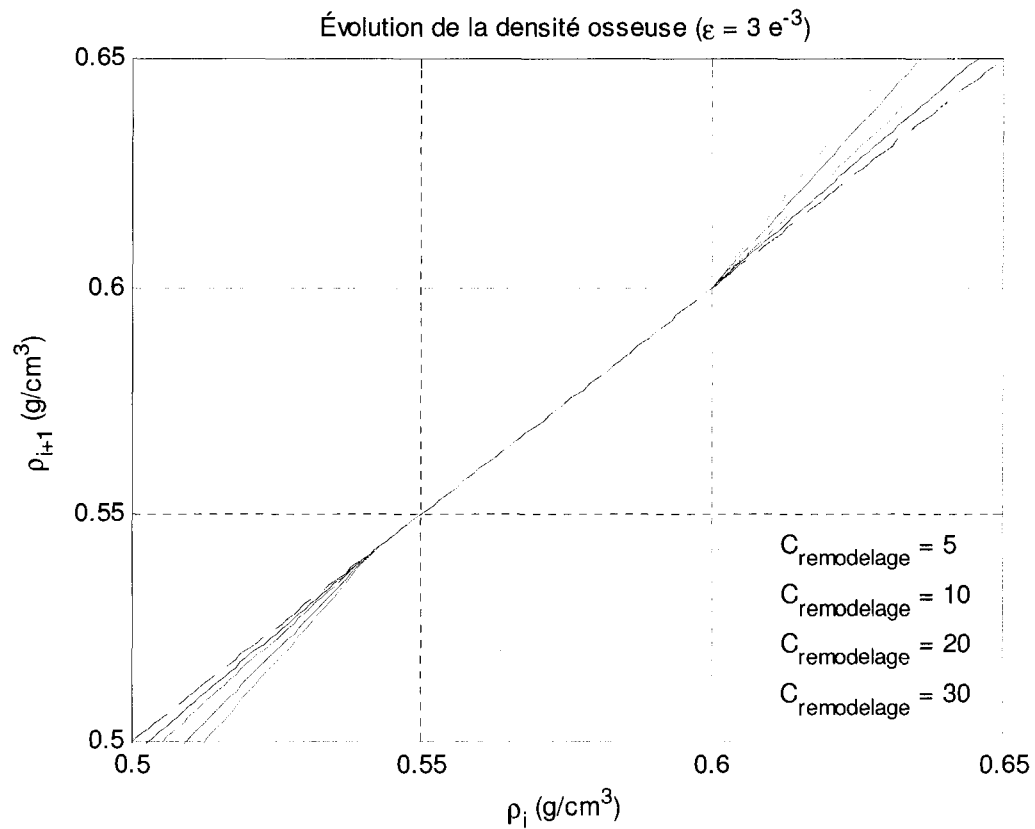


Figure 5-39 : Zone paresseuse du remodelage osseux pour une stimulation mécanique de $\varepsilon = 10^{-3}$

Cette zone paresseuse permet une stabilisation artificielle du système en autorisant de petites perturbations mécaniques sans conséquences. Ceci est cohérent avec les connaissances actuelles de la biologie du tissu osseux; les activités ponctuelles de moindre importance ont peu d'effets sur le remodelage, il faut un stimulus important et soutenu dans le temps.

5.6.3 Effet de l'utilisation de contacts de type collés

Le paramètre utilisé pour la mise à jour de la densité osseuse est la densité d'énergie de déformation, qui sert à obtenir le stimulus. Or, le choix du type d'interface

os-implant a une influence sur les contraintes et déformations transmises à l'os; il importe donc de vérifier l'effet sur la densité d'énergie de déformation.

Un premier calcul a d'abord été conduit sur l'interface initiale du modèle afin de déterminer la distribution de l'énergie de déformation lors de la première itération (figure 5-40),

Distribution de la densité d'énergie de déformation

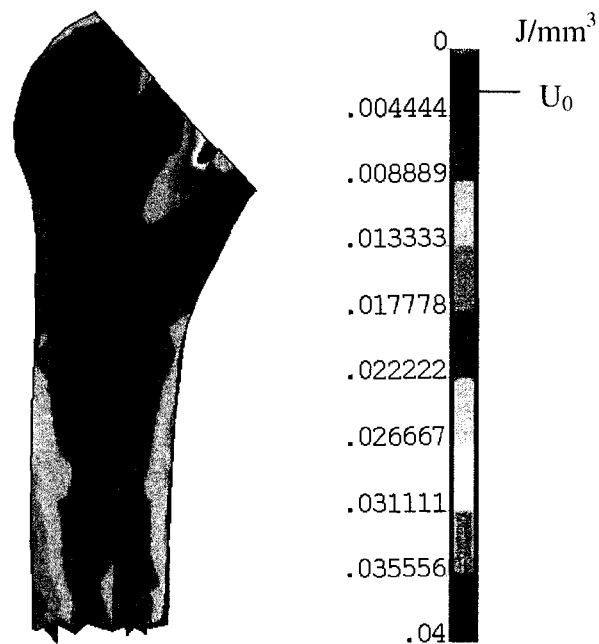


Figure 5-40 : Densité de l'énergie de déformation pour l'interface initiale
(contacts de type collés, $k_n = 2733$, $\mu_s = 0,6$)

Cette densité d'énergie de déformation suppose une apposition d'os dans la région calcaire principalement, puisque cette zone est sollicitée au delà de la valeur de référence U_0 ($0,004 \text{ J/mm}^3$). Le changement du type d'interface a toutefois un effet assez important sur la distribution de l'énergie de déformation, tel qu'illustré à la figure 5-41.

Distribution de la densité d'énergie de déformation

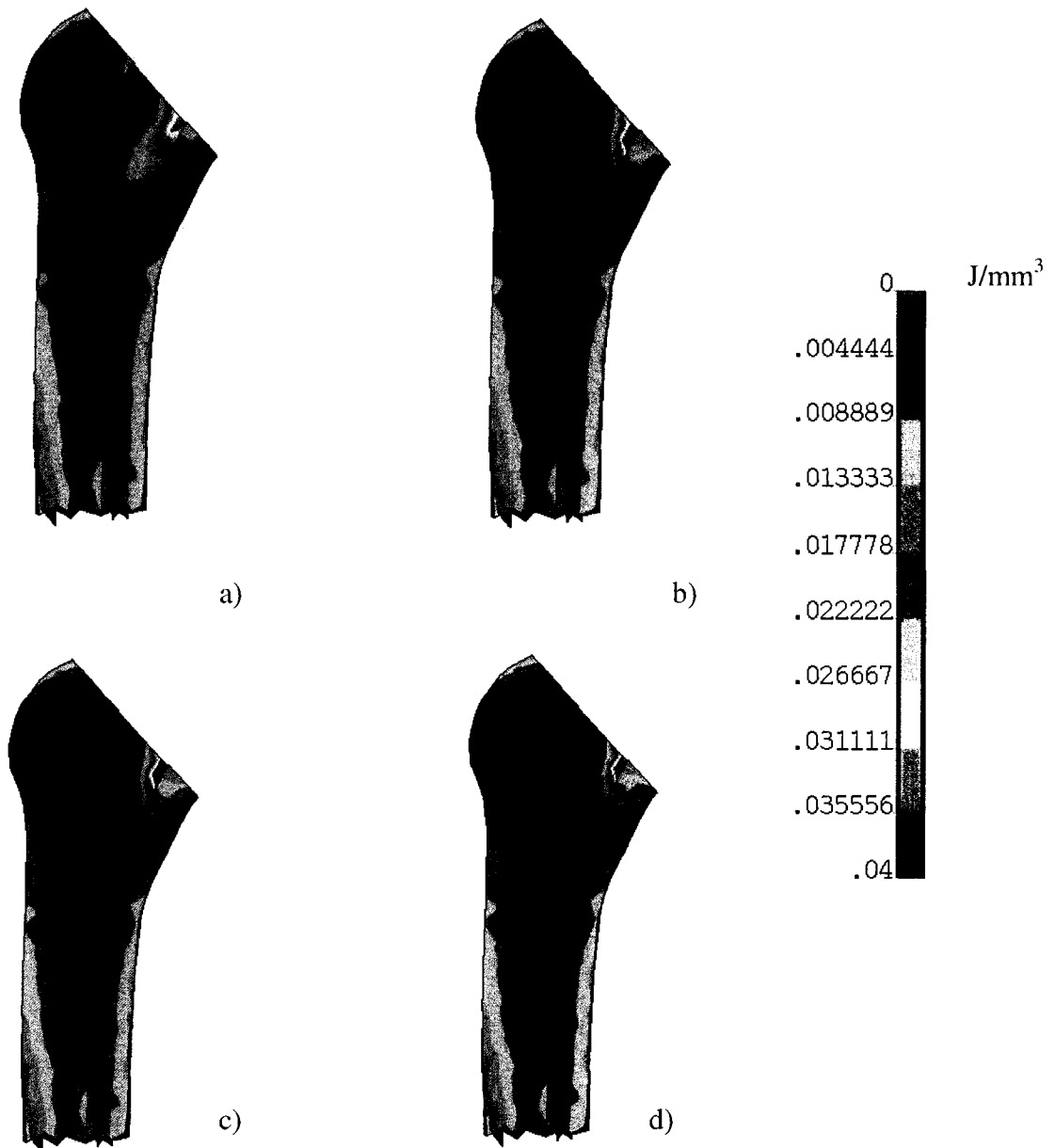


Figure 5-41 : Densité de l'énergie de déformations pour 4 types d'interface différentes

a) contacts collés, $k_n = 1000$, $k_t = 1000$ **b)** $k_n = 3000$, $k_t = 1000$, $\mu_s = 0,6$

c) $k_n = 1000$, $k_t = 1000$, $\mu_s = 0,6$ **d)** $k_n = 1000$, $k_t = 1000$, $\mu_s = 0,3$

Il est facile de constater grâce à la figure 5-41 que si les quatre variations d'interface donnent des réponses comparables à celle de l'interface initiale, des

différences locales existent, notamment dans la zone calcaire. Dans le cas des contacts de type collés (l'interface initiale de la figure 5-40 et l'interface **a** de la figure 5-41), la zone stimulée est beaucoup plus grande que dans le cas des trois autres types d'interfaces utilisant des contacts standards, peu importe le réglage des rigidités et du coefficient de friction. Les valeurs rapportées sont également au delà de la zone paresseuse; les changements auront donc un effet sur la densité résultante de l'os. Puisque l'interface os-implant de type collé a été déclarée invalide, ces distributions d'énergie de déformation à la base du calcul de remodelage doivent l'être aussi.

5.6.4 Autres considérations

D'autres considérations doivent entrer en ligne de compte pour conclure sur la validité du calcul de remodelage osseux; l'absence de forces musculaires autres que celle du grand trochanter, l'utilisation d'une densité énergétique de référence uniforme spatialement et l'utilisation d'une densité initiale intermédiaire comme point de départ.

L'application de forces musculaires change spatialement le signal de remodelage osseux; cela a déjà été démontré dans la littérature (Bitsakos, Kerner, Fisher, & Amis, 2005). L'effet de ces forces musculaires est surtout localisé autour de leurs points d'attachement respectifs, mais certaines zones spécifiques sont également affectées. Le modèle initial ne comporte qu'une seule force musculaire; le résultat de remodelage osseux en est donc affecté.

La densité énergétique de référence utilisée pour le calcul est une constante, que ce soit spatialement ou temporellement. Or, si de nombreux auteurs utilisent une densité insensible au temps (Weinans, Huiskes, & Grootenboer, 1992), ils utilisent à tout le moins une densité énergétique variable spatialement. Il est généralement accepté que la courbe de remodelage est une fonction de l'espace depuis que Beaupré, Orr, & Carter

(1990) ont publié leur modèle de remodelage. L'utilisation d'une constante absolue pour la densité énergétique de référence jette donc un discrédit sur le calcul de remodelage osseux.

Le calcul est lancé à partir d'une distribution uniforme de densité osseuse, à laquelle une résorption ou une apposition osseuses sont imposées suite au stimulus mécanique. Il s'agit donc d'une situation initiale impossible dans la réalité, ce qui rend le modèle de remodelage osseux intemporel; peu importe le facteur temps du taux de remodelage et de la constante, le résultat final ne sera que la réaction homéostatique de l'os au cas de chargement imposé. Dans le cas du remodelage imposé à un fémur non-implanté, cette simulation pourrait fournir une distribution de densité d'énergie de déformation de référence pour une simulation ultérieure sur le même fémur, cette fois implanté. Dans le cas présent, le fémur non-implanté et sa version implantée ont été traités de la même manière; la comparaison effectuée est donc la comparaison de deux états homéostatiques d'énergie de déformation, et non d'une adaptation fonctionnelle à un chargement anormal apparu suite à l'implantation d'une PTH.

5.6.5 Conclusion

L'interface os-implant présentant un problème de validité, force est de conclure que le calcul de remodelage osseux est également problématique puisque cette interface influence la densité d'énergie de déformation.

Le calcul de l'adaptation fonctionnelle à partir d'un fémur générique tel qu'effectué dans le cas présent peut tout de même servir d'indicateur de comparaison entre un fémur normal et un fémur implanté. Même dans le cas d'un exercice purement numérique, l'examen de l'effet de divers chargements peut être investigué et servir

d'outil d'évaluation pré-clinique adéquat, en gardant à l'esprit qu'il s'agit d'une étude préliminaire.

5.7 Conclusion

La validité du modèle par éléments finis initial a été examinée en plusieurs étapes. Le fémur seul a d'abord été évalué numériquement; la prothèse a été testée expérimentalement. L'interface os-implant a ensuite été examinée, ainsi que les conditions frontières utilisées pour le calcul et enfin, le calcul de remodelage osseux.

Le fémur s'est révélé suffisamment valide pour les besoins d'une étude préliminaire comme celle publiée par (Bougherara, Bureau, Campbell, Vadean, & Yahia, 2007), mais il gagnerait à être remplacé par un fémur personnalisé dont le module d'Young pourrait être réglé individuellement.

Le modèle coque initial de la prothèse a dû être remplacé par un modèle solide pour tenir compte du fait que les noeuds d'un élément coque sont au milieu de l'épaisseur qu'il représente. Ce nouveau modèle n'est pas complètement valide en raison des propriétés différentes en traction et en compression du matériau, mais un compromis acceptable a pu être établi.

L'interface os-implant tel que modélisé initialement s'est révélée inadéquate pour modéliser la stabilité initiale ou secondaire; l'utilisation de contacts de type collés restreint les micromouvements de façon importante en simulant un coefficient de friction infini, ce qui n'est pas conforme à la réalité. Une nouvelle table de paramètres majoritairement tirés de la littérature a donc été établie.

Les conditions frontières et la technique d'analyse par comparaison d'un modèle composite avec un modèle en titane et un fémur non-implanté sont couramment rencontrées dans la littérature. Ces conditions ont leurs détracteurs et la tendance est à inclure plus d'une force musculaire, mais les conditions initiales sont suffisantes pour une évaluation préliminaire.

Le calcul de remodelage osseux est basé sur le modèle de Huiskes; c'est l'un des modèles les plus classiques, il est généralement accepté bien que n'ayant jamais été formellement validé. Malheureusement, la variable de base du modèle utilisée pour calculer le stimulus de remodelage est la densité d'énergie de déformation qui dépend beaucoup des paramètres de l'interface os-implant. Puisque cette dernière a été déclarée invalide, le calcul de remodelage osseux doit l'être également.

En résumé, les divers composants du modèle initial avaient plusieurs défauts et incertitudes, mais pouvaient suffire à une évaluation préliminaire; à l'exception de l'interface os-implant, qui est le point-clé d'une telle modélisation. Cette interface est responsable de la transmission des charges dans le fémur et des micromouvements; son rejet jette donc un doute sur certains des résultats tirés du modèle préliminaire, notamment ceux sur les micromouvements.

CHAPITRE 6 : MODIFICATIONS À LA MODÉLISATION

6.1 Objectif et méthodologie

O3 : Appliquer les optimisations nécessaires au modèle final et réévaluer les résultats obtenus lors de l'étude préliminaire

Dans un premier temps, certaines des diverses lacunes repérées sur la modélisation initiale dans les chapitres précédents ont été comblées. Quelques améliorations plus techniques et visant à améliorer le conditionnement du modèle ont également été apportées, ainsi que quelques modifications aux conditions frontières. Les résultats du modèle préliminaire ont ensuite été réévalués pour estimer les changements entraînés par les modifications. Une courte étude sur l'effet de la rigidité de la prothèse selon son module d'Young a également été conduite.

6.2 Modifications apportées à la modélisation

6.2.1 Le fémur

Comme mentionné à la section 3.3.1, la seule façon d'améliorer vraiment le fémur actuel serait d'utiliser un fémur dont les éléments ont une densité osseuse et un module d'Young réglés individuellement à partir d'une tomodensitométrie quantifiée. Ce type de modèle personnalisé permet une représentation plus fidèle de la réalité, mais est plus difficile à obtenir; le fémur initial sera donc conservé.

Une seule modification sera apportée au fémur; il ne sera pas coupé distalement pour la fixation. Le fait de le conserver en entier permet non seulement de rallonger la partie sollicitée du fémur (et donc d'éloigner de l'implant la zone affectée par la fixation), mais également d'utiliser un type différent de fixation. Plusieurs auteurs

(Cristofolini, 1997) utilisent un fémur restreint en translation mais fixé sur un joint universel aux condyles; ce type de fixation sera simulable avec le nouveau fémur.

6.2.2 La prothèse

Comme mentionné à la section 3.3.2, le modèle coque initialement utilisé s'est révélé inadéquat pour la modélisation du matériau composite, en partie à cause du comportement du matériau (il n'est pas bien décrit par la théorie classique des laminés qu'utilisaient les éléments initiaux) et en partie à cause du problème de positionnement des noeuds qui rigidifie le modèle.

Le modèle initial fait d'éléments coque est donc remplacé par un modèle fait d'éléments hexaédriques quadratiques (solide 186) orientés. Les propriétés utilisées pour le matériau sont également modifiées pour se conformer aux données expérimentales recueillies.

6.2.3 L'interface os-implant

La section 3.3.3 a fait ressortir l'importance de bien paramétrer l'interface os-implant pour obtenir une évaluation réaliste des micromouvements à l'interface. Cette interface a donc été reparamétrée avec les valeurs présentées au tableau 6-1.

Tableau 6-1 : Valeurs utilisées dans les éléments contact du modèle modifié

<i>Paramètre</i>	<i>Valeur</i>
Rigidité normale (zone proximale)	2000 N/mm ³
Rigidité normale (zone distale)	1000 N/mm ³
Rigidité tangentielle	1000 N/mm ³
Tolérance de pénétration	0,1 (valeur par défaut du logiciel)
Tolérance de glissement	0,1 (valeur par défaut du logiciel)
Cohésion	0 MPa
Contrainte maximale de contact	10 ²⁰ (valeur par défaut du logiciel)
Coefficient de friction statique (zone proximale)	0,6
Coefficient de friction statique (zone distale)	0,4
Interférence géométrique	Exclusion géométrique
Algorithme de contact	Lagrangien augmenté

L'utilisation de l'exclusion géométrique ainsi que de la commande **CHCHECK,ADJUST** (commande permettant de déplacer physiquement les noeuds de la surface de contact jusqu'à la surface cible) a permis la création d'une surface initiale de contact parfaite; tous les contacts sont fermés, il n'y a aucune force à la surface. Les zones distale et proximale de la prothèse ont une rigidité normale et un coefficient de friction différents; ceci afin de représenter la partie ostéointégrée de la tige fémorale (partie proximale) et sa partie « press-fit » (partie distale). Ainsi paramétrée, l'interface permet une modélisation adéquate de la stabilité secondaire.

6.2.4 Les conditions frontières

Dans le but de mieux représenter la distribution des contraintes sur le cou de la prothèse, la tête a été ajoutée au modèle et fixée à la prothèse par des éléments contact de type collés. Ces éléments n'ont pas été paramétrés de manière particulière; le réglage

des rigidités est laissé à la discrétion du logiciel et l'utilisation de contacts collés simule un coefficient de friction infini qu'il n'est pas nécessaire de régler.

Un noeud a été créé au centre de la tête et relié aux noeuds de la surface extérieure de la tête par des éléments MPCs (*Multiple Point Constraint*) simulant des poutres rigides. Ce noeud sert à l'application des forces de contact de la hanche, qui étaient auparavant distribuées sur les noeuds du cou de la prothèse. Cette modification devrait permettre une représentation plus adéquate de la transmission des forces entre la hanche et l'implant, en plus d'améliorer le conditionnement du problème.

6.3 Réévaluation des résultats préliminaires

Les résultats les plus affectés par les modifications apportées à la modélisation sont les micromouvements à l'interface; ils sont tributaires de l'interface os-implant, et cette interface a été modifiée de manière importante. Une version révisée de ce résultat est donc présentée à la figure 6-2, conjointement avec un rappel des résultats obtenus lors de l'étude préliminaire (figure 6-1).

Distribution des micromouvements à l'interface
(résultats de l'étude préliminaire)

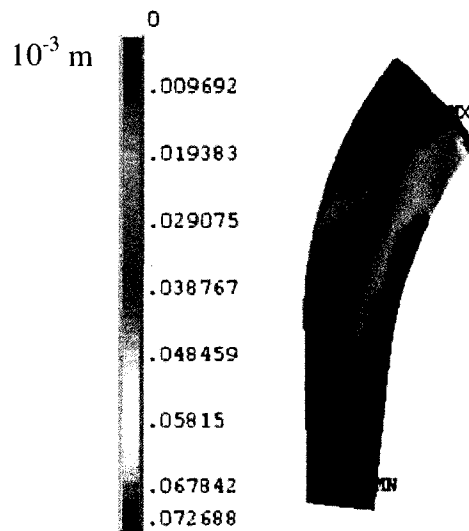


Figure 6-1 : Résultats obtenus pour les micromouvements à l'interface dans la partie proximale de l'implant lors de l'étude préliminaire (adapté de Bougherara & al, 2007)

Distribution des micromouvements à l'interface
(résultats du modèle réédité)

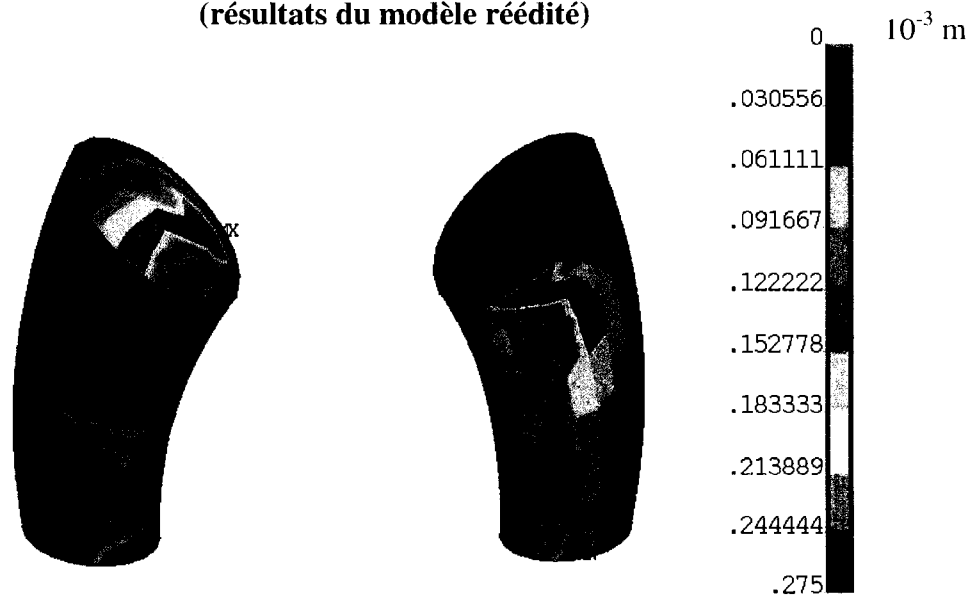


Figure 6-2 : Résultats obtenus pour les micromouvements à l'interface dans la partie proximale de l'implant après réédition du modèle

Si la figure 6-1 laisse voir un maximum relativement faible (72 μm) et une distribution très faible sur la surface (zone à environ 20 μm de glissement sur la majeure partie de l'implant) avec une zone critique dans la région calcaire, la figure 6-2 suggère que ces résultats étaient sous estimés. L'implant de la figure 6-2 possède en effet une zone à environ 150 μm de glissement, et sa zone la plus critique affiche un maximum de 255 μm .

Ces résultats sont au-delà de la limite de 150 μm requise pour l'ostéointégration; il importe donc de rappeler qu'il s'agit d'un scénario du pire cas, et qu'une étude de convergence reste à effectuer sur le modèle modifié. La stabilité secondaire était modélisée; les conditions initiales de la surface de contact excluaient donc toute pression dans les éléments contacts. La cohésion a été laissée à zéro en raison d'un problème de convergence du modèle, et la rigidité normale a été laissée à son plus bas niveau rapporté dans l'étude des éléments contacts. L'ajout d'une valeur de cohésion permettrait de faire diminuer les micromouvements; ce résultat démontre donc l'importance de fixer cette valeur pour la modélisation de la stabilité secondaire.

Une représentation des contraintes obtenues pour la même simulation (chargement d'un pas sur le modèle modifié) est présentée à la figure 6-3; le même chargement appliqué à un fémur sain y est également représenté pour fins de comparaisons.

Distribution de l'intensité des contraintes dans l'os spongieux d'un fémur sain et d'un fémur implanté avec la prothèse biomimétique (simulation d'un pas)

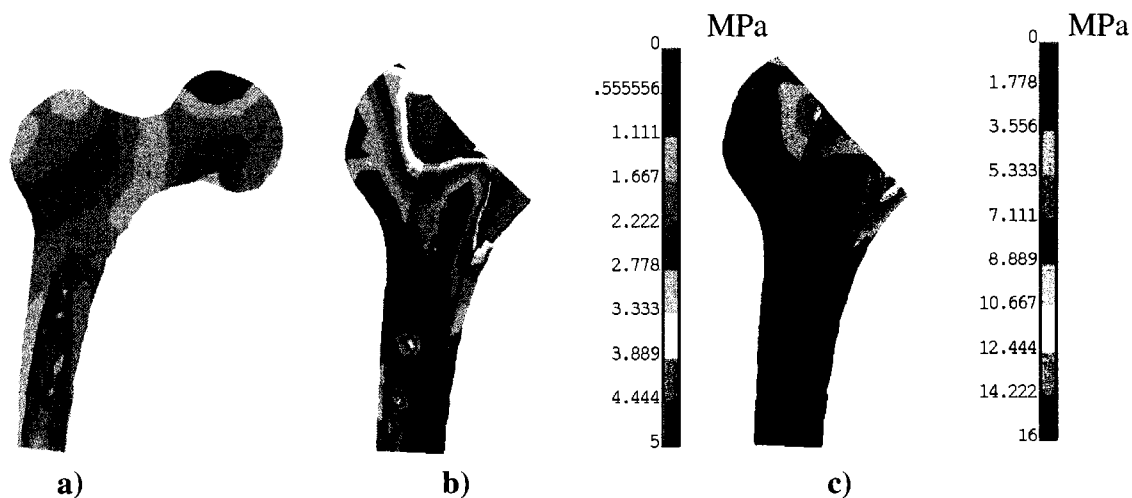


Figure 6-3 : Distribution de l'intensité des contraintes dans l'os spongieux d'un fémur sain et dans un fémur implanté avec la prothèse biomimétique (simulation d'un pas)

a) fémur sain b) et c) fémur implanté

6.4 Étude des micromouvements en fonction de l'élasticité de l'implant

Dans la littérature, les opinions divergent sur la stratégie à adopter pour réduire les micromouvements; certains auteurs prônent l'utilisation d'une tige ayant une rigidité comparable à celle du fémur (rigidité EI en flexion), d'autres penchent pour un module d'Young semblable à celui de l'os cortical. Une étude sur la question a donc été conduite à partir d'un modèle de la prothèse réelle (une pièce creuse dont les parois ont 3 mm d'épaisseur) et d'un modèle modifié de cette même prothèse (la pièce a été remplie). L'étude permet donc de comparer, pour un même module d'Young de l'implant, l'effet d'une augmentation de la rigidité.

Pour cette étude, les paramètres des éléments contact de l'interface os-implant ont été paramétrés selon la description faite au tableau 6-1. Un aperçu des résultats est présenté à la figure 6-4. Cette étude ayant été conduite avant la validation expérimentale de la prothèse, c'est le modèle initial avec coeur en polymère qui a été utilisé. Il a été démontré lors de l'étape de validation que ce modèle représentait une prothèse plus rigide que la prothèse réelle; la courbe de la prothèse biomimétique devrait donc théoriquement comporter des valeurs de micromouvements plus élevées que celles rapportées pour la prothèse creuse et présenter la même tendance asymptotique que les deux autres courbes.

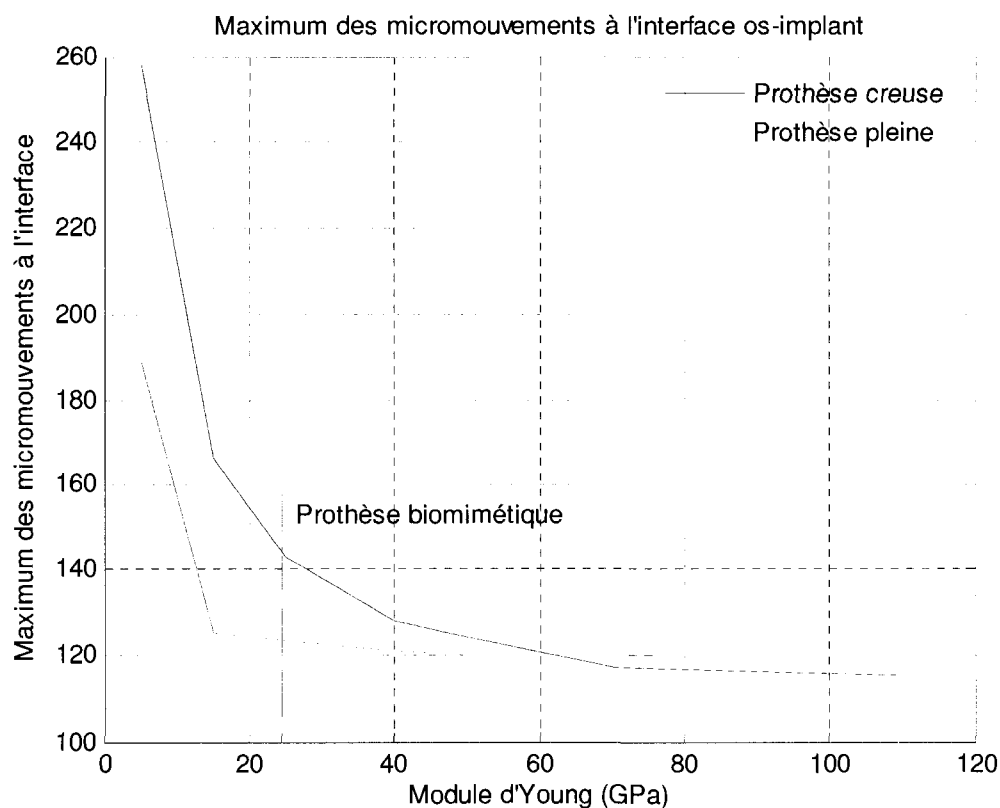


Figure 6-4 : Effet de l'élasticité et de la rigidité de l'implant sur le maximum des micromouvements calculés

La figure 6-4 permet de constater que tant la prothèse creuse que la prothèse pleine ont un comportement asymptotique en matière de maximum des micromouvements. La prothèse pleine (dont la rigidité EI est donc plus élevée) semble voir son maximum diminuer beaucoup plus rapidement que la prothèse creuse, même si les deux implants plafonnent à des valeurs semblables. Il est intéressant de noter que la prothèse biomimétique semble avoir un maximum de micromouvement inférieur à la limite de $150\text{ }\mu\text{m}$, limite au-delà de laquelle l'ostéointégration ne peut avoir lieu. Le maximum atteint par ces micromouvements pour des modules d'Young inférieurs à 20 GPa semble cohérents avec les résultats cliniques observés sur les implants de type « isoélastiques » (leurs modules d'Young étaient au bas de la plage de valeurs testée dans cette étude), qui furent des échecs en raison du descellement aseptique prématuré (Wilke, Seiz, Bombelli, Claes, & Dürselen, 1994).

Il semblerait donc, au vu de ces résultats, que la prothèse idéale soit un compromis entre une prothèse trop molle qui réduit le *stress shielding* mais augmente les micromouvements et une prothèse trop rigide qui a un niveau de micromouvements acceptable mais qui entraîne un remodelage osseux en raison de la diminution des charges transmises au fémur.

CHAPITRE 7 : DISCUSSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

7.1 Optimisation du matériau composite biomimétique

L'un des objectifs de ce travail consistait à optimiser le matériau composite biomimétique utilisé dans le procédé de fabrication de la prothèse totale de hanche. Le processus de moulage en tant que tel avait déjà été optimisé dans le cadre de travaux antérieurs (Campbell, 2006); l'optimisation avait été menée sur la base des propriétés en compression, de la densité et de la consolidation du matériau. Les variables du procédé de thermoformage telles la pression à utiliser, le temps de maintien de cette pression ainsi que la température à atteindre avaient donc déjà été déterminées.

Les propriétés en traction du composite restaient à examiner, ainsi que l'effet de l'orientation angulaire des diverses couches du laminé sur les propriétés mécaniques en général (compression, traction, torsion). Des essais sur deux couches du laminé ont permis d'obtenir les propriétés de base du matériau; ces propriétés ont ensuite été injectées dans un programme d'optimisation basé sur la théorie classique des laminés. Cette optimisation calculée a ensuite été moulée et testée; les résultats étaient fortement divergents des valeurs attendues, et ce en raison de l'orientation tridimensionnelle des fibres dans la structure du laminé. La théorie classique des plaques laminées implique des couches distinctes de matériau; or les couches du composite tissé sont imbriquées les unes dans les autres, et l'orientation des fibres n'est pas planaire.

Bien que l'optimisation ait échoué, cette partie du projet a tout de même permis de déterminer des valeurs acceptables pour les propriétés mécaniques du composite, lesquelles ont pu être utilisées dans la modélisation par éléments finis de la prothèse.

7.2 Validation du modèle par éléments finis

Un deuxième objectif de ce projet était d'établir la validité du modèle initial, utilisé lors de l'étude préliminaire sur le concept de tige fémorale biomimétique (Bougherara, Bureau, Campbell, Vadean, & Yahia, 2007). Cette étude de la validité s'est scindée en trois parties principales : l'examen de la validité du fémur, la corrélation avec des valeurs expérimentales du modèle de la prothèse et l'évaluation de l'interface os-implant. Un court examen des conditions frontières et du calcul de remodelage osseux ont aussi été effectués.

7.2.1 Validité du fémur

La validité du fémur s'est révélée satisfaisante pour les besoins d'une étude préliminaire; le fémur numérique n'obéit pas parfaitement aux courbes tirées (ces courbes provenaient de simulations par éléments finis et de fémurs cadavériques) de la littérature, mais ces courbes présentent une grande plage de variabilité. Les propriétés d'un fémur cadavérique varient en fonction de l'âge, du sexe et de la santé osseuse du patient, et même des conditions de conservation de l'os (congelé-décongelé ou déshydraté-réhydraté). Ces variations s'ajoutent à celles attribuables au fait que les conditions frontières utilisées pour les essais sont la plupart du temps mal décrites; il est donc difficile de reproduire fidèlement ces conditions frontières, et la réponse de l'essai s'en trouve affectée.

Bien que valable, le fémur gagnerait à être remplacé par un modèle avec réglage individuel de la densité et du module d'Young de chaque élément. Ce type de modèle personnalisé, outre le fait qu'il est réputé plus fidèle à la réalité (Taddei, Cristofolini, Martelli, Gill, & Viceconti, 2006), permet d'éviter certains écueils lors du maillage. L'utilisation d'un fémur avec deux zones distinctes de matériau implique une frontière

entre ces deux zones; cette frontière est bien définie sur un fémur non-implanté et il est facile de générer un maillage de qualité. Quand le fémur est implanté, une opération booléenne de retrait est effectuée pour enlever l'os à l'endroit où la prothèse est implantée. Cette opération crée des zones d'épaisseur quasi-nulle aux endroits où la paroi de la prothèse est rapprochée de l'os cortical, et le maillage résultant est de piètre qualité. Le fémur personnalisé ne comporte pas la frontière os spongieux-os cortical et serait donc plus facile à intégrer dans le modèle.

7.2.2 Validation de la prothèse

Le modèle initial de la prothèse présentait un problème de validité en raison de l'utilisation d'éléments basés sur la théorie des plaques laminées. Puisque cette théorie ne s'applique pas au matériau composite, ces éléments devaient être remplacés; des éléments solides hexaédriques ont été choisis. Ces éléments solides ne permettent pas une représentation complètement fidèle de la réalité en raison de la différence observée entre les valeurs du module d'Young en compression et en tension du matériau. Puisque le modèle utilise la même valeur pour les propriétés en tension et en compression, il est nécessairement quelque peu divergent de la réalité. Cette divergence est toutefois masquée au niveau local par le fait que le matériau présente une discontinuité géométrique en surface; les fils des tresses ont une direction de déformation préférentielle et les résultats enregistrés par les jauges de déformation reflètent cet état de fait. Il serait donc difficile d'obtenir un modèle épousant parfaitement ces courbes dont la variabilité est relativement grande.

7.2.3 Validation de l'interface os-implant

L'interface os-implant constitue le point clé d'une modélisation de prothèse totale de hanche non cimentée. Cette interface est modélisée par des éléments contacts

dont le type était « collé » dans l'étude préliminaire. Bien que ce type de contact favorise grandement la convergence du calcul, il est peu approprié pour la modélisation de l'interface puisqu'il suppose une friction infinie. Les paramètres de l'interface ont donc été revus et les contacts ont été remplacés par des contacts de type standard. Ces contacts ont un potentiel de divergence important et leurs paramètres influencent beaucoup les résultats de micromouvements; il importe donc de faire les réglages adéquats.

L'interface os-implant a d'abord fait l'objet d'une étude de comportement qui a permis d'isoler les facteurs clés, soit le coefficient de friction statique, la rigidité normale et la cohésion du contact. Ces trois facteurs sont les plus influents sur les micromouvements et déterminent également si la stabilité initiale ou secondaire est modélisée; malheureusement, il n'a été possible de mesurer qu'un seul de ces facteurs expérimentalement, soit la cohésion. Les valeurs utilisées sont donc tirées de la littérature. Dans le cas du coefficient de friction statique, les études portent sur des coefficients os-métal ou os-ciment et ciment-implant dans la plupart des cas; aucune donnée n'existe sur un coefficient os-composite. Les valeurs attribuées à ce coefficient sont donc une plage relativement grande, et il y aurait avantage à le mesurer expérimentalement. La rigidité normale du contact demeure donc la seule valeur arbitraire de l'interface os-implant, malgré son importance.

La rigidité normale pose un problème de taille; elle est difficilement mesurable expérimentalement, mais est un facteur très important pour l'obtention de micromouvements et de transfert de charge réaliste. Une étude de convergence serait donc appropriée, de manière à en déterminer les valeurs critiques. L'étude réalisée par Orlik, Zhurov & Middleton (2003) suggère que la pression dans les contacts ainsi que les micromouvements ont un comportement asymptotique lorsque la rigidité normale est suffisamment élevée; il serait intéressant de déterminer cette valeur critique. L'autre valeur critique est le seuil minimal en deça duquel la convergence du calcul est

impossible; il serait intéressant de connaître les micromouvements calculés juste au-dessus de ce seuil critique de la rigidité normale, puisqu'ils y seraient à leur maximum théorique.

L'interface os-implant présente une limitation telle que modélisée avec les paramètres révisés de la section 5.4.1; il n'y a pas de valeurs limites aux efforts qu'elle peut supporter. Il serait approprié d'intégrer à la modélisation la valeur limite en cisaillement; cette dernière est essentielle pour la modélisation du descellement aseptique puisqu'elle représente la limite entre la friction statique et la friction dynamique, donc le point au delà duquel la prothèse se détache de l'os.

Un autre point intéressant qui n'a pas été investigué est l'effet d'une ostéointégration partielle de l'implant. La surface de contact utilisée dans le modèle initial et dans le modèle modifié couvre l'intégralité de l'implant; or, il est rapporté dans la littérature qu'un implant stable a en général environ 30% de sa surface ostéointégrée (Song, Beaupre, & Goodman, 1999). Il serait donc intéressant d'utiliser la méthode des éléments « birth and death » (activation et désactivation de certains éléments, qui ne contribuent donc plus au calcul) sur la surface de contact de manière à examiner les effets d'une ostéointégration imparfaite.

Enfin, une modélisation de l'ostéointégration pourrait être très intéressante. Les paramètres de l'interface os-implant dépendent de ce qui est modélisé; la stabilité initiale ou la stabilité secondaire. Entre la stabilité initiale et la stabilité secondaire, il y a donc une évolution des paramètres, entre autres à cause du remodelage osseux et de l'ostéointégration progressive de l'implant. Il serait donc intéressant de modifier la macro de calcul du remodelage osseux pour y inclure cette évolution de l'interface, et d'étudier ainsi les facteurs nécessaires à une ostéointégration satisfaisante.

7.2.4 Conditions frontières

Deux cas de chargements ont été utilisés dans l'étude préliminaire; l'un servait uniquement à une vérification sommaire du modèle et n'était pas physiologique, le deuxième représentait un pas. Ce deuxième chargement physiologique ne comporte qu'une seule force musculaire; il y aurait avantage à introduire d'autres muscles, surtout pour le calcul du remodelage osseux, puisque ce dernier est sensible aux forces musculaires utilisées (Bitsakos, Kerner, Fisher, & Amis, 2005).

La stabilité torsionnelle (chargement représentant la montée d'un escalier) mériterait également d'être étudiée, puisqu'elle est reconnue comme étant plus problématique que la stabilité sous un chargement de marche (Kassi, Heller, Stoeckle, Perka, & Duda, 2005).

7.2.5 Remodelage osseux

Le modèle de remodelage osseux a été examiné de manière non spatiale pour en déterminer les particularités. Il s'agit du modèle de Huiskes, un modèle itéré basé sur la densité d'énergie de déformation. Le modèle possède un point fixe instable à une densité d'énergie de déformation de référence U_0 et deux points fixes stables artificiels aux extrémités du système; ces deux points fixes représentent les densités minimale et maximale de l'os. L'ajout d'une « zone paresseuse » permet de stabiliser le point fixe instable et de voir apparaître des densités intermédiaires dans l'os. Ce modèle n'ayant jamais été formellement validé dans la littérature, sa validité a été présumée et l'effet de l'interface os-implant sur la première itération du calcul a été examiné. Il est ressorti de cette analyse que l'utilisation de contacts standard plutôt que collés modifie la distribution de l'énergie de déformation et donc le stimulus de remodelage.

Le calcul de remodelage osseux n'a pas été refait après la modification du modèle; il serait intéressant de le faire. Puisqu'un seul cas de chargement a été utilisé dans ce calcul, il serait également intéressant d'inclure d'autres chargements.

7.3 Modifications apportées à la modélisation

Certaines modifications ont dû être apportées à la modélisation suite à la validation de la prothèse et de l'interface os-implant, notamment. Le modèle initial utilisait des éléments coques basés sur la théorie classique des laminés; le matériau n'obéissant pas à cette théorie, ces éléments ont été remplacés par des éléments hexaédriques paraboliques. Quant à l'interface os-implant, ses paramètres ont été revus et corrigés pour permettre l'utilisation de contacts de type standard; l'ajustement adéquat de la rigidité normale assure la convergence du modèle.

La réédition du modèle a permis de recalculer le résultat sur les micromouvements, dont la validité était quelque peu remise en cause par les modifications importantes apportées à l'interface. Cette réévaluation, calculée pour un scénario du pire cas, permet de constater que les micromouvements étaient sous-estimés dans l'évaluation préliminaire; cette sous-estimation est attribuable à l'utilisation d'éléments contact de type collé et à un paramétrage inadéquat. Toutefois, il importe de souligner qu'en raison d'un problème de convergence du modèle, la cohésion du contact a été laissée à zéro; les micromouvements sont donc à leur maximum théorique, si l'on accepte les valeurs des autres paramètres (coefficient de friction et rigidité normale) comme étant adéquates. Ces résultats mettent en lumière l'intérêt de conduire une simulation de l'évolution de l'interface os-implant, ce qui permettrait une évaluation de la variation dans le temps des micromouvements en fonction de l'évolution des paramètres du contact jusqu'à leurs valeurs finales.

L'étude de rigidité présentée à la section a été conduite avant les essais expérimentaux sur la prothèse; le modèle initial a été utilisé. Bien que ce modèle présente un problème de validité, il est adéquat pour mener ce type d'étude puisqu'il s'agit d'une comparaison; cette comparaison ne représente toutefois pas la prothèse réelle. L'étude montre un comportement asymptotique pour le maximum des micromouvements, pour les deux rigidités testées (la prothèse creuse ayant une rigidité moins élevée que la prothèse pleine). La réduction des micromouvements implique une rigidité plus élevée pour l'implant; la réduction du *stress shielding* demande un implant à rigidité moindre. Il semblerait donc que la prothèse idéale soit un compromis entre ces deux exigences contradictoires.

Un doute subsiste toutefois quant à l'utilisation des mêmes valeurs de paramètres pour l'interface os-implant sans égard à la rigidité de l'implant. Il est possible que la valeur de la rigidité normale, notamment, soit dépendante du module d'Young des matériaux en contact; c'est d'ailleurs par une formule incluant le module d'Young qu'ANSYS fait son estimation initiale de la rigidité lorsque celle-ci est laissée à sa discrétion. Comme la rigidité normale est difficilement mesurable expérimentalement, il est presque impossible de vérifier cette théorie, à moins d'utiliser une méthode indirecte, comme la mesure expérimentale des micromouvements à l'interface et l'ajustement subséquent de la rigidité normale pour reproduire les résultats expérimentaux.

7.4 Travaux futurs

Dans un premier temps, le problème de convergence du modèle modifié devra être réglé, afin de permettre l'ajout d'une cohésion dans le contact de l'interface os-implant. Une étude de convergence devra ensuite être effectuée sur le modèle.

L'importance d'une modélisation adéquate de l'interface os-implant a été soulignée à maintes reprises dans le cadre de ce mémoire. L'interface finale est paramétrée à l'aide de valeurs tirées de la littérature; certaines de ces valeurs pourraient être mesurées en laboratoire. Les coefficients de friction statique devront notamment être évalués expérimentalement. Les valeurs limites de l'interface (cisaillement maximal et pression maximale) devront également être déterminées afin de permettre la simulation du descellement aseptique. La valeur de la rigidité normale peut difficilement être mesurée expérimentalement; une étude de convergence devra donc être effectuée pour en fixer les valeurs critiques. Lorsqu'une valeur plausible aura été attribuée à ces paramètres, une simulation d'ostéointégration imparfaite devra être effectuée. Une simulation évolutive de l'interface os-implant pour modéliser l'ostéointégration serait également très intéressante.

L'étude de rigidité présentée à la section 6.4 devra être refaite avec le modèle modifié afin de confirmer les résultats attendus pour une prothèse dont la rigidité serait inférieure à celle de la prothèse creuse utilisée dans l'étude.

CONCLUSION

Un modèle par éléments finis a été créé pour évaluer un concept de tige fémorale biomimétique; des résultats préliminaires ont démontré le potentiel du concept. La tige fémorale a été fabriquée à l'aide d'un matériau composite de fibres de carbone. Une étape nécessaire de validation du modèle par éléments finis devenait donc possible.

Le comportement du matériau composite de la tige fémorale a d'abord été examiné; une optimisation basée sur la théorie classique des laminés a ensuite été tentée. Le matériau n'obéissant pas à cette théorie, l'optimisation a dû être abandonnée. Cette première étape a tout de même permis de déterminer les valeurs des propriétés mécaniques du composites, lesquelles ont ensuite pu être utilisées dans la modélisation par éléments finis.

La validation du modèle par éléments finis a comporté plusieurs étapes, dont trois concernaient les composantes du modèle : le fémur, l'implant et l'interface os-implant. Pour ce qui est de la validation du fémur, la grande variabilité des courbes provenant de fémurs cadavériques servant à la comparaison avec le fémur numérique a permis de conclure que le fémur initial était suffisant pour une étude préliminaire. Par contre, il serait avantageux de remplacer ce fémur générique par un modèle de fémur personnalisé dont les propriétés mécaniques sont réglées individuellement pour chaque élément, ce qui évite les problèmes de maillage de mauvaise qualité et permet une représentation plus fidèle de la réalité, en plus de permettre un calcul de remodelage osseux plus réaliste.

La validation du modèle de la prothèse s'est effectuée expérimentalement; des essais ont été effectués sur des éprouvettes instrumentées à l'aide de jauges de déformation. Les résultats de ces essais ont d'abord été comparés à quatre options de

modélisation; puis l'effet des propriétés utilisées pour le matériau a été étudié; l'option d'éléments hexaédriques paraboliques a été choisie. L'emploi d'une valeur unique pour le module d'Young en tension et en compression alors que les propriétés réelles du matériau sont différentes a causé une divergence, notamment dans l'essai de compression. Une étape finale de comparaison de la meilleure solution retenue pour les propriétés matériau a permis de constater que nonobstant l'erreur introduite par l'utilisation d'une valeur unique de module d'Young, le matériau présente une grande variabilité dans sa réponse, attribuable à sa discontinuité surfacique. Il est donc possible d'affirmer que le modèle représente adéquatement la prothèse réelle, dans la mesure où la réponse expérimentale mesurée localement présente une plage de variabilité relativement grande et que la réponse du modèle se trouve à l'intérieur de cette plage.

L'interface os-implant est le point clé de la modélisation d'une prothèse totale de hanche non-cimentée; ce sont les paramètres de cette interface qui déterminent les micromouvements. Le modèle initial utilisait des contacts de type « collés », qui facilitent la convergence du calcul mais qui entravent le déplacement de la surface de contact et réduisent donc les micromouvements. Une étude du fonctionnement des éléments contacts a permis de déterminer que des contacts standards dont la rigidité normale et le coefficient de friction sont correctement réglés seraient plus adéquats pour la modélisation de l'interface; une recherche dans la littérature a permis de déterminer des plages de valeurs acceptables pour ces paramètres.

Le calcul du remodelage osseux a également fait l'objet d'une réévaluation après que l'interface os-implant eut été reparamétré. Après une analyse sur une version non spatiale du modèle (modèle de Huiskes), une étude de l'effet du changement d'interface sur la distribution d'énergie de déformation (qui est à la base du stimulus de remodelage osseux dans le modèle de Huiskes) a permis de constater que si un changement de la rigidité normale des contacts affectait peu les résultats, l'utilisation de contacts de type collés avait en revanche un effet, local mais marqué, sur la première itération du calcul.

Il en a donc été conclut que le calcul de remodelage osseux était tributaire de l'interface et qu'il souffrait donc d'un problème de validité attribuable à cette interface.

Suite à la démarche de validation, des modifications ont été apportées à la modélisation initiale, notamment à l'interface os-implant et à la prothèse elle-même. Ces modifications ont ensuite permis la simulation d'un scénario du pire cas pour la stabilité secondaire; ce calcul a démontré l'importance de quantifier adéquatement les trois paramètres clé du contact (cohésion, rigidité normale et coefficient de friction).

En conclusion, nombre d'études intéressantes pourraient être effectuées sur le modèle modifié; étude de l'évolution de l'interface os-implant, étude de l'effet d'une ostéointégration partielle, simulation du remodelage osseux et évaluation de la stabilité torsionnelle, notamment.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Akay, M., & Aslan, N. (1996). Numerical and experimental stress analysis of a polymeric composite hip joint prosthesis. *Journal of Biomedical Materials Research*, 31(2), 167-182.
- Akkerman, R. (2006). Laminate mechanics for balanced woven fabrics. *Composites: Part B*, 37, 108-116.
- Andrade, L. G., Awruch, A. M., & Morsch, I. B. (2007). Geometrically nonlinear analysis of laminate composite plates and shells using the eight-node hexahedral element with one-point integration. *Composite Structures*, 79(4), 571-580.
- Baleani, M., Cristofolini, L., & Toni, A. (2000). Initial stability of a new hybrid fixation hip stem: Experimental measurement of implant-bone micromotion under torsional load in comparison with cemented and cementless stems. *Journal of Biomedical Materials Research*, 50(4), 605-615.
- Baleani, M., Cristofolini, L., & Viceconti, M. (1999). Endurance testing of hip prostheses: a comparison between the load fixed in ISO 7206 standard and the physiological loads. *Clinical Biomechanics*, 14, 339-345.
- Barbero, E. J., Trovillion, J., Mayugo, J. A., & Sikkil, K. K. (2006). Finite element modeling of plain weave fabrics from photomicrograph measurements. *Composite Structures*, 73(1), 41-52.
- Beaupré, G. S., Orr, T. E., & Carter, D. R. (1990). An approach for time-dependant bone remodeling and remodeling - Theoretical development. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(5), 651-661.
- Bellini, C. M., Galbusera, F., Ceroni, R. G., & Raimondi, M. T. (2007). Loss in mechanical contact of cementless acetabular prostheses due to post-operative weight bearing: A biomechanical model. *Medical Engineering & Physics*, 29(2), 175-181.
- Bernakiewicz, M., & Viceconti, M. (2002). The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications. *Journal of Biomechanics*, 35(1), 61-67.

- Berthelot, J.-M. (1999). *Composite materials: mechanical behavior and structural analysis* (J. M. Cole, Trans.). New York: Springer-Verlag.
- Bischoff, M., & Ramm, E. (1997). Shear deformable shell elements for large strains and rotations. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 40, 4427-4449.
- Bitsakos, C., Kerner, J., Fisher, I., & Amis, A. A. (2005). The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 133-139.
- Bougherara, H., Bureau, M. N., Campbell, M., Vadean, A., & Yahia, L. H. (2007). Design of a biomimetic polymer-composite hip prosthesis. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 82A(1), 27-40.
- Bragdon, C. R., Burke, D., Lowenstein, J. D., O'Connor, D. O., Ramamurti, B., Jasty, M., et al. (1996). Differences in stiffness of the interface between a cementless porous implant and cancellous bone in vivo in dogs due to varying amounts of implant motion. *The Journal of Arthroplasty*, 11(8), 945-951.
- Brank, B., Korelc, J., & Ibrahimbegovic, A. (2002). Nonlinear shell problem formulation accounting for through-the-thickness stretching and its finite element implementation. *Computers and Structures*, 80, 699-717.
- Branson, J. J., & Goldstein, W. M. (2003). Primary total hip arthroplasty. *AORN*, 78(6), 946-969.
- Britton, J. R., Walsh, L. A., & Prendergast, P. J. (2003). Mechanical simulation of muscle loading on the proximal femur: analysis of cemented femoral component migration with and without muscle loading. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 637-646.
- Buma, P., Van Loon, P. J. M., Versleyen, H., Weinans, H., Slooff, T. J. J. H., de Groot, K., et al. (1997). Histological and biomechanical analysis of bone and interface reactions around hydroxyapatite-coated intramedullary implants of different stiffness: a pilot study on the goat. *Biomaterials*, 18(18), 1251-1260.
- Burke, D. W., O'Connor, D. O., Zalenski, E. B., Jasty, M., & Harris, W. H. (1991). Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *J Bone Joint Surg Br*, 73-B(1), 33-37.

- Campbell, M. (2006). *Fabrication de tiges fémorales en polymère compostie FC/PA12 pour les prothèses totales de hanche*. Ecole polytechnique de Montréal, Montréal.
- Campbell, M., Bougherara, H., Bureau, M. N., Denault, J., & Yahia, L. H. (2005, November 14-16). *Biomimetic Polymer Composites for Orthopaedic Implants*. Paper presented at the ASM Materials and Processes for Medical Devices, Boston MA, USA.
- Chatelet, J.-C., & Setiey, L. (2004). Comportement osseux à long terme après implantation d'un pivot fémoral totalement revêtu d'hydroxyapatite. *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur*, 90(7), 628-635.
- Claes, L., Fiedler, S., Ohnmacht, M., & Duda, G. N. (2000). Initial stability of fully and partially cemented femoral stems. *Clinical Biomechanics*, 15(10), 750-755.
- Cowin, S. C. (2001). *Bone mechanics handbook* (2nd ed.). Boca Raton, Flor.: CRC Press.
- Cristofolini, L. (1997). Critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 25(4-5), 409-483.
- Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., & Toni, A. (1996). Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics*, 29(4), 525-535.
- Dammak, M., Shirazi-Adl, A., & Zukor, D. J. (1997). Analysis of cementless implants using interface nonlinear friction--Experimental and finite element studies. *Journal of Biomechanics*, 30(2), 121-129.
- Dasilva, R. A., & Chen, J. (2003). Lateral compaction effects in braided structures. *Polymer Composites*, 24(2), 221-228.
- Dau, F., Polit, O., & Touratier, M. (2004). An efficient C1 finite element with continuity requirement for multilayered/sandwich shell structures. *Computers and Structures*, 82, 1889-1899.
- De Santis, R., Ambrosio, L., & Nicolais, L. (2000). Polymer-based composite hip prostheses. *Journal of Inorganic Biochemistry*, 79, 97-102.

- Di Sciuva, M., & Gherlone, M. (2003). A global/local third-order Hermitian displacement field with damaged interfaces and transverse extensibility: analytical formulation. *Composite Structures*, 59, 419-431.
- Draenert, K. D., Draenert, Y. L., Krauspe, R., & Bettin, D. (2005). Strain adaptive bone remodelling in total joint replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(430), 12-27.
- Dujovne, A. R., Bobyn, J. D., Krygier, J. J., Miller, J. E., & Brooks, C. E. (1993). Mechanical compatibility of noncemented hip prostheses with the human femur. *The Journal of Arthroplasty*, 8(1), 7-22.
- Egan, J. M., & Marsden, D. C. (2001). A spring network model for the analysis of load transfer and tissue reactions in intra-medullary fixation. *Clinical Biomechanics*, 16(1), 71-79.
- Ehler, V. E., & Losche, H. (1970). Biegeversuche am Menschlichen Femur. *Beitr. Orthop.*, 17(5), 857-867.
- Fares, M. E., & Youssif, Y. G. (2001). A refined equivalent single-layer model of geometrically non-linear doubly curved layered shells using mixed variational approach. *International Journal of Non-Linear Mechanics*, 36, 117-124.
- Fernandes, P. R., Folgado, J., Jacobs, C., & Pellegrini, V. (2002). A contact model with ingrowth control for bone remodelling around cementless stems. *Journal of Biomechanics*, 35(2), 167-176.
- Ganapathi, M., Patel, B. P., Polit, O., & Touratier, M. (1999). A C^1 finite element including transverse shear and torsion warping for rectangular sandwich beams. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 45, 47-75.
- Goetzen, N., Lampe, F., Nassut, R., & Morlock, M. M. (2005). Load-shift - numerical evaluation of a new design philosophy for uncemented hip prostheses. *Journal of Biomechanics*, 38, 595-604.
- Goodman, S., Aspenberg, P., Song, Y., Regula, D., Jr., Doshi, A., & Lidgren, L. (1994). Effects of intermittent micromotion versus polymer particles on tissue ingrowth: Experiment using a micromotion chamber implanted in rabbits. *Journal of Applied Biomaterials*, 5(2), 117-123.

- Goswami, S. (2006). A C^0 plate bending element with refined shear deformation theory for composite structures. *Composite Structures*, 72, 375-382.
- Gray, H., & Goss, C. M. (1973). *Anatomy of the human body* (29th American ed.). Philadelphia: Lea & Febiger.
- Harvey, E. J., Bobyn, J. D., Tanzer, M., Stackpool, G. J., Krygier, J. J., & Hacking, S. A. (1999). Effect of Flexibility of the Femoral Stem on Bone-Remodeling and Fixation of the Stem in a Canine Total Hip Arthroplasty Model without Cement. *J Bone Joint Surg Am*, 81(1), 93-107.
- Hashemi, A., Shirazi-Adl, A., & Dammak, M. (1996). Bidirectional friction study of cancellous bone-porous coated metal interface. *Journal of Biomedical Materials Research*, 33(4), 257-267.
- Hefzy, M. S., & Singh, S. P. (1997). Comparison between two techniques for modeling interface conditions in a porous coated hip endoprosthesis. *Medical Engineering & Physics*, 19(1), 50-62.
- Hoaglin, D. C., Mosteller, F., & Tukey, J. W. (1983). *Understanding robust and exploratory data analysis*. New York: John Wiley & Sons.
- Huang, Z.-M., & Ramakrishna, S. (2002). Towards automatic designing of 2D biaxial woven and braided fabric reinforced composites. *Journal of Composite Materials*, 36(13), 1541-1579.
- Hung, J.-P., Chen, J.-H., Chiang, H.-L., & Wu, J. S.-S. (2004). Computer simulation on fatigue behavior of cemented hip prostheses: a physiological model. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 76, 103-113.
- Jekabsons, N., & Bystrom, J. (2002). On the effect of stacked fabric layers on the stiffness of a woven composite. *Composites: Part B*, 33, 619-629.
- Joshi, M. G., Advani, S. G., Miller, F., & Santare, M. H. (2000). Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. *Journal of Biomechanics*, 33, 1655-1662.
- Kassi, J.-P., Heller, M. O., Stoeckle, U., Perka, C., & Duda, G. N. (2005). Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 1143-1154.

- Katoozian, H., & Davy, D. T. (2000). Effects of loading conditions and objective function on three-dimensional shape optimization of femoral components of hip endoprotheses. *Medical Engineering & Physics*, 22(4), 243-251.
- Katoozian, H., Davy, D. T., Arshi, A., & Saadati, U. (2001). Material optimization of femoral component of total hip prosthesis using fiber reinforced polymeric composites. *Medical Engineering & Physics*, 23, 503-509.
- Keaveny, T. M., & Bartel, D. L. (1995). Mechanical consequences of bone ingrowth in a hip prosthesis inserted without cement. *J Bone Joint Surg Am*, 77(6), 911-923.
- Lavernia, C., D'Apuzzo, M., Hernandez, V., & Lee, D. (2004). Thigh pain in primary total hip arthroplasty: The effects of elastic moduli. *The Journal of Arthroplasty*, 19(7, Supplement 2), 10-16.
- Leung, A. Y. T., Niu, J., Lim, C. W., & Song, K. (2003). A new unconstrained third-order plate theory for Navier solutions of symmetrically laminated plates. *Computers and Structures*, 81, 2539-2548.
- Levenston, M. E., & Carter, D. R. (1998). An energy dissipation-based model for damage stimulated bone adaptation. *Journal of Biomechanics*, 31, 579-586.
- Li, C., Granger, C., Del Schutte, H., Biggers, S. B., Kennedy, J. M., & Latour, R. A. (2002). Progressive failure analysis of laminated composite femoral prostheses for total hip arthroplasty. *Biomaterials*, 23, 4242-4262.
- Li, C., Granger, C., Del Schutte, H., Biggers, S. B., Kennedy, J. M., & Latour, R. A. (2003). Failure analysis of composite femoral components for hip arthroplasty. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 40(2), 131-146.
- Maher, S. A., Prendergast, P. J., & Lyons, C. G. (2001). Measurement of the migration of a cemented hip prosthesis in an in vitro test. *Clinical Biomechanics*, 16, 307-314.
- Mandell, J. A., Carter, D. R., Goodman, S. B., Schurman, D. J., & Beaupré, G. S. (2004). A conical-collared intramedullary stem can improve stress transfer and limit micromotions. *Clinical Biomechanics*, 19, 695-703.

- Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M., & Burstein, A. H. (1995). Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: a more realistic model. *Journal of Biomechanics*, 28(9), 1067-1078.
- Mather, B. S. (1968). Observations on the effects of static and impact loading on the human femur. *Journal of Biomechanics*, 1(4), 331-335.
- Mathias, M. J., & Tabeshfar, K. (2006). Design and development of a new acetubular cup prosthesis. *Materials Science and Engineering*, C26, 1428-1433.
- Mukherjee, D. P., & Saha, S. (1993). Application of new composite materials for total joint arthroplasty. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 3(2), 131-141.
- Nguyen, V.-T., Caron, J.-F., & Sab, K. (2005). A model for thick laminates and sandwich plates. *Composites Science and Technology*, 65, 475-489.
- Nuno, N., Groppetti, R., & Senin, N. (2006). Static coefficient of friction between stainless steel and PMMA used in cemented hip and knee implants. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 956-962.
- Orlik, J., Zhurov, A., & Middleton, J. (2003). On the secondary stability of coated cementless hip replacement: parameters that affected interface strength. *Medical Engineering & Physics*, 25(10), 825-831.
- Peng, X. Q., & Cao, J. (2005). A continuum mechanics-based non-orthogonal constitutive model for woven composite fabrics. *Composites: Part A*, 36, 859-874.
- Prendergast, P. J., Monaghan, J., & Taylor, D. (1989). Materials selection in the artificial hip joint using finite element stress analysis. *Clinical Materials*, 4(4), 361-376.
- Pröbster, L., Voigt, C. H., Fuhrmann, G., & Gross, U. M. (1994). Tensile and torsional shear strength of the bone implant interface of titanium implants in the rabbit. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 5(6), 314-319.
- Raimondi, M. T., & Pietrabissa, R. (1999). Modelling evaluation of the testing condition influence on the maximum stress induced in a hip prosthesis during ISO 7206 fatigue testing. *Medical Engineering & Physics*, 21, 353-359.

- Ramakrishna, S., Mayer, J., Wintermantel, E., & Leong, K. W. (2001). Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. *Composites Science and Technology*, 61(9), 1189-1224.
- Reddy, J. N., & Arciniega, R. A. (2004). Shear deformation plate and shell theories: from Stavvsky to present. *Mechanics of Advanced Materials and Structures*, 11, 535-582.
- Reggiani, B., Cristofolini, L., Varini, E., & Viceconti, M. (2007). Predicting the subject-specific primary stability of cementless implants during pre-operative planning: Preliminary validation of subject-specific finite-element models. *Journal of Biomechanics*, 40(11), 2552-2558.
- Sakai, R., Kanai, N., Itoman, M., & Mabuchi, K. (2006). Assessment of the fixation stiffness of some femoral stems of different designs. *Clinical Biomechanics*, 21(4), 370-378.
- Santos, H., Mota Soares, C. M., Mota Soares, C. A., & Reddy, J. N. (2005). A semi-analytical finite element model for the analysis of laminated 3D axisymmetric shells: bending, free vibration and buckling. *Composite Structures*, 71, 273-281.
- Schneider, E., Eulenberger, J., Steiner, W., Wyder, D., Friedman, R. J., & Perren, S. M. (1989). Experimental method for the in vitro testing of the initial stability of cementless hip prostheses. *Journal of Biomechanics*, 22(6-7), 735-744.
- Simoes, J. A., Monteiro, J., & Vaz, M. A. (2001). Numerical-Experimental Method for the Validation of a Controlled Stiffness Femoral Prosthesis. *Transactions of the ASME*, 123, 234-238.
- Soballe, K., Hansen, E. S., B.-Rasmussen, H., Jorgensen, P. H., & Bunger, C. (1992). Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(2), 285-299.
- Song, Y., Beaupre, G., & Goodman, S. B. (1999). Osseointegration of total hip arthroplasties: Studies in humans and animals. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 9(1-2), 77-112.
- Srinivasan, S., de Andrade, J. R., Biggers, S. B., & Latour, R. A. (1999). 3-D global/local analysis of composite hip prostheses - a model for multiscale structural analysis. *Composite Structures*, 45, 163-170.

- Srinivasan, S., de Andrade, J. R., Biggers, S. B., & Latour, R. A. (2000). Structural response and relative strength of a laminated composite hip prosthesis: effects of functional activity. *Biomaterials*, 21, 1929-1940.
- Stewart, R. W., Verijenko, V. E., & Adali, S. (1997). Analysis of the in-plane properties of hybrid glass/carbon woven fabric composites. *Composite Structures*, 39(3-4), 319-328.
- Stolk, J., Verdonchot, N., Cristofolini, L., Toni, A., & Huiskes, R. (2002). Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests. *Journal of Biomechanics*, 35, 499-510.
- Stromsoe, K., Hoiseth, A., Alho, A., & Kok, W. L. (1995). Bending strength of the femur in relation to non-invasive bone mineral assessment. *Journal of Biomechanics*, 28(7), 857-861.
- Swider, P., Pedrono, A., Mouzin, O., Soballe, K., & Bechtold, J. E. (2006). Biomechanical analysis of the shear behaviour adjacent to an axially loaded implant. *Journal of Biomechanics*, 39(10), 1873-1882.
- Taddei, F., Cristofolini, L., Martelli, S., Gill, H. S., & Viceconti, M. (2006). Subject-specific finite element models of long bones: An in vitro evaluation of the overall accuracy. *Journal of Biomechanics*, 39(13), 2457-2467.
- Tai, C.-L., Shih, C.-H., Chen, W.-P., Lee, S.-S., Liu, Y.-L., Hsieh, P.-H., et al. (2003). Finite element analysis of the cervico-trochanctic stemless femoral prosthesis. *Clinical Biomechanics*, 18, S53-S58.
- Taylor, M., Tanner, K. E., Freeman, M. A. R., & Yettram, A. L. (1995). Cancellous bone stresses surrounding the femoral component of a hip prosthesis: an elastic-plastic finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, 17(7), 544-550.
- Testi, D., Quadrani, P., Petrone, M., Zannoni, C., Fontana, F., & Viceconti, M. (2004). JIDE: a new software for computer-aided design of hip prosthesis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 75, 213-220.
- Turner, T. M., Sumner, D. R., Urban, R. M., Igloria, R., & Galante, J. O. (1997). Maintenance of Proximal Cortical Bone with Use of a Less Stiff Femoral Component in Hemiarthroplasty of the Hip without Cement. An Investigation in

a Canine Model at Six Months and Two Years. *J Bone Joint Surg Am*, 79(9), 1381-1390.

Untaroiu, C. D. (2005). *Development and validation of a finite element model of human lower limb: Including detailed geometry, physical material properties, and component validations for pedestrian injuries*. Unpublished Ph.D., University of Virginia, Virginia.

Van Rietbergen, B., Huiskes, R., Weinans, H., Sumner, D. R., Turner, T. M., & Galante, J. O. (1993). The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems. *Journal of Biomechanics*, 26(4-5), 369-382.

Vandeurzen, P., Ivens, J., & Verpoest, I. (1996a). A three-dimensional micromechanical analysis of woven-fabric composites: I. Geometric analysis. *Composites Science and Technology*, 56, 1303-1315.

Vandeurzen, P., Ivens, J., & Verpoest, I. (1996b). A three-dimensional micromechanical analysis of woven-fabric composites: II. Elastic analysis. *Composites Science and Technology*, 56, 1317-1327.

Varini, E., Lannocca, M., Bialoblocka, E., Cappello, A., & Cristofolini, L. (2006). *A device to test the primary stability in cementless hip arthroplasty through mechanical vibrations*, Torino, Italy.

Wang, F., Xu, G., & Xu, B. (2005). Predicting the shearing rigidity of woven fabrics. *Textile Research Journal*, 75(1), 30-34.

Weinans, H., Huiskes, R., & Grootenboer, H. J. (1992). The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *Journal of Biomechanics*, 25(12), 1425-1441.

Westphal, F. M., Bishop, N., Honl, M., Hille, E., Puschel, K., & Morlock, M. M. (2006). Migration and cyclic motion of a new short-stemmed hip prosthesis - a biomechanical in vitro study. *Clinical Biomechanics*, 21, 834-840.

Wilke, H. J., Seiz, R. S., Bombelli, M., Claes, L., & Dürselen, L. (1994). Biomechanical and histomorphological investigations on an isoelectric hip prosthesis after an eight month implantation period. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 5(6), 384-386.

- Xue, P., Peng, X., & Cao, J. (2003). A non-orthogonal constitutive model for characterizing woven composites. *Composites: Part A*, 34, 183-193.
- Yamada, H. (1970). *Strength of biological materials*. Huntington, New York: Robert E. Krieger Pub.
- Yildiz, H., Chang, F.-K., & Goodman, S. (1998). Composite hip prosthesis design. II. Simulation. *Journal of Biomedical Materials Research*, 39(1), 102-119.
- Zachariah, S. G., & Sanders, J. E. (2000). Finite element estimates of interface stress in the trans-tibial prosthesis using gap elements are different from those using automated contact. *Journal of Biomechanics*, 33(7), 895-899.

ANNEXE 1 : PROTOCOLE DE MOULAGE (CYLINDRES ET PROTHÈSES)

Préparation des tresses

Longueurs de tresses pour chacune des couches :

TRT-115 :

- 250 mm
- 270 mm
- 290 mm

TRT-100 : ou TRT-102 :

- | | |
|----------|----------|
| - 250 mm | - 260 mm |
| - 260 mm | - 160 mm |
| - 150 mm | - 160 mm |
| - 160 mm | |
| - 160 mm | |
| - 170 mm | |

Vessie gonflable :

- 280 mm

Enfiler les tresses de composite sur la vessie gonflable, en respectant l'ordre dans lequel elles ont été coupées. Les tresses plus courtes (demi-longueur) sont enfilées sur la partie distale de la prothèse.

Insérer le bouchon NRC-MRP-02 à l'extrémité distale de la vessie.

Moulage initial

Préchauffer la presse à 250 °C.

Couper la vessie à la bonne longueur (en s'alignant dans le moule). S'assurer que le bouchon est bien positionné et que le matériel du cou ne recouvre pas la buse (il y aurait alors blocage de la buse dans la pièce et impossibilité de la démouler sans bris). Le matériel doit dépasser le cou d'environ 1 cm pour que ce dernier soit bien formé sans qu'il y ait blocage de la buse.

S'assurer que la rondelle en acier et la buse de pression sont bien insérées dans le moule et qu'elles ne bougent pas, sans être coincées (une buse coincée est catastrophique au démoulage, puisqu'il est difficile de la retirer sans briser la vessie).

Fermer le moule en n'oubliant pas de mettre le thermocouple et en alignant les tiges de guidage le plus possible. Vu le volume occupé par le matériau à cette étape, les tiges sont hors des trous de guidage et seule la rondelle métallique de la buse aligne le moule; il est donc primordial de s'assurer que l'alignement est bon pour éviter des dommages au moule lors de la fermeture de la presse hydraulique.

Presser le moule avec une pression de suffisante pour assurer sa fermeture (13 tonnes au cadran sont suffisantes).

À 248 °C, bâtir une pression de 100 psi d'azote dans la vessie.

À 250 °C, vidanger le circuit d'air et rebâtir une nouvelle pression de 170 psi d'azote.

Maintenir cette pression pendant 5 minutes.

Refroidir à l'air et l'eau. **Lorsque la température du moule est de 130 °C vidanger le circuit d'air. Si ce dernier se vide par lui-même avant d'atteindre cette valeur, le matériau n'était pas soumis à la pression voulue lors de sa cristallisation; les conditions de consolidation adéquate n'ont donc pas été respectées.**

Ne pas retirer la vessie de la prothèse : elle est nécessaire au surmoulage du tie-layer

Démouler la prothèse fémorale à l'aide des outils de cuivre.

Enlever l'excédent de matériel à l'aide d'un couteau ou d'une scie à ruban. Un sablage final sera probablement nécessaire (Dremel à air comprimé avec tête Carbide).

Thermoformage du revêtement « tie-layer »

S'assurer que le moule a été prétraité avec un démoulant efficace.

Faire chauffer le moule jusqu'à une température de 155°C.

Placer deux rectangles de tie-layer dans les cavités du moule (partie proximale de la prothèse) ainsi qu'une prothèse prémoulée et fermer le tout, sans toutefois mettre le moule dans la presse; son propre poids est suffisant pour le thermoformage. L'utilisation de la presse pour fermer complètement le moule engendre un effet « couteau » sur les rebords et le tie-layer est alors brisé. Maintenir le tout en place pendant 5 min.

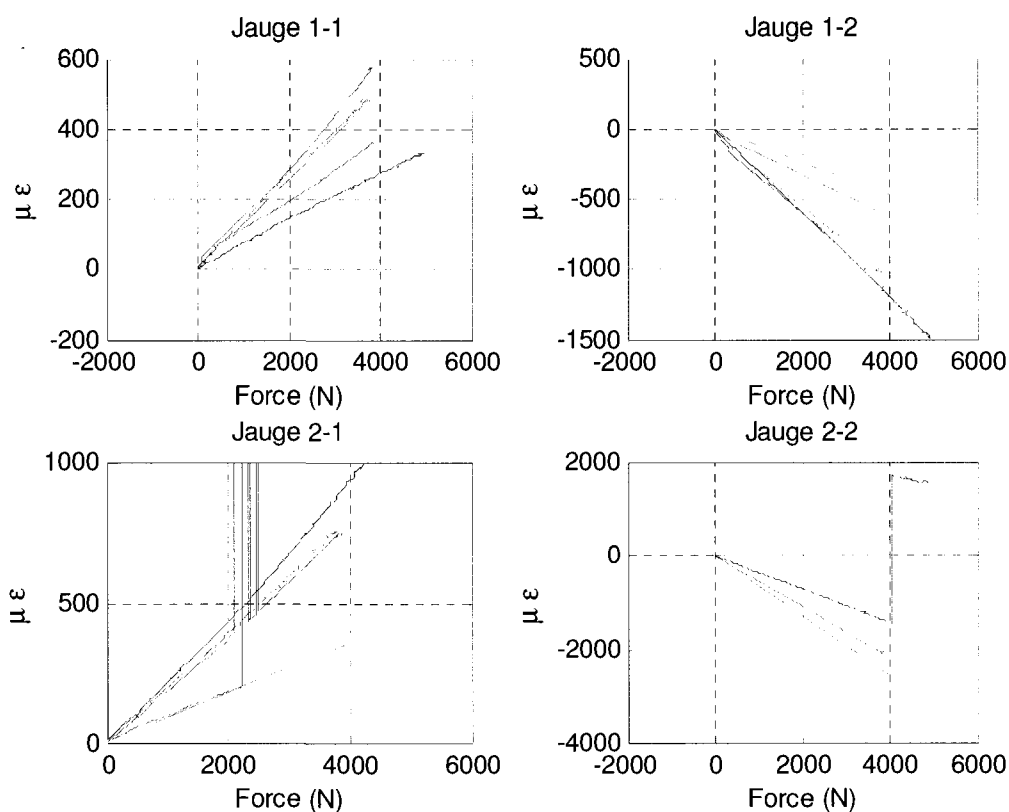
Retirer délicatement les pièces de tie-layer du moule.

Surmoulage du tie-layer

Refaire toutes les étapes du moulage avec une prothèse prémoulée et deux plaques thermoformées de tie-layer insérées dans le moule.

ANNEXE 2 : COURBES TIRÉES DES JAUGES DE DÉFORMATION

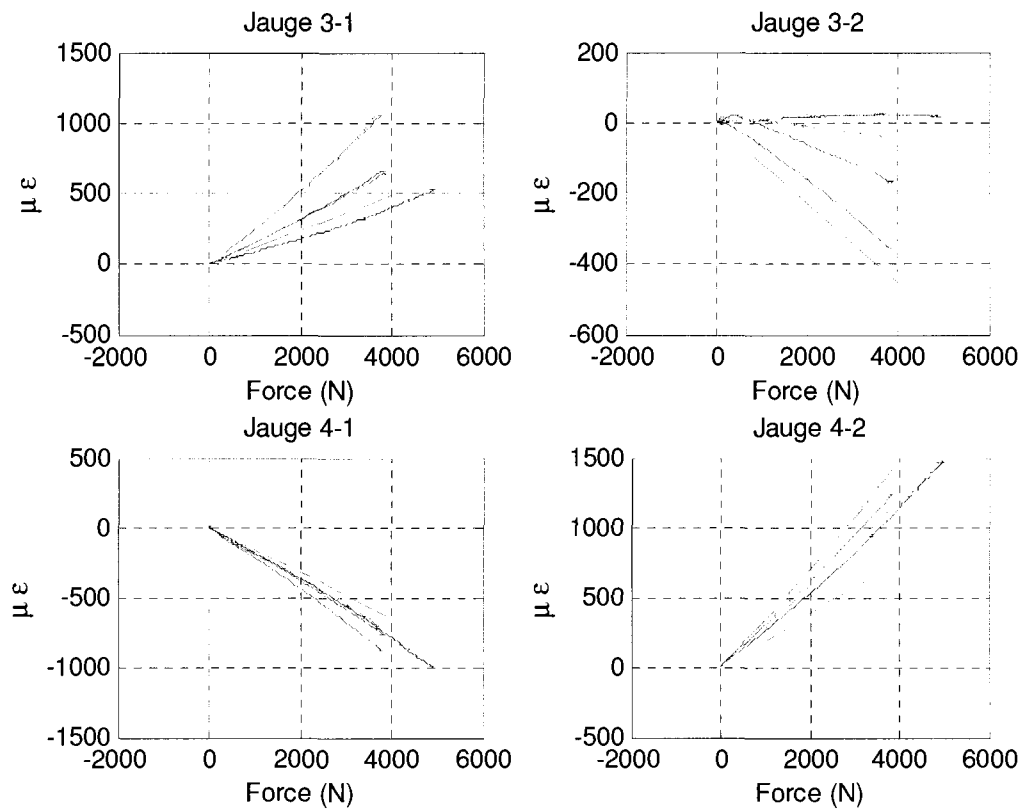
Réponses enregistrées par les jauges lors de l'essai de compression
(microdéformations vs force)



— Specimen 1 — Specimen 2 — Specimen 3 — Specimen 4

Solide 186

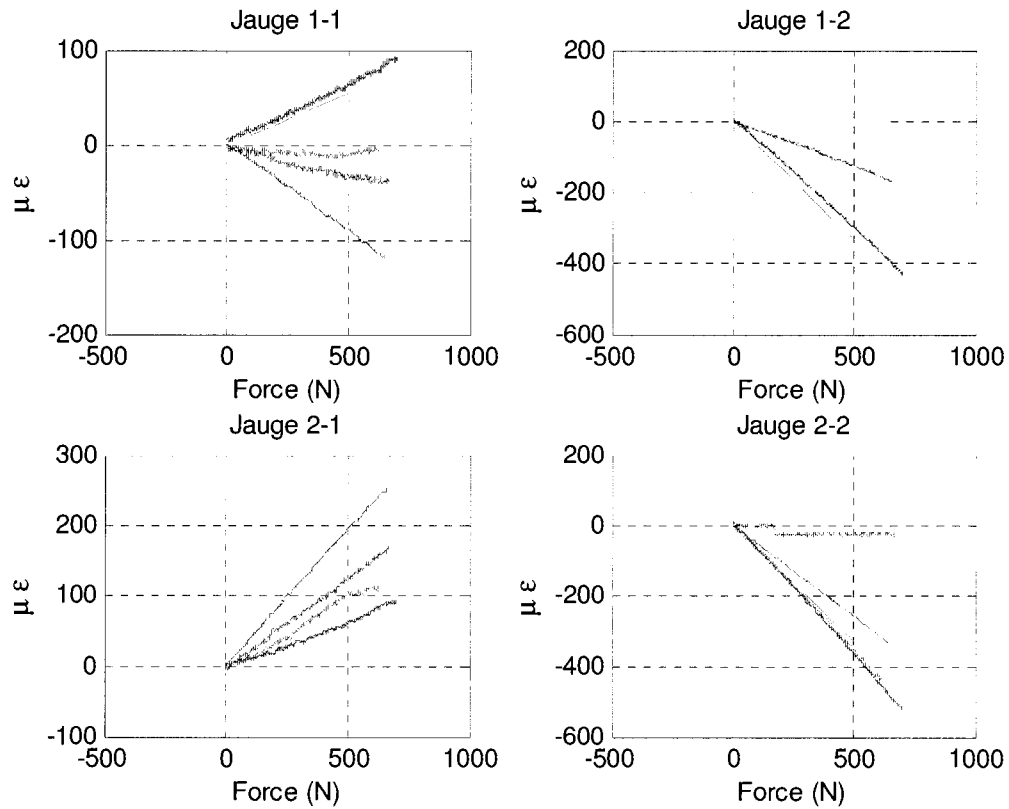
Réponses enregistrées par les jauges lors de l'essai de compression
(microdéformations vs force)



..... Specimen 1 — Specimen 2 - - - Specimen 3 - . - Specimen 4

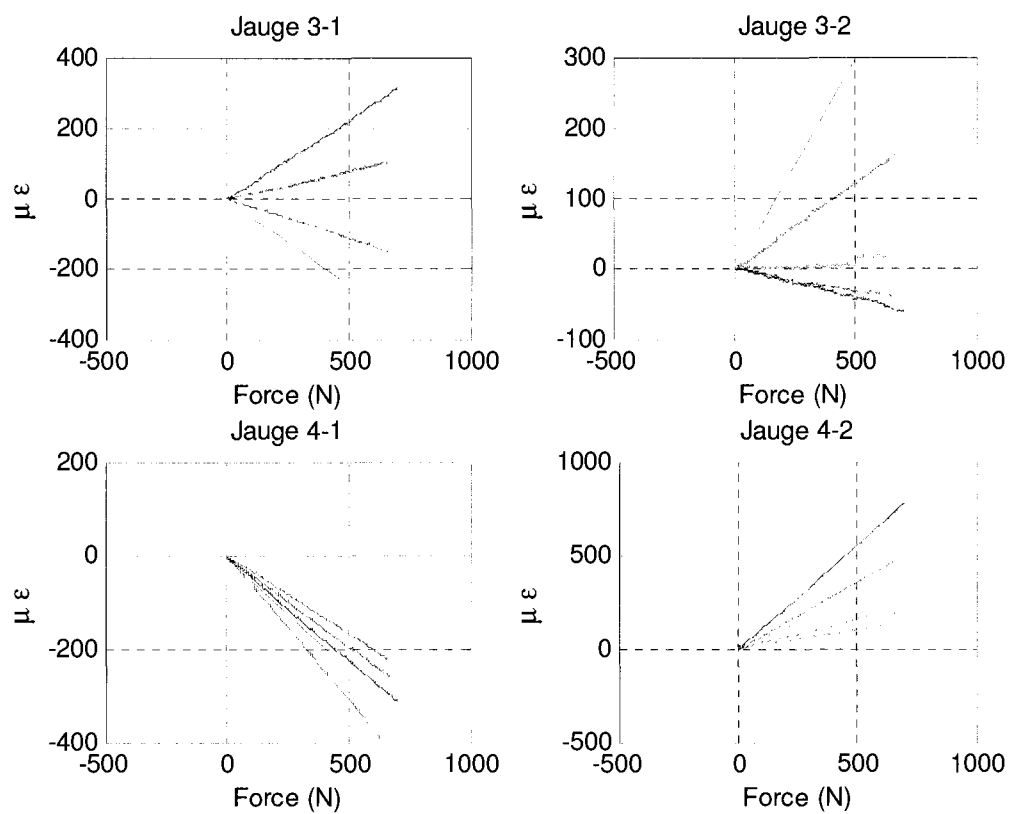
Solide 186

Réponses enregistrées par les jauges lors de l'essai de flexion sur la face latérale (microdéformations vs force)



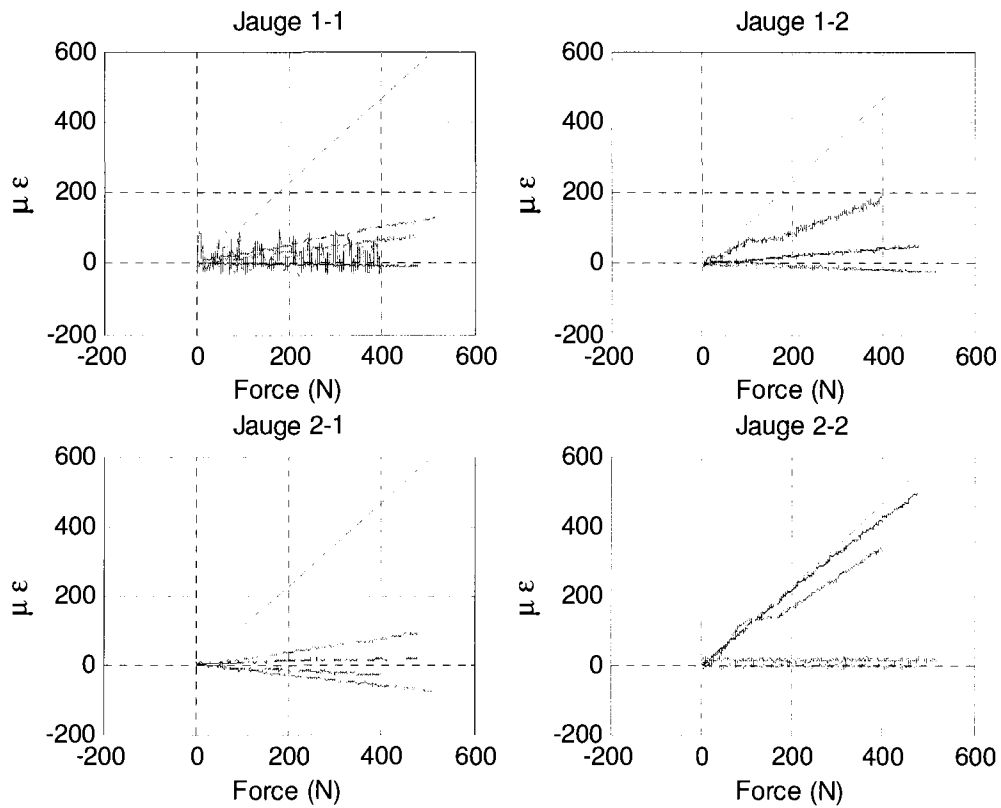
— Specimen 1 — Specimen 2 — Specimen 3 — Specimen 4 — Solide 186

**Réponses enregistrées par les jauges lors de l'essai de flexion sur la face
latérale (microdéformations vs force)**



— Specimen 1 - - - Specimen 2 . . . Specimen 3 - . - Specimen 4 Solide 186

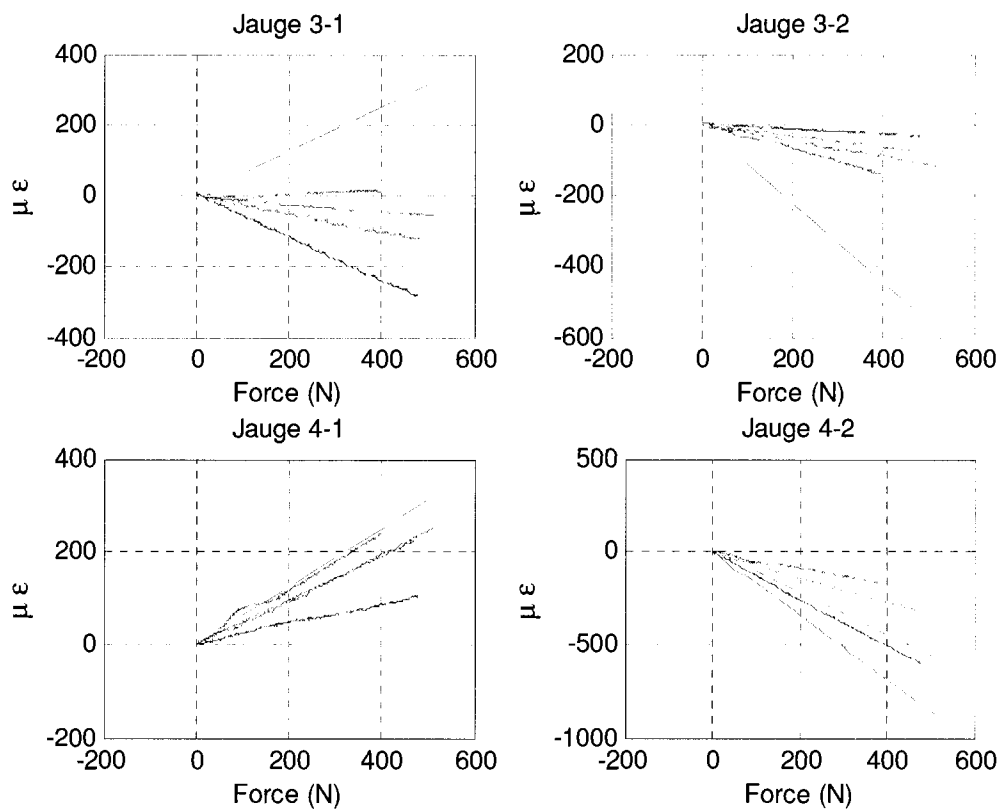
**Réponses enregistrées par les jauges lors de l'essai de flexion sur la face
médiale (microdéformations vs force)**



—— Specimen 1 - - - Specimen 2 Specimen 3 - . - Specimen 4

Solide 186

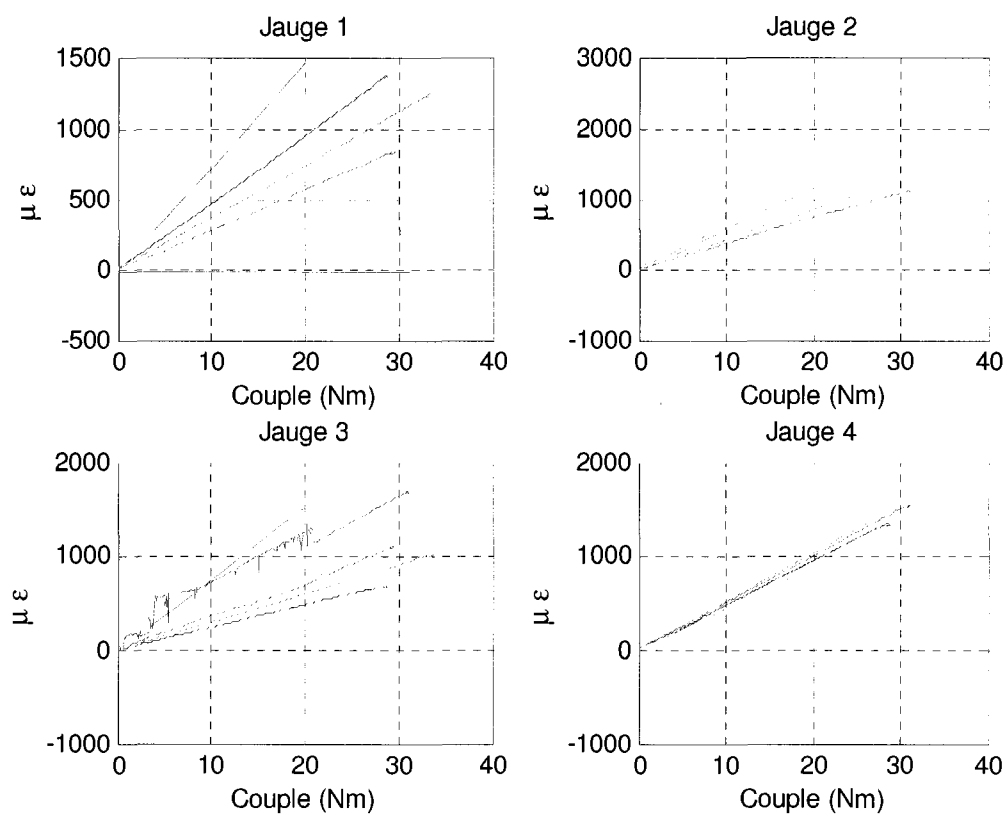
**Réponses enregistrées par les jauges lors de l'essai de flexion sur la face
médiale (microdéformations vs force)**



—— Specimen 1 - - - Specimen 2 . . . Specimen 3 - . - Specimen 4

Solide 186

**Réponses enregistrées par les jauges lors de l'essai de torsion
(microdéformations vs force)**



----- Specimen 1 ————— Specimen 2 - - - - - Specimen 3 - . - . - Specimen 4

Solide 186