

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE
M. Ing.

PAR
DOMINIC PLAMONDON

MESURE DES CONTRAINTES RÉSIDUELLES À L'INTERFACE
IMPLANT-CIMENT DES PROTHÈSES DE HANCHE CIMENTÉES

MONTRÉAL, LE 25 OCTOBRE 2005

© Tous droits réservés de Dominic Plamondon

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Natalia Nuño, directrice de mémoire
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

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

Mme Nicola Hagemester, professeur
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Renaud Winzenrieth, post-doctorat
École de technologie supérieure

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

LE 14 OCTOBRE 2005

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

MESURE DES CONTRAINTES RÉSIDUELLES À L'INTERFACE IMPLANT-CIMENT DES PROTHÈSES DE HANCHE CIMENTÉES

Dominic Plamondon

SOMMAIRE

Ce projet de recherche consiste en la mesure expérimentale directe des contraintes résiduelles dans le ciment osseux à l'interface implant-ciment d'un implant fémoral idéalisé d'une prothèse de hanche cimentée. Dans les prothèses de hanche cimentées, le ciment osseux (polyméthacrylate de méthyle) est utilisé pour former une couche intermédiaire entre l'implant et l'os afin d'assurer une bonne fixation primaire. Le ciment osseux, initialement dans un état relativement liquide, durci suite à une réaction de polymérisation impliquant un dégagement de chaleur important et entraînant des variations de volume qui résultent en la formation de contraintes résiduelles dans le ciment. Ces contraintes résiduelles jouent un rôle dans la qualité de la fixation de l'implant et jusqu'à présent, elles sont très peu documentées dans la littérature : aucune étude ne semble avoir tenté de les mesurer directement. Ainsi, un montage expérimental a été développé où une tige fémorale idéalisée est insérée à l'intérieur d'un os cylindrique rempli de ciment osseux. Une cellule de charge miniature placée à l'intérieur de la tige mesure les contraintes radiales résiduelles en compression générées par le ciment osseux via un couvercle mobile coulissant usiné avec précision. De plus, un thermocouple est collé à la surface de la tige afin de suivre l'évolution de la température en cours de polymérisation. Au total, sur les 15 essais expérimentaux considérés, dix ont permis la mesure de contraintes radiales résiduelles en compression signifiant alors que le ciment se contracte autour de la tige fémorale. Ces contraintes mesurées ont atteint une valeur maximale de 0,42 MPa en compression. Pour les cinq essais restants, des contraintes radiales en tension à l'interface tige-ciment semblent avoir été générées, mais il est impossible de déterminer leur grandeur, car le montage expérimental a été conçu pour mesurer la compression seulement.

MEASUREMENT OF THE RESIDUAL STRESSES DUE TO CEMENT POLYMERIZATION FOR CEMENTED HIP IMPLANTS

Dominic Plamondon

ABSTRACT

This research project aims at experimentally and directly quantifying bone cement residual stresses at the stem-cement interface of an idealized femoral implant of a cemented hip prosthesis. The initial fixation of a cemented hip femoral implant relies on the strength of the interface between the metallic stem, the bone cement and the adjacent bone. During polymerisation of polymethyl-methacrylate (PMMA), residual stresses caused by volumetric and thermal shrinkage (exothermic reaction) are generated in the bulk cement. However, the precise magnitude of these stresses is still not well documented and no study can be found in the literature on the direct measurement of these stresses. Therefore, the main objective of this study is to measure the residual stresses in the cement generated during polymerization at the stem-cement interface. An experiment has been developed to reproduce the *in-vivo* behaviour of an unloaded cemented hip prosthesis in order to measure directly radial residual stresses due to bone cement (PMMA) curing at the stem-cement interface. Thus, an idealized prosthesis was placed inside a synthetic bone filled with freshly prepared bone cement. A sub-miniature load cell was inserted inside the idealized stem to measure directly the radial stresses generated by the cement curing on the hip stem. In addition, a thermocouple is used to measure the temperature variation at the stem-cement interface during the polymerisation process. Maximum radial residual stresses of 0.42 MPa in compression have been measured during the experiment. In some trials, tensile radial residual stresses seem to have been generated.

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier sincèrement ma directrice de recherche, Mme Natalia Nuño, pour m'avoir permis de réaliser ma maîtrise dans le domaine du génie biomécanique. Son soutien dans les moments de découragement, sa compréhension, sa complicité, sa grande générosité et surtout sa joie de vivre ont grandement contribué à faire de ces deux années passées à la maîtrise un vrai plaisir.

Je ne peux passer outre les services et l'aide technique apportés par plusieurs employés techniques et professionnels provenant de divers départements à l'ÉTS. Alors merci à Dominique Grenier, Youri Juteau, Anthony Remington, Fernando Avendano, Patrick Sheridan, Alexandre Vigneault et plusieurs autres. Sans vous, la réalisation de ce projet aurait été sans aucun doute plus fastidieuse.

Un grand remerciement au Fonds de recherche sur la nature et les technologies (NATEQ) et à l'École de technologie supérieure pour leur soutien financier dans le cadre de ce projet de recherche.

Finalement, un merci tout spécial à mes parents, amis et à mon grand amour, Agnieszka, pour leur soutien moral et leurs encouragements dans la poursuite de mes études. Sans vous, je ne serais probablement pas où je suis maintenant. Un très gros merci tout spécial à toi Agnieszka pour avoir été si présente, compréhensive et patiente pendant toute la réalisation de ma maîtrise.

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE	I
ABSTRACT	II
REMERCIEMENTS	III
TABLE DES MATIÈRES	IV
Liste des tableaux	VIII
Liste des figures	IX
Liste des graphiques	XI
Liste des abréviations et des sigles	XII
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 L'ARTHROPLASTIE TOTALE DE LA HANCHE	4
1.1 Anatomie de l'articulation de la hanche	4
1.1.1 Anatomie descriptive de la hanche	4
1.1.2 Anatomie fonctionnelle de la hanche	5
1.2 Généralités sur l'arthroplastie totale de la hanche (ATH)	6
1.2.1 Bref historique de l'ATH	6
1.2.2 La chirurgie de l'ATH	8
1.2.3 Ampleur de l'ATH et causes principales du remplacement de la hanche	9
1.3 Description d'une prothèse totale de la hanche	11
1.3.1 Composants d'une prothèse totale de la hanche	11
1.3.2 Méthode de fixation de l'implant fémoral	12
1.3.2.1 L'implant fémoral non-cimenté	12
1.3.2.2 L'implant fémoral cimenté	13
1.4 Problématiques liées aux prothèses totales de la hanche	15
1.4.1 Taux de succès et d'échec de l'ATH	15
1.4.2 Principales causes d'échec et de révision de l'ATH	16
1.4.3 Le descellement aseptique de l'implant fémoral cimenté	17
CHAPITRE 2 COMPORTEMENT DU CIMENT OSSEUX	18
2.1 Caractéristiques générales du ciment osseux	18
2.1.1 Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA)	18
2.1.2 Constituants du ciment osseux	19
2.1.3 Méthode de préparation du ciment osseux	20
2.2 Quelques propriétés du ciment osseux	21
2.2.1 Résistance mécanique statique	22
2.2.2 Fatigue du ciment osseux	23

2.2.3	Fluage du ciment osseux.....	24
2.3	Polymérisation du ciment osseux.....	25
2.3.1	Réaction exothermique.....	26
2.3.1.1	Évolution de la température.....	26
2.3.1.2	Températures maximales atteintes.....	28
2.3.2	Taux de conversion du monomère.....	29
2.3.3	Changements dynamiques de volume.....	29
2.3.4	Formation de porosités.....	32
2.4	Contraintes résiduelles générées dans le ciment osseux.....	33
2.4.1	Études expérimentales.....	33
2.4.1.1	Mesure des contraintes pendant la polymérisation.....	34
2.4.1.2	Mesure des contraintes post-polymérisation.....	35
2.4.2	Études analytiques et numériques.....	38
2.4.3	Formation de contraintes résiduelles.....	41
2.4.4	Facteurs influençant la formation des contraintes résiduelles.....	43
2.4.5	Brève synthèse et principales lacunes des études traitant des contraintes résiduelles.....	43
2.5	Orientation du projet de recherche.....	44
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE ET MATÉRIEL EXPÉRIMENTAL.....		46
3.1	Description du montage expérimental.....	46
3.1.1	Le spécimen idéalisé d'implant fémoral.....	46
3.1.1.1	Hypothèses pour la conception des spécimens idéalisés.....	48
3.1.1.2	Tige fémorale idéalisée.....	49
3.1.1.3	Cellule de charge.....	51
3.1.1.4	Thermocouple.....	52
3.1.1.5	Os cortical idéalisé.....	53
3.1.1.6	Ciment osseux.....	54
3.1.2	L'enceinte thermique.....	54
3.1.3	Système d'acquisition de données.....	55
3.1.3.1	Traitement de signal des capteurs.....	55
3.1.3.2	Programme d'acquisition des données.....	57
3.2	Méthodologie expérimentale.....	58
3.2.1	Validation du comportement des cellules de charge.....	59
3.2.1.1	Offset des cellules de charge.....	60
3.2.1.2	Précision et stabilité des cellules de charge sous chargement connu.....	60
3.2.1.3	Effet de la variation de la température sur les cellules de charge.....	61
3.2.2	Préparation des spécimens idéalisés.....	63
3.2.2.1	Préparation de la tige métallique.....	63
3.2.2.2	Calibration des spécimens.....	64
3.2.2.3	Mesure de l'offset des spécimens.....	65
3.2.3	Choix des conditions initiales du spécimen pour l'expérience.....	66
3.2.3.1	Adhésion radiale à l'interface ciment-os.....	66
3.2.3.2	Température initiale de la tige et de l'os.....	66

3.2.4	Cimentation des spécimens idéalisés	67
3.2.4.1	Préparation du ciment osseux	67
3.2.4.2	Insertion de la tige	68
3.2.5	Mesure des contraintes résiduelles et de la température.....	68
3.2.5.1	Contraintes transitoires et température générée	68
3.2.5.2	Évolution des contraintes résiduelles	68
3.2.6	Bris des spécimens.....	68
3.3	Modèle numérique.....	69
CHAPITRE 4 RÉSULTATS.....		71
4.1	Historique et détails des expériences réalisées.....	71
4.2	Calibration des spécimens	73
4.3	Contraintes radiales transitoires mesurées	77
4.3.1	Essais fonctionnels : contraintes transitoires en compression	78
4.3.2	Essais expérimentaux non-fonctionnels.....	81
4.3.3	Mesure de la température.....	82
4.3.4	Génération de contraintes transitoires versus variation de température.....	84
4.3.4.1	Relation contraintes et température pour les essais fonctionnels.....	84
4.3.4.2	Relation contraintes et température pour les essais non-fonctionnels ...	86
4.4	Contraintes résiduelles à l'interface tige-ciment	87
4.4.1	Contraintes résiduelles radiales mesurées.....	87
4.4.2	Contraintes résiduelles ajustées selon la calibration.....	90
4.4.3	Contraintes circonférentielles correspondantes calculées avec le modèle numérique	91
CHAPITRE 5 DISCUSSION ET INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS		92
5.1	Grandeur et évolution des contraintes résiduelles	92
5.1.1	Contraintes résiduelles en fonction des conditions initiales	92
5.1.2	Grandeur des contraintes résiduelles mesurées	94
5.1.3	Relaxation des contraintes résiduelles	96
5.1.4	Contraintes circonférentielles correspondantes.....	97
5.2	Évolution des contraintes transitoires et de la température	97
5.2.1	Changement dynamique de volume et contraintes transitoires.....	98
5.2.2	Évolution des contraintes transitoires en cours de polymérisation	99
5.2.3	Évolution de la température de polymérisation.....	101
5.2.4	Effet de la température de polymérisation sur le signal de sortie des cellules de charge	102
5.3	Calibration	102
5.3.1	Erreur de mesure de la tige selon la calibration	102
5.3.2	Ajustements des contraintes résiduelles selon la calibration	103
5.4	Essais non-fonctionnels	103

5.4.1	Retour sur les contraintes mesurées lors des essais non-fonctionnels	103
5.4.2	Facteurs pouvant justifier les essais non-fonctionnels.....	104
5.5	Justification des variables expérimentales de la méthodologie	106
5.5.1	Température initiale de la tige et de l'os.....	106
5.5.2	Os synthétique versus os en aluminium	107
5.6	La vraie situation d'une prothèse fémorale cimentée.....	107
5.7	Forces et limites de l'étude	108
CONCLUSION.....		110
RECOMMANDATIONS.....		112
ANNEXES :		
1.	Tableaux comparatifs des études portant sur les contraintes résiduelles dans le ciment osseux	113
2.	Bref historique de l'évolution des essais expérimentaux	116
3.	Dessins de détails des composants des spécimens idéalisés d'implants fémoraux (modèle 2.1).....	121
4.	Résultats de la validation du comportement des cellules de charge	128
5.	Programme ansys pour le calcul des contraintes circonférentielles.....	131
6.	Graphiques des résultats des différents essais expérimentaux avec mesure de contraintes radiales résiduelles en compression (0 – 1h et 0 – 6h)	136
7.	Graphiques des résultats des différents essais expérimentaux sans mesure de contraintes radiales résiduelles en compression (0 – 1h et 0 – 6h)	146
8.	Résultats des calibrations des tiges idéalisées et ajustement des valeurs mesurées.....	152
BIBLIOGRAPHIE		158

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I	Quelques propriétés mécaniques du ciment osseux (Lewis, 1997)	23
Tableau II	Quelques résultats de l'étude analytique d'Ahmed et al. (1982b)	39
Tableau III	Détails des trois modèles de la deuxième version de tiges fabriquées	49
Tableau IV	Sensibilité des cellules de charge	52
Tableau V	Propriétés mécaniques de l'os synthétique Sawbones	53
Tableau VI	Cas de combinaison de température de la tige et de l'os	67
Tableau VII	Propriétés mécaniques des matériaux inclus dans le modèle numérique	70
Tableau VIII	Description des spécimens utilisés lors des différents essais expérimentaux	72
Tableau IX	Valeur moyenne lue lors de la calibration des tiges 2.01	76
Tableau X	Valeur moyenne lue lors de la calibration des tiges 2.1	77
Tableau XI	Mesure des contraintes radiales transitoires	80
Tableau XII	Mesure de la température à l'interface tige-ciment	83
Tableau XIII	Évolution des contraintes radiales résiduelles de 3 à 24 heures	88
Tableau XIV	Évolution des contraintes radiales résiduelles sur plusieurs jours	89
Tableau XV	Ajustement des contraintes résiduelles selon la calibration	90
Tableau XVI	Comparaison des modèles développés pour les études expérimentales ayant traité des contraintes résiduelles dans le ciment osseux	114
Tableau XVII	Comparaison des modèles développés pour les études analytiques ou numériques ayant traité des contraintes résiduelles dans le ciment osseux	115
Tableau XVIII	Offset des cellules de charge	129
Tableau XIX	Précision et stabilité des cellules de charge	129
Tableau XX	Influence de la température sur le signal de sortie	130
Tableau XXI	Ajustement des résultats pour chaque essai expérimental selon la calibration	153
Tableau XXII	Ajustement des résultats pour chaque essai expérimental selon la calibration	154

LISTE DES FIGURES

Figure 1	Anatomie des os, ligaments et surfaces articulaires de la hanche (adapté de Netter, 1997)	5
Figure 2	Vue explosée d'une prothèse totale de hanche implantée (adapté de Zimmer Canada, 2003)	9
Figure 3	Causes menant à une ATH au Canada (CIHI, 2004).....	10
Figure 4	Prothèse totale de hanche (adapté de Health Pages.org, 1997).....	11
Figure 5	Vue en coupe d'un implant fémoral non-cimenté poreux (adapté de Health Pages.org, 1997).....	13
Figure 6	Vue en coupe d'un implant fémoral cimenté (adapté de Health Pages.org, 1997).....	14
Figure 7	Pourcentage des implants cimentés non-révisés (Herberts et al., 2003)	16
Figure 8	Principales causes de révisions de l'ATH au Canada (CIHI, 2004)	17
Figure 9	Structure moléculaire du MMA et du PMMA	18
Figure 10	Composants d'un ciment osseux commercial (Biomet inc., 2004).....	19
Figure 11	Préparation du ciment (a) à la main et (b) sous vide	21
Figure 12	Présence de stries sur une fissure dans le ciment osseux (tiré de Jasty et al., 1991)	24
Figure 13	Réponse viscoélastique des polymères (a) au fluage et (b) à la relaxation des contraintes (adapté de Hertzberg, 1996).....	24
Figure 14	Relation entre les mécanismes du phénomène de polymérisation.....	26
Figure 15	Évolution de la température du ciment osseux au centre d'un moule cylindrique (Vallo, 2002).....	27
Figure 16	Stages de variation volumétrique du ciment osseux.....	30
Figure 17	Variation de volume d'un ciment osseux (a) mélangé sous vide et (b) mélangé à la main (Muller et al., 2002).....	31
Figure 18	Formation d'une pore résultant de la polymérisation (adapté de Gilbert et al., 2000).....	32
Figure 19	Schématisation du montage expérimental d'Ahmed et al. (1982a)	34
Figure 20	Schématisation du montage expérimental de Nuño et Amabili (2002)	36
Figure 21	Anneau de ciment sur un mandrin conique (Orr et al., 2003).....	37

Figure 22	Fissure générée lors de la contraction du ciment osseux (adapté de Orr et al., 2003)	37
Figure 23	Modèle numérique en couches de Lennon et Prendergast (2002)	40
Figure 24	Évolution de la température et des contraintes transitoires radiales (tiré de Ahmed et al., 1982a)	42
Figure 25	Spécimen idéalisé d'implant fémoral.....	47
Figure 26	Approximation axisymétrique d'un implant fémoral	48
Figure 27	Tige fémorale idéalisée (modèle 2.1).....	50
Figure 28	Couvercle de la tige (modèle 2.1).....	50
Figure 29	Capteur de force sub-miniature à grande stabilité.....	51
Figure 30	Enceinte thermique	54
Figure 31	Montage de traitement des signaux.....	56
Figure 32	Structure du traitement des signaux provenant des capteurs	57
Figure 33	Schématisation de la méthodologie expérimentale	59
Figure 34	Montage de stabilité.....	61
Figure 35	Pellicule appliquée sur le couvercle de la tige idéalisée.....	64
Figure 36	Chambre de pression	65
Figure 37	Modèle numérique simplifié de la section d'un spécimen	69
Figure 38	Nomenclature des essais expérimentaux.....	72
Figure 39	Illustration des trois stades de changement dynamique de volume sur l'essai expérimental D2-SEE	98
Figure 40	Évolution des contraintes transitoires (a) de l'étude de Roques et al. (2004) et (b) de l'essai D2-SEE	99
Figure 41	Schématisation de l'insertion idéale de la tige idéalisée dans l'os	105
Figure 42	Design initial de la tige idéalisée	117
Figure 43	Fluoroscopie d'une tige cimentée après la première expérience	118
Figure 44	Nouveau design de couvercle	120

LISTE DES GRAPHIQUES

Graphique 1	Courbes de calibration des tiges modèle 2.01	74
Graphique 2	Courbes de calibration des tiges modèle 2.1	74
Graphique 3	Contraintes radiales transitoires mesurées à l'interface tige-ciment (0-3h).....	79
Graphique 4	Contraintes radiales transitoires mesurées à l'interface tige-ciment (0-½h).....	79
Graphique 5	Pic de contraintes temporaires pour les différents essais.....	80
Graphique 6	Contraintes mesurées pour les essais considérés non-fonctionnels	82
Graphique 7	Temps et valeur de la température maximale atteinte	84
Graphique 8	Mesure des contraintes et de la température pour l'essai #D2-SEE	85
Graphique 9	Mesure des contraintes et de la température pour l'essai #D4-SEE	86
Graphique 10	Évolution des contraintes radiales résiduelles de 3 à 24 heures	87
Graphique 11	Évolution des contraintes radiales résiduelles sur plusieurs jours	88
Graphique 12	Courbes d'ajustement des contraintes pour les tiges 2.01	156
Graphique 13	Courbes d'ajustement des contraintes pour les tiges 2.1	157

LISTE DES ABRÉVIATIONS ET DES SIGLES

ATH	Arthroplastie totale de la hanche
MMA	Méthacrylate de méthyle
PMMA	Polyméthacrylate de méthyle
PTH	Prothèse totale de hanche
t_0	début du mélange des composants du ciment osseux
t	temps post-mélange des composants
$\sigma_{\text{résiduelle}}$	contrainte résiduelle, MPa
C	contrainte en compression
T	contrainte en tension
E	module d'Young, GPa
$P_{\text{théo}}$	pression théorique lue par le manomètre lors de la calibration, kPa
P_{lue}	pression lue par la cellule de charge lors de la calibration, kPa

INTRODUCTION

La complexité du fonctionnement du corps humain et sa capacité d'adaptation à un nombre incalculable de situations diverses en fait l'une des « machines » les plus extraordinaires et versatiles qui soit en ce monde. En revanche, cette complexité fait que le corps humain est aussi relativement fragile et n'est par conséquent pas à l'abri de certains problèmes de fonctionnement faisant suite à un traumatisme ou simplement après de nombreuses années d'utilisation plus ou moins intense. Les articulations font parties des « composants » du corps humain ayant avec le temps un fort potentiel de dysfonctionnement. À titre d'exemple, l'ostéoarthrose, une maladie dégénérative des articulations, touche une grande partie de la population âgée de plus de 60 ans et est la principale cause de remplacement de la hanche (CIHI, 2004; Herberts et al., 2003). Lorsque le patient ne peut plus supporter la douleur et que sa mobilité devient un supplice, on doit procéder à une arthroplastie totale de hanche (ATH) : l'articulation endommagée est alors remplacée par un implant artificiel. Bien que les résultats à court et moyen terme (environ 15 ans) de l'ATH soit généralement excellent, un des problèmes fondamentaux pour le succès de la longévité de l'ATH est le descellement aseptique de l'implant fémoral à long terme.

Le ciment osseux (polyméthacrylate de méthyle ou PMMA) est une résine acrylique auto-polymérisable utilisé comme agent de remplissage afin d'assurer la fixation et le transfert de charge des prothèses de hanche cimentées. La fixation de la prothèse au ciment repose uniquement sur la résistance mécanique de l'interface entre l'implant métallique et le ciment osseux, car ce dernier ne forme pas de liaison chimique avec le métal. Or, la perte de fixation de l'implant fémoral d'une prothèse cimentée de hanche est la principale cause d'échec à long terme de l'arthroplastie. La connaissance des propriétés mécaniques de l'interface implant-ciment est donc essentielle à la compréhension des mécanismes de la fixation des implants cimentés, mais ces propriétés sont loin d'être parfaitement documentées. Il est déjà connu que lors de la polymérisation du ciment, celui-ci subit des changements volumiques et des contraintes

transitoires sont alors générées à l'intérieur même de la masse de ciment (Ahmed et al., 1982a). Une fois le ciment solidifié, des contraintes résiduelles (résultant de la contraction du PMMA lors de la polymérisation) persistent (Ahmed et al., 1982a). Ces contraintes résiduelles jouent un rôle dans la fixation des implants cimentés. Toutefois, la littérature ne comporte jusqu'à présent aucune étude ayant développé une méthodologie afin de mesurer directement les contraintes résiduelles à l'interface implant-ciment pendant la polymérisation du ciment osseux. Pour prédire le comportement *in-vivo* de l'implant, le mécanisme de transfert de la charge doit être étudié. Il est essentiel de bien connaître les propriétés mécaniques à l'interface implant-ciment pour comprendre le mécanisme responsable de la perte de fixation.

L'espérance de vie des Canadiens étant plus élevée que dans le passé, les prothèses de hanche doivent par le fait même aussi pouvoir assurer une meilleure longévité. En plus d'améliorer la qualité de vie des individus, il y aurait une baisse dans les coûts reliés au système de santé. En augmentant la durée de vie du remplacement total de hanche, le nombre d'interventions chirurgicales effectuées chaque année diminuera et par le fait même, les coûts reliés à l'opération et l'hospitalisation diminueront, car un patient n'aurait pas à subir plus d'une opération.

L'objectif principal de ce travail de recherche est par conséquent d'évaluer directement, c'est-à-dire sans l'intermédiaire de modèle analytique ou numérique, les contraintes résiduelles à l'interface implant-ciment des prothèses de hanche cimentées sans chargement. Pour y arriver, un protocole expérimental permettant de mesurer directement les contraintes radiales générées lors de la polymérisation du ciment osseux et les contraintes résiduelles qui subsistent a été développé. Principalement, le développement d'un montage expérimental reproduisant de manière idéalisée un implant fémoral d'une prothèse totale de hanche cimentée sans chargement a été réalisé. Ce projet de recherche vise en particulier à quantifier certains paramètres devant être

utilisés dans les analyses numériques simulant les prothèses de hanche cimentées afin de modéliser adéquatement le contact entre l'implant et le ciment osseux.

Ce mémoire est présenté sous la forme suivante. Tout d'abord, une revue exhaustive de la littérature a été effectuée afin de bien cerner la problématique relative au projet de recherche ainsi que les divers phénomènes associés. Cette revue est divisée en deux grandes parties : la première concerne les généralités sur l'ATH et la seconde s'intéresse plus spécifiquement au ciment osseux. Une fois cette revue de la littérature complétée et les objectifs clairement définis, le matériel ainsi que la méthodologie expérimentale sont clairement décrits. Les résultats des expériences sont ensuite présentés et une discussion, en lien avec la revue de la littérature et les résultats préalablement présentés, s'en suit. Finalement, la conclusion de ce travail de recherche est posée et des recommandations pour des travaux futurs sont proposées.

CHAPITRE 1

L'ARTHROPLASTIE TOTALE DE LA HANCHE

1.1 Anatomie de l'articulation de la hanche

Ce travail de recherche est relié aux prothèses de hanche. Cependant, la nature du présent travail est plutôt mécanique et ce dernier est indépendant de la configuration de l'articulation de la hanche. Toutefois, en guise d'introduction à la problématique, une simple et brève description de l'anatomie de l'articulation de la hanche est présentée dans la section suivante.

1.1.1 Anatomie descriptive de la hanche

L'articulation de la hanche, souvent appelée articulation coxo-fémorale, établit la connexion entre le membre inférieur et la ceinture pelvienne. C'est une articulation synoviale robuste et stable appartenant à la catégorie des articulations sphéroïdes (ou énarthroses). Elle est principalement composée de la tête fémorale, située sur la partie proximale du fémur, ainsi que de la cavité acétabulaire (ou acétabulum) de l'os coxal. La tête sphérique du fémur s'articule dans l'acétabulum ayant une forme concave sphérique. La tête fémorale et le fond de l'acétabulum sont recouverts presque en entier de cartilage. Les moyens d'union des deux surfaces articulaires sont constitués d'une capsule fibreuse entourée et renforcée à plusieurs endroits par les trois ligaments de l'articulation. La figure 1 illustre l'articulation de la hanche en vue latérale.

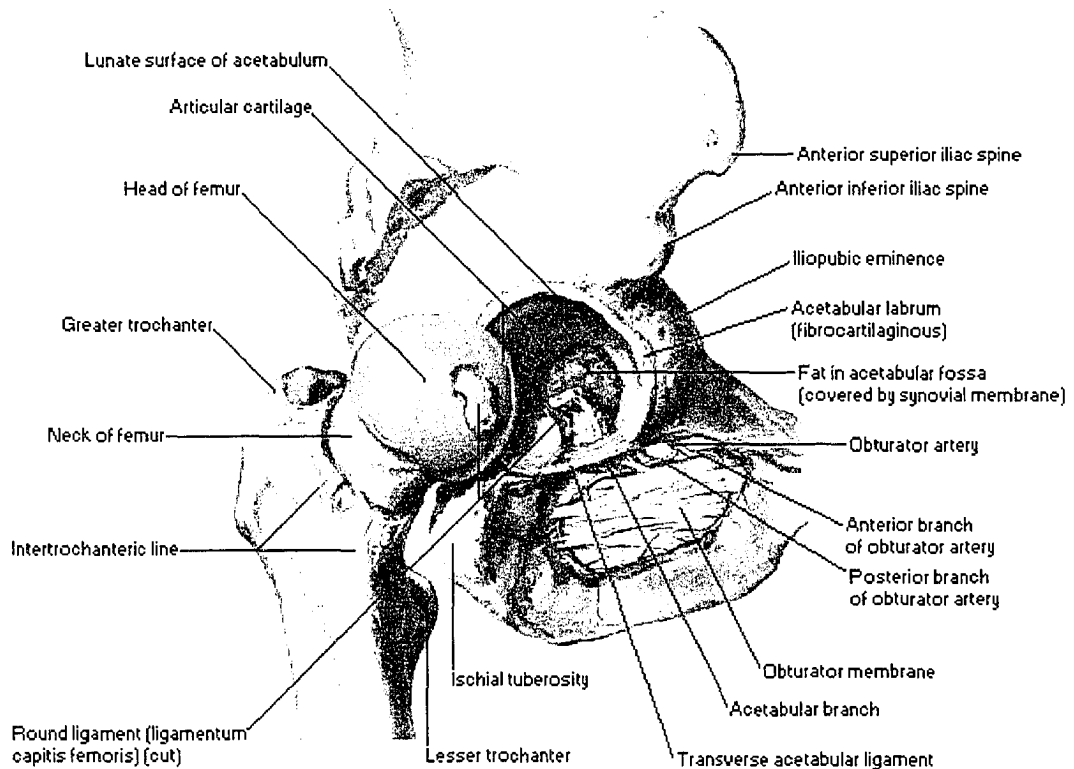


Figure 1 – Anatomie des os, ligaments et surfaces articulaires de la hanche¹
(adapté de Netter, 1997)

1.1.2 Anatomie fonctionnelle de la hanche

L'articulation de la hanche possède trois degrés de liberté en rotation : la flexion et l'extension (plan sagittal), l'abduction et l'adduction (plan frontal) ainsi que la rotation latérale et médiale. Les divers muscles de l'articulation, agissant seuls ou en groupes, permettent l'ensemble de ces mouvements. La construction de l'articulation de la hanche permet une grande amplitude de mouvement requise pour l'accomplissement des activités quotidiennes telles que marcher, s'asseoir, monter des escaliers et s'accroupir (Nordin & Frankel, 2001).

¹ Le ligament de la tête fémorale (round ligament) a été sectionné et la tête du fémur est sortie de l'acétabulum afin de mieux représenter les surfaces articulaires.

Les forces supportées par cette articulation sont plutôt importantes et l'analyse de ces dernières ne dépend pas seulement de la structure (squelette), mais aussi de l'activité des muscles environnants. Ainsi, lorsqu'un individu se tient simplement debout sur ses deux jambes, les forces de contact dans l'articulation de la hanche peuvent atteindre jusqu'à 190% du poids du corps (Bergmann et al., 2001). Les charges appliquées sur l'articulation de la hanche pour une activité de marche normale atteignent environ 2,38 fois le poids du corps. Lorsqu'un individu monte et descend des escaliers, les forces de contacts dans la hanche sont d'environ 2,5 et 2,6 fois le poids du corps respectivement (Bergmann et al., 2001).

1.2 Généralités sur l'arthroplastie totale de la hanche (ATH)

Bien que l'articulation de la hanche soit l'une des plus grosses et des plus stables parmi l'ensemble des articulations du corps humain (Nordin & Frankel, 2001), il n'en demeure pas moins que cette dernière est susceptible de s'abîmer avec le temps ou suite à un trauma. L'arthroplastie totale de la hanche (ATH) constitue en le remplacement de l'articulation endommagée par un implant artificiel constitué d'une partie fémorale et d'une autre sur le bassin (tel que décrit subséquemment à la section 1.3.1). Le grand avantage de ce type d'intervention est que dans la grande majorité des cas, le patient ne ressent plus de douleur et retrouve une certaine mobilité après seulement quelques mois, ce qui est primordial lorsqu'il est question du niveau de confort et de la qualité de vie. De nos jours, l'ATH est l'une des opérations chirurgicales les plus pratiquées en orthopédie (CIHI, 2004; Herberts et al., 2003).

1.2.1 Bref historique de l'ATH

Ce bref résumé historique fait ressortir les grands points de l'évolution du remplacement de la hanche. Un siècle avant même les premières arthroplasties, les chirurgiens essayaient déjà de trouver des solutions pour traiter avec succès l'arthrite. Une chose était sûre, c'est que les patients atteints de cette maladie devaient être opérés afin

d'éliminer leur douleur et de redonner la mobilité à leurs articulations. Plusieurs essais ont été tentés, mais malheureusement tous furent confrontés à un échec.

En 1925, un chirurgien de Boston, le docteur Smith-Peterson, a moulé une pièce de verre ayant la forme d'une sphère creuse s'adaptant sur la tête fémorale de l'articulation de la hanche. Toutefois, le verre ne résistait pas aux forces générées lors de la marche. Une amélioration importante a été apportée en 1936 lorsque des scientifiques ont créé un alliage à base de cobalt-chrome. Cet alliage ayant une résistance mécanique élevée et une excellente résistance à la corrosion est encore utilisé de nos jours dans la fabrication de prothèses. Dès 1938, les frères Judet, docteurs, ont tenté d'utiliser un matériau acrylique pour remplacer les surfaces arthritiques. Dans les années 1950, Frederick R. Thompson et Austin T. Moore ont développé individuellement une prothèse pour le remplacement complet de la tête fémorale seulement. Il était alors possible de traiter certains types de fractures de la hanche en plus de l'arthrite. Toutefois, les succès de ce type de prothèse demeuraient aléatoires et l'acétabulum se détériorait (Utah Hip and Knee Center, 2004).

En 1958, le docteur John Charnley s'est attaqué au remplacement de l'acétabulum par un implant de téflon, puis suite à un insuccès, il utilisa le polyéthylène qui fonctionna beaucoup mieux. C'était alors la naissance de l'arthroplastie à faible friction. Afin d'obtenir une bonne fixation de ce réceptacle de polyéthylène et aussi de l'implant fémoral, le docteur Charnley emprunta le ciment osseux des dentistes. Ce concept, dans son ensemble, a dès lors révolutionné le remplacement total de la hanche. Depuis ce temps, plusieurs améliorations ont été apportées au design initial de Charnley et les techniques de cimentation sont devenues significativement meilleures (Utah Hip and Knee Center, 2004).

Ainsi, d'autres designs de tiges fémorales, non-cimentées cette fois-ci, ont été introduits dans les années 1970 et début de 1980 afin d'essayer d'éviter les descellements et la destruction osseuse qui étaient observés avec la technique cimentée. Ces designs sont généralement basés sur l'application des matériaux poreux permettant la croissance osseuse (Macari et al., 2003).

Depuis ce temps, diverses études ont tenté d'optimiser les prothèses au niveau de la géométrie, des matériaux utilisés, des modes de fixations et des techniques d'implantation. Par conséquent, il existe présentement une panoplie de différentes prothèses de hanche disponibles sur le marché, tous supposément meilleures les unes par rapport aux autres. Cependant, l'allure globale des prothèses totales de hanche n'a subit en général que peu de changements majeurs.

1.2.2 La chirurgie de l'ATH

Afin de recevoir sa « nouvelle hanche », le patient doit bien évidemment passer sur la table d'opération et sous le bistouri. Voici donc un bref aperçu des grandes étapes réalisées par le chirurgien et son équipe lors de l'arthroplastie totale de la hanche (ATH). Si aucune complication ne se présente, l'opération complète se déroule pendant une période d'environ 90 minutes.

Tout d'abord, le patient sous anesthésie est amené en salle d'opération. Le chirurgien pratique minutieusement une incision dans la partie supérieure et latérale de la cuisse, près de l'articulation de la hanche. Quelques mesures au niveau de l'articulation sont prises et la tête fémorale est ensuite disloquée manuellement de l'acétabulum. La tête ainsi que le col du fémur sont alors retirés après avoir été sciés du reste du fémur. Par la suite, à l'aide de fraises ayant une forme demi-sphérique, le chirurgien procède à la préparation de la cavité acétabulaire afin de mettre en place le nouveau cotyle (section 1.3.1). Suite à cela, l'intérieur du fémur (moelle et os spongieux) est en quelque sorte « raclé » selon la longueur et la forme nécessaire permettant alors l'introduction de la

tige fémorale (section 1.3.1). Ensuite, le chirurgien procède à quelques vérifications et mesures ayant pour but d'ajuster le mieux possible la prothèse à la morphologie du patient avant de mettre en place la sphère de la tige fémorale. Finalement, l'articulation de la hanche est replacée dans sa position normale et l'incision pratiquée sur la cuisse est refermée. La figure 2 illustre une prothèse totale de hanche implantée dans le squelette humain.

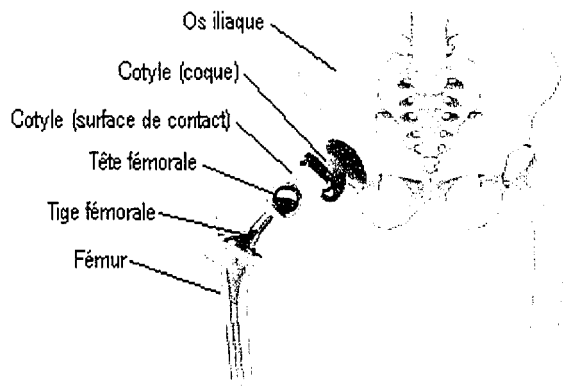


Figure 2 – Vue explosée d'une prothèse totale de hanche implantée
(adapté de Zimmer Canada, 2003)

1.2.3 Ampleur de l'ATH et causes principales du remplacement de la hanche

L'ATH est l'une des interventions les plus largement pratiquées en orthopédie après l'arthroplastie totale du genou. À titre indicatif, quelques 20 000 prothèses de hanche sont implantées annuellement au Canada (2001-2002) et ce nombre atteint les 200 000 aux États-Unis (CIHI, 2004; Sinha et al., 2004).

L'ATH est essentiellement effectuée à la suite de la présence d'arthrose dégénérative, d'une fracture du col fémoral, d'une malformation congénitale ou de tout autre problème s'y rattachant. Toutefois, l'arthrose dégénérative demeure de loin la principale cause menant au remplacement de l'articulation de la hanche et ce au Canada comme partout ailleurs dans le monde (figure 3). L'ostéoarthrose de l'articulation coxo-fémorale (ou

coxarthrose) est une cause fréquente d'invalidité se caractérisant par de la douleur, de l'œdème, une limitation des mouvements et une érosion des cartilages articulaires (Moore & Dalley, 2001). Elle est commune chez les gens âgés et affecte habituellement les articulations qui supportent le poids du corps comme les hanches et les genoux.

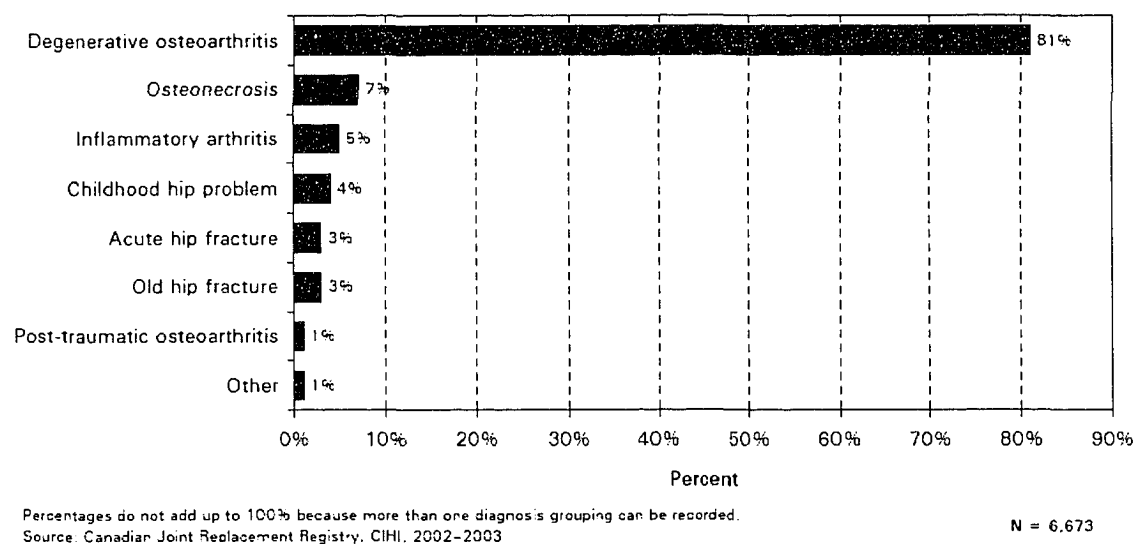


Figure 3 – Causes menant à une ATH au Canada (CIHI, 2004)

Étant donné que l'arthrose dégénérative constitue la principale cause du remplacement de la hanche, il va de soi que la majorité des ATH sont pratiquées sur des patients plutôt âgés. En effet, selon le registre canadien des remplacements articulaires (RCRA), 66% des remplacements de la hanche sont pratiqués sur des patients ayant 65 ans et plus (CIHI, 2004). De plus, avec le vieillissement de la population, le nombre d'ATH est fortement susceptible d'augmenter au cours des prochaines années. Cette tendance se fait déjà sentir, car le nombre d'ATH a augmenté de 19% au pays par rapport aux données antérieures d'il y a sept ans (CIHI, 2004).

1.3 Description d'une prothèse totale de la hanche

Lorsque l'articulation de la hanche n'est plus fonctionnelle, celle-ci est remplacée par une prothèse totale de hanche. La principale fonction de la prothèse est par conséquent de redonner à la hanche sa pleine mobilité.

1.3.1 Composants d'une prothèse totale de la hanche

Une prothèse totale de hanche est principalement constituée de trois composants, soit une tige fémorale sur laquelle est montée la tête fémorale s'articulant avec le cotyle (figure 4). L'implant fémoral est inséré à l'intérieur de la cavité médullaire du fémur tandis que le cotyle est implanté dans l'acétabulum de l'os coxal.

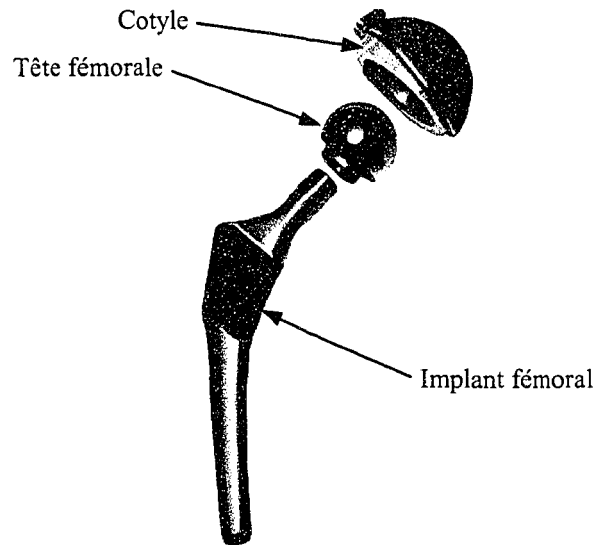


Figure 4 – Prothèse totale de hanche
(adapté de Health Pages.org, 1997)

Les matériaux utilisés dans la fabrication de ces prothèses sont principalement constitués d'alliages métalliques, de céramiques et de polymères spécialement développés pour les besoins médicaux. Bien sûr, une des qualités premières de ces matériaux est qu'ils doivent être tolérés par l'organisme : on parle alors de biocompatibilité. Les composants

articulaires, à savoir les surfaces articulaires qui entrent en contact direct les unes avec les autres, sont souvent constitués d'une tête en céramique ou en métal s'articulant avec le cotyle en polyéthylène à haute densité (UHMWPE), en céramique ou en métal. Présentement, il existe une panoplie de modèles de prothèses de hanche disponible sur le marché et la question à savoir quel est le meilleur modèle suscite encore de vifs débats. Généralement, le choix du modèle à implanter revient au chirurgien et chacun retient le modèle qu'il pense être le meilleur ou simplement le modèle pour lequel il a reçu la formation appropriée.

1.3.2 Méthode de fixation de l'implant fémoral

Les implants fémoraux peuvent généralement être classés en deux grandes catégories selon leur méthode de fixation, soit les implants cimentés et non-cimentés.

1.3.2.1 L'implant fémoral non-cimenté

L'implant fémoral non-cimenté est habituellement utilisé chez de jeunes patients actifs et/ou chez des patients ayant une densité osseuse à peu près normale. L'implant fémoral de ces prothèses est installé directement dans la cavité médullaire étroite du fémur, ce qui ne crée qu'une seule interface entre l'implant et l'os (figure 5). Afin d'obtenir une stabilité initiale adéquate, l'implant non-cimenté doit être placé en contact avec de l'os pour le supporter de façon rigide.

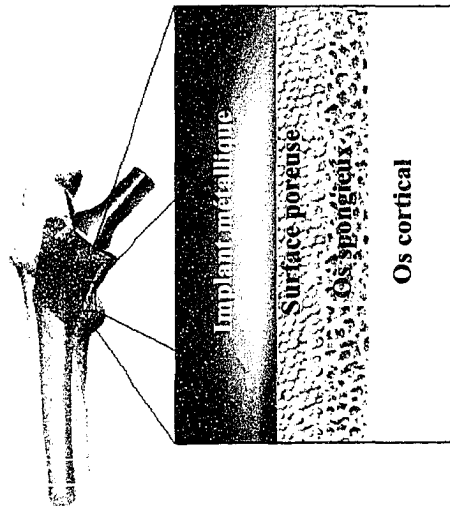


Figure 5 – Vue en coupe d'un implant fémoral non-cimenté poreux
(adapté de Health Pages.org, 1997)

Les implants non-cimentés peuvent être classifiés selon qu'ils soient maintenus par simple interférence (« press-fit »), par croissance osseuse sur la surface poreuse de l'implant ou par adhésion chimique à l'aide d'un recouvrement minéral de la surface de l'implant (J. B. Park, 2003).

1.3.2.2 L'implant fémoral cimenté

Les prothèses cimentées sont habituellement implantées chez des patients plutôt âgés (généralement 65 ans et plus) ayant une densité osseuse plus faible ou des os en mauvais état et ne pouvant pas tolérer une longue réhabilitation (Stone et al., 1989). Un des principaux avantages de la fixation cimentée est l'excellence de la stabilité primaire. Cette dernière permet, après quelques jours suivant l'intervention, au patient de pouvoir supporter le poids de son corps et de bénéficier très rapidement d'une certaine mobilité comparativement aux implants dépendant d'une intégration osseuse où une période de convalescence de plusieurs semaines est nécessaire (S. H. Park et al., 2003).

Dans les prothèses de hanche cimentées, le ciment osseux remplit tout l'espace compris entre l'os et l'implant fémoral inséré dans la cavité médullaire du fémur (figure 6) et permet ainsi un ancrage de la prothèse. La fonction principale du ciment osseux est de transférer de façon uniforme la charge de l'implant vers l'os hôte ainsi que de fournir une bonne stabilité primaire de l'implant.

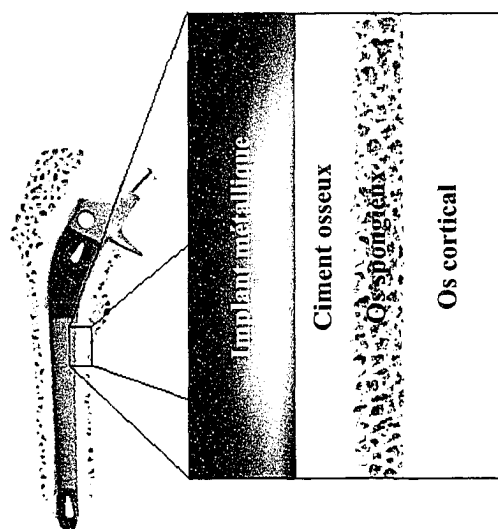


Figure 6 – Vue en coupe d'un implant fémoral cimenté
(adapté de Health Pages.org, 1997)

Comme il est possible de le constater sur la figure 6, deux interfaces sont créées avec ce type de prothèse soit l'interface implant-ciment et ciment-os. L'implant fémoral est lié au ciment osseux uniquement grâce à la fixation mécanique de l'interface. La surface de l'implant est soit lisse, afin de profiter de l'enfoncement de la prothèse dans le ciment, ou rugueuse afin d'augmenter l'adhérence entre le métal et le ciment. Toutefois, la question à savoir quel mécanisme de fixation de l'implant au ciment est le meilleur pour assurer la stabilité de l'implant est encore controversée (S. H. Park et al., 2003).

1.4 Problématiques reliées aux prothèses totales de la hanche

Les prothèses totales de hanche ont connu une longue histoire couronnée de succès (Roques et al., 2004). En effet, dans la majorité des cas, elles remplissent entièrement leur fonction en redonnant la mobilité à l'articulation tout en éliminant la douleur. Toutefois, plusieurs problèmes ont tendance à apparaître plusieurs années après l'arthroplastie primaire. De plus, le nombre d'ATH ne cesse d'augmenter puisque l'espérance de vie est plus élevée qu'auparavant et par conséquent, le nombre de révision ne cesse d'augmenter et ce même si le taux de révisions est relativement faible.

1.4.1 Taux de succès et d'échec de l'ATH

Les résultats à court et moyen termes de l'ATH sont généralement excellents. Selon le *Swedish National Hip Arthroplasty Register* (Herberts et al., 2003) qui recense les cas d'ATH depuis 1979 en Suède, le taux de succès a atteint en 2002 les 92,8% jusqu'à 10 ans post-opératoirement, c'est-à-dire pour les individus ayant subi une ATH en 1992. Ceci représente une amélioration par rapport aux données de 1989 où le taux de succès était d'environ 90% après 10 ans post-opératoirement (1979-1989). Toutefois, les résultats à long terme de l'ATH sont tout de même moins satisfaisants. En effet, selon la même source, en 2002 le taux de succès diminue à environ 75% pour les ATH primaires ayant été effectué il y a 23 ans (donc 1979). Si l'on considère seulement les implants cimentés, les statistiques sont quelque peu meilleures que les implants non-cimentés avec un taux d'échec d'environ 6% et 23% respectivement à 10 et 23 ans post-opératoirement pour l'année 2002 (figure 7).

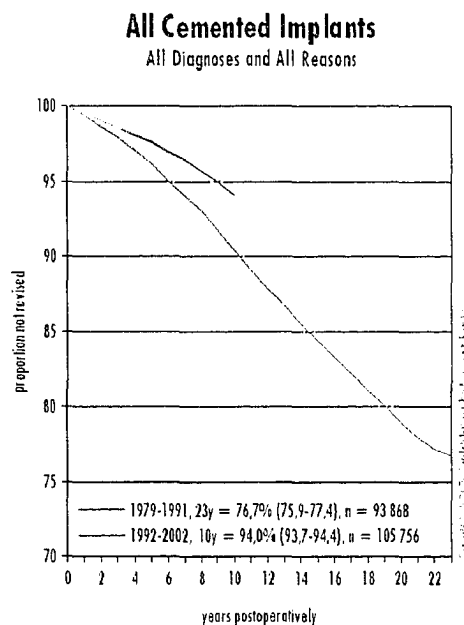


Figure 7 – Pourcentage des implants cimentés non-révisés
(Herberts et al., 2003)

1.4.2 Principales causes d'échec et de révision de l'ATH

La figure 8 indique le pourcentage des principales causes de révision et par conséquent d'échec des ATH au Canada. Pour l'année 2003-2003 au Canada, 55% des révisions réalisées font suite à des problèmes liés au descellement aseptique (CIHI, 2004). Cette tendance est encore plus marquée en Suède où selon le *Swedish National Hip Arthroplasty Register* (Herberts et al., 2003), la cause la plus fréquente de révision de l'ATH est de loin le descellement aseptique avec 74,2% de toutes les révisions réalisées de 1979 à 2002.

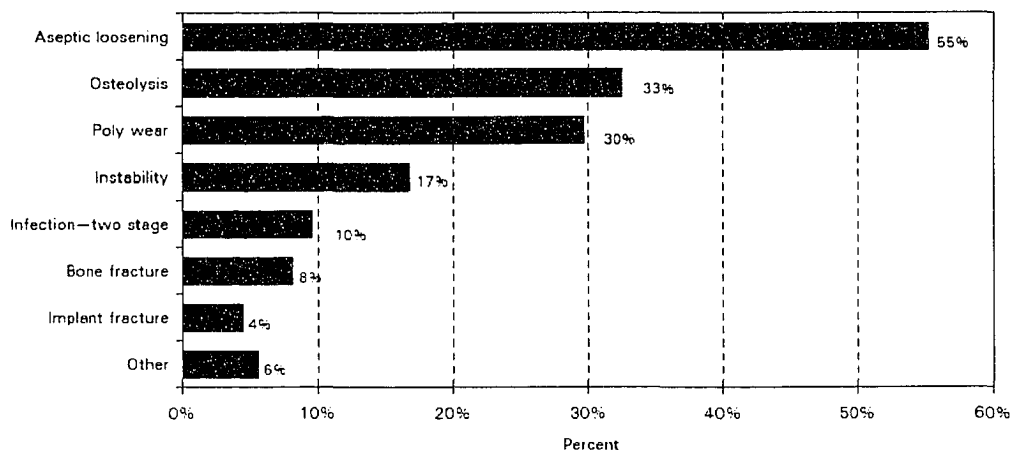


Figure 8 – Principales causes de révisions de l'ATH au Canada (CIHI, 2004)

1.4.3 Le descellement aseptique de l'implant fémoral cimenté

Le descellement aseptique de l'implant fémoral n'est pas d'origine infectieuse et il se traduit par une diminution suivie d'une perte de fixation et de stabilité de l'implant dans son milieu hôte. Le descellement est en réalité un processus de fatigue relativement stable et une période de temps importante est généralement nécessaire pour en arriver au descellement complet de l'implant (Verdonschot & Huiskes, 1997). Les causes du descellement sont quant à elles multifactorielles : elles se composent de nombreux procédés biologiques et mécaniques opérant simultanément (McCormack et al., 1999).

Cette problématique est l'obstacle principal limitant la longévité de la prothèse totale de hanche. Dans le cas des implants fémoraux cimentés, le descellement peut survenir à n'importe laquelle des deux interfaces : implant-ciment ou ciment-os (S. H. Park et al., 2003). Selon certains, l'initiation de la perte de fixation de l'implant fémoral serait causée par la séparation de l'interface implant-ciment et l'accumulation de dommage dans le ciment osseux (Jasty et al., 1991; Lennon & Prendergast, 2002; Orr et al., 2003). Le ciment osseux est le maillon faible de la prothèse cimentée et la compréhension du processus de descellement passe donc en partie par la compréhension du comportement du ciment osseux.

CHAPITRE 2

COMPORTEMENT DU CIMENT OSSEUX

2.1 Caractéristiques générales du ciment osseux

Le ciment osseux est une résine acrylique, plus précisément un polyméthacrylate de méthyle (PMMA), auto-polymérisable utilisé largement en orthopédie depuis les années 1960. Bien qu'il soit employé depuis relativement longtemps, il n'en demeure pas moins que ses caractéristiques ne sont pas toujours bien comprises par la communauté scientifique. Ce chapitre traite donc de différents aspects du comportement du ciment osseux relatés dans la littérature, avec comme objectif ultime la compréhension de la formation des contraintes résiduelles.

2.1.1 Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA)

Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA), qui est plus souvent connu sous le nom commercial Plexiglas[®], est un polymère thermoplastique amorphe. Le PMMA, est obtenu lors de la polymérisation par addition du monomère de méthacrylate de méthyle (MMA) grâce à l'ouverture de la double liaison de l'atome de carbone contenu à l'intérieur (Dorlot et al., 1999). La figure 9 représente la structure moléculaire de l'unité fondamentale de la résine de PMMA.

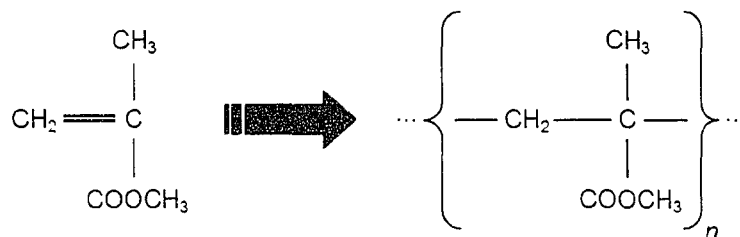


Figure 9 – Structure moléculaire du MMA et du PMMA

Le PMMA possède une température de transition vitreuse (T_g) avoisinant les 105°C ainsi qu'une densité pouvant varier de 1,15 à 1,195 g/cm³ (Lee et al., 2003). Généralement, le PMMA est reconnu pour ses très bonnes propriétés optiques (indice de réfraction élevé et excellente transparence) ainsi que pour sa grande inertie chimique qui lui procure par conséquence une excellente biocompatibilité; ce dernier avantage est plus que considérable pour des applications médicales (Burdaïron, 1981; Lee et al., 2003). De plus, les propriétés mécaniques du PMMA étant très bonnes (bien sûr en tant que polymère thermoplastique) ce matériau est tout désigné pour être utilisé comme agent de fixation des prothèses de hanche cimentées. Aussi, tout comme la grande majorité des polymères, le PMMA présente un comportement viscoélastique; son module d'élasticité est alors fonction entre autre de la durée du maintien de la contrainte (Dorlot et al., 1999).

2.1.2 Constituants du ciment osseux

Les ciments osseux commerciaux disponibles sur le marché sont constitués à la base de deux composants, soit un sachet de poudre et une fiole de liquide (figure 10). Lors de l'opération de l'ATH, ces deux composants sont mélangés ensemble selon un protocole propre à chaque fabricant et lorsque le mélange est dans un état toujours manipulable (relativement liquide), il est transféré dans la cavité préalablement créée dans l'os.

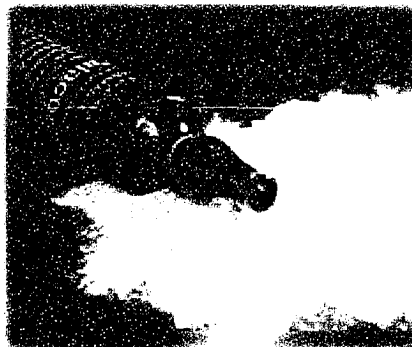


Figure 10 – Composants d'un ciment osseux commercial (Biomet inc., 2004)

Selon le type de ciment, la poudre contient approximativement 90% de PMMA pré-polymérisés sous forme de micro-billes. Le 10% restant est typiquement composé de peroxyde de benzoyle (BPO), qui sert d'initiateur pour la réaction de polymérisation, et d'agents radio-opaques tel le sulfate de baryum (BaSO_4) ou le dioxyde de zirconium (ZrO_2), qui rendent le ciment osseux visible aux rayons X. La portion liquide quant à elle contient trois composants de base, soit une grande quantité de monomère (MMA) et de faibles quantités d'accélérateurs et de stabilisateurs (Lewis, 1997). Bien sûr, chaque type de ciment osseux commercial disponible possède sa propre composition chimique. Les principales différences résident dans le poids moléculaire et la quantité relative d'homopolymère² et de copolymère³ (Lewis, 1997). D'autres différences peuvent être notées au niveau des quantités des autres constituants qui sont en moindre proportion, du matériau utilisé comme agent radio-opaque et de la présence ou non d'additifs spéciaux (Lewis, 1997).

2.1.3 Méthode de préparation du ciment osseux

Le ciment osseux est préparé selon deux grandes méthodes : à la main et sous vide. Le mélange à la main (figure 11a) consiste simplement à introduire le composant liquide et en poudre dans un bol (ou tout autre récipient ouvert) avec un instrument servant de spatule. Le brassage des composants ne doit pas se faire trop vigoureusement afin d'éviter l'incorporation de bulles d'air dans le mélange.

La préparation sous vide (figure 11b) du ciment a évolué au cours des années et elle diffère légèrement selon les fabricants. En effet, chaque compagnie propose un ensemble de préparation sous vide qui est conçu pour le ciment osseux qu'elle fabrique. Le principe de la dernière génération d'équipement est bien simple : les composants du ciment sont mélangés, via une manivelle ou une poignée, dans un contenant étanche

² Polymère provenant d'une seule espèce de monomère.

³ Polymère formé de molécules contenant un grand nombre de motifs, appartenant à deux types ou à plus de deux types de motifs monomères différents chimiquement, disposés de manière irrégulière.

relié à une pompe qui aspire l'air à l'intérieur de ce dernier créant ainsi un vide. Lorsque le mélange est terminé, le contenant se transforme en seringue et le ciment est directement injecté dans l'os. Le résultat est que le ciment présente moins de porosités que le ciment mélangé à l'air libre et à la main (Lewis, 1997).

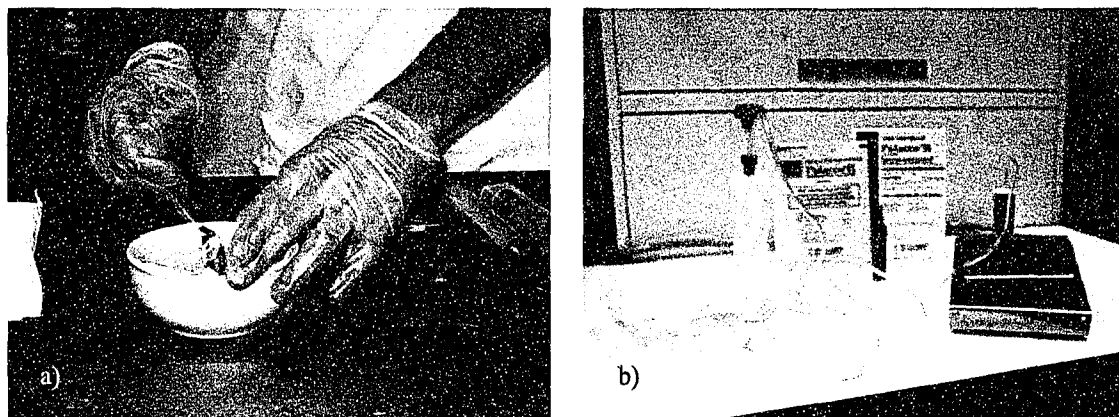


Figure 11 – Préparation du ciment (a) à la main et (b) sous vide

La méthode de préparation du ciment osseux a une grande influence sur le comportement et les propriétés de ce dernier et elle est au cœur de plusieurs débats en ce qui concerne le succès de l'arthroplastie cimentée. Une revue exhaustive de la littérature réalisée par Lewis (1997) sur les propriétés du ciment osseux fait ressortir l'influence de la méthode de mélange sur le ciment.

2.2 Quelques propriétés du ciment osseux

La littérature concernant le PMMA industriel est abondante et relativement complète sur plusieurs aspects. Par contre, il n'est pas possible d'appliquer directement celle-ci au ciment osseux, car ce dernier est un mélange complexe de plusieurs composants chimiques que l'on ne retrouve pas dans le PMMA commercial (Vallo, 2002). Par conséquent, une multitude d'études concernant les propriétés du ciment osseux ont été réalisées et quelques revues de la littérature résument bien l'ensemble de ces études (Lewis, 1997, 2003; Lewis & Carroll, 2002).

Il n'existe pas encore de standards formellement définis pour l'établissement des propriétés physiques, comme c'est le cas pour les matériaux industriels. De plus, les propriétés du ciment osseux dépendent d'une foule de variables tels que (Lewis, 1997; Schmidt, 1999) :

- a. la formulation du ciment (composition chimique);
- b. la taille et la distribution des particules;
- c. la méthode de mélange (porosité);
- d. la température initiale du ciment osseux;
- e. les conditions de polymérisation et de vieillissement du ciment;
- f. la forme des échantillons servant aux tests.

Par conséquent, il est quasi-impossible de définir des valeurs de propriétés précises pour le ciment osseux en général. Chaque sorte de ciment commercial présente des propriétés qui lui sont propres et en plus, ces propriétés peuvent varier pour un même ciment selon plusieurs facteurs externes; les comparaisons sont alors quasi-impossibles. Par conséquent, il est plus sage de définir une certaine plage de valeur pour chaque propriété.

2.2.1 Résistance mécanique statique

Dans la vie de tous les jours, le ciment osseux d'un implant fémoral cimenté est soumis constamment à des chargements combinés relativement complexes. Pour cette raison, il est nécessaire de définir certaines propriétés mécaniques à l'aide de plusieurs types de tests. Le tableau I rapporte les propriétés en tension, compression, flexion et cisaillement du ciment osseux. La grande variabilité des valeurs mesurées s'explique par les facteurs énumérés précédemment dans le paragraphe d'introduction de la section 2.2.

Tableau I

Quelques propriétés mécaniques du ciment osseux (Lewis, 1997)

Propriété		Valeur
Résistance ultime	Tension (UTS)	24 – 49 MPa
	Compression (UCS)	73 – 117 MPa
	Flexion (F_s)	50 – 125 MPa
	Cisaillement (USS)	32 – 69 MPa
Déformation à la rupture	Tension ($\epsilon_{\max t}$)	0,86 – 2,49 %
Module d'élasticité	Tension (E_t)	1,6 – 4,1 GPa
	Compression (E_c)	1,9 – 3,2 GPa

Le ciment osseux est un matériau fragile ou quasi-fragile : les essais de tractions réalisés sur des échantillons le confirment, car une relation linéaire existe entre la contrainte ultime (UTS), le module d'élasticité (E_t) et la déformation à la rupture ($\epsilon_{\max t}$) (Lewis, 1997).

2.2.2 Fatigue du ciment osseux

Les forces transmises dans l'articulation de la hanche sont en quasi-totalité de type cyclique. En effet, il ne suffit qu'à penser à l'une des activités quotidiennes la plus banale qui soit, la marche, pour en arriver à cette évidence. Ceci explique en bonne partie le fait que la cause la plus fréquente du descellement aseptique de l'implant fémoral soit l'accumulation de dommage en fatigue dans le ciment (Huiskes, 1993).

Dans une étude menée par Jasty et al. (1991), la présence de petites fissures dans le ciment osseux a été observée sur des spécimens vieux de seulement 5 ans. Les stries présentes sur les surfaces de rupture (figure 12) démontrent bien que les fissures se sont propagées par le phénomène de fatigue plutôt que par une simple surcharge.

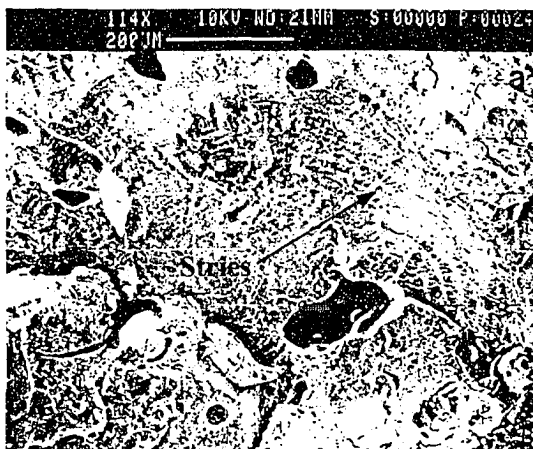


Figure 12 – Présence de stries sur une fissure dans le ciment osseux (tiré de Jasty et al., 1991)

2.2.3 Fluage du ciment osseux

Le ciment osseux possède un comportement viscoélastique tout comme l'ensemble des polymères et ce comportement est à la base même du fluage et/ou de la relaxation des contraintes du ciment. Le fluage se produit lorsque pour une contrainte donnée, la déformation augmente avec le temps (figure 13a) tandis que pour la relaxation des contraintes, la contrainte diminue lors de l'application d'une déformation constante (figure 13b).

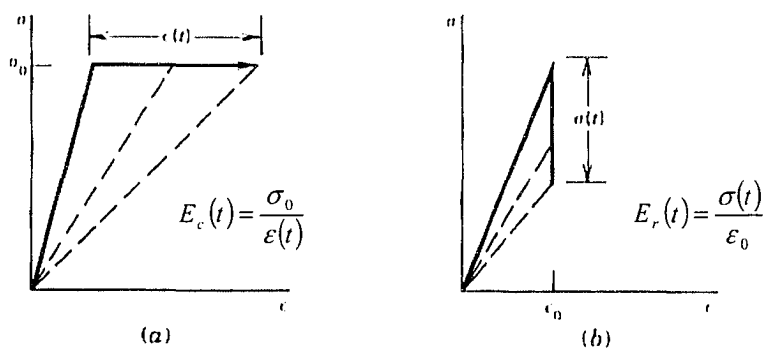


Figure 13 – Réponse viscoélastique des polymères (a) au fluage et (b) à la relaxation des contraintes (adapté de Hertzberg, 1996)

Yetkinler et Litsky (1998) ont mesuré la relaxation des contraintes d'un ciment osseux (Simplex[®] P) mélangé à la main sous diverses grandeurs de déformations initiales constantes. Les observations réalisées amènent à conclure que la majorité de la relaxation se produit plutôt rapidement après l'application de la déformation (entre 0 et 15 heures sur une période de mesure totale de 100 heures). Aussi, plus la déformation initiale appliquée est grande, plus la relaxation des contraintes est importante.

2.3 Polymérisation du ciment osseux

Dans le ciment osseux utilisé en orthopédie et en dentisterie, la polymérisation du méthacrylate de méthyle est induite par un agent chimique : on parle alors d'une résine durcissant à froid, autopolymérisable, autdurcissante ou chémozopolymérisable (Burdaïron, 1981). La réaction chimique entre les groupes actifs présents dans le système produit une transition progressive d'une pâte visqueuse en un polymère rigide (Vallo, 2002). Cette réaction de polymérisation du ciment osseux est en soi un phénomène complexe et est à l'origine de plusieurs effets secondaires.

Tout d'abord, quelques instants après que la poudre et le liquide aient été mélangés ensemble, un dégagement important de chaleur se produit dans le ciment durcissant. Ce dernier influe sur la quantité finale de monomère qui sera converti en polymère. Les variations de température causées par la réaction exothermique entraînent un changement dynamique de volume du ciment osseux tout au long de la réaction de polymérisation. Tout dépendamment des conditions initiales du système, des porosités peuvent même être induites dans le ciment. La figure 14 illustre les relations entre les différents mécanismes (ovales) faisant partie du processus même de polymérisation du ciment osseux. Dans les paragraphes suivants, il sera alors question de ces mécanismes de manière plus exhaustive.

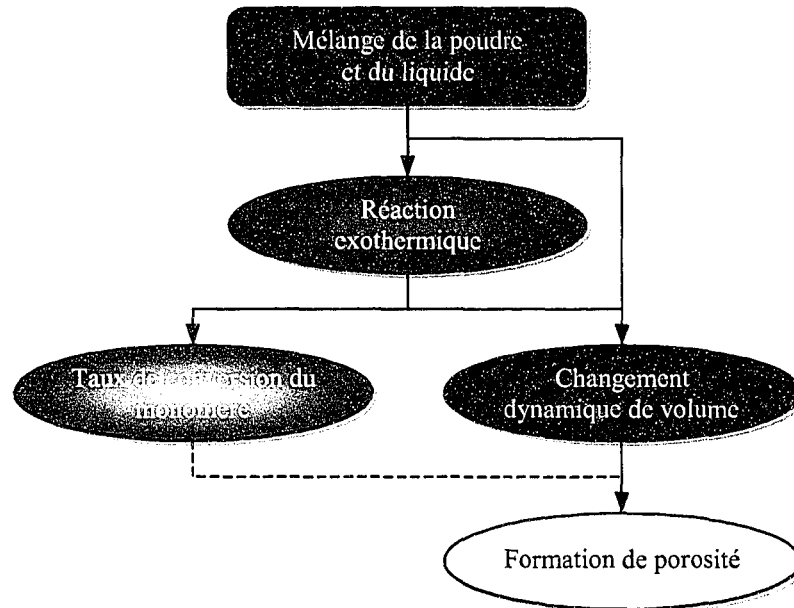


Figure 14 – Relation entre les mécanismes du phénomène de polymérisation

2.3.1 Réaction exothermique

La nature exothermique de la réaction de polymérisation combinée aux faibles caractéristiques de transfert de chaleur des polymères mène fréquemment à des températures de solidification élevées (Vallo, 2002). Le ciment osseux à base d'acrylique n'y fait pas exception.

2.3.1.1 Évolution de la température

La température du ciment osseux varie pendant la polymérisation (figure 15). Au tout début, lorsque les deux composants, poudre et liquide, sont mélangés ensemble, la température demeure peu élevée et le taux de polymérisation est relativement faible (Vallo, 2002). Par la suite, la température augmente soudainement à cause de la nature exothermique de la polymérisation. À ce stade, le taux de transfert de chaleur par conduction est plus faible que le taux de chaleur généré par la réaction. Par conséquent, une partie considérable de l'énergie libérée par la réaction s'accumule dans le système (Vallo, 2002). Finalement, au fur et à mesure que le mélange s'approche de la

vitrification, la vitesse de la réaction et par conséquent le taux de chaleur produit diminuent. Passé ce point, la température décroît alors rapidement, car la quantité de chaleur produite est plus faible que la quantité de chaleur dissipée (Vallo, 2002). Cette évolution de la température au cours de la polymérisation a aussi été mesurée et observée de façon semblable par Ahmed et al. (1982a) ainsi que Roques et al. (2004).

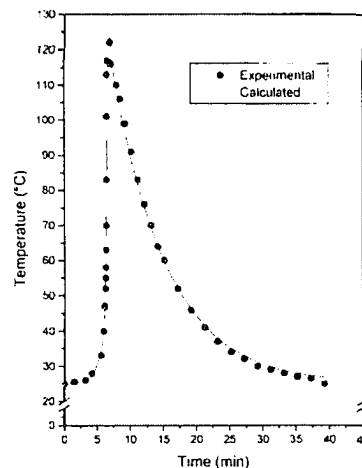


Figure 15 – Évolution de la température du ciment osseux au centre d'un moule cylindrique (Vallo, 2002)

Le déroulement temporel de la température au sein du ciment osseux durant la polymérisation dépend de plusieurs facteurs dont (Burdairon, 1981; Dunne & Orr, 2001; Vallo, 2002) :

- a. l'environnement extérieur (température, écoulement de l'air);
- b. la température initiale de la prothèse, de l'os et des composants du ciment;
- c. le volume de la masse de ciment;
- d. la géométrie des moules utilisés;
- e. la méthode de mélange et les dispositifs de mélange utilisés;
- f. la taille des particules de la poudre;
- g. le ratio liquide/poudre;
- h. les propriétés thermiques (conductibilité et dilatation thermique) de la prothèse, de l'os et du ciment.

La nature exothermique de la polymérisation et les températures atteintes sont à l'origine de plusieurs autres phénomènes se produisant dans le ciment osseux dont principalement la conversion finale du monomère (section 2.3.2) et les changements volumiques (section 2.3.3). Étant donné que le coefficient d'expansion thermique du ciment est relativement élevé, soit environ $3,0 \times 10^{-5}$ à $4,7 \times 10^{-5} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ (Ahmed et al., 1982a), les variations de volume causées par la réaction exothermique risquent d'être assez importantes. Tous ces phénomènes accompagnant la polymérisation sont en quelque sorte interdépendants.

2.3.1.2 Températures maximales atteintes

Plusieurs études tant expérimentales que numériques ou analytiques se sont intéressées aux températures maximales atteintes dans le ciment osseux lors de la polymérisation et l'article de Dunne & Orr (2001) en fait un bref rappel. Ainsi, les températures de polymérisation du ciment osseux mesurées se situent entre environ 40°C et 125°C (Dunne & Orr, 2001; Migliaresi et al., 1994). Or, la majorité d'entre-elles ont surtout porté attention à l'interface ciment-os, car les températures dégagées lors de la polymérisation du ciment osseux peuvent engendrer la nécrose thermique de l'os.

Toutefois, deux études ont utilisé un montage expérimental axisymétrique afin de relier la formation des contraintes résiduelles et l'évolution de la température en cours de polymérisation. Ahmed et al. (1982a) ont mesuré la température à différents endroits dans l'épaisseur de ciment (Simplex[®] P, Howmedica) d'un montage représentant un implant fémoral idéalisé. Les valeurs maximales atteintes sont de 120°C , 90°C et 95°C au centre, à l'interface tige-ciment et à l'interface ciment-os respectivement. Ces températures ont été atteintes environ 550 s après le mélange des composants du ciment. Avec un montage semblable, Roques et al. (2004) ont placé un thermocouple à l'intérieur d'un tube métallique, faisant lieu de prothèse, entouré de ciment osseux (CMW1, Depuy) et ont mesuré des températures maximales de 63°C lors de la

polymérisation après en moyenne 600 s. Malheureusement, aucune donnée concernant la température à l'interface tige-ciment n'est mentionnée.

Les grandes variations entre les températures maximales atteintes dans les différentes études ayant traité de la température de polymérisation du ciment sont explicables par les mêmes facteurs que ceux décrit à la section 2.3.1.1. De plus, il est évident que la température dépend aussi de l'endroit où la mesure est réalisée.

2.3.2 Taux de conversion du monomère

La réaction de polymérisation progresse jusqu'à ce que le mélange polymère-monomère ne devienne solide. Lorsque la vitrification est atteinte, mêmes les plus petites molécules ont une mobilité extrêmement réduite et par conséquent, la diffusion des réactants chimiques devient grandement limitée. La réaction de polymérisation cesse alors et ce même si la conversion de monomère n'est pas complétée à 100% (Vallo, 2002). De plus, le taux de conversion final de monomère est dépendant de la température de durcissement du ciment : plus cette dernière est élevée, plus le taux de monomère résiduel est faible (Vallo, 2002). Par conséquent, les facteurs ayant une influence sur la température maximale jouent aussi un rôle sur la proportion finale de monomère converti dans la masse de ciment osseux et donc sur son comportement mécanique.

2.3.3 Changements dynamiques de volume

Les variations de température découlant de la nature exothermique de la réaction de polymérisation et le simple fait de mélanger les deux composants du ciment osseux (poudre et liquide) entraînent des changements de volume à l'intérieur du ciment osseux. Ainsi, lors de la polymérisation du ciment osseux, quatre mécanismes de changement volumique sont généralement identifiés. Le premier mécanisme est une contraction massique provoquée par la transformation du monomère initial vers un polymère plus dense. Cette contraction est aussi appelée « contraction de polymérisation » ou

« contraction massique » (Ahmed et al., 1982a; Burdairon, 1981; Gilbert et al., 2000; Roques et al., 2004). Le second est une expansion massique qui est quant à elle causée par la formation et la croissance de porosités à l'intérieur du ciment (Ahmed et al., 1982a). Les deux autres mécanismes sont une expansion et une contraction d'origine thermique causées par la nature exothermique de la réaction et les variations de température l'accompagnant (Ahmed et al., 1982a; Roques et al., 2004).

Des observations peuvent être apportées relativement aux variations de volume du ciment osseux et ce d'après certaines corrélations entre la progression du processus de polymérisation et le décours de variation de température. Ainsi, il est possible de diviser en trois étapes principales les variations de volume du ciment (figure 16). La première étape est une contraction se produisant bien avant le début de l'augmentation rapide de température. Le seul mécanisme responsable d'une telle contraction peut être la contraction massique causée par la polymérisation du ciment osseux. La deuxième étape est une expansion correspondant environ avec l'augmentation rapide de température. Cette expansion peut être attribuée à l'effet combiné de l'expansion thermique et de l'expansion volumique causée par la formation de bulles de gaz. La troisième et dernière étape est une contraction se produisant après que la température de polymérisation du ciment osseux ait atteint sa valeur maximale. Cette contraction finale provient probablement des effets superposés de la contraction thermique et de la contraction massique causée par la polymérisation (Ahmed et al., 1982a; Burdairon, 1981).

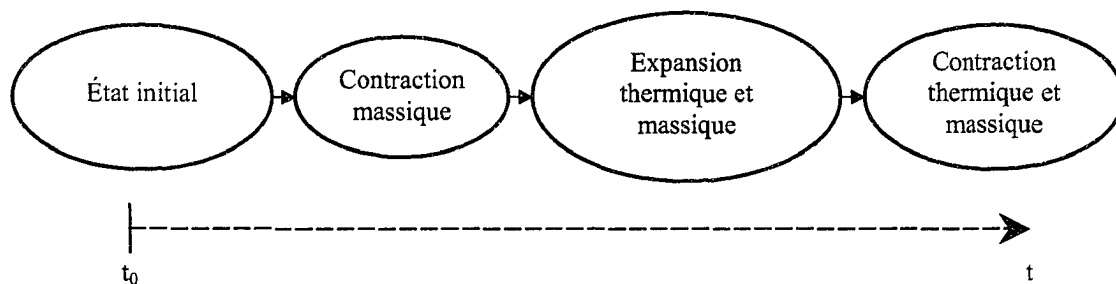


Figure 16 – Stages de variation volumétrique du ciment osseux

Tout comme la température, la variation de volume du ciment osseux peut être suivie lors de la polymérisation de ce dernier. Muller et al. (2002) ont mesuré expérimentalement, à l'aide de la théorie de la poussée d'Archimède, le changement dynamique de volume du ciment osseux polymérisant pour une préparation sous vide et une préparation à la main. Le ciment mélangé à la main montre une tendance à prendre de l'expansion (jusqu'à 1%) tout juste avant de se solidifier ce qui n'est pas le cas lorsque le ciment est mélangé sous vide (figure 17). Toutefois, autant pour le ciment osseux mélangé à la main que pour celui préparé sous vide, une contraction finale est observée en fin de polymérisation, tel que décrit précédemment.

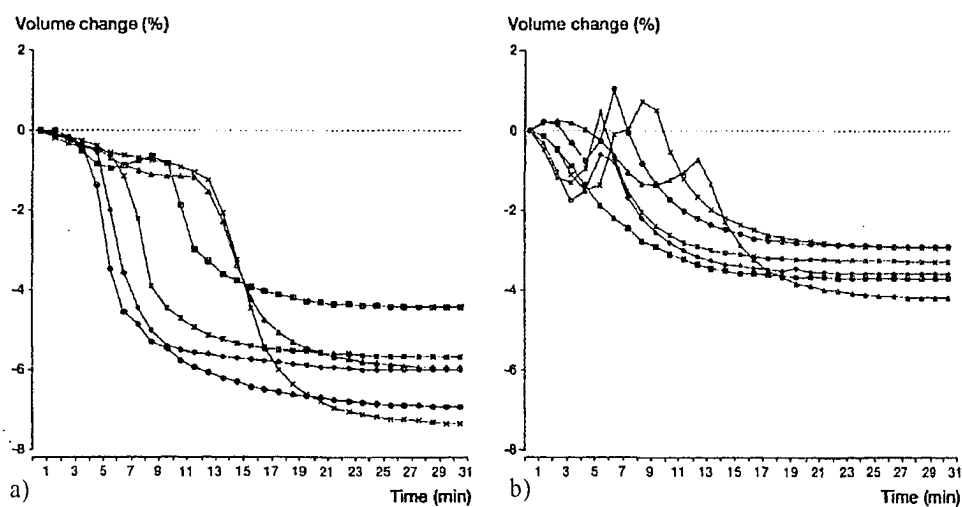


Figure 17 – Variation de volume d'un ciment osseux (a) mélangé sous vide et (b) mélangé à la main (Muller et al., 2002)

La valeur du rétrécissement est par contre plus faible pour les ciments poreux, c'est-à-dire mélangés à la main, que pour les ciments préparés sous vide (Gilbert et al., 2000; Muller et al., 2002; Orr et al., 2003). Par exemple, le Simplex[®] P se contracte de 5,1% et 6,7% lorsqu'il est mélangé à la main et sous vide respectivement (Gilbert et al., 2000). Le fait que les ciments poreux se contractent moins s'explique par la croissance des porosités pendant la polymérisation. En effet, le rétrécissement du ciment peut prendre place autour des porosités déjà présentes à l'intérieur même de la masse de ciment

osseux ce qui a pour effet que le volume apparent (extérieur) diminue moins qu'un ciment osseux sans pores (Gilbert et al., 2000).

2.3.4 Formation de porosités

Bien qu'il y a déjà des porosités créées lors de la préparation du ciment osseux (surtout pour le ciment mélangé à la main), un autre aspect du développement de porosités, et qui est fort probablement un des facteurs les plus importants, est le processus de polymérisation en soi et la contraction finale qui en résulte.

Des expériences menées par Gilbert et al. (2000) ont démontré que lors de la polymérisation du ciment osseux, la contraction finale du PMMA (figure 16) contribuerait de façon significative au développement de pores lorsque le ciment est contraint à l'intérieur d'une cavité (i.e. qu'il n'est pas libre de bouger). En effet, si une quantité de ciment osseux est placée à l'intérieur d'une cavité fermée et que le ciment adhère aux parois de celle-ci (figure 18a), lors de la solidification, le ciment rétrécira donc vers les parois créant ainsi une pore au centre (figure 18b).

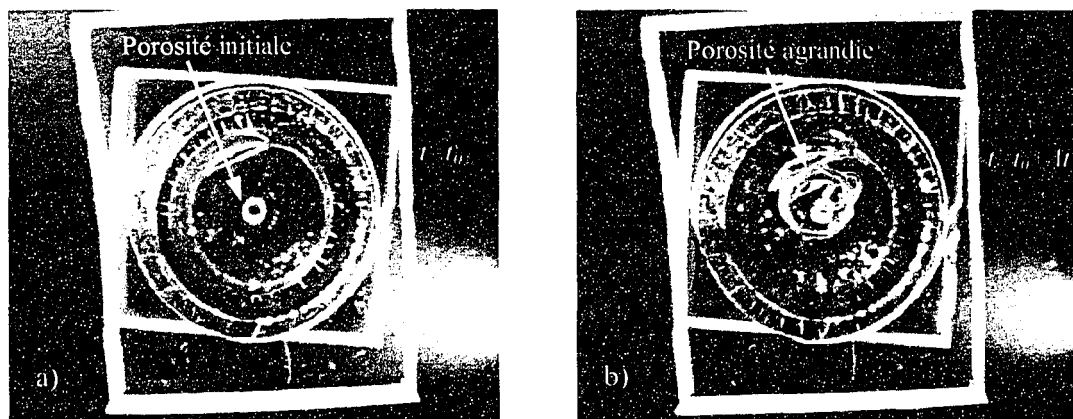


Figure 18 – Formation d'une pore résultant de la polymérisation (adapté de Gilbert et al., 2000)

De plus, les pores qui naissent aux interfaces implant-ciment ou ciment-os peuvent être en partie causées par la contraction du ciment étant donné que l'interface joue à ce moment un rôle de site hétérogène de nucléation⁴. De plus, le monomère résiduel présent dans le ciment osseux peut avoir tendance à se volatiliser lors de la réaction de polymérisation ce qui peut aussi entraîner la formation de porosités (Hasenwinkel et al., 1999).

La présence de pores à l'intérieur du ciment est d'un grand intérêt, car ces dernières agissent en tant que concentrateur de contraintes. Ceci explique en partie pourquoi les fissures ont souvent comme point d'initiation les pores (Murphy & Prendergast, 2002). Conséquemment à cette dernière observation, plus le ciment est poreux, plus il risque de mener à l'échec prématuré de l'ATH, car le ciment perd alors de son intégrité.

2.4 Contraintes résiduelles générées dans le ciment osseux

Le processus de polymérisation du ciment osseux est un phénomène complexe de solidification du PMMA où les variations de température et les changements de volume entraînent la formation de contraintes transitoires résultant en des contraintes résiduelles en fin de réaction (Ahmed et al., 1982a). Ainsi, la connaissance du comportement de changement volumique du ciment osseux, tel que décrit à la section 2.3.3, est un pré-requis important pour l'analyse des contraintes transitoires et résiduelles à l'intérieur du ciment osseux (Orr et al., 2003), car ce phénomène est à l'origine de la formation de ces contraintes.

2.4.1 Études expérimentales

Jusqu'à aujourd'hui, peu d'études ont tenté de développer un modèle ou un protocole expérimental afin de mesurer les contraintes résiduelles dans le ciment osseux. L'une des premières études à s'être intéressée à quantifier ces contraintes transitoires et

⁴ Apparition et développement d'une bulle à la surface d'un solide en contact avec un liquide.

résiduelles est celle d'Ahmed et al. (1982a) et il a fallu attendre plusieurs années avant qu'une seconde étude du même genre (Roques et al., 2004) ne soit réalisée. Toutefois, d'autres études expérimentales, en totalité ou en partie, ont tenté de mesurer les contraintes résiduelles après le durcissement du ciment seulement, soit les contraintes résiduelles uniquement (Li et al., 2004; Nuño & Amabili, 2002; Orr et al., 2003). Les détails et résultats obtenus par ces différentes études sont présentés dans les sections 2.4.1.1 et 2.4.1.2 suivantes.

2.4.1.1 Mesure des contraintes pendant la polymérisation

Les premiers travaux expérimentaux sur le sujet ont été entrepris par Ahmed et al. (1982a) il y a plus de 20 ans. Ces derniers ont mesuré pendant environ 24 heures les déformations circonférentielles à l'intérieur d'un tube en acier inoxydable de 21,4 mm de diamètre, simulant l'implant fémoral, entouré d'un anneau de ciment osseux polymérisant et ayant 8 mm d'épaisseur (figure 19). À partir des déformations circonférentielles mesurées, des contraintes radiales résiduelles correspondant à 0,5 MPa à l'interface implant-ciment ont été calculées. Par contre, aucune information relative aux déformations mesurées et aux calculs des contraintes n'est fournie.

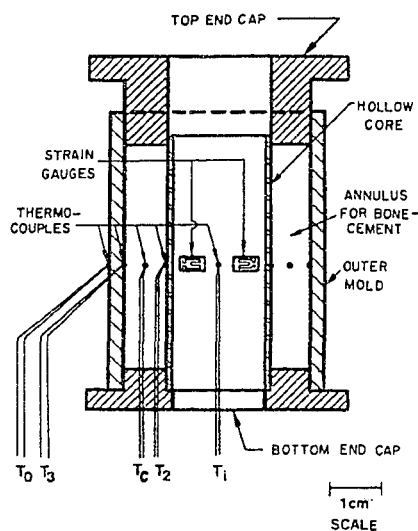


Figure 19 – Schématisation du montage expérimental d'Ahmed et al. (1982a)

Tout récemment, Roques et al. (2004) ont développé un modèle physique os-ciment-implant afin de quantifier expérimentalement les contraintes résiduelles générées dans le ciment. Pour ce faire, ils ont utilisé un tube métallique (1 mm d'épaisseur et 12 mm de diamètre externe) instrumenté à sa surface interne avec des jauges de déformations et des thermocouples. Le tube a été inséré dans un os préalablement rempli de ciment osseux fraîchement préparé et dès lors, les déformations circonférentielles et longitudinales à l'intérieur du tube ont été enregistrées (sur une période allant jusqu'à deux heures). Un modèle à éléments finis de l'expérience a été créé afin de convertir les déformations mesurées en contraintes à l'interface tige-ciment. Des contraintes résiduelles circonférentielles aussi élevées que 10 MPa ont été alors calculées. Toutefois, l'étude ne fait jamais mention des valeurs des contraintes radiales résiduelles dans le ciment osseux, ce qui aurait permis de comparer avec d'autres études.

2.4.1.2 Mesure des contraintes post-polymérisation

Nuño et Amabili (2002) ont fait durcir du ciment osseux dans un moule cylindrique ayant une tige polie au centre. Après 24 heures, ils ont démoulé le ciment osseux et ont observé une diminution du diamètre intérieur de l'anneau de ciment (5 mm d'épaisseur) résultant du fait que ce dernier ne soit plus contraint radialement. Des jauges de déformations ont ensuite été collées sur la surface extérieure du cylindre creux de ciment polymérisé afin de mesurer les déformations circonférentielles lors de la réinsertion de la tige dans le cylindre (figure 20). En incluant ces déformations dans un modèle à éléments finis, des contraintes radiales en compression variant de 2,3 à 3,3 MPa ont été calculées à l'interface implant-ciment.

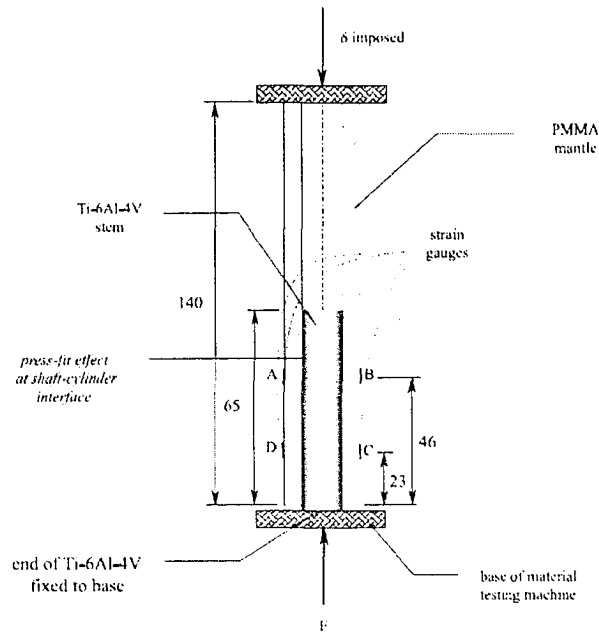


Figure 20 – Schématisation du montage expérimental de Nuño et Amabili (2002)

Li et al. (2004) ont réalisé une expérience afin de valider leur modèle numérique. Ces auteurs ont utilisé une méthode de photoélasticité leur permettant ainsi de déterminer la distribution des contraintes de cisaillement résiduelles (τ_{\max}) dans un anneau (14 mm d'épaisseur de paroi) de ciment durci autour d'une tige d'aluminium (16,5 mm de rayon). Des contraintes d'environ 6 MPa ont été mesurées à l'interface tige-ciment, mais ces valeurs sont difficilement comparables avec celles des autres études étant donné que ce sont des contraintes en cisaillement.

Orr et al. (2003) ont préparé des échantillons de ciment osseux, préalablement mélangés à différentes pressions (sous vide), en forme d'anneau qu'ils ont ensuite laissé durcir. Ces anneaux ont par la suite été chauffés à des températures variant de 60°C à 120°C pour une durée de 30 minutes. Immédiatement après, un mandrin conique a été inséré dans chacun des anneaux et le tout a refroidi dans un bain d'eau à 37°C pour une période de 24 heures (figure 21). Les mandrins ont été retirés et les anneaux de ciment ont été observés au microscope électronique à balayage. Lors de cette expérience, les auteurs

n'ont pas mesuré de contraintes résiduelles, mais ils ont observé des fissures dans le ciment émanant du diamètre intérieur principalement dans la direction radiale (figure 22), suggérant ainsi que la contraction du ciment génère des contraintes résiduelles circonférentielles assez élevées pour initier des fissures. De plus, les auteurs ont noté que la longueur des fissures tend à augmenter avec la température de chauffage, mais aucune différence significative n'a été observée en ce qui concerne la pression à laquelle le ciment est mélangé.

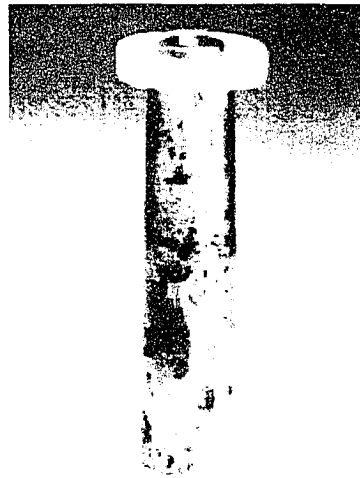


Figure 21 – Anneau de ciment sur un mandrin conique (Orr et al., 2003)

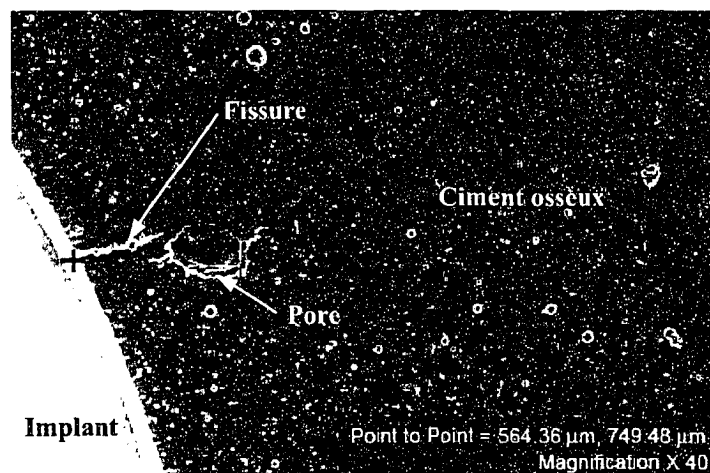


Figure 22 – Fissure générée lors de la contraction du ciment osseux (adapté de Orr et al., 2003)

2.4.2 Études analytiques et numériques

Il n'y a pas que des études expérimentales qui ont tenté de déterminer les contraintes résiduelles dans le ciment osseux. Au contraire, la majorité des études portant sur les contraintes résiduelles sont de type analytique ou numérique.

La seconde partie de l'étude de Ahmed et al. (1982b) visait spécifiquement à déterminer les contraintes transitoires et résiduelles dans le ciment osseux. Deux hypothèses majeures ont été considérées lors de cette analyse : la génération des contraintes est causée uniquement par une contraction thermique et la nature viscoélastique du ciment osseux a été ignorée. Par conséquent, les auteurs ont pu utiliser une équation thermoélastique fondamentale pour les matériaux durcissant chimiquement afin de modéliser la polymérisation du ciment osseux. L'influence de plusieurs paramètres sur les contraintes résiduelles a été étudiée : conditions limites idéalisées (quatre cas), épaisseur du ciment, température initiale de la prothèse et « locking time⁵ ». Une quantité innombrable de résultats ressortent de cette analyse et ceux qui sont les plus pertinents au présent projet de recherche sont énumérés dans le tableau II.

À la lumière des résultats obtenus par Ahmed et al. (1982b) concernant les contraintes résiduelles circonférentielles à l'interface tige-ciment, il est peu probable qu'il y ait formation et développement de fissures à cet endroit, car ces contraintes sont uniquement en compression. Cette observation vient contrecarrer les conclusions de certaines autres études expérimentales ou analytiques (Orr et al., 2003; Roques et al., 2004) décrites dans ce même chapitre où les contraintes circonférentielles calculées sont assez élevées pour générer des fissures de pré-charge dans le ciment. En fait, le seul endroit où des contraintes résiduelles circonférentielles en tension sont prédites dans cette étude est près du milieu de l'épaisseur de ciment et ces contraintes atteignent environ 1,8 MPa dans le pire des cas considérés.

⁵ Temps à partir duquel les contraintes peuvent commencer à se former.

Tableau II

Quelques résultats de l'étude analytique d'Ahmed et al. (1982b)

Condition limite à l'interface ciment-os		Adhésion radiale		Pas d'adhésion radiale	
Condition limite à l'interface tige-ciment		Adhésion radiale	Pas d'adhésion radiale	Adhésion radiale	Pas d'adhésion radiale
Contraintes générées à l'interface tige-ciment					
σ_r	transitoire (0 - 700 s)	tension vers compression	nulle	compression	compression
	à 700 s	-1,2 MPa	0 MPa	-2,5 MPa	-2,5 MPa
σ_θ	transitoire (0 - 700 s)	nulle vers compression	tension vers compression	compression	compression
	à 700 s	-1,7 MPa	-3,2 MPa	-3,0 MPa	-3,0 MPa
	résiduel	-1,0 MPa	-2,0 MPa	-1,7 MPa	-1,7 MPa
Épaisseur du ciment de 3 à 9 mm					
σ_r	transitoire max	augmente	n/d	n/d	n/d
σ_θ	transitoire max	augmente	augmente	n/d	n/d
	résiduel max ⁶	diminue	plutôt stable	diminue	diminue
Température de la tige de -20°C à 20°C					
σ_r	transitoire max	stable	n/d	n/d	n/d
σ_θ	transitoire max	augmente	augmente	n/d	n/d
	résiduel max ⁶	diminue	diminue	diminue	diminue

Une étude plus récente (Lennon & Prendergast, 2002) a développé un modèle numérique principalement constitué d'un implant métallique ainsi que de couches latérales et médiales de ciment osseux et de tissus osseux (figure 23) où toutes les surfaces sont considérées comme étant collées. La polymérisation du ciment osseux a été simulée par un algorithme d'analyse thermoélastique. Des contraintes principales variant de 4 à 7 MPa ont été prédites et celles-ci sont majoritairement orientées parallèlement aux interfaces. Lorsque les porosités du ciment sont prises en compte, ces contraintes

⁶ La contrainte circonférentielle résiduelle maximale ne correspond pas à l'interface tige-ciment.

vont de 4,8 à 23,8 MPa. Selon les résultats de cette étude, les auteurs ont démontré que les contraintes résiduelles dans le ciment osseux sont assez élevées pour initier des fissures et ce bien avant que des charges ne soient appliquées. Toutefois, ce modèle ne tient pas compte de la géométrie plutôt axisymétrique de l'implant et par conséquent, l'effet des contraintes circonférentielles ne peut être ni incorporé, ni évalué.

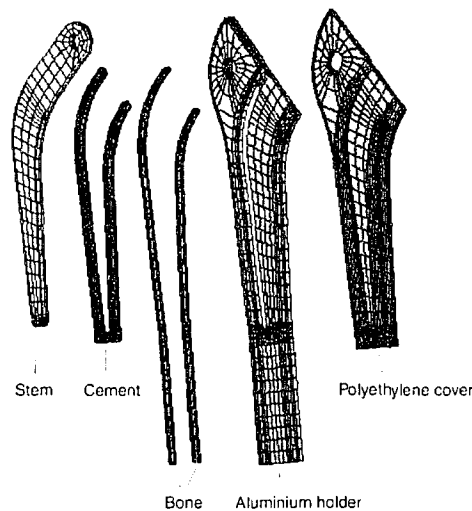


Figure 23 – Modèle numérique en couches de Lennon et Prendergast (2002)

Orr et al. (2003) ont utilisé les équations de Lamé afin de déterminer les contraintes résiduelles à l'interface implant-ciment pour différentes températures de polymérisation et pour différentes pressions de mélange. Basée sur l'hypothèse du rétrécissement d'origine thermique seulement, des contraintes circonférentielles variant de 8,4 à 25,2 MPa ont été prédites pour une plage de température de durcissement allant de 60°C à 140°C. Lorsque la contraction causée par le changement de densité du PMMA est considérée en plus, les valeurs des contraintes résiduelles augmentent. De plus, les auteurs ont démontré que plus le vide (vacuum) est important lors du mélange du ciment, plus les contraintes résiduelles résultantes sont élevées. Tout comme pour l'étude de Lennon et Prendergast (2002), les auteurs affirment à la lumière de leurs résultats et observations que les contraintes résiduelles induisent des fissures dans le ciment osseux.

Une étude très récente de Li et al. (2004) a développé un modèle à éléments finis permettant de prédire la distribution des contraintes résiduelles dans le ciment osseux en fin de polymérisation. Ils ont en plus développé un modèle cinétique de durcissement du ciment osseux qui est dépendant de la vitesse de polymérisation et de la température locale. La géométrie utilisée dans le modèle est axisymétrique et est constituée d'une tige métallique (16 mm de diamètre) ceinturée de ciment osseux (5 mm d'épaisseur) qui est à son tour insérée dans l'os. Ainsi, pour une prothèse à température initiale ambiante, soit 23°C, les contraintes résiduelles radiales et circonférentielles à l'interface implant-ciment sont évaluées à -4 MPa et 8,5 MPa respectivement. Lorsque la prothèse est préchauffée à 45°C, ces mêmes contraintes passent à -5 MPa et 5 MPa respectivement.

2.4.3 Formation de contraintes résiduelles

Tel que mentionné à la section 2.3.3, le ciment osseux subit des changements volumiques d'origine thermique et massique au cours de la polymérisation et ces changements sont à l'origine de la formation de contraintes résiduelles. Les modèles analytiques ou numériques décrivant le processus de polymérisation du ciment osseux dépendent des mécanismes de changement de volume en jeu. Certaines expériences ont été réalisées afin de déterminer si la formation des contraintes dans le ciment est plutôt d'origine thermique ou massique.

Certaines corrélations peuvent être établies entre la génération des contraintes transitoires et les variations de température lors de la polymérisation du ciment osseux lorsque ces deux mesures sont réalisées en même temps. Ainsi, Ahmed et al. (1982a) ont observé que le commencement des générations de contraintes correspondait remarquablement au début de l'augmentation rapide de la température (figure 24) et ce pour différents ciments osseux. Roques et al. (2004) ont aussi noté le même comportement entre le début des déformations de leur tube métallique et la montée rapide de la température.

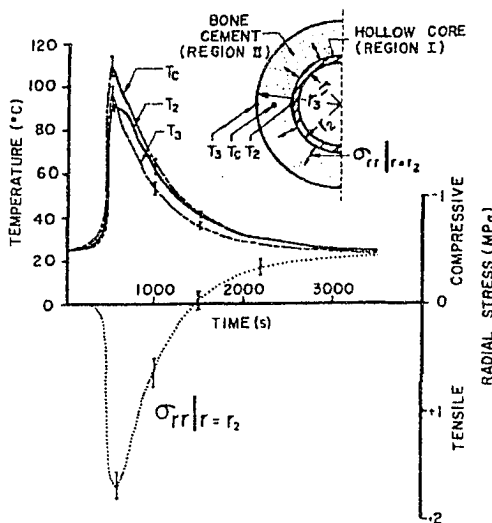


Figure 24 – Évolution de la température et des contraintes transitoires radiales (tiré de Ahmed et al., 1982a)

De plus, dans une seconde expérience, Ahmed et al. (1982a) ont mesuré la contraction du ciment osseux pendant (dans la phase de refroidissement) la polymérisation. Par la suite, ils ont procédé à quelques cycles de chauffage et de refroidissement du même échantillon afin d'évaluer une fois de plus l'expansion et la contraction. La comparaison entre la courbe de contraction lors de la phase de refroidissement et les courbes d'expansion-contraction des cycles ultérieurs au durcissement n'a pas permis d'établir de différences significatives. Par conséquent, Ahmed et al. (1982a) ont conclu que la contraction du ciment osseux est principalement causée par les effets thermiques de la polymérisation et le temps où la température atteint un maximum sert de référence pour le début de la génération des contraintes.

Une hypothèse vient renforcer l'idée que le changement volumique d'origine thermique est dominant lors de la formation des contraintes résiduelles. Ainsi, le changement de volume massique, causé par l'augmentation de densité du polymère, se produit en grande partie assez tôt lors de la réaction de polymérisation lorsque le module d'Young du ciment est très faible (Ahmed et al., 1982a; Roques et al., 2004). Par conséquent, aucune contrainte ne peut être induite dans le ciment, car ce dernier est dans un état

encore relativement liquide. Ceci vient donc renforcer l'idée que le changement volumique d'origine thermique est en quasi-totalité responsable de la formation de contraintes résiduelles dans le ciment osseux.

2.4.4 Facteurs influençant la formation des contraintes résiduelles

La formation et la grandeur des contraintes résiduelles sont dépendantes de l'ensemble des phénomènes énumérés tout au long de la section 2.3, et principalement des facteurs énumérés à la section 2.3.1.1 causés par la réaction exothermique. Cependant, la température initiale de la tige est un facteur important qui vient grandement affecter la distribution des contraintes dans le ciment osseux en modifiant le sens de la polymérisation du ciment de l'implant vers l'os ou vice versa selon le cas (Bishop et al., 1996; Li et al., 2004). Un autre élément dont il n'a pas été directement question jusqu'à présent, mais qui est non-négligeable dans la formation des contraintes transitoires et résiduelles, est les conditions d'adhésion des surfaces avec le ciment (Ahmed et al., 1982b; Roques et al., 2004); les données du tableau II provenant des simulations réalisées par Ahmed et al. (1982b) le démontre.

2.4.5 Brève synthèse et principales lacunes des études traitant des contraintes résiduelles

À la lumière de cette revue sommaire des quelques études ayant eu pour objet l'évaluation des contraintes résiduelles dans le ciment osseux, il est possible de se rendre compte de la diversité dans les modèles développés, surtout en ce qui concerne les dimensions, matériaux et types de ciments utilisés. Ceci peut expliquer en partie la divergence des résultats obtenus lorsque ceux-ci sont directement comparés. Un tableau comparatif des différentes études ayant traité des contraintes résiduelles est inclus à l'annexe 1.

Les présentes études ayant mesuré expérimentalement, analytiquement ou numériquement les contraintes résiduelles peuvent se classer en trois grandes catégories selon leur motivation de départ. Tout d'abord, il y a les études s'intéressent à la génération des contraintes résiduelles sous des conditions variables (Ahmed et al., 1982a; Ahmed et al., 1982b; Li et al., 2004). Ensuite, les études s'intéressant plus spécifiquement à la formation des fissures dans le ciment vont surtout mettre l'emphase sur les contraintes circonférentielles dans leur résultats (Lennon & Prendergast, 2002; Orr et al., 2003; Roques et al., 2004). Finalement, une étude comme celle de Nuño et Amabili (2002), qui se préoccupe plutôt de la fixation de l'implant, présente plutôt ses résultats en terme de contraintes radiales.

Les principales lacunes des études ayant traité des contraintes résiduelles dans le ciment osseux dépendent du fait qu'elles soient expérimentales ou numériques. Ainsi, les études expérimentales portant sur le sujet (Ahmed et al., 1982a; Nuño & Amabili, 2002; Roques et al., 2004) ont dû, dans tous les cas, utiliser des relations analytiques ou des modèles numériques pour convertir leurs mesures (des déformations) en contraintes. De plus, aucune de ces études n'a mesuré les contraintes résiduelles sur une période de temps supérieure à deux heures, ce qui est fort probablement insuffisant pour observer le comportement viscoélastique du ciment osseux. Les limites des études analytiques ou numériques (Ahmed et al., 1982b; Lennon & Prendergast, 2002; Li et al., 2004) résident principalement dans le fait que le comportement viscoélastique du ciment est ignoré et que la simulation de la polymérisation est fort probablement trop idéalisée, ce qui peut surestimer les contraintes calculées.

2.5 Orientation du projet de recherche

Nuño et Avanzolini (2002) ont démontré l'importance d'inclure les contraintes résiduelles dans les modèles numériques de prothèse de hanche. Leurs résultats ont montré que pour une prothèse sous chargement, les contraintes de von Mises dans le ciment peuvent quadrupler par endroit comparativement au cas où les contraintes

résiduelles ne sont pas considérées. Toutefois, à la lumière du contenu de la section 2.4, il est possible de constater que ces contraintes résiduelles sont loin d'être bien documentées et clairement définies.

La revue de la littérature portant sur le ciment osseux et les contraintes résiduelles a permis d'établir avec précision l'orientation de la présente recherche. Ainsi, afin d'atteindre les objectifs fixés, il faudra :

- a. développer un modèle expérimental permettant de lire directement (sans l'intermédiaire d'un modèle numérique) la formation des contraintes dans le ciment osseux ainsi que la température à l'interface implant-ciment;
- b. reproduire l'environnement *in vivo* de l'implant fémoral;
- c. valider le modèle expérimental;
- d. procéder à la mesure des contraintes pendant (transitoires) et après (résiduelles) la polymérisation du ciment osseux.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE ET MATÉRIEL EXPÉRIMENTAL

3.1 Description du montage expérimental

Le développement du montage expérimental constitue la partie la plus importante de ce projet de recherche. Ce montage a évolué tout au long de cette recherche afin de le rendre de plus en plus fiable et performant dans le but d'atteindre les objectifs prédéterminés, c'est-à-dire mesurer directement les contraintes résiduelles dans le ciment osseux à l'interface implant-ciment. Trois parties constituent l'ensemble du montage, soit les spécimens idéalisés d'implants, l'enceinte thermique et le système d'acquisition de données.

3.1.1 Le spécimen idéalisé d'implant fémoral

L'ensemble du montage expérimental repose principalement sur les spécimens idéalisés d'implants fémoraux simulant une tige fémorale cimentée et implantée dans la cavité médullaire d'un fémur. Ces spécimens sont composés d'une tige fémorale idéalisée instrumentée avec une cellule de charge et un thermocouple, d'un os idéalisé ainsi que de ciment osseux (figure 25).

Dans le cadre de ce projet de recherche, les spécimens idéalisés sont conçus selon une géométrie axisymétrique. Le principe d'une géométrie composée de cylindres coaxiaux, semblable à celle développé ici, a déjà été utilisé dans certaines études expérimentales, analytiques et numériques du même genre, dont celles de Ahmed et al. (1982a; 1982b), et plus récemment dans celles de Nuño et Amabili (2002), Orr et al. (2003), Roques et al. (2004) ainsi que Li et al. (2004).

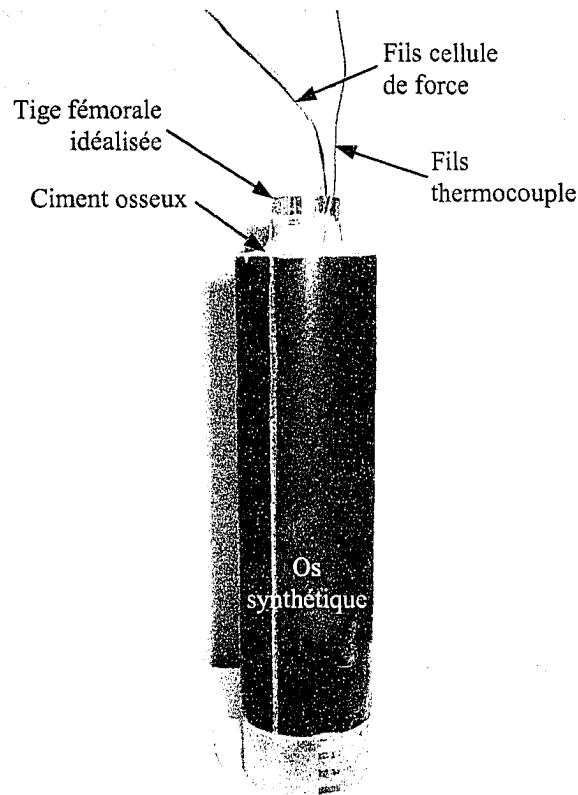


Figure 25 – Spécimen idéalisé d'implant fémoral

L'utilisation d'une géométrie axisymétrique comporte de nombreux avantages dont les principaux sont la simplicité, la présence d'une section homogène tout au long du spécimen ainsi que l'absence de concentrateurs de contraintes provenant d'une géométrie irrégulière des sections transverses. De plus, l'approximation axisymétrique des spécimens expérimentaux n'est pas tellement loin de la réalité. En effet, tel qu'illustré sur la figure 26, il est possible de remarquer que la section transversale d'une moitié distale d'une tige fémorale standard implantée dans un fémur humain se rapproche d'une géométrie composée de cylindres coaxiaux.

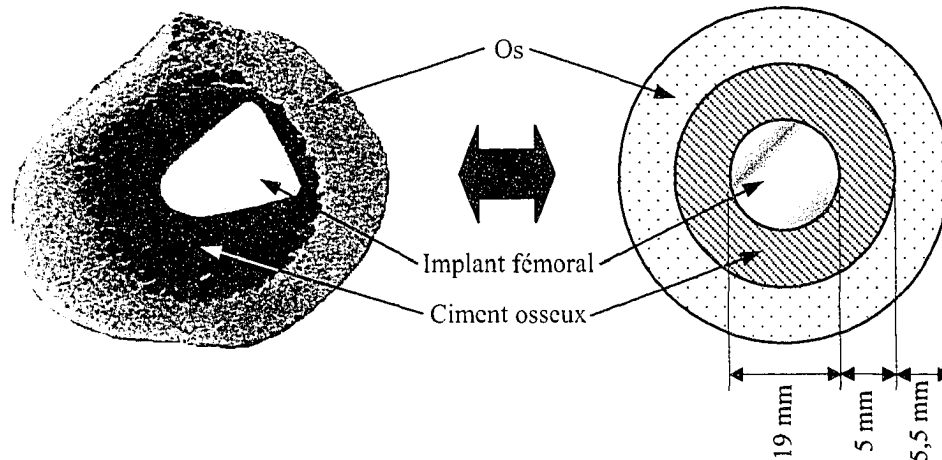


Figure 26 – Approximation axisymétrique d'un implant fémoral⁷

Les dimensions de la section transverse du spécimen expérimental sont de 19 mm, 5 mm et 5,5 mm pour le diamètre de la tige, l'épaisseur de ciment et l'épaisseur de l'os respectivement (figure 26). Ces dimensions se rapprochent des dimensions réelles de la partie distale d'un implant fémoral cimenté dans la cavité médullaire du fémur.

Comme il est possible de le remarquer, l'os spongieux n'est pas représenté dans le modèle expérimental développé pour la principale raison qu'il est difficile de l'inclure de manière réaliste pour l'application développée.

3.1.1.1 Hypothèses pour la conception des spécimens idéalisés

Les spécimens idéalisés d'implant fémoral sont conçus selon deux principales hypothèses de base : premièrement, l'anneau de ciment osseux se contracte autour de la prothèse lors de la polymérisation et deuxièmement, le ciment polymérise de manière homogène sur toute la circonférence et la longueur de l'implant (bien sûr sauf près des extrémités). Ces deux hypothèses ont pour conséquence qu'un seul capteur, placé au niveau de la tige, mesurant des charges en compression sera utilisé par spécimen.

⁷ L'image d'un implant fémoral en coupe transversale est tirée de Jasty et al. (1991).

3.1.1.2 Tige fémorale idéalisée

La tige fémorale idéalisée est l'élément le plus important du spécimen, car c'est à travers celle-ci que les contraintes résiduelles générées dans le ciment osseux sont mesurées. Au cours des expériences, deux versions de design (version 1 et 2) de tiges ont été fabriquées et la deuxième version comprend trois modèles (modèle 2.0, 2.01 et 2.1) : l'évolution entre les différents designs est décrite à l'annexe 2. Toutefois, seul les trois modèles de la deuxième version des tiges ont permis d'obtenir des mesures expérimentales. Les différences entre ces modèles se situent surtout au niveau des dimensions du couvercle, qui varient légèrement, et de l'amélioration de la précision d'usinage des pièces (tableau III). L'acier inoxydable 316L est de grade médical, mais la difficulté à usiner ce matériau a eu pour effet que des aciers plus standard ont aussi été utilisés pour la tige.

Tableau III

Détails des trois modèles de la deuxième version de tiges fabriquées

			Modèle		
			2.0	2.01	2.1
Acier de fabrication			Std	Inox 316L	W1
Corps de la tige	Diamètre	[mm]	19	19	19
	Longueur totale		143	146	175
	Longueur effective		126	120	150
	Longueur de contact		110	110	120
	Position couvercle ⁸		64	64	90
Couvercle	Aire active ⁹	[mm ²]	316,19	253,28	247,44

⁸ Position donnée à partir de l'extrémité supérieure de la tige.

⁹ Aire de la partie plane et perpendiculaire à la queue du couvercle.

La tige fémorale idéalisée est composée de trois pièces : le corps, le couvercle et le guide de positionnement (figure 27). Approximativement à mi-longueur du corps de la tige, une cavité est usinée radialement afin de recevoir la cellule de charge (plus de détail à la section 3.1.1.3) qui permet de lire les forces générées par le ciment osseux. Le guide de positionnement, prenant place dans la cavité, permet la stabilisation de la cellule de charge au fond du trou en plus d'assurer le positionnement et le guidage précis du couvercle. Ce couvercle a la forme d'un champignon : la queue coulisce dans le guide et vient appuyer directement sur la zone sensible de la cellule de charge tandis que la tête est usinée de manière à obtenir une surface de contact suffisante avec le ciment osseux et une continuité géométrique de la surface du corps de la tige (figure 28).

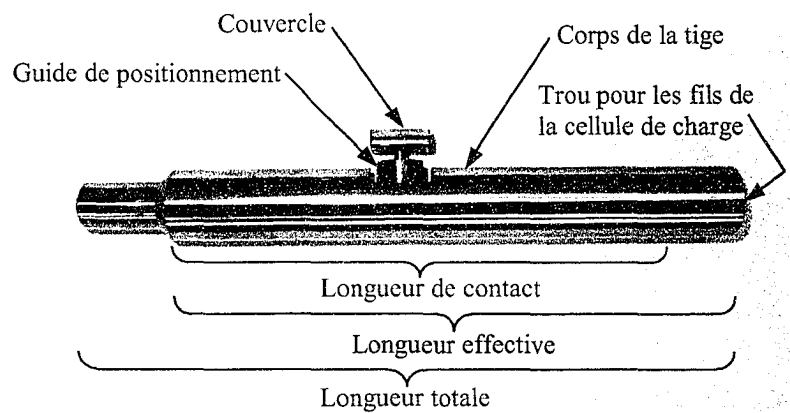


Figure 27 – Tige fémorale idéalisée (modèle 2.1)

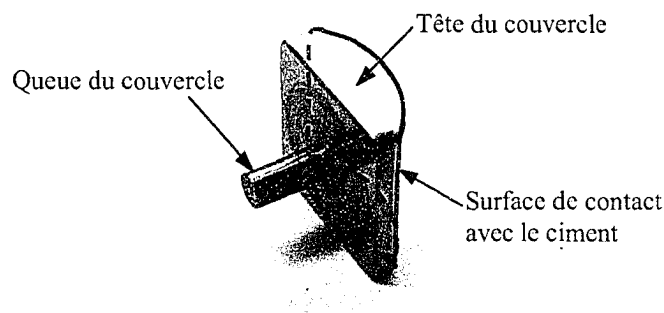


Figure 28 – Couvercle de la tige (modèle 2.1)

Les forces radiales générées dans le ciment à l'interface tige-ciment sont alors directement transmises du couvercle à la cellule de charge. Ces forces sont converties en contraintes, car l'aire du couvercle en contact avec le ciment est connue. Finalement, un second trou, pratiqué axialement de la cavité à l'extrémité supérieure de la tige, permet aux fils de la cellule de charge de sortir hors de la tige. Toute la surface de contact de la tige ainsi que le couvercle possède une surface lisse et non-poreuse. La rugosité de surface n'a toutefois pas été mesurée sur les tiges. L'annexe 3 contient les dessins de détails complets des modèles 2.1 de tige fémorale idéalisée.

3.1.1.3 Cellule de charge

Le capteur utilisé permettant de lire les contraintes résiduelles à l'interface est une cellule de charge (ou capteur de force) sub-miniature à grande stabilité provenant de la compagnie Entran (modèle ELFM-B1-50L). Ce type de capteur de force est particulièrement petit avec un diamètre de 9,5 mm et une épaisseur de 3,2 mm (figure 29).

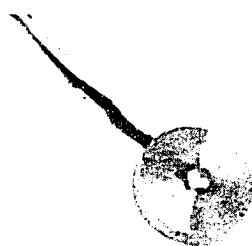


Figure 29 – Capteur de force sub-miniature à grande stabilité

Les capteurs fonctionnent selon le principe d'un pont complet de Wheatstone. Quatre fils sont reliés à chaque cellule de charge : deux pour le signal d'entrée ou « input » (+ rouge et – noir) ainsi que deux autres pour le signal de sortie ou « output » (+ vert et – blanc). Les deux fils de sortie sont torsadés entre eux afin d'immuniser le bruit, c'est-à-dire annuler le bruit provenant des champs électriques et magnétiques; il en est de même pour les fils d'entrée. Chacun des capteurs de force possède sa propre valeur de

sensibilité (mV/V) qui est fournie avec le certificat de calibration (tableau IV). Un courant continu de 5 V alimente chaque capteur (entrée) et la réponse (sortie), en millivolt, dépend de la charge appliquée sur la cellule. La plage d'opération de ces capteurs est de 25 N à 250 N et de -54°C à 121°C pour ce qui est de la force et de la température respectivement. Le domaine de compensation en température, c'est-à-dire où la sensibilité peut être ajustée en fonction de la température, de ces capteurs est de 15,6°C à 71,1°C.

Tableau IV

Sensibilité des cellules de charge

Cellule de charge	Sensibilité	
	[mV/V]	[mV/g]
1	1,910	421,1E-6
2	1,994	439,6E-6
3	2,070	456,4E-6
4	2,729	601,6E-6
5	2,781	613,1E-6
6	1,968	433,9E-6

Ces cellules de charge fournissent une réponse (variation du signal de sortie) que lorsqu'une charge est en contact avec la zone de sensibilité; elles ne peuvent par conséquent que lire des charges en compression.

3.1.1.4 Thermocouple

Dans chaque spécimen, un thermocouple de type K (SA1-K, Newport) mesure les variations de température générées lors de la réaction exothermique de polymérisation du ciment osseux. Ce thermocouple est collé à la surface de la tige idéalisée, grâce à sa surface adhésive, à la même hauteur que la position du couvercle mobile.

3.1.1.5 Os cortical idéalisé

L'os cortical du fémur est représenté par un os synthétique (e-glass-filled epoxy) provenant de la compagnie Sawbones ou par un tube d'aluminium. L'utilisation de deux matériaux différents s'explique par l'obtention ou non d'adhésion radiale entre le ciment et l'os (plus de détails à la section 3.2.3.1).

L'os synthétique offre des propriétés mécaniques semblables à celles de l'os cortical du fémur où le module d'Young et la contrainte ultime en tension varient selon la direction considérée entre 12 et 17 GPa ainsi qu'entre 60 et 130 MPa respectivement (J. B. Park, 2003). À titre d'information, le tableau V présente les propriétés mécaniques de l'os synthétique. Par contre, les propriétés thermiques cet os synthétique n'ont pu être fourni par la compagnie.

Tableau V

Propriétés mécaniques de l'os synthétique Sawbones

Tension			Compression	
Contrainte ultime	Module d'Young	Déformation à la rupture	Contrainte ultime	Module d'Young
[MPa]	[MPa]	[%]	[MPa]	[MPa]
90	12 400	0,85	120	7600

Quelques modèles d'os ont été fabriqués pour s'adapter aux différents designs de tiges utilisées. Tous les os ont un diamètre extérieur de 40 mm et un trou simulant la cavité médullaire du fémur de 29 mm de diamètre (voir figure 26, page 48). La profondeur du trou et la longueur totale de l'os diffèrent selon les modèles de tiges. Le fond du trou est usiné de manière conique afin de faciliter le positionnement final de la tige. Le dessin de détails de l'os (modèle 2.1) se trouve à l'annexe 3.

3.1.1.6 Ciment osseux

Le ciment osseux Simplex[®] P a été utilisé dans les expériences pour deux principales raisons. Tout d'abord, ce ciment osseux possède une faible viscosité, ce qui permet de faciliter les manipulations (mélange, transfert du bol à l'os et insertion de la tige). Ensuite, le Simplex[®] P est le ciment qui a été, au plus grand nombre de reprises, l'objet d'études scientifiques portant sur la caractérisation des propriétés du ciment osseux (Lewis, 1997). L'épaisseur de l'anneau de ciment osseux formé dans le spécimen idéalisé est de 5,0 mm (voir figure 26, page 48).

3.1.2 L'enceinte thermique

L'enceinte thermique utilisée dans les expériences est un ancien réfrigérateur de comptoir vitré qui a été récupéré et modifié. En effet, le système de refroidissement a complètement été retiré pour être remplacé par une cellule Pelletier, des ailettes ainsi que des ventilateurs permettant un meilleur échange de chaleur (figure 30).

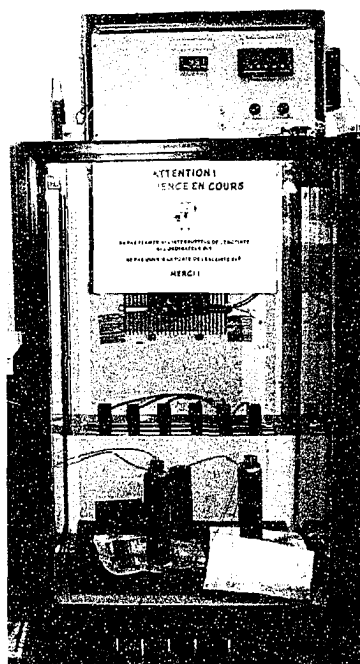


Figure 30 – Enceinte thermique

La température à l'intérieur de l'enceinte thermique est contrôlée et maintenue à 37°C grâce à un thermocouple (SA1-K, Newport) et une cellule Pelletier. La température contrôlée par le thermocouple à l'intérieur de l'enceinte a été validée à l'aide d'un thermomètre au mercure calibré. Tous les spécimens expérimentaux sont placés de façon stable sur un support cartonné situé à l'intérieur de l'enceinte.

3.1.3 Système d'acquisition de données

Ce n'est pas tout que d'avoir des spécimens idéalisés bien conçus, des cellules de charge de qualités ainsi que de bons thermocouples. En effet, encore faut-il s'assurer que les signaux envoyés par ces deux derniers capteurs soit reçus et traités adéquatement afin de permettre une bonne interprétation des résultats. Pour ce faire, il est indispensable d'utiliser des composants électroniques adéquats et de réaliser un programme d'acquisition pour la cueillette des données.

3.1.3.1 Traitement de signal des capteurs

Avant d'être amplifié et filtré par le module de conditionnement SCC-SG24 (National Instruments Inc. ou NI), le signal de sortie, ou « output », de chacune des cellules de charge est d'abord aiguillé par un multiplexeur à huit canaux (ADG-407, Analog Devices), ce qui permet de lire les données sur plusieurs cellules lors d'une même expérience tout en utilisant un seul module de conditionnement : ceci diminue grandement les coûts reliés au montage. De plus, comme la carte d'acquisition utilisée dans les expériences (PCI-6221 M Series, NI) ne permet pas de lire ou d'envoyer plus d'un signal à la fois, il n'y a alors aucun avantage réel à avoir un conditionneur pour chaque cellule de charge. Il est aussi important de mentionner que le module SCC-SG24 fournit la source d'excitation pour les cellules de charge (10 V converti en 5 V). Ensuite, le signal passe par le boîtier de transfert (SC-2345, NI) et est directement envoyé à la carte d'acquisition où le signal est numérisé avec une résolution de 16 bits. Finalement, le programme d'acquisition traite, converti et compile les données provenant du signal

initial. Cette routine recommence pour chaque cellule activée et autant de fois que demandé selon une durée de temps prédéterminée. La figure 31 montre une partie du montage de traitement des signaux.

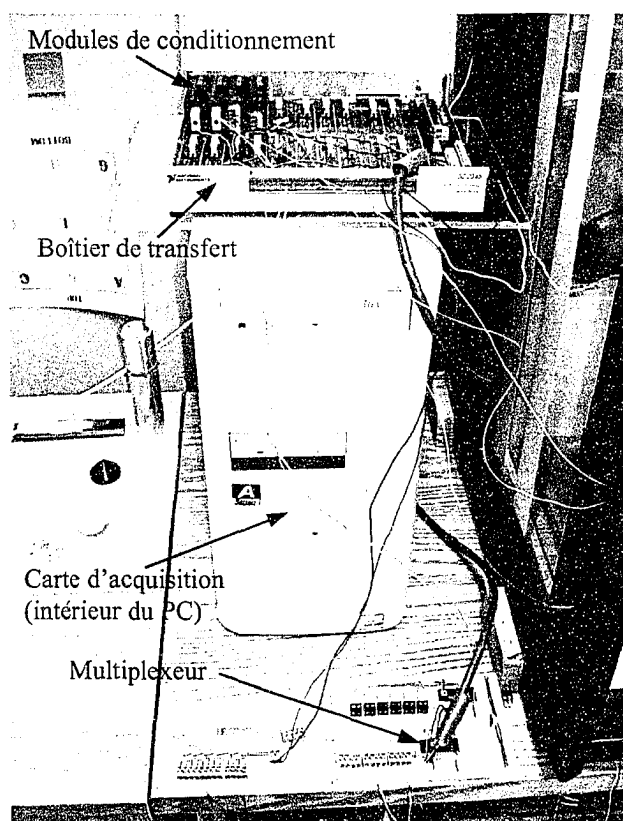


Figure 31 – Montage de traitement des signaux

Le signal provenant des thermocouples passe par un chemin semblable, à l'exception que les modules de conditionnement correspondant sont le SCC-TC01 et le SCC-TC02 (NI) et qu'aucun multiplexeur n'est utilisé. Les thermocouples des spécimens ne font que lire la température tandis que le thermocouple placé à l'intérieur de l'enceinte thermique sert de contrôle. La température mesurée dans l'enceinte est comparée à celle prescrite dans le programme; la carte d'acquisition envoie un signal à la cellule Pelletier afin que cette dernière chauffe ou non selon le cas.

La figure 32 illustre de façon schématique et simplifiée le chemin qu'emprunte le signal de sortie des différents capteurs.

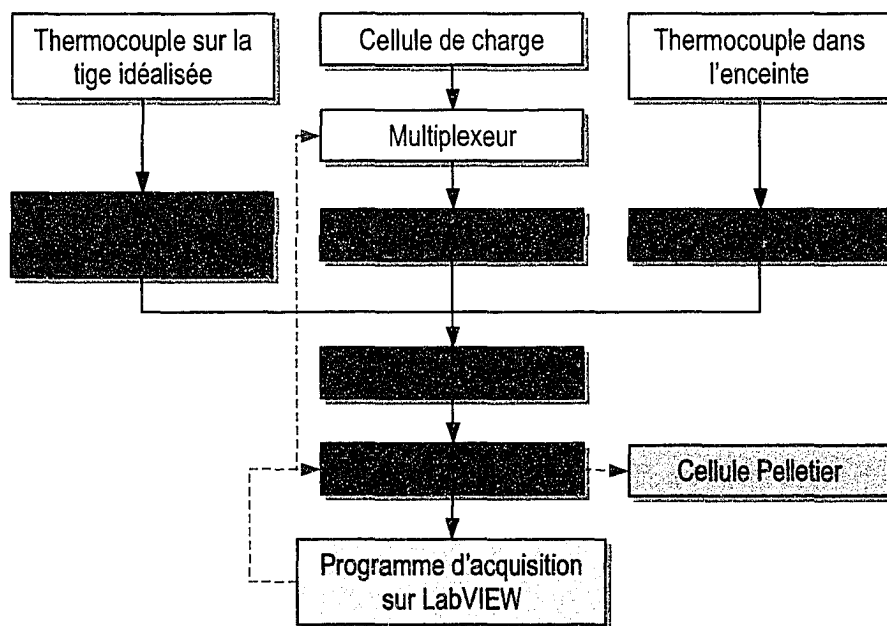


Figure 32 – Structure du traitement des signaux provenant des capteurs

3.1.3.2 Programme d'acquisition des données

Le programme d'acquisition, réalisé à l'aide du logiciel LabVIEW 7.0 (NI), remplit plusieurs fonctions qui peuvent être divisées en deux grandes catégories : le contrôle et le traitement. Par contrôle, il est question de l'ajustement des paramètres de l'acquisition dont le choix des spécimens à activer, les paramètres temporels, la température de contrôle, et la gestion des fichiers de sauvegarde. Quant au traitement, il est question de la manipulation des données provenant des capteurs, soit la conversion du signal des capteurs, l'affichage des données sur graphiques et la sauvegarde des données.

L'interface graphique du programme est simple. L'utilisateur choisi d'abord le ou les numéros de cellules de charges sur lesquelles l'acquisition sera réalisée. Il doit ensuite entrer les divers paramètres temporels dont le temps total de l'acquisition, le délai

d'échantillonnage ainsi que le délai d'enregistrement des données. La température de contrôle de l'enceinte doit être aussi spécifiée. De façon optionnelle, l'utilisateur peut entrer des détails supplémentaires concernant l'acquisition afin de pouvoir mieux se retrouver dans les fichiers contenant les données enregistrées. Finalement, l'utilisateur démarre le programme d'acquisition et suit en direct le décours temporel du signal de sortie des capteurs sur des graphiques.

3.2 Méthodologie expérimentale

La méthodologie expérimentale se doit d'être rigoureuse, car il y a un lot de paramètres dont il faut tenir compte et rien ne doit être laissé au hasard afin de permettre une analyse juste, précise et crédible des résultats à venir. La figure 33 illustre de façon schématique la méthodologie expérimentale employée.

La validation des cellules de charge est une étape réalisée une seule fois, à moins qu'un doute ne survienne sur le comportement d'une cellule en cours de route, avant que les expériences ne débutent. Avant chaque expérience, une préparation adéquate des spécimens est de mise. Ensuite, le spécimen est cimenté et la mesure des contraintes générées par le ciment osseux est entreprise. Finalement, après une certaine période de temps, le spécimen est détruit avec soin afin de récupérer la tige et la cellule pour une expérience ultérieure. Chacune de ces étapes est décrite en détail dans les paragraphes qui suivent.

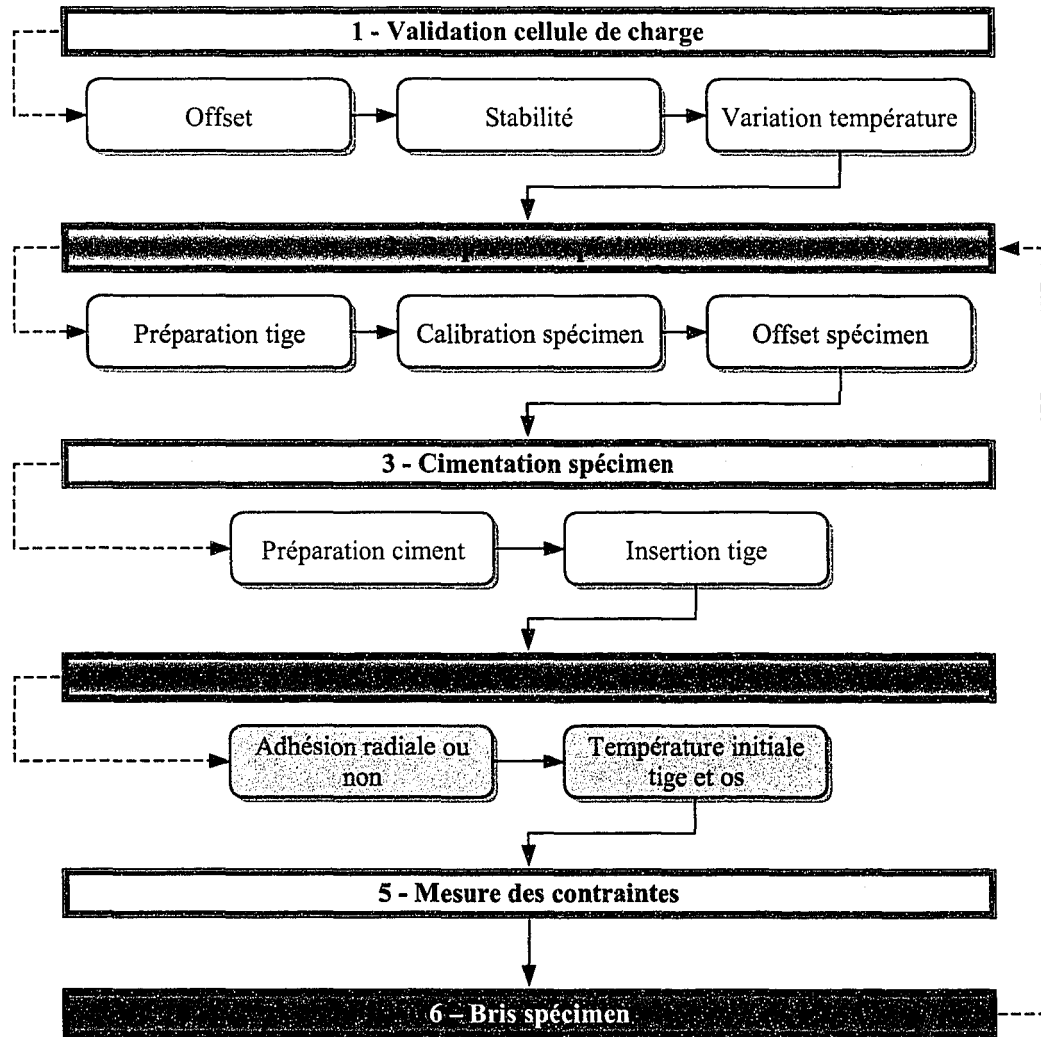


Figure 33 – Schématisation de la méthodologie expérimentale

3.2.1 Validation du comportement des cellules de charge

Afin de connaître le comportement des cellules de charge sous différentes conditions, plusieurs tests préliminaires ont été effectués avant de réaliser les acquisitions sur les spécimens cimentées.

3.2.1.1 Offset des cellules de charge

L'offset des cellules de charge correspond à la valeur du signal de sortie (« output ») lorsque aucun chargement n'est appliqué : cet offset provient simplement d'un déséquilibre initial du pont de Wheatstone. La mesure de l'offset se déroule sur une période de 24 heures à l'intérieur de l'enceinte thermique à une température de 37°C. Le tableau XVIII situé à l'annexe 4 contient l'ensemble des valeurs d'offset mesurées et des grammes correspondants pour chacune des cellules.

La valeur de l'offset peut varier grandement entre chacune des cellules pour une même condition. Étant donné que les cellules de charge utilisées ne peuvent mesurer que la compression, il va de soi que cette valeur d'offset sert donc de référence minimale et constitue le « zéro » de la cellule. Ainsi, si une cellule affiche cette valeur minimum, ceci correspond soit à une force ou une contrainte nulle, soit à une perte de contact entre la cellule et le couvercle de la tige idéalisée (donc de la tension, mais qui ne peut être mesurée).

3.2.1.2 Précision et stabilité des cellules de charge sous chargement connu

Il est primordial de s'assurer que les cellules de charge soient d'une très bonne précision et qu'elles soient bien stables dans le temps. Pour ce faire, un petit montage constitué d'un guide vertical et d'un chariot sur roulement à billes a été conçu (figure 34). Des poids sont placés sur le chariot afin d'appliquer la force désirée, correspondant aux contraintes résiduelles prévues, sur la cellule de charge. Tous les tests de stabilité et de précision ont été réalisés à 37°C. Un chargement total de 2508,4 g a été appliqué pendant deux heures sur chacune des cellules de charge, ce qui correspond à une contrainte de près de 0,1 MPa (selon l'aire du couvercle de la tige 2.01) sur le spécimen cimenté.

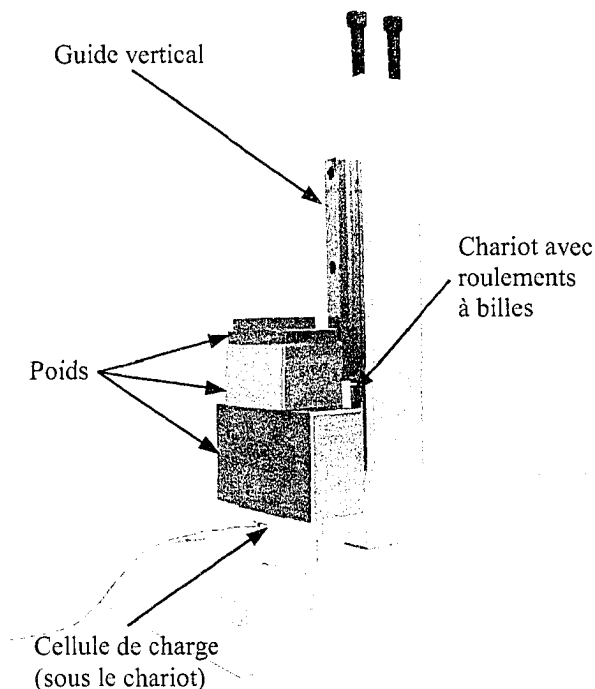


Figure 34 – Montage de stabilité

Le tableau XIX de l'annexe 4 résume les résultats obtenus lors de ce test. Ainsi, avec un pourcentage d'erreur maximal absolu de 1,8% (cellule #3), il est possible d'affirmer que le signal de sortie des cellules de charge est très précis et l'écart type indique aussi que le signal est très stable.

3.2.1.3 Effet de la variation de la température sur les cellules de charge

Lors de la polymérisation du ciment, les températures maximales peuvent atteindre des valeurs très élevées (voir section 2.3.1.2). Il est par conséquent primordial de connaître le comportement du signal de sortie des cellules de charge à différentes températures.

La variation de sensibilité fournie par la compagnie est de 0,01%/°F (ou 0,018%/°C) à l'intérieur du domaine de compensation (15,6°C à 71,1°C). Comme les cellules sont calibrées entre 23°C et 25°C, la sensibilité des cellules de charge se voit donc augmentée

d'environ 0,25% pour une utilisation à 37°C (température à laquelle les expériences se déroulent). Ainsi, pour une charge donnée appliquée sur la cellule et une sensibilité constante donnée, le signal de sortie (en mV) augmente en fonction de la température. L'effet de la variation graduelle de température de 24°C à 37°C a été étudié sur quatre cellules (#1, 3, 4 et 6) avec un chargement connu de 2508,4 g ou 5002,9 g. Les résultats montrent que le signal de sortie se comporte de manière différente entre les cellules : parfois le signal augmente et parfois il diminue. Toutefois, le pourcentage de différence du signal entre 24°C et 37°C demeure sous la barre des 2% (tableau XX de l'annexe 4).

La capacité de chauffage de l'enceinte thermique ne permet pas de chauffer de manière stable et précise à des températures supérieures à 40°C. Pour cette raison, aucun test de variation de température n'a pu être effectué à des températures élevées semblables à celles atteintes lors de la polymérisation. Toutefois, en suivant la même logique que précédemment, il est possible d'estimer l'erreur théorique lorsqu'une cellule est utilisée à une température de 71°C : l'erreur serait alors de seulement 0,86%. Pour des températures supérieures à 71°C (hors du domaine de compensation), l'erreur ne peut être établie avec certitude, car la variation de sensibilité n'est plus linéaire. Toutefois, les températures élevées atteintes lors de la polymérisation ne s'appliquent que pour une période de temps relativement courte et la température au centre de la tige est fort probablement moindre que celle atteinte à l'interface tige-ciment.

Ainsi, à la lumière des résultats de ces tests de variation de température, les pourcentages d'erreur des valeurs demeurent relativement faibles. De plus, l'erreur de stabilité (mesurée précédemment à la section 3.2.1.2) est incluse dans l'erreur causée par la variation de température étant donnée que les cellules sont sous chargement. Dans certains cas, l'erreur causée par la variation de température demeure à l'intérieur de l'erreur de stabilité.

3.2.2 Préparation des spécimens idéalisés

Le comportement des cellules de charge étant maintenant connu sous diverses conditions, il faut alors passer à une préparation rigoureuse des spécimens idéalisés. Avant de débiter la mesure des contraintes résiduelles dans le ciment, les composants doivent être préparés adéquatement et il est primordial de connaître le comportement de la cellule de charge à l'intérieur de la tige idéalisée. Les étapes suivantes constituent une routine se devant d'être respectée avant chaque expérience

3.2.2.1 Préparation de la tige métallique

Le corps de la tige et ses composants sont d'abord nettoyés à l'acétone afin d'enlever de leur surface toute trace de saleté et d'impureté. La cellule de charge est ensuite insérée dans son emplacement à l'intérieur du corps de la tige. Le guide d'ajustement et le couvercle sont placés dans le trou où se trouve la cellule de charge. Afin d'éviter que le ciment osseux ne pénètre dans les petites ouvertures situées sur le pourtour du couvercle, une pellicule (ruban adhésif) est appliquée par-dessus ce dernier (figure 35). Cette pellicule couvre toute la circonférence de la tige à la hauteur du couvercle. La pellicule n'adhère pas au couvercle, mais seulement tout autour de celui-ci, un peu comme le principe d'un petit pansement appliqué sur une plaie. Il est essentiel que cette pellicule soit très bien appliquée, car elle doit rendre complètement étanche à l'air le couvercle et la cellule de charge à l'intérieur de la tige pour la calibration ultérieure dans la chambre de pression. L'influence de cette pellicule sur les résultats est évaluée lors de la calibration des spécimens (section 3.2.2.2).

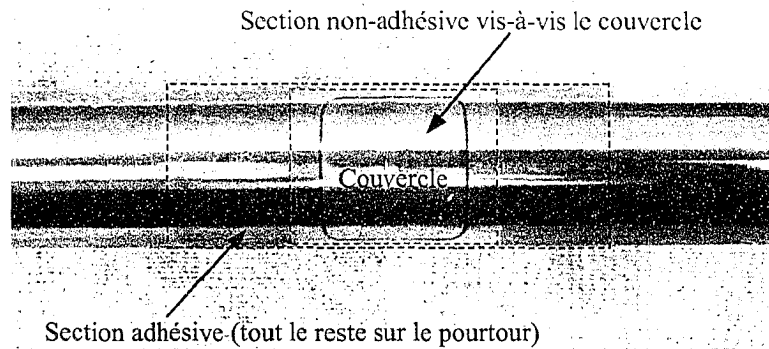


Figure 35 – Pellicule appliquée sur le couvercle de la tige idéalisée

Par la suite, un thermocouple de type K est collé sur la tige au niveau de la position du couvercle, mais diamétralement opposé à ce dernier. Cette dernière étape est réalisée avant la mesure de l'offset des spécimens (section 3.2.2.3). Finalement, la tige est laissée ainsi au repos afin de permettre à la pellicule de se relaxer et d'appliquer une pression constante (dans le temps) sur le couvercle.

3.2.2.2 Calibration des spécimens

La tige idéalisée est calibrée dans une chambre pressurisée avant chaque cimentation (figure 36). La pression à l'intérieur de cette chambre simule de manière homogène les contraintes radiales en compression. Ce montage permet d'évaluer le comportement des cellules de charge à l'intérieur de la tige idéalisée qui mesurent maintenant des forces via le couvercle mobile.

La tige à calibrer se trouve en position verticale dans la chambre de pression. Grâce à la pellicule installée par-dessus le couvercle de la tige ainsi qu'au tube (dans lequel les fils de la cellule y passent) reliant hermétiquement l'extrémité de la tige et la base de la chambre de pression, l'air contenu dans cette dernière ne peut pénétrer à l'intérieur de la tige; la cellule de charge se trouve donc complètement isolée de l'air de la chambre.

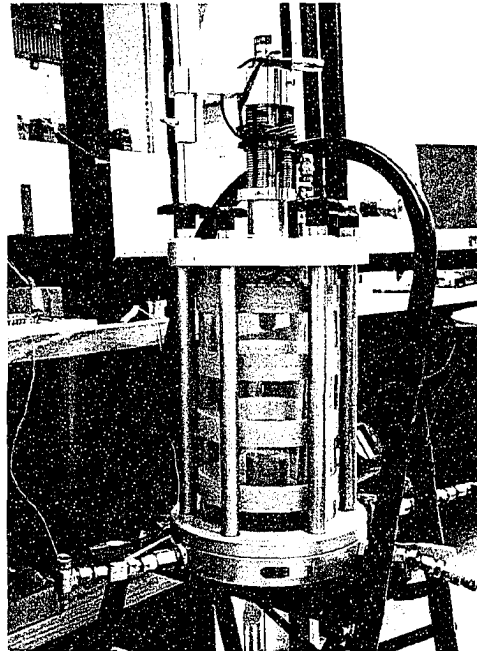


Figure 36 – Chambre de pression

Une pression contrôlée, à l'aide d'un régulateur, de 0 à 500 kPa est appliquée à un intervalle de 25 ou 50 kPa pendant un plateau de deux minutes trente secondes à l'intérieur de la chambre (le temps total d'un test est d'environ une heure). Le signal de sortie de la cellule de charge est converti en contrainte (ou pression), étant donné que l'aire active du couvercle est connue. Cette valeur est alors comparée à la pression à l'intérieur de la chambre (affichée par un manomètre). Ce test de calibration est répété trois fois sur chacun des spécimens avant chaque cimentation. Les courbes de calibration servent à établir un intervalle ou une plage d'erreur pour chaque spécimen. Les résultats des différentes calibrations sont présentés à la section 4.2.

3.2.2.3 Mesure de l'offset des spécimens

Une fois la calibration terminée à l'intérieur de la chambre pressurisée, la tige est placée en position verticale à l'intérieur de l'enceinte thermique à 37°C. Le spécimen est laissé ainsi pendant au moins 12 heures afin de s'assurer que la pellicule recouvrant le couvercle s'est bien relâchée. Par la suite, une acquisition de 24 heures est effectuée sur

le spécimen afin de déterminer l'offset de la cellule dans la tige. La valeur de l'offset du spécimen se doit d'être plus grande que celle de l'offset de la cellule de charge à vide, car la pellicule applique déjà une certaine pression, qui varie selon les essais, sur la cellule via le couvercle mobile. L'offset du spécimen constitue maintenant le nouveau « zéro » de la valeur du signal de sortie des cellules de charge avant la cimentation du spécimen.

3.2.3 Choix des conditions initiales du spécimen pour l'expérience

Certains paramètres ont été variés afin de vérifier quelques hypothèses et conclusions provenant de la littérature et qui sont relatives à la génération des contraintes résiduelles dans le ciment osseux : l'état des surfaces en contact avec le ciment et la température initiale de la tige et de l'os.

3.2.3.1 Adhésion radiale à l'interface ciment-os

En cours d'expérience, une certaine adhésion radiale entre le ciment et l'os synthétique usiné a été observée. Or, l'étude d'Ahmed et al. (1982b) a démontré que l'adhésion radiale influence les contraintes résiduelles générées dans le ciment osseux. Ainsi, afin de simuler un cas sans adhésion radiale à l'interface ciment-os, l'utilisation d'un os usiné dans l'aluminium s'avère donc un choix judicieux et simple étant donné que le ciment n'adhère pas à une surface lisse métallique.

3.2.3.2 Température initiale de la tige et de l'os

Différentes combinaisons de température initiale pour la tige et l'os sont simulés lors des expériences. Le tableau VI résume ces cas.

Tableau VI

Cas de combinaison de température de la tige et de l'os

Cas simulé	Température initiale [°C]	
	Tige	Os
Situation normale de pré-opération	24°C	37°C
Simulation implant fémoral pré-chauffé	37°C	24°C
Situation neutre de température	37°C	37°C

Une température de 24°C correspond à la température de la pièce. La température initiale de 37°C signifie que la tige et/ou l'os ont été placés dans l'enceinte thermique avant la cimentation. La température initiale de l'os est approximative puisque aucun thermocouple n'est collé sur ce dernier (contrairement à la tige).

3.2.4 Cimentation des spécimens idéalisés

Une fois que la tige et l'os sont à leur température initiale respective, il ne reste maintenant qu'à procéder à la cimentation de la tige dans l'os synthétique rempli de ciment osseux.

3.2.4.1 Préparation du ciment osseux

Le ciment osseux Simplex[®] P est préparé à la main selon les directives du fabricant Stryker. Deux sachets de poudre sont d'abord versés dans un bol de céramique et ensuite, deux fioles de liquide sont transvidées sur la poudre. Le tout est mélangé minutieusement avec une cuillère métallique pendant 1 min à 1 min 30 s afin d'obtenir un mélange homogène tout en faisant attention de ne pas trop incorporer de bulles d'air. Une fois le mélange terminé, le ciment est laissé au repos pendant 15 à 20 secondes avant d'être transvidé jusqu'au rebord de la cavité de l'os.

3.2.4.2 Insertion de la tige

L'os rempli de ciment est placé solidement sur le support cartonné à l'intérieur de l'enceinte thermique. La tige est ensuite insérée dans l'os rempli de ciment en prenant soin de l'insérer le plus verticalement possible. Le surplus de ciment osseux débordant est alors retiré et la porte de l'enceinte est rapidement refermée afin d'empêcher que la température ne diminue trop.

3.2.5 Mesure des contraintes résiduelles et de la température

Dès que le liquide et la poudre du ciment osseux sont en contact, le programme d'acquisition est lancé ($t = t_0$) et les contraintes ainsi que la température sont alors enregistrées.

3.2.5.1 Contraintes transitoires et température générée

Les contraintes transitoires sont considérées comme étant celles générées lors des trois premières heures ($t < 3h$). Parallèlement, la température à l'interface tige-ciment est enregistrée.

3.2.5.2 Évolution des contraintes résiduelles

L'évolution des contraintes à l'interface tige-ciment est mesurée sur une période de temps variant de quelques heures à quelques jours. Les contraintes résiduelles sont celles qui demeurent à l'intérieur du ciment osseux durci après qu'elles aient atteintes une certaine stabilité ou valeur maximale.

3.2.6 Bris des spécimens

Lorsque l'acquisition des contraintes résiduelles est terminée, le spécimen est « brisé » afin d'en récupérer la tige et la cellule de charge pour une expérience ultérieure. Ainsi, trois rainures longitudinales sont pratiquées le long de l'os jusqu'à la mi-épaisseur de la

couche de ciment. À l'aide d'un maillet et d'un pointeau ou d'un coin, l'os synthétique et le ciment osseux est soigneusement cassé en trois sections. L'os en aluminium, qui est ductile, est déformé afin de permettre le retrait de la tige avec soin.

3.3 Modèle numérique

Le montage expérimental est conçu pour mesurer les contraintes dans la direction radiale seulement. Or, tel que décrit à la section 2.4, beaucoup d'études présentent leurs résultats en terme de contraintes circonférentielles. Afin d'obtenir les contraintes circonférentielles à l'interface tige-ciment à partir de nos résultats expérimentaux, un modèle numérique a été développé à l'aide du logiciel d'éléments finis Ansys. Ce modèle simpliste est constitué d'un quart de section représentant la tige et le ciment osseux (figure 37). Ce modèle ne simule pas dynamiquement la polymérisation du ciment osseux et n'est pas créé dans le but d'obtenir la distribution des contraintes dans toute l'épaisseur de ciment. Un simple gradient de température négatif simulant le ciment se contractant autour de la tige et générant les contraintes radiales mesurées expérimentalement à l'interface tige-ciment est appliqué au ciment osseux. Par la suite, il ne suffit qu'à extraire du modèle les contraintes circonférentielles correspondantes.

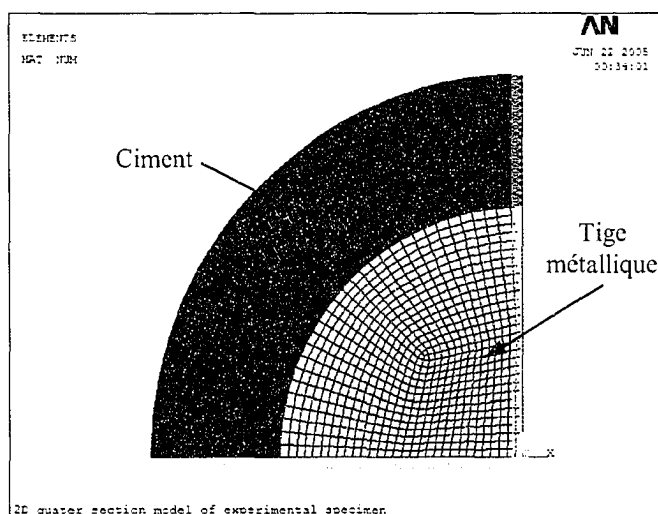


Figure 37 – Modèle numérique simplifié de la section d'un spécimen

Les propriétés appliquées aux matériaux modélisés sont décrites dans le tableau VII. Les propriétés mécaniques du ciment osseux utilisé dans ce modèle proviennent de l'étude de Ahmed et al. (1982b) où le ciment Simplex P avait aussi été utilisé.

Tableau VII

Propriétés mécaniques des matériaux inclus dans le modèle numérique

Propriétés		Tige	Ciment osseux
Module d'Young	E	200 GPa	2,07 GPa
Coeff. de Poisson	ν	0,3	0,3
Coeff. d'expansion thermique	α	n/a	$4,7 \times 10^{-5} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$

Le modèle est constitué de 975 éléments PLANE 183 en condition d'état plan de déformations généralisées (« generalized plane strain »). Le rayon de la tige et l'épaisseur de ciment sont de 9,5 mm et 5,0 mm respectivement comme les spécimens expérimentaux.

Dans ce modèle, l'os cortical n'est pas modélisé étant donné que le résultat voulu suite à l'application du gradient de température soit que le ciment se contracte vers la tige. Or, comme les lignes sont conjointes entre les aires (tige, ciment et os) du modèle, le ciment se contracte vers l'interface ciment-os lorsque l'os est modélisé et ce à cause du contact « collé » entre le ciment et l'os. Le programme créé pour ce modèle numérique est inclus à l'annexe 5.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

4.1 Historique et détails des expériences réalisées

Au total, 20 essais expérimentaux ont été réalisés. Cependant, les cinq premiers essais effectués avec le premier modèle de tige (1.0) n'ont pas été concluants : aucune valeur de contraintes résiduelles n'a été mesurée. Ces essais ont surtout servi à peaufiner la méthodologie ainsi que le montage expérimental. Par conséquent, il ne sera pas question de ces expériences dans la présentation des résultats.

Le tableau VIII décrit en détails les spécimens utilisés lors des expériences réalisées avec les trois modèles de la deuxième version des tiges idéalisées (2.0, 2.01 et 2.1). Sept essais ont été effectués avec le modèle de tige 2.1, sept autres avec le modèle 2.01 et un seul avec le modèle 2.0. La nomenclature de ces essais est expliquée à la figure 38. Parmi les 15 essais considérés, dix se sont avérés fonctionnels selon les objectifs et hypothèses de départ formulés, c'est-à-dire que l'anneau de ciment osseux s'est contracté vers la tige idéalisée lors de la polymérisation et par conséquent, des contraintes radiales en compression ont pu être mesurées. Ces essais sont représentés en vert dans le tableau VIII. Cependant, seul neuf de ces dix essais sont considérés pour l'analyse étant donné que les données d'un essai ont été perdues. Finalement, cinq essais expérimentaux ont été considérés comme non-fonctionnels (selon les hypothèses de départ), car aucune contrainte résiduelle en compression n'a été mesurée. Ces derniers essais ont tout de même permis de porter certaines observations et réflexions pouvant mener à la compréhension de la formation des contraintes résiduelles.

Tableau VIII

Description des spécimens utilisés lors des différents essais expérimentaux

Essai #	Date	Tige		Os		Cellule #	Calibration	Thermocouple
		modèle, #	T ₀	matériau	T ₀			
B1-SPE	19/05/04	2.0 #1	37°C	Sawbones	24°C	3	non	non
C1-SPE	28/05/04	2.01 #?	37°C	Sawbones	24°C	4	non	non
C2-SPE ¹⁰	03/06/04	2.01 #1	37°C	Sawbones	24°C	5	oui ¹¹	non
C3-SPE	29/07/04	2.01 #?	37°C	Sawbones	24°C	5	oui	non
C4-SEP	17/12/04	2.01 #1	24°C	Sawbones	37°C	4	oui	oui
C5-SEE	12/01/05	2.01 #2	37°C	Sawbones	37°C	2	oui	oui
C6-APE	21/01/05	2.01 #3	37°C	Alu.	24°C	4	non	oui
D1-SPE	14/03/05	2.1 #1	37°C	Sawbones	24°C	1	oui	oui
D2-SEE	31/03/05	2.1 #1	37°C	Sawbones	37°C	1	oui	oui
D3-SEE	31/03/05	2.1 #2	37°C	Sawbones	37°C	4	oui	oui
D4-SEE	11/05/05	2.1 #1	37°C	Sawbones	37°C	1	oui	oui
D5-SEE	12/05/05	2.1 #2	37°C	Sawbones	37°C	4	oui	oui
D6-AEE	19/05/05	2.1 #2	37°C	Alu.	37°C	1	oui	oui
D7-APE	14/06/05	2.1 #1	37°C	Alu.	24°C	2	oui	oui
C7-SEP	22/06/05	2.01 #1	24°C	Sawbones	37°C	4	oui	oui

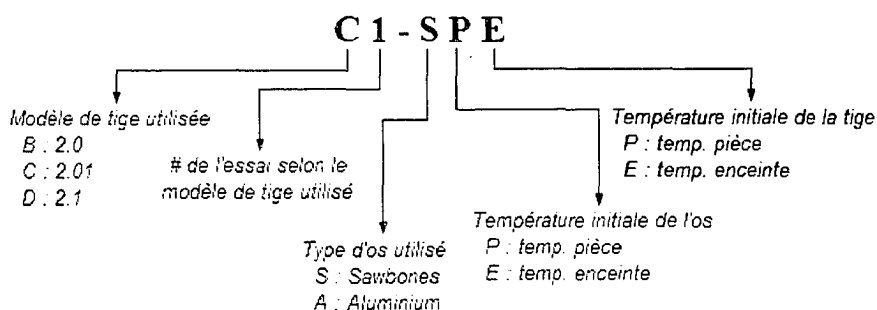


Figure 38 – Nomenclature des essais expérimentaux

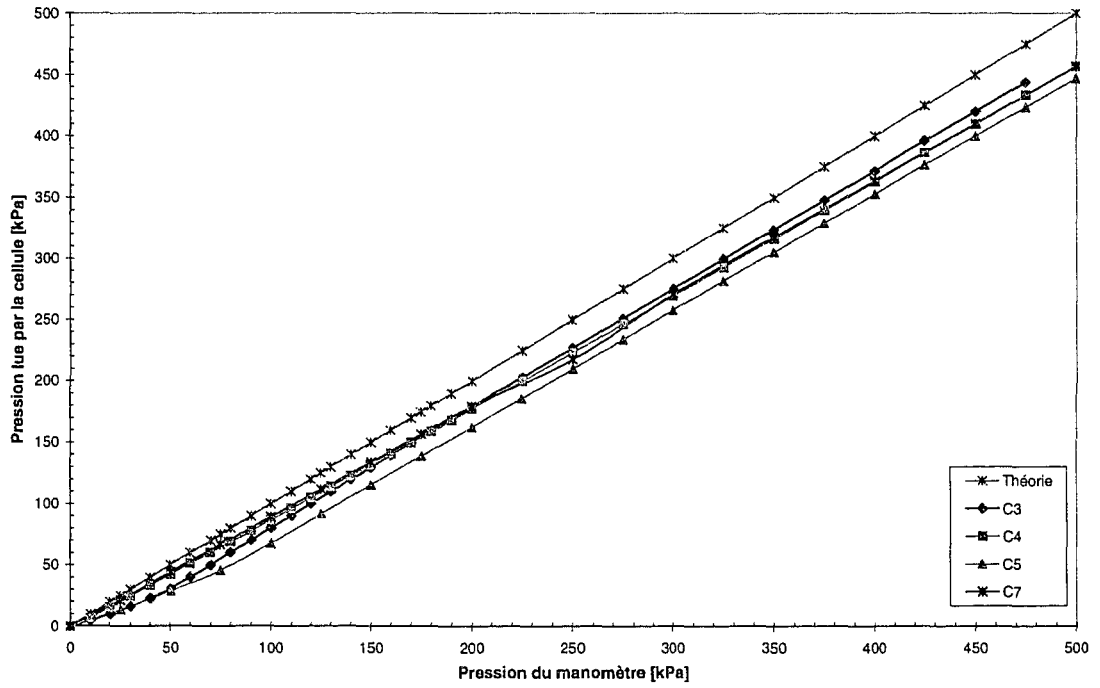
¹⁰ Données d'acquisition perdues à cause d'une coupure de courant accidentelle.¹¹ Calibration effectuée manuellement.

Le ciment osseux Simplex[®] P a été utilisé et préparé à la main et les dimensions importantes des spécimens expérimentaux (diamètre de la tige et épaisseur de ciment) n'ont jamais été modifiées. L'absence de thermocouples pour les essais B1-SPE, C1-SPE, C2-SPE et C3-SPE s'explique par le fait que le montage d'acquisition initial n'était pas conçu pour recevoir et permettre la lecture de tels capteurs.

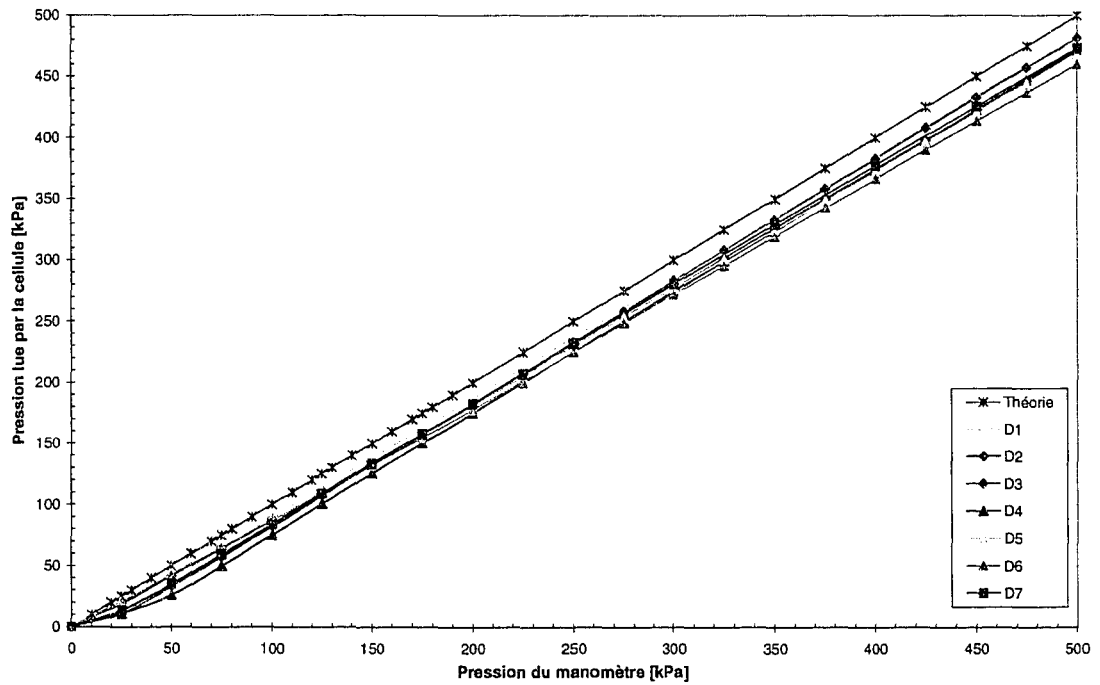
Les contraintes radiales mesurées à l'interface tige-ciment ont été divisées en deux catégories : transitoires et résiduelles. La première correspond aux contraintes générées lors de la polymérisation du ciment osseux et jusqu'à trois heures d'acquisition. Les contraintes résiduelles sont celles demeurant dans le ciment osseux après avoir atteint une certaine stabilisation ($t > 3h$).

4.2 Calibration des spécimens

Aucune calibration n'a été effectuée pour les deux premiers essais (B1-SPE et C1-SPE). Les résultats de la première calibration (C2-SPE) ne seront pas présentés, car celle-ci a été réalisée manuellement (pas de données enregistrées) et a plutôt servi à établir la marche à suivre pour les calibrations suivantes. Les graphiques 1 et 2 présentent les courbes de calibrations des modèles de tiges 2.01 et 2.1 respectivement, en comparaison avec la droite théorique de la pression appliquée (en rouge). Les valeurs de pressions lues sont toutes inférieures aux valeurs de la pression appliquée (selon le manomètre) dans la chambre de pression.



Graphique 1 – Courbes de calibration des tiges modèle 2.01



Graphique 2 – Courbes de calibration des tiges modèle 2.1

Entre 0 et 50 kPa, les courbes de calibration s'éloignent rapidement de la droite théorique. Au-delà de 50 kPa, les courbes sont très linéaires, mais sans être totalement parallèles avec la droite théorique : elles s'éloignent de plus en plus avec l'augmentation de la pression appliquée. Toutefois, le pourcentage d'erreur entre ces deux courbes diminue, car cette différence augmente dans une proportion moindre à l'augmentation de la pression appliquée.

Le tableau IX et le tableau X montrent, pour les modèles de tiges 2.01 et 2.1 respectivement, le pourcentage d'erreur théorique (équation 4.1) ainsi que le pourcentage d'ajustement de lecture (équation 4.2) servant à ajuster les valeurs lues par la cellule de charge. Les tables et graphiques d'ajustements de lectures provenant de chaque calibration sont inclus à l'annexe 8 et servent à définir un intervalle de valeur de contraintes pour chaque essai.

$$\% \text{ erreur}_{théo} = \frac{P_{luc} - P_{théo}}{P_{théo}} \quad (4.1)$$

$$\% \text{ ajustement lecture} = \frac{P_{théo} - P_{luc}}{P_{luc}} \quad (4.2)$$

Pour une pression inférieure à 150 kPa, le pourcentage d'erreur entre les deux modèles de tige est sensiblement identique. Le pourcentage d'erreur devient inférieur à 10% pour une pression appliquée de 350 kPa et 200 kPa pour les modèle de tige 2.01 et 2.1 respectivement. À 500 kPa, l'erreur du modèle 2.1 est environ 1,6 fois inférieure à celle du modèle 2.01 (5,7% contre 9,3% respectivement). Par conséquent, à la lumière des résultats des différentes calibrations effectuées, il est possible d'affirmer que, le modèle 2.1 est un peu plus précis que le modèle 2.01, mais cela ne signifie aucunement que les résultats obtenues avec le modèle de tige 2.01 sont moins valides.

Tableau IX

Valeur moyenne lue lors de la calibration des tiges 2.01

Pression manomètre	Valeur moyenne lue	Différence		% ajustement lecture
		[kPa]	% erreur théo.	
0	n/a	n/a	n/a	n/a
50	36,5	-13,6	-27,1%	37,2%
100	80,9	-19,1	-19,1%	23,6%
150	127,6	-22,4	-14,9%	17,6%
200	174,5	-25,5	-12,8%	14,6%
250	219,4	-30,6	-12,2%	13,9%
300	268,2	-31,8	-10,6%	11,9%
350	315,5	-34,5	-9,9%	10,9%
400	362,8	-37,2	-9,3%	10,3%
450	410,1	-40,0	-8,9%	9,7%
500	453,5	-46,5	-9,3%	10,3%

Tableau X

Valeur moyenne lue lors de la calibration des tiges 2.1

Pression manomètre	Valeur moyenne lue	Différence		% ajustement lecture
		[kPa]	% erreur théo.	
0	n/a	n/a	n/a	n/a
50	37,1	-12,9	-25,9%	34,9%
100	84,5	-15,5	-15,5%	18,3%
150	132,7	-17,3	-11,5%	13,0%
200	181,2	-18,8	-9,4%	10,4%
250	230,0	-20,0	-8,0%	8,7%
300	278,7	-21,3	-7,1%	7,7%
350	327,3	-22,7	-6,5%	6,9%
400	375,7	-24,3	-6,1%	6,5%
450	424,5	-25,5	-5,7%	6,0%
500	471,7	-28,3	-5,7%	6,0%

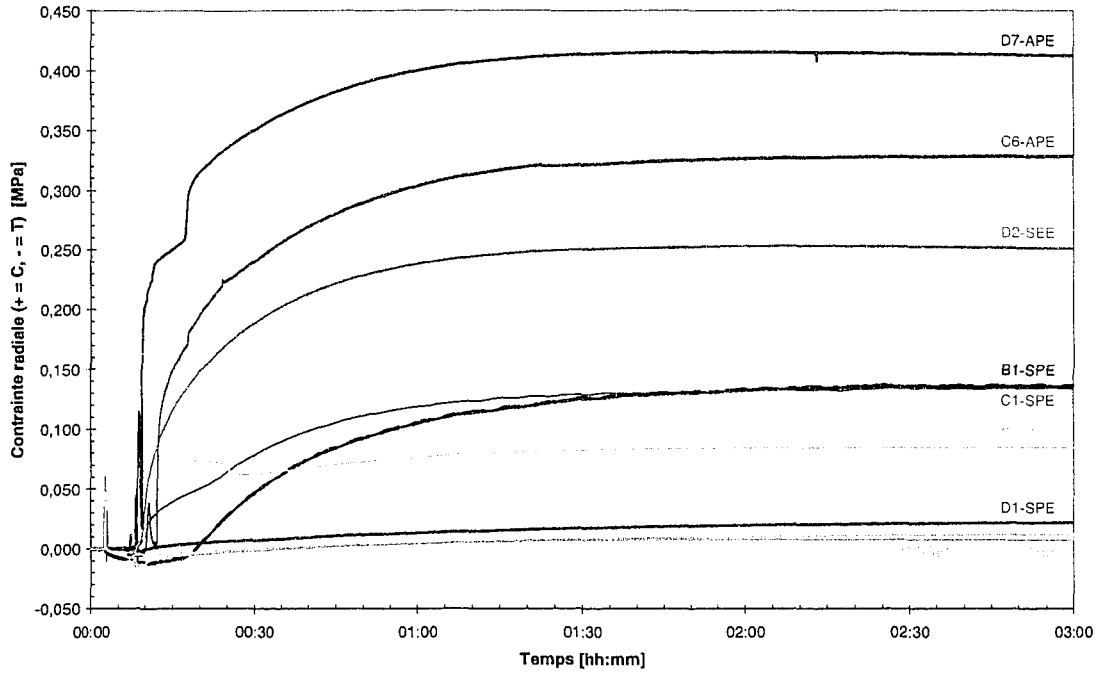
4.3 Contraintes radiales transitoires mesurées

Le point de départ (t_0) de la mesure des contraintes radiales générées par le ciment osseux est l'instant où la poudre et le liquide constituant le ciment osseux sont mélangés. Des valeurs positives de contraintes mesurées correspondent à un état de compression; par conséquent, une valeur négative correspond à un état de tension probable. Les cellules de charges utilisées ne mesurent que la compression, mais comme l'offset des spécimens (cellule de charge à l'intérieur de la tige) est plus élevé que l'offset de la cellule seule, il est possible de mesurer jusqu'à une certaine valeur de tension pour chaque spécimen lorsque le signal de sortie se trouve entre ces deux valeurs de références.

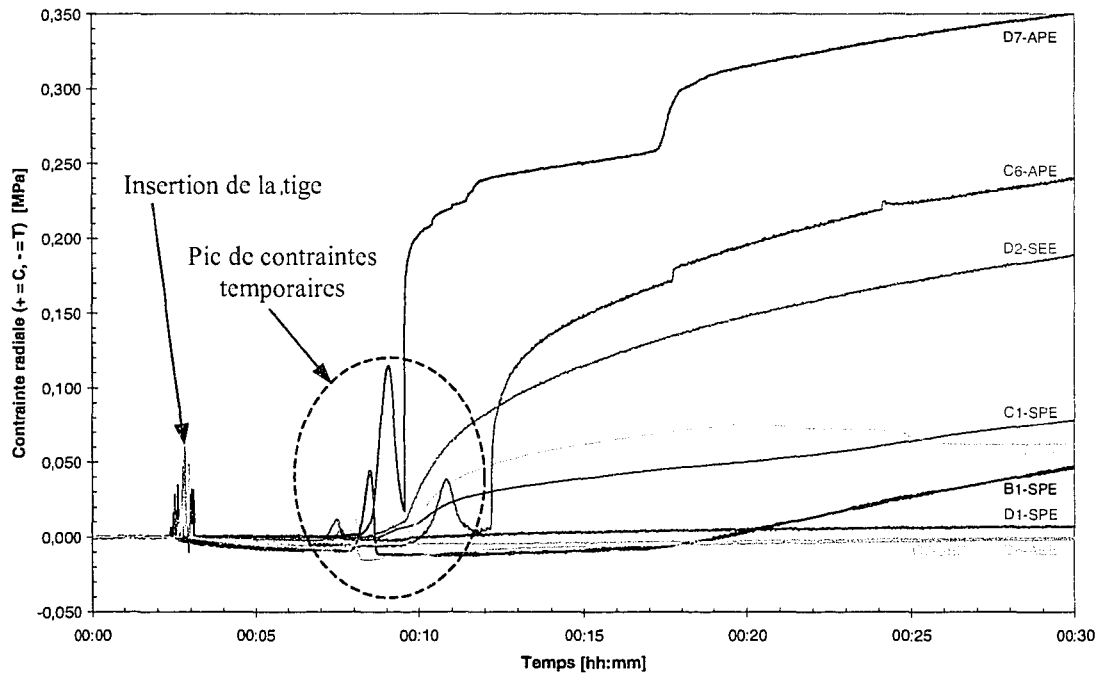
4.3.1 Essais fonctionnels : contraintes transitoires en compression

La génération des contraintes radiales pendant le processus de polymérisation du ciment osseux suit une même tendance pour l'ensemble des essais expérimentaux fonctionnels. Pour les neuf essais considérés, l'évolution des contraintes transitoires peut être suivie sur le graphique 3 (trois premières heures de l'acquisition) ainsi que sur le graphique 4 (détail sur les premières 30 minutes). Les graphiques des six premières heures de l'acquisition pour chacun des essais sont disponibles à l'annexe 6. Pour chaque essai, un premier pic de contraintes correspondant à l'insertion de la tige (2 min 30 sec à 3 min 30 sec) dans l'os rempli de ciment est observé (tableau XIV). Des contraintes en compression sont alors générées par le ciment qui s'oppose en quelque sorte à l'insertion de la tige; ce pic de contraintes n'est pas considéré dans l'analyse des résultats. Immédiatement après la fin de l'insertion de la tige dans le ciment, les contraintes diminuent un peu.

Quelques instants après le pic correspondant à l'insertion de la tige, un pic de contraintes temporaires durant à peine une minute et dont la valeur varie entre -0,009 (tension) et 0,115 MPa, apparaît entre environ 7 min et 11 min (tableau XI et graphique 5). La valeur de ce pic de contraintes temporaires est en compression, sauf pour les essais C7-SEP et D6-AEE où ce pic semble se retrouver en tension. Quelques minutes après ce pic de contraintes temporaires, les contraintes se remettent soudainement à augmenter pour la majorité des essais sauf pour l'essai #D7-APE où les contraintes ont augmenté immédiatement après le pic de contraintes temporaires. Par la suite, les contraintes continuent d'augmenter pour finalement se stabiliser, en quelque sorte, après deux à trois heures; les contraintes radiales en compression mesurées atteignent une valeur maximale de 0,42 MPa (graphique 3).



Graphique 3 – Contraintes radiales transitoires mesurées à l'interface tige-ciment (0-3h)

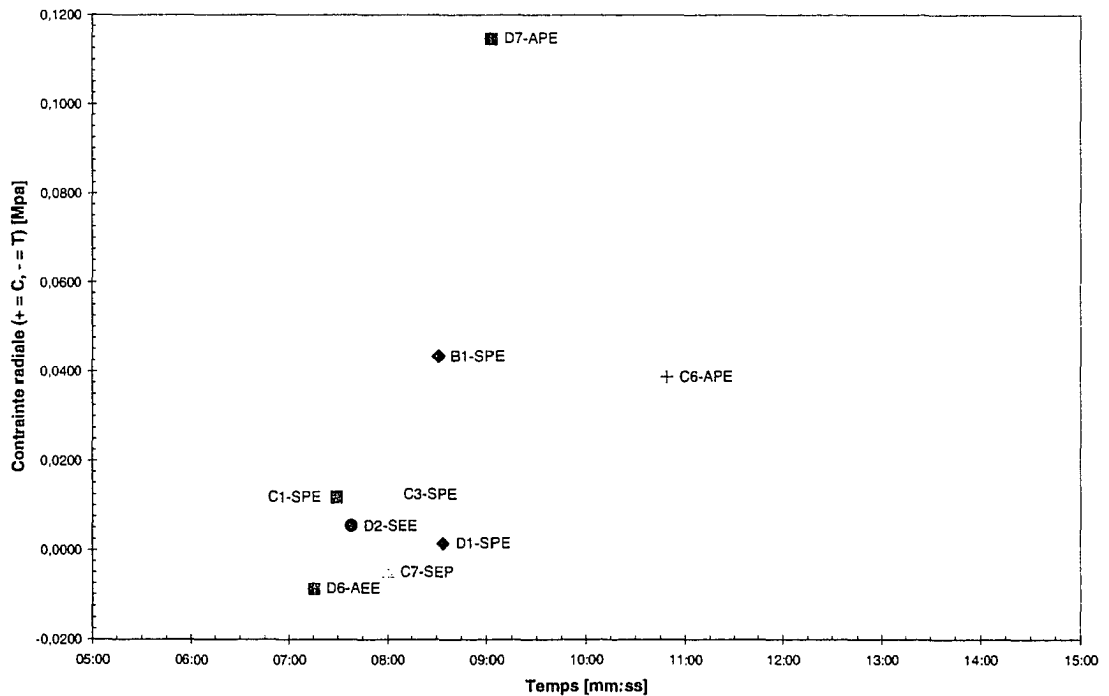


Graphique 4 – Contraintes radiales transitoires mesurées à l'interface tige-ciment (0-1/2h)

Tableau XI

Mesure des contraintes radiales transitoires

Essai #	Insertion de la tige	Pic de contraintes temporaires		Début approximatif génération des contraintes	Valeur des contraintes après 3h
	[mm:ss]	[mm:ss]	[MPa]	[mm:ss]	[MPa]
B1-SPE	3:00	8:31	0,043	17:44	0,136
C1-SPE	3:00	7:29	0,012	8:40	0,134
C3-SPE	3:30	8:02	0,013	8:40	0,085
C6-APE	2:38	10:49	0,039	12:12	0,329
C7-SEP	2:56	8:00	-0,005	8:35	0,008
D1-SPE	2:56	8:34	0,002	9:30	0,022
D2-SEE	2:50	7:38	0,005	9:00	0,245
D6-AEE	3:35	7:15	-0,009	14:00	0,012
D7-APE	3:02	9:03	0,115	9:33	0,412



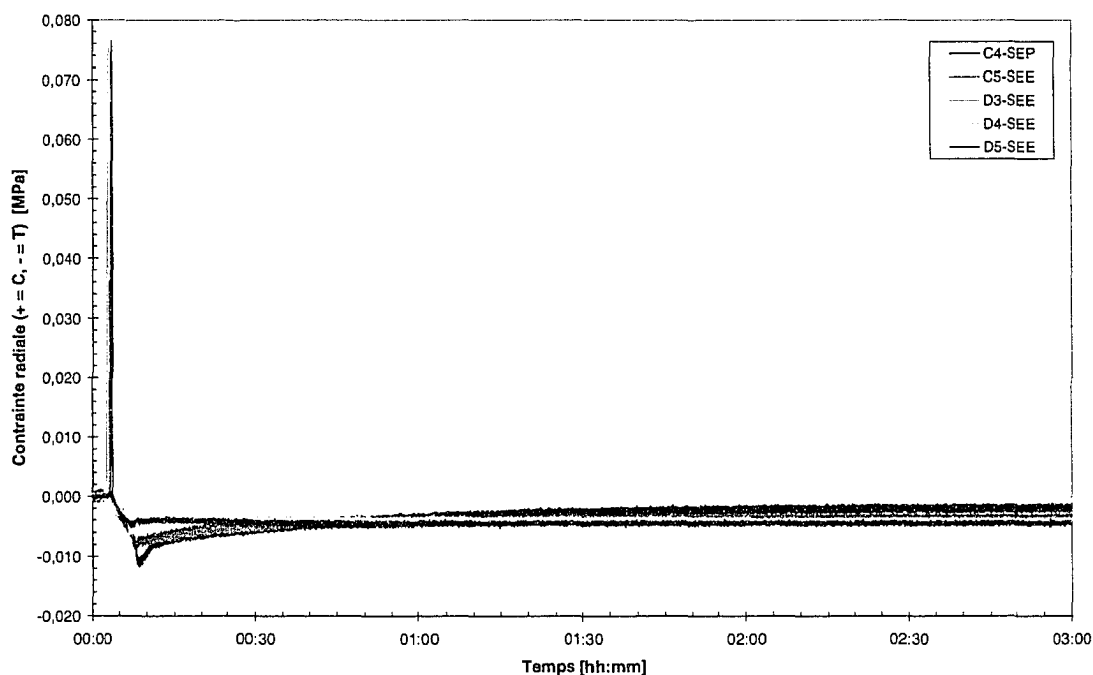
Graphique 5 – Pic de contraintes temporaires pour les différents essais

Aucune corrélation directe entre la valeur du pic temporaire de contraintes et la grandeur des contraintes radiales après trois heures ne peut être établie. Néanmoins, la tendance observée veut que plus le pic temporaire de contrainte soit élevé, plus les contraintes générées semblent être importantes. De plus, les pics de contraintes temporaires sont plus élevés pour les essais où des os en aluminium à température pièce ont été utilisés. Les pics les plus faibles ont été mesurés lorsque les os, peu importe le matériau, étaient dans l'enceinte (37°C) avant le mélange du ciment.

4.3.2 Essais expérimentaux non-fonctionnels

Pour cinq des essais expérimentaux, les courbes de génération des contraintes sont demeurées tout juste sous la barre du zéro ($\sigma_{\text{résiduelle}} \leq 0$), ce qui correspond ici à de la tension ou à un décollement de l'interface tige-ciment. Les valeurs mesurées après trois heures d'acquisition sont comprises entre -0,004 et -0,001 MPa (graphique 6). Ces essais sont considérés comme des échecs au plan de la mesure des contraintes et ce pour deux principales raisons : l'ensemble tige-cellule n'est pas conçu pour mesurer la tension et les courbes de contraintes ont tendances à revenir vers la valeur zéro.

Par conséquent, ces essais n'ont pas fait place à une analyse détaillée en ce qui concerne les contraintes, mais les températures enregistrées sont tout de même analysées. Il est à noter que pour la totalité des essais non-fonctionnels, un os synthétique placé dans l'enceinte thermique (37°C) avant le mélange du ciment a été utilisé.



Graphique 6 – Contraintes mesurées pour les essais considérés non-fonctionnels

4.3.3 Mesure de la température

Le tableau XII énumère la valeur maximale de la température ainsi que le temps post-mélange correspondant. Pour la totalité des essais, la température maximale est atteinte entre environ 7 min à 11 min et celle-ci varie entre 48°C et 94°C. Finalement la température diminue jusqu'à 37°C après environ 1 heure 30 minutes à 2 heures.

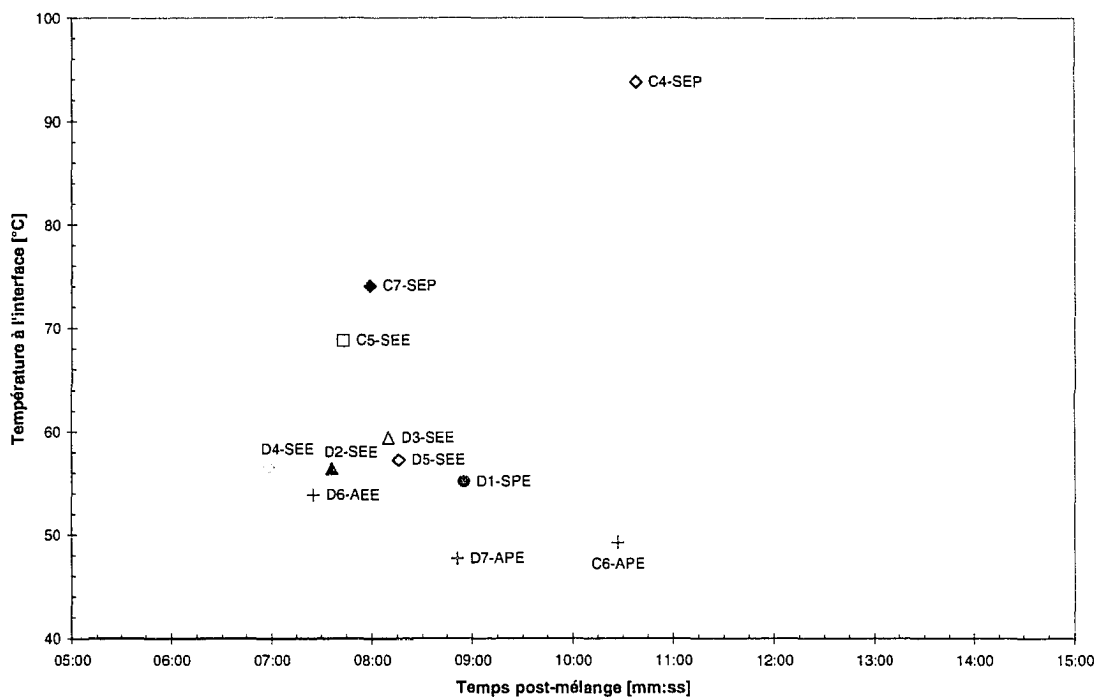
L'utilisation de l'os synthétique par rapport à un os en aluminium résulte dans tous les cas à des températures maximales plus élevées et ce indépendamment de la température initiale de la tige et de l'os. Pour les essais avec une tige à la température de l'enceinte à 37°C (SxE), la température maximale moyenne atteinte (60°C) est supérieure lorsque l'os synthétique était initialement placé dans l'enceinte comparativement au cas où l'os était à la température pièce (55°C). La même tendance est observée pour l'os en aluminium.

Tableau XII

Mesure de la température à l'interface tige-ciment

Essai #	Temps du pic de température	Température atteinte au pic
	[mm:ss]	[°C]
C4-SEP	10:38	93,8
C5-SEE	7:43	68,8
C6-APE	10:27	49,3
C7-SEP	7:59	74,1
D1-SPE	8:55	55,2
D2-SEE	7:36	56,4
D3-SEE	8:10	59,5
D4-SEE	6:58	56,6
D5-SEE	8:16	57,3
D6-AEE	7:25	53,9
D7-APE	8:51	47,8

Le graphique 7 montre les températures maximales obtenues pour chaque essai. Les essais où la tige et l'os sont initialement à 37°C ont généré des températures maximales comprises entre 54°C et 69°C entre 7 et 9 minutes. La température atteinte pour cinq de ces six essais se situe entre 54°C et 60°C. Les deux valeurs de températures maximales, soit 94°C et 74°C, ont été mesurées pour les essais C4-SEP et C7-SEP respectivement, c'est-à-dire pour les cas simulant les conditions initiales normales d'un implant fémoral (tige à la température pièce et os à 37°C initialement). Les températures maximales les plus faibles ont été mesurées lorsqu'un os en aluminium a été utilisé.



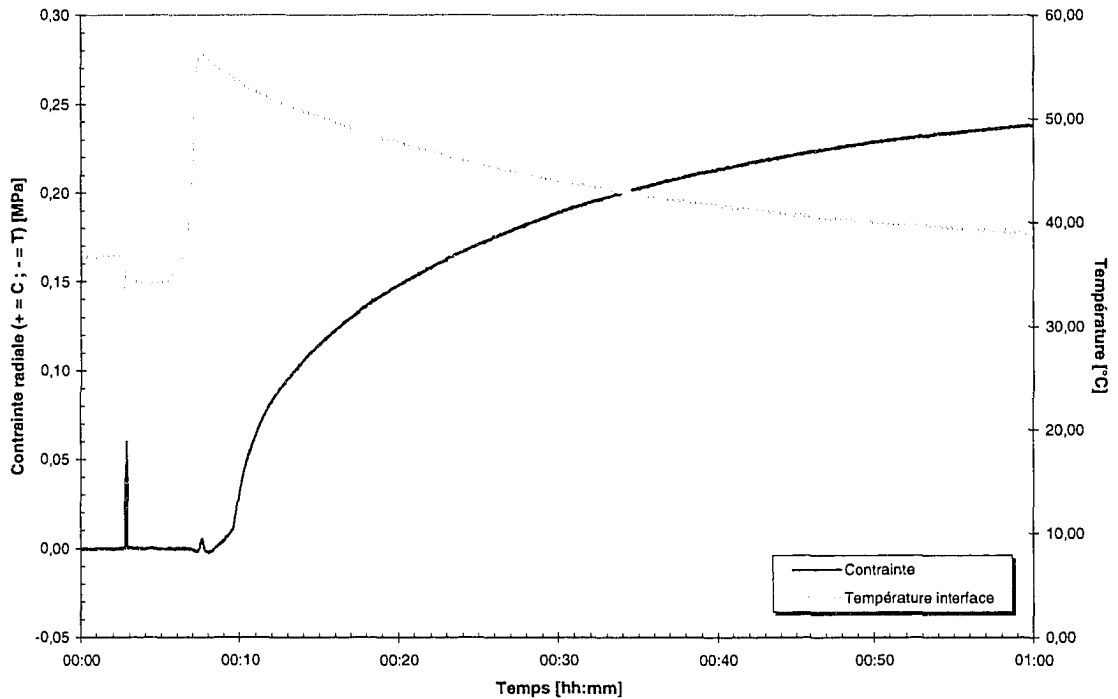
Graphique 7 – Temps et valeur de la température maximale atteinte

4.3.4 Génération de contraintes transitoires versus variation de température

Pour la majorité des essais (11 sur 15), la formation des contraintes radiales a été mesurée parallèlement à l'évolution de la température à l'interface tige-ciment. Autant pour les expériences fonctionnelles ($\sigma_{\text{résiduelle}}$ en compression) que non-fonctionnelles ($\sigma_{\text{résiduelle}} \leq 0$), il est possible de procéder à certaine corrélation entre les courbes de contraintes et de température.

4.3.4.1 Relation contraintes et température pour les essais fonctionnels

Le graphique 8 représente un exemple typique d'une courbe de génération de contraintes et de température mesurées simultanément lors d'une expérience. Les graphiques de chacun des essais réalisés sont inclus à l'annexe 6.



Graphique 8 – Mesure des contraintes et de la température pour l'essai #D2-SEE

Le pic de température survient dans tous les cas presque en même temps que le pic temporaire de contraintes (comparer tableau XI et tableau XII) et l'augmentation des contraintes débute lorsque la température a déjà commencé à décroître. Aucune corrélation ne peut être établie entre l'amplitude du pic temporaire de contraintes et du pic de température.

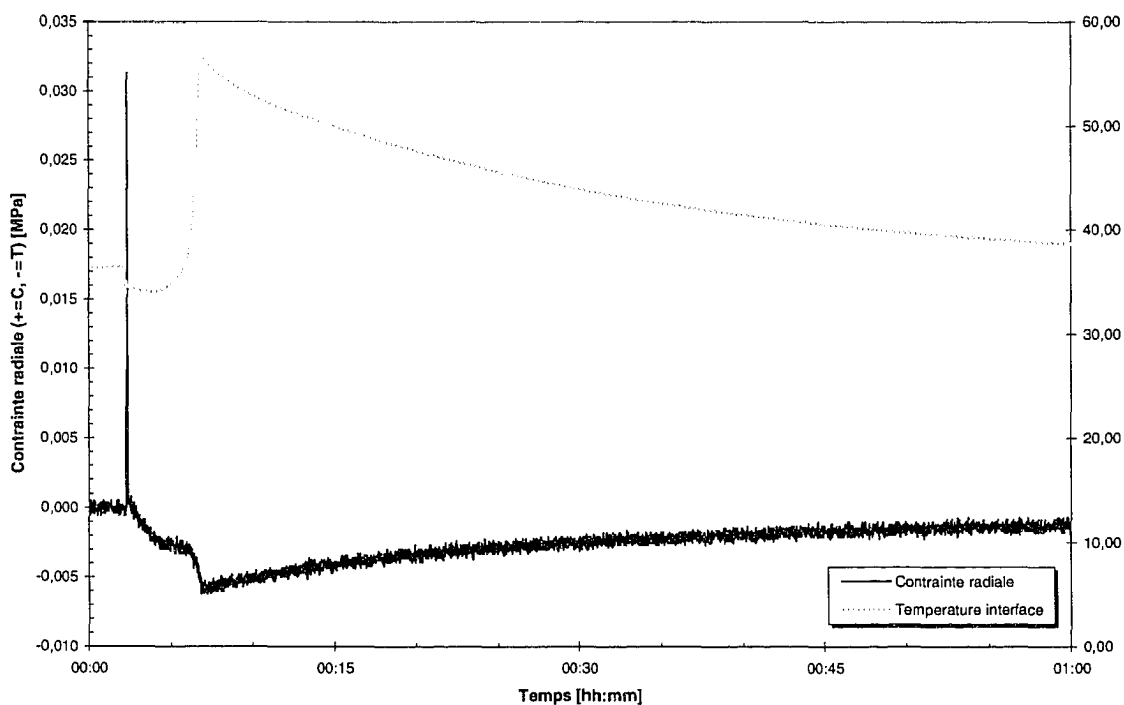
L'évolution des contraintes transitoires et de la température lors de la polymérisation peut être divisée en quatre stages :

- Stage I : Phase pré-contraintes et pré-exothermique
- Stage II : Augmentation rapide de la température accompagnée par une génération temporaire de contraintes radiales (le plus souvent en compression)
- Stage III : Diminution de la température accompagnée par une augmentation des contraintes radiales
- Stage VI : Stabilisation des contraintes générées et de la température

La grandeur des contraintes radiales formées à 3 heures post-mélange ne dépend pas de la température maximale de polymérisation atteinte. À titre d'exemple, de grandes températures d'exothermes ont été mesurées pour des essais où aucune contrainte radiale en compression n'a été mesurée.

4.3.4.2 Relation contraintes et température pour les essais non-fonctionnels

Pour tous les essais non-fonctionnels, les contraintes diminuent rapidement et tombent sous le seuil du zéro : ceci coïncide avec le pic de température. Après quelque temps, les contraintes reviennent vers une valeur nulle, probablement parce que la surface de la tige n'est pas conçue pour soutenir de la tension. Le graphique 9 représente une acquisition typique d'un essai considéré comme non-fonctionnel. Tous les graphiques des essais expérimentaux non-fonctionnels sont inclus à l'annexe 7.



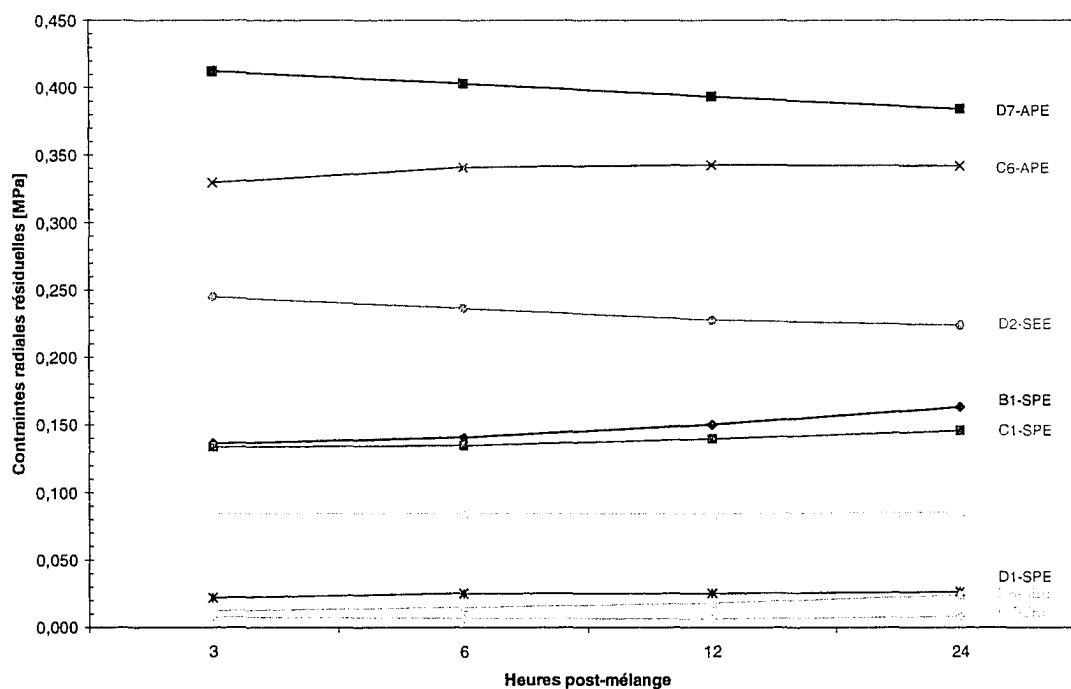
Graphique 9 – Mesure des contraintes et de la température pour l'essai #D4-SEE

4.4 Contraintes résiduelles à l'interface tige-ciment

Lorsque des contraintes transitoires en compression sont mesurées (essais fonctionnels), les acquisitions de données se poursuivent une période de 24 heures ou plus afin d'évaluer les contraintes résiduelles et leur évolution.

4.4.1 Contraintes résiduelles radiales mesurées

Le graphique 10 représente l'évolution des contraintes résiduelles radiales pour les 24 premières heures de l'acquisition des neufs essais fonctionnels et le tableau XIII contient les valeurs. Le graphique 11 illustre les contraintes résiduelles sur une période allant jusqu'à 21 jours et le tableau XIV contient les valeurs des contraintes.

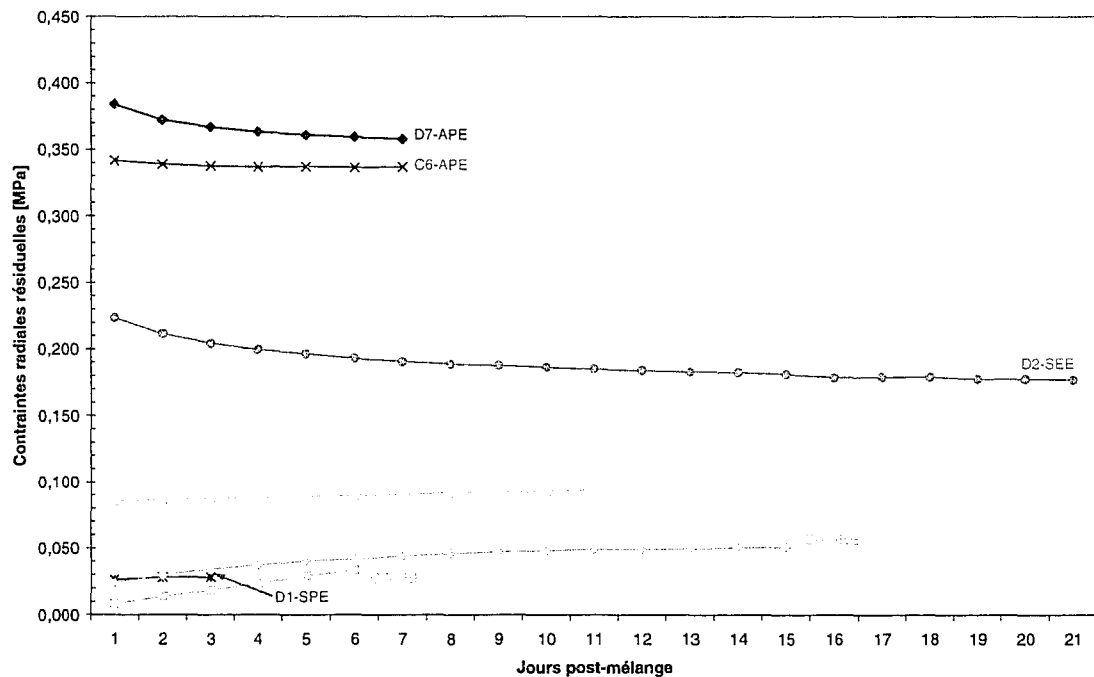


Graphique 10 – Évolution des contraintes radiales résiduelles de 3 à 24 heures

Tableau XIII

Évolution des contraintes radiales résiduelles de 3 à 24 heures

Essai #	Contraintes [MPa]			
	3h	6h	12h	24h
B1-SPE	0,136	0,140	0,150	0,163
C1-SPE	0,134	0,135	0,140	0,146
C3-SPE	0,085	0,085	0,084	0,086
C6-APE	0,329	0,341	0,343	0,342
C7-SEP	0,008	0,007	0,006	0,008
D1-SPE	0,022	0,025	0,025	0,026
D2-SEE	0,245	0,236	0,228	0,224
D6-AEE	0,012	0,015	0,018	0,024
D7-APE	0,412	0,403	0,393	0,384



Graphique 11 – Évolution des contraintes radiales résiduelles sur plusieurs jours

Tableau XIV

Évolution des contraintes radiales résiduelles sur plusieurs jours

Jours post-mélange	Contraintes radiales [MPa]						
	C3-SPE	C6-APE	C7-SEP	D1-SPE	D2-SEE	D6-AEE	D7-APE
1	0,086	0,342	0,008	0,026	0,224	0,024	0,384
2	0,086	0,339	0,014	0,028	0,212	0,030	0,372
3	0,087	0,338	0,019	0,028	0,205	0,034	0,367
4	0,088	0,337	0,024		0,200	0,037	0,363
5	0,089	0,337	0,029		0,197	0,040	0,361
6	0,090	0,336	0,034		0,193	0,042	0,360
7	0,091	0,337			0,191	0,044	0,358
8	0,092				0,189	0,046	
9	0,092				0,188	0,047	
10	0,093				0,186	0,048	
11	0,094				0,185	0,049	
12					0,184	0,051	
13					0,183	0,051	
14					0,183		
15					0,181		
16					0,179		
17					0,179		
18					0,179		
19					0,178		
20					0,177		
21					0,177		

D'après le graphique 10 et le graphique 11, les contraintes résiduelles augmentent pour les essais où les valeurs mesurées sont inférieures à 0,2 MPa. Par contre, lorsque les contraintes résiduelles initiales ($t < 24h$) sont supérieures à 0,2 MPa (essais D2-SEE, D7-APE et C6-APE), les contraintes diminuent. L'évolution des contraintes montre une

certaines stabilisations, mais les mesures n'ont pas été réalisées sur une période assez longue afin de déterminer la grandeur des contraintes stabilisées et le temps de stabilisation.

4.4.2 Contraintes résiduelles ajustées selon la calibration

Le tableau XV présente les contraintes radiales résiduelles ajustées selon les courbes d'ajustement de lecture provenant des calibrations relatives à chaque essai expérimental fonctionnel (annexe 8). Les valeurs des 24 premières heures des acquisitions ont été ajustées selon les données provenant du tableau XIII.

Tableau XV

Ajustement des contraintes résiduelles selon la calibration

Essai #	Pourcentage d'ajustement de lecture				Contraintes ajustées [MPa]			
	3h	6h	12h	24h	3h	6h	12h	24h
C3-SPE	24,3%	24,3%	24,6%	24,1%	0,106	0,106	0,105	0,107
C6-APE	14,2%	13,9%	13,8%	13,9%	0,376	0,388	0,390	0,389
C7-SEP	13,0%	13,0%	13,0%	13,0%	0,009	0,008	0,007	0,009
D1-SPE	40,6%	36,6%	36,6%	35,5%	0,031	0,034	0,034	0,035
D2-SEE	8,6%	8,8%	8,9%	9,0%	0,266	0,257	0,248	0,244
D6-AEE	31,0%	28,6%	26,9%	24,3%	0,016	0,019	0,023	0,030
D7-APE	5,5%	5,6%	5,7%	5,8%	0,435	0,425	0,415	0,406

Aucune valeur d'ajustement n'a été calculée pour les essais B1-SPE et C1-SPE (même si ces essais ont été fonctionnels) étant donné que lors de ces essais, le montage de calibration n'était toujours pas existant.

4.4.3 Contraintes circonférentielles correspondantes calculées avec le modèle numérique

Afin d'obtenir les contraintes circonférentielles maximales, correspondant évidemment aux contraintes radiales maximales mesurées (0,412 MPa à 3 heures), un gradient de température de -9°C a été appliqué au ciment osseux du modèle numérique. Ce gradient de température a généré une contraction de l'anneau de ciment autour de la tige menant à des contraintes radiales en compression de 0,42 MPa à l'interface tige-ciment. Les contraintes circonférentielles correspondantes calculées par le modèle numérique sont par conséquent de l'ordre de 1,06 MPa à cette même interface.

CHAPITRE 5

DISCUSSION ET INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS

5.1 Grandeur et évolution des contraintes résiduelles

Les contraintes radiales résiduelles en compression mesurées dans le ciment à l'interface tige-ciment démontrent que lors de la polymérisation, le ciment osseux se contracte autour de la tige fémorale idéalisée, ce qui est en accord avec la littérature (Ahmed et al., 1982a; Ahmed et al., 1982b; Li et al., 2004; Nuño & Amabili, 2002; Orr et al., 2003; Roques et al., 2004). Toutefois, il est a priori très difficile, voire souvent impossible, de comparer directement les résultats de ce projet de recherche avec ceux des autres études scientifiques, tant expérimentales que numériques ou analytiques. Les grandes différences entre les modèles ainsi que le type de valeurs obtenues sont les causes principales de cette « incompatibilité » entre les résultats (voir l'annexe 1). Néanmoins, plusieurs observations et commentaires sur les résultats obtenus sont présentés dans les paragraphes suivants. Par le fait même, cette section se veut aussi une réflexion sur les autres études mentionnées lors de la revue de la littérature.

5.1.1 Contraintes résiduelles en fonction des conditions initiales

Pour les mêmes conditions de température initiale des composants, les essais expérimentaux avec l'os en aluminium ont généré des contraintes résiduelles plus grandes que lorsqu'un os synthétique a été utilisé. Si dans le cas de l'os synthétique une certaine adhésion radiale à l'interface ciment-os est considérée (tel qu'observé lors du bris des spécimens), ces résultats vont dans le même sens que les observations d'Ahmed et al. (1982b) : les contraintes radiales dans le ciment à l'interface tige-ciment sont plus élevées (en compression) lorsqu'il n'y a pas d'adhésion radiale à l'interface ciment-os.

Maintenant, pour un même type d'os, les essais simulant la prothèse pré-chauffée (SPE ou APE) sont ceux ayant généré le plus grand nombre de fois (sept au total) des contraintes résiduelles en compression variant entre 0,03 et 0,38 MPa après 24 heures. Ce dernier cas génère en moyenne des contraintes supérieures aux essais simulant la situation plus réelle d'un implant fémoral avant implantation (SEP). Les résultats des calculs de l'étude de Li et al. (2004) montrent que les contraintes radiales en compression sont plus élevées à l'interface tige-ciment lorsque la prothèse est pré-chauffée. Cette observation pourrait être liée avec le sens de polymérisation qui dans le cas d'une prothèse pré-chauffée, donc plus chaude que la température de l'os, commence à l'interface tige-ciment pour se diriger vers l'interface ciment-os (Bishop et al., 1996; Li et al., 2004). Le ciment se contracte alors vers la prothèse et les contraintes résiduelles résultantes sont par conséquent plus élevées (Bishop et al., 1996).

D'après ce qui précède, l'absence d'adhésion radiale combinée à la simulation d'un implant pré-chauffé devrait en toute logique générer les contraintes radiales les plus élevées. Or, dans la présente recherche, les contraintes résiduelles maximales ont effectivement été mesurées sur les deux essais utilisant un os en aluminium simulant un implant pré-chauffé avec des valeurs de 0,33 et 0,41 MPa.

Un seul (D2-SEE) des quatre essais où la tige et l'os sont à la même température initiale (37°C) a généré des contraintes résiduelles en compression et par surcroît, ces contraintes sont les plus élevées de tous les essais avec l'utilisation d'un os synthétique. Ce dernier essai est en quelque sorte le « mouton noir » de sa catégorie. Une explication pouvant a priori justifier ce résultat est que l'os synthétique ait été sorti de l'enceinte thermique à 37°C trop tôt avant le mélange des composants et sa température initiale aurait alors diminué jusqu'à atteindre une température plus près de la température pièce, soit 24°C. Par conséquent, les conditions initiales seraient plutôt de type SPE. Malheureusement, aucune remarque quant au moment précis du retrait de l'os synthétique de l'enceinte n'a été notée lors des expériences.

5.1.2 Grandeur des contraintes résiduelles mesurées

Les valeurs des contraintes radiales résiduelles mesurées les plus grandes sont dans le même ordre de grandeur que celles de l'étude expérimentale d'Ahmed et al. (1982a) ou des contraintes radiales de l'ordre de 0,5 MPa en compression ont été calculées à partir des déformations circonférentielles mesurées. Toutefois, même si elles ne sont pas directement comparable, les contraintes radiales mesurées ici sont dans l'ensemble beaucoup plus faibles que les contraintes mesurées ou calculées par les autres études similaires ayant traité des contraintes résiduelles (Ahmed et al., 1982b; Lennon & Prendergast, 2002; Li et al., 2004; Nuño & Amabili, 2002; Orr et al., 2003; Roques et al., 2004).

Certaines études ont développé des modèles simulant la cinétique de polymérisation du ciment osseux à l'aide d'équations thermodynamiques et de paramètres mesurés expérimentalement (Ahmed et al., 1982b; Lennon & Prendergast, 2002; Li et al., 2004). Cependant, ce type d'équation ne prend pas en compte l'aspect viscoélastique du ciment osseux (Ahmed et al., 1982b; Li et al., 2004) ou ne tient pas compte des changements de propriétés physiques du ciment lors de la polymérisation (Lennon & Prendergast, 2002). De plus, dans le cas de l'étude de Li et al. (2004), les interfaces sont considérées comme étant complètement collées, ce qui n'est pas le cas des essais expérimentaux de cette recherche et de la situation réelle d'un implant fémoral. Il est aussi évident que la représentation numérique de la polymérisation du ciment osseux est idéalisée comparativement à un cas réel ou une foule de variables doivent être contrôlées. Tous ces aspects peuvent conduire à une surévaluation des contraintes résiduelles dans le ciment osseux.

Le fait que Roques et al. (2004) aient utilisé des spécimens avec une épaisseur de seulement 2 mm de ciment osseux peut, selon les conclusions d'Ahmed et al. (1982b), être l'explication des grandes valeurs de contraintes calculées : c'est-à-dire que plus l'épaisseur de ciment est importante, plus les contraintes circonférentielles ont tendance

à diminuer et vice versa. Cependant, en se basant sur ces mêmes conclusions, il aurait été attendu à ce que les contraintes calculées par Ahmed et al. (1982a), avec un anneau de ciment de 8 mm d'épaisseur, aient été un peu plus faibles que certaines valeurs de contraintes mesurées dans la présente étude (anneau de ciment de 5 mm d'épaisseur). Dans le cas de certaines autres études, l'os synthétique n'a pas été considérée (Nuño & Amabili, 2002; Orr et al., 2003). L'adhésion entre l'os et le ciment est alors inexistante ce qui peut donc mener encore une fois à une surestimation des contraintes à l'interface tige-ciment. Aussi, la théorie des anneaux (Orr et al., 2003) est peut-être une manière trop simpliste de calculer les contraintes résiduelles à l'interface tige-ciment. La cinétique de polymérisation du ciment qui engendre les contraintes résiduelles est beaucoup plus complexe qu'un problème d'interférence entre deux corps cylindriques.

Dans la présente recherche, les résultats expérimentaux varient beaucoup et sont difficilement répétables en terme de valeur de contraintes résiduelles même si ces contraintes sont toutes inférieures à 0,5 MPa. Cette étendue des résultats peut être explicable par la multitude de facteurs influençant la polymérisation. De plus, l'hypothèse de départ selon laquelle le ciment osseux polymérise de manière homogène le long de l'implant n'est probablement pas juste. Ceci pourrait expliquer pourquoi les contraintes mesurées varient grandement pour des mêmes conditions d'expérience. Malgré tout, cette disparité dans les résultats expérimentaux s'est aussi manifestée dans l'étude de Roques et al. (2004) où les contraintes circonférentielles calculées à partir des déformations mesurées variaient de 0,6 à 9,8 MPa. Aussi, selon les résultats obtenus dans la présente étude, la valeur des contraintes résiduelles mesurées n'est pas dépendante de la température maximale atteinte lors de la polymérisation. La même situation a été observée par Roques et al. (2004) lors de la mesure des déformations de la tige creuse. Malheureusement, il est impossible d'affirmer s'il en est de même pour l'étude expérimentale d'Ahmed et al. (1982a), car seule la courbe et les données moyennes des essais réalisés est montrée.

5.1.3 Relaxation des contraintes résiduelles

Jusqu'à présent, aucune étude n'a mesuré directement les contraintes résiduelles dans le ciment sur une période de temps supérieure à deux heures. Les résultats des essais expérimentaux réalisés sur plusieurs jours sont donc un atout important de la présente étude. Ainsi, une relaxation des contraintes commence déjà à apparaître après 3 à 12 heures environ pour les expériences où les contraintes résiduelles mesurées dépassent les 0,2 MPa, ce qui était attendu étant donnée la nature viscoélastique du ciment osseux (PMMA). Yetkinler & Litsky (1998) ont aussi constaté que la relaxation des contraintes commence tôt. Toutefois, la relaxation des contraintes dans la présente recherche s'étend de façon significative sur plusieurs jours, tandis que Yetkinler & Litsky (1998) ont observé qu'après 15 heures, la relaxation des contraintes diminuait considérablement. Les mesures expérimentales réalisées dans ce projet de recherche ne se sont malheureusement pas déroulées pendant une période assez longue pour permettre d'observer si une stabilisation des contraintes aurait eu lieu ou si elles auraient continué de diminuer.

Un fait important à noter est que pour les contraintes radiales résiduelles mesurées qui sont inférieures à 0,2 MPa (après 24h), les contraintes ont plutôt tendance à augmenter dans le temps, mais les mesures n'ont pas été réalisées sur une assez longue période pour observer ce qui se serait produit après plusieurs jours ou plusieurs semaines. La question à se poser maintenant est pourquoi cela se produit-il? Une hypothèse avancée est qu'au départ, des contraintes radiales en tension se soit créées à l'interface ciment-os suite à une adhésion du ciment à l'os et que ces contraintes se relâchent tranquillement permettant alors à l'anneau de ciment de se resserrer alentour de la tige. Cette hypothèse n'est toutefois pas vérifiable dans le cadre des présents travaux.

5.1.4 Contraintes circonférentielles correspondantes

Les valeurs des contraintes circonférentielles calculées à partir des contraintes radiales dans le modèle à éléments finis réalisé dans cette recherche sont à prendre avec une certaine réserve. En effet, un simple gradient thermique appliqué à un anneau de ciment osseux contraint en déplacement en son centre ne représente en aucune façon toute la dynamique de polymérisation du ciment osseux et ne tient pas compte en plus des conditions initiales. Cette manière de procéder donne tout de même une idée de l'ordre de grandeur des contraintes circonférentielles à l'interface tige-ciment. En effet, quelques études expérimentales (Nuño & Amabili, 2002; Roques et al., 2004) portant sur la mesure des contraintes résiduelles ont procédé de façon tout aussi simple afin de calculer les contraintes correspondant aux déformations mesurées.

Ainsi, avec une valeur maximale mesurée de contraintes radiales en compression de 0,42 MPa, il semble a priori impossible que les contraintes circonférentielles en tension correspondantes (1,06 MPa) soit assez élevées pour induire des fissures dans le ciment osseux avant chargement de l'implant tel qu'avancé par certaines études (Lennon & Prendergast, 2002; Orr et al., 2003). Par contre, la présence des porosités agit probablement comme un grand concentrateur de contraintes et c'est probablement pour cette raison que des fissures de pré-chargement apparaissent à partir des pores. Toutefois, l'observation des fissures dans le ciment n'était pas un objectif du présent projet de recherche et il est par conséquent impossible, dans le cadre défini de la recherche, de s'avancer trop loin dans les affirmations en ce qui concerne la formation de fissures de pré-chargement dans le ciment osseux.

5.2 Évolution des contraintes transitoires et de la température

L'étude des contraintes transitoires n'est pas l'objectif premier de cette recherche, mais il est néanmoins essentiel de bien comprendre la formation de ces contraintes afin de justifier la présence finale des contraintes résiduelles.

5.2.1 Changement dynamique de volume et contraintes transitoires

L'évolution des contraintes transitoires mesurées en cours de polymérisation (figure 39) peut être reliées aux différents stades de changement volumique tel que décrit par Ahmed et al. (1982a) ainsi que Burdairon et al. (1981) et résumé à la section 2.3.3.

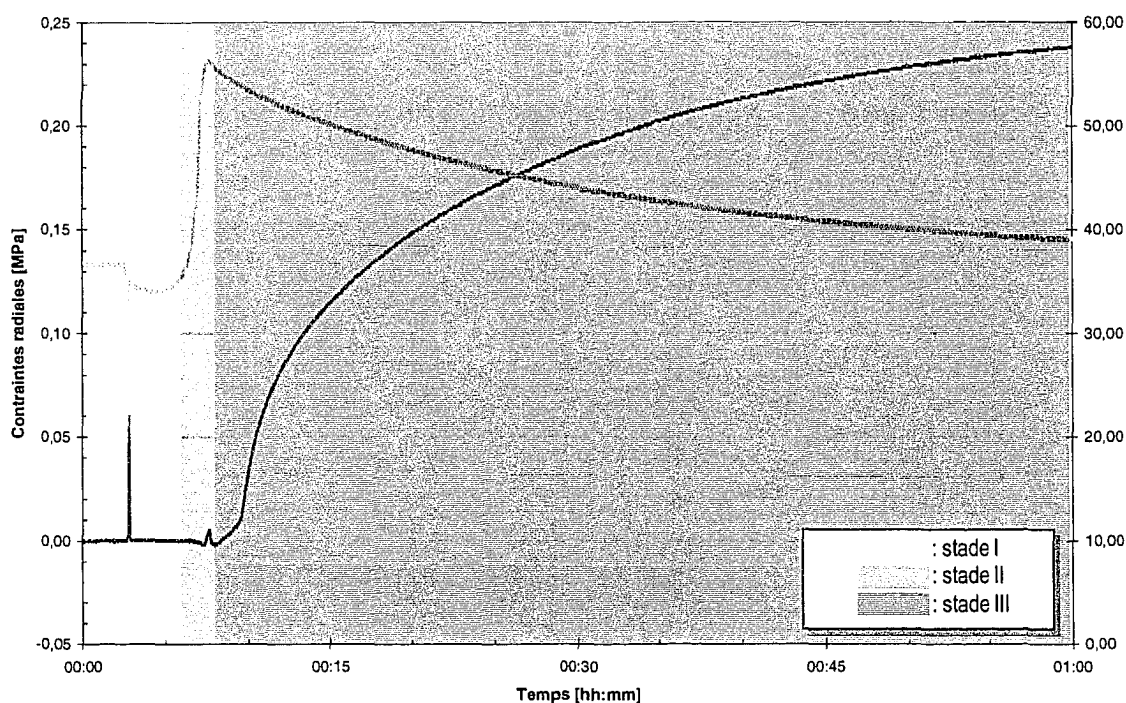


Figure 39 – Illustration des trois stades de changement dynamique de volume sur l'essai expérimental D2-SEE

La contraction massique (ou contraction de polymérisation) n'est pas mesurée, car celle-ci se produit très tôt lors du mélange des composants du ciment et à ce moment, le spécimen n'est pas encore cimenté (stade I). Le stade II, correspondant à l'expansion thermique du ciment osseux causée par la hausse rapide de la température, est représenté dans les courbes de contraintes par le petit pic de contraintes temporaires. Ce petit pic temporaire peut être explicable par l'expansion volumique du ciment osseux mélangé à la main (Muller et al., 2002). Étant donné que ce pic de contraintes temporaires correspond remarquablement bien à la température maximale de polymérisation, il est

logique d'avancer que cette petite génération de contraintes soit le résultat de l'expansion soudaine du ciment sous l'effet de l'exotherme rapide du ciment osseux, combiné à la présence de porosités. Finalement, la contraction thermique du ciment se traduit sur les courbes de contraintes par la formation, à nouveau, de contraintes radiales en compression (stade III).

5.2.2 Évolution des contraintes transitoires en cours de polymérisation

Tel que spécifié au chapitre 2, seulement deux études de nature expérimentale ont mesurées les contraintes résiduelles induites dans le ciment osseux en cours de polymérisation (Ahmed et al., 1982a; Roques et al., 2004). L'étude de Roques et al. (2004) est celle qui présente le plus de similitude avec ce projet de recherche au niveau de la méthodologie et du montage expérimental. En comparant les résultats d'un essai expérimental de l'étude de Roques et al. (2004) et du présent projet de recherche (figure 40 (a) et (b) respectivement), il est possible d'observer que le pic de température correspond très bien à un pic de déformations ou de contraintes temporaires (selon le cas). Cependant, le pic mesuré par Roques et al. (2004) est plusieurs fois supérieur aux déformations résiduelles qui s'en suivent, tandis que dans la présente étude le pic de contraintes temporaires est relativement faible comparativement aux contraintes résiduelles résultantes.

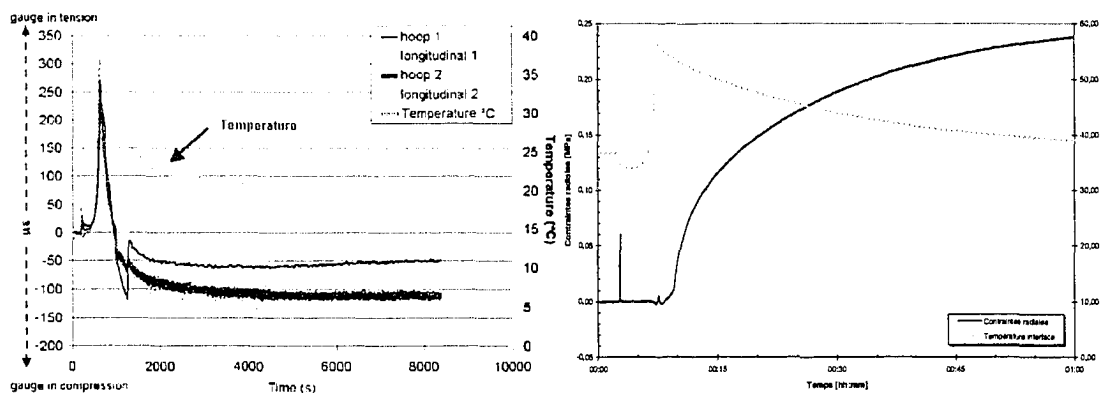


Figure 40 – Évolution des contraintes transitoires (a) de l'étude de Roques et al. (2004) et (b) de l'essai D2-SEE

Néanmoins, le pic de déformations temporaires de la figure 40(a) ne semble pas correspondre à une expansion soudaine du ciment osseux, car à ce moment les déformations circonférentielles mesurées à l'intérieur du tube auraient logiquement été en compression plutôt qu'en tension étant donné que la surface de la tige en contact avec le ciment est polie (donc pas d'adhésion). Ce pic de déformations circonférentielles en tension semble plutôt correspondre à la dilatation même de la tige creuse causée par le dégagement soudain de chaleur.

Le même phénomène est observé pour les résultats des contraintes radiales calculées dans l'étude d'Ahmed et al. (1982a) : un petit pic de contraintes radiales temporaires en tension est observé et ce dernier correspond avec le pic de température. Toutefois, dans cette dernière étude, la surface du tube métallique en contact avec le ciment était poreuse; elle pouvait donc supporter de la tension. Malgré tout, il est logique de croire que des contraintes en compression devraient avoir lieu dans le ciment osseux au moment où le pic de température est atteint, surtout que le ciment se trouve complètement confiné à l'intérieur du montage dans l'étude d'Ahmed et al. (1982a). Par conséquent, le ciment osseux n'avait aucune possibilité de sortir du moule lors de son expansion thermique. Bref, l'explication derrière l'apparition de contraintes radiales en tension demeure ambiguë dans le cas des études d'Ahmed et al. (1982a) ainsi que de Roques et al. (2004).

Les simulations de polymérisation du ciment osseux réalisées par Ahmed et al. (1982b) ont démontré que lorsqu'une adhésion radiale à l'interface ciment-os est considérée, les contraintes transitoires passent de la tension vers la compression à l'interface implant-ciment tandis que s'il n'y a aucune adhésion radiale, les contraintes transitoires demeurent toujours en compression.

5.2.3 Évolution de la température de polymérisation

Les valeurs de la température mesurée à l'interface tige-ciment sont différentes des études expérimentales (Ahmed et al., 1982a; Roques et al., 2004) semblables à celle-ci, mais elles se situent tout de même dans les mêmes intervalles de valeurs. Les patrons d'évolution de la température sont par contre tous similaires : une augmentation brusque de la température est observée jusqu'à l'atteinte d'un pic et immédiatement après, la température commence à diminuer rapidement (Vallo, 2002).

Les courbes d'évolution de la température mesurée démontrent que les températures maximales de polymérisation ainsi que leur temps d'atteinte sont influencés par la température initiale des composants et par le matériau utilisé pour l'os (synthétique versus aluminium) ce qui est en accord avec la littérature (Burdairon, 1981; Vallo, 2002). Ainsi, les températures moins élevées mesurées sur les spécimens avec l'os en aluminium s'expliquent en partie par le fait que le coefficient de diffusion thermique de l'os synthétique, qui semble être un composite de fibre de verre et d'époxy, est plus faible que celui de l'aluminium avec environ 200 W/m²·°C (Incropera & De Witt, 1996; Vallo, 2002). Ceci demeure toutefois une hypothèse, car il a été impossible d'obtenir la valeur du coefficient de diffusion thermique de l'os synthétique dans la littérature et de la part de la compagnie Sawbones.

Les deux essais simulant la situation normale d'un implant fémoral (tige à 24°C et os à 37°C initialement) ont généré les plus grandes températures de polymérisation. Or, il aurait été attendu à ce que ce soient les essais où la tige et l'os étaient initialement à 37°C qui produisent les températures maximales les plus élevées. L'explication derrière cette observation n'a pas été éclaircie, car cette situation ne va pas dans le même sens que les tendances démontrées dans la littérature (Vallo, 2002) qui veulent que plus la température initiale des composants du moule soient élevées, plus la température de polymérisation sera grande. Néanmoins, tel que prévu, les essais où la tige était à 37°C

et l'os à 24°C ont généré des températures moins élevées que les essais où la tige et l'os étaient tous deux à 37°C.

5.2.4 Effet de la température de polymérisation sur le signal de sortie des cellules de charge

Une fois que le signal de sortie provenant des cellules de charge est converti en contrainte (MPa), l'erreur causée par les variations de température lors de la polymérisation demeure faible et ne peut discréditer les résultats obtenus. De plus, les pics de température atteints sont courts et demeurent tous à l'intérieur du domaine de compensation en température (16°C à 71°C) des cellules pour les essais où des contraintes résiduelles en compression ont été mesurées. C'est pourquoi la sensibilité des cellules de charge n'a pas été ajustée à chaque instant lors des expériences, car en définitive, ceci aurait eu trop peu d'influence sur les résultats.

5.3 Calibration

La calibration des spécimens a permis l'établissement d'une plage d'erreur. Les résultats provenant de la calibration démontrent une sous-estimation des contraintes lorsqu'une pression est appliquée sur le couvercle de la tige.

5.3.1 Erreur de mesure de la tige selon la calibration

Pour l'ensemble des calibrations réalisées, les valeurs de pression lues par la cellule de charge s'éloignent rapidement de la pression réelle appliquée dans la chambre pour les valeurs allant de 0 à 0,05 MPa (voir section 4.2). Ceci peut être explicable par :

- a. la friction du couvercle coulissant dans la tige;
- b. la charge appliquée trop faible pour être lue précisément par la cellule de charge;
- c. la difficulté d'ajuster précisément le manomètre pour de faibles pressions.

Le fait que les cellules de charge sous-estiment les charges appliquées sur le couvercle était attendu : il est évident qu'une partie de la charge appliquée sert à combattre la friction de la partie coulissante entre la tige et le couvercle.

5.3.2 Ajustements des contraintes résiduelles selon la calibration

Selon les courbes de calibration, les contraintes résiduelles mesurées inférieures à 0,05 MPa (essais C7-SEP, D1-SPE et D6-AEE) peuvent être augmentées de plus de 30%. Par exemple, une fois augmentées de 40,6%, les contraintes mesurées lors de l'essai D1-SPE à trois heures passe de 0,022 MPa à 0,031 MPa (tableau XV). La valeur ajustée de la contrainte mesurée demeure toujours faible. Il en va de même pour la plus grande valeur de contraintes mesurées, soit 0,412 MPa (essai D7-APE), qui passe à seulement 0,435 MPa après avoir été augmentée de 5,5%. Ainsi, les contraintes résiduelles mesurées restent dans le même ordre de grandeur même une fois ajustées et les observations apportées selon les valeurs initiales mesurées demeurent les mêmes.

5.4 Essais non-fonctionnels

Pour les cinq essais où aucune contrainte résiduelle en compression n'a été mesurée (essais non-fonctionnels), les courbes de l'évolution des contraintes semblent montrer que des contraintes radiales en tension aient été générées. Toutefois, le montage expérimental a été développé selon l'hypothèse que le ciment osseux se contracte vers la tige lors de la polymérisation et il n'a par conséquent pas été conçu pour lire de la tension.

5.4.1 Retour sur les contraintes mesurées lors des essais non-fonctionnels

Dans tous les cas où des contraintes en tension semblent avoir été générées, un os synthétique à température initiale égale ou supérieure à celle de la tige a été utilisé. Par conséquent, il est possible de croire que dans ces cas, lors de la polymérisation, le ciment osseux se contracterait en s'éloignant de la tige suite à une adhésion radiale entre

le ciment et l'os (Ahmed et al., 1982b; Gilbert et al., 2000) combiné au fait que la température initiale de la tige idéalisée ne soit pas assez élevée par rapport à l'os pour que la polymérisation débute à l'interface tige-ciment (Bishop et al., 1996; Li et al., 2004). Les conditions initiales des spécimens pour ces essais semblent donc expliquer en partie les résultats obtenus, c'est-à-dire qu'aucune compression n'ait été mesurée.

L'observation selon laquelle les contraintes semblent revenir vers une valeur nulle de contraintes après quelques heures peut s'expliquer par le fait que la surface de la tige n'est pas conçue pour soutenir de la tension et que le couvercle tend à se détacher du ciment et à revenir à sa position initiale (vers la valeur « zéro » du spécimen). Par contre, il est aussi possible qu'une certaine contraction survienne, mais sans que cette dernière soit assez importante pour faire basculer les contraintes de la tension vers la compression.

5.4.2 Facteurs pouvant justifier les essais non-fonctionnels

Différents facteurs peuvent être la cause de ces essais non-fonctionnels : conditions d'interface, température initiale de la tige et de l'os, présence de bulles d'air et/ou erreur de manipulation.

Tout d'abord, tel que décrit précédemment à la section 5.4.1, les conditions initiales de la tige (température) et de l'os (température et adhésion radiale du ciment) peuvent en grande partie justifier le fait que certains essais se sont avérés non-fonctionnels. Un autre facteur pouvant être la cause des essais non-fonctionnels est la présence d'une ou plusieurs bulles d'air vis-à-vis ou près du couvercle. Bien que lors du bris des spécimens, aucune bulle d'air n'apparaissait dans le ciment à l'interface tige-ciment à l'emplacement du couvercle, il est possible que des bulles se situent quelque part dans l'épaisseur de ciment.

L'insertion de la tige dans l'os rempli de ciment osseux pourrait aussi expliquer le résultat des essais non-fonctionnels. Lorsque la tige est insérée dans l'os, le ciment osseux est déjà très visqueux et est quelque peu collant. Par conséquent, la tige est manipulée de sorte que pendant son insertion, le couvercle soit orienté de manière à ce qu'il soit comprimé par le ciment en place. Pour ce faire, la tige est introduite verticalement dans le ciment et de façon légèrement décentrée par rapport au centre de la cavité de l'os et lorsque la tige se centre automatiquement, le couvercle se trouve alors comprimé par le ciment tel que voulu (figure 41). Toutefois, l'insertion de la tige ne s'est pas toujours déroulée comme prévu, car il n'était pas évident de contrôler à la main la descente de la tige dans le ciment osseux qui se trouve déjà dans un état relativement visqueux et à quelques reprises, le couvercle s'est retrouvé mal orienté. En somme, la manière dont la tige est insérée dans le ciment osseux semble avoir une légère influence sur la formation des contraintes à l'interface tige-ciment.

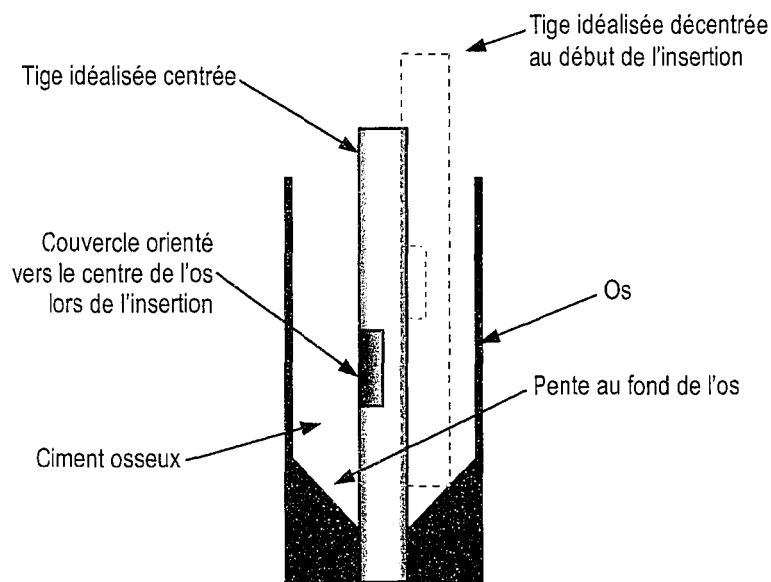


Figure 41 – Schématisation de l'insertion idéale de la tige idéalisée dans l'os¹²

¹² Le schéma n'est pas à l'échelle.

5.5 Justification des variables expérimentales de la méthodologie

La section qui suit présente les justifications relatives à certaines étapes réalisées en cours de méthodologie : les variables expérimentales. Il ne s'agit pas ici d'expliquer à nouveau ou démontrer la méthodologie dans son ensemble, mais plutôt de clarifier les choix de la température initiale de la tige et de l'os ainsi que du matériau de l'os.

5.5.1 Température initiale de la tige et de l'os

Les températures initiales de la tige et de l'os ont été variées dans le but de vérifier l'hypothèse selon laquelle le fait de pré-chauffer ou non l'implant fémoral change la grandeur des contraintes dans le ciment osseux en faisant varier le sens de progression de la polymérisation (Ahmed et al., 1982b; Li et al., 2004).

Lors de certains essais (xx-SEE ou xx-AEE), la tige et l'os étaient à la même température initiale (37°C chacun) afin de tenter d'obtenir une progression de la polymérisation du ciment neutre, c'est-à-dire qui ne soit pas dirigée de l'os vers l'implant ou vice versa. Le cas où la température initiale de la tige est à 24°C et l'os à 37°C (xx-SEP) représente la situation la plus réelle d'une arthroplastie totale de la hanche (ATH) normale : la prothèse est normalement entreposée à la température de la pièce et l'os se retrouve bien évidemment dans le corps humain à 37°C. Finalement, les expériences où la prothèse était initialement à 37°C et l'os à 24°C représentaient le cas d'une prothèse pré-chauffée (xx-SPE ou xx-APE). Cette combinaison de température n'est peut être pas réaliste pour une ATH, mais il était impossible avec l'équipement disponible de chauffer la prothèse à 45°C en gardant l'os à 37°C tel que proposé par Li et al. (2004) pour diriger le sens de polymérisation de la tige vers l'os. Ainsi, en plaçant la tige dans l'enceinte thermique et en laissant l'os à la température pièce, la tige se retrouve plus chaude que l'os tout comme si elle était pré-chauffée.

5.5.2 Os synthétique versus os en aluminium

L'os en aluminium a été utilisé dans le but de modifier les conditions d'interface en terme d'adhérence. En effet, lorsque les premiers spécimens expérimentaux ont été brisés afin de récupérer les tiges et les cellules de charge, le ciment osseux se détachait immédiatement de la tige, mais demeurait collé à la paroi interne de la cavité de l'os synthétique. Or, il a été démontré que les conditions d'adhérence des deux interfaces influencent la distribution des contraintes résiduelles dans le ciment osseux (Ahmed et al., 1982b). Ainsi, grâce à l'utilisation d'un os en aluminium, il était alors possible d'obtenir une interface ciment-os lisse et sans adhésion, contrairement à l'os synthétique où une certaine adhésion semblait prendre place; il serait par conséquent plus probable d'obtenir des contraintes résiduelles plus élevées avec un os en aluminium. Les résultats obtenus démontrent cette observation.

5.6 La vraie situation d'une prothèse fémorale cimentée

Le modèle expérimental développé dans le cadre de ce projet de recherche était bien sûr idéalisé. La section transversale des spécimens était constante sur toute la longueur du spécimen et elle ne contenait aucun concentrateur de contraintes de nature géométrique. L'implant fémoral cimenté réel ne présente pas une section constante sur sa longueur, mais sa forme ressemble plutôt à un cône : il est plus grand dans la région proximale et plus petit dans la région distale. De plus, la section transversale ne présente pas nécessairement une géométrie circulaire parfaite, surtout dans la région proximale (voir figure 4 du chapitre 1). L'implant fémoral est aussi inséré et positionné manuellement par le chirurgien et rien n'assure que l'implant soit en plein centre de la cavité médullaire. Par conséquent, l'épaisseur de ciment n'est pas constante tout autour de l'implant. Finalement, bien que certains implants fémoraux cimentés aient une surface polie, d'autres modèles présentent une surface plus rugueuse ou irrégulière tout dépendamment du mécanisme de fixation pour lequel elle est conçue. De plus, lors de l'ATH le chirurgien enfonce avec fermeté, à l'aide d'un maillet et d'une pointe,

l'implant fémoral dans la cavité médullaire du fémur rempli de ciment osseux durcissant. Ceci peut avoir pour effet d'augmenter les contraintes résiduelles à l'interface implant-ciment, car la prothèse, avec sa forme conique, est forcée de s'enfoncer dans le ciment qui est alors relativement dur.

Malgré les différences entre le spécimen idéalisé conçu pour les expériences et un implant fémoral réel, il n'en demeure pas moins qu'il existe certaines similitudes entre les deux. Lors d'une ATH, l'implant est plus souvent qu'autrement à la température de la pièce et l'os est bien sûr à 37°C (ou à peu près). De plus, la cavité médullaire du fémur présente une surface irrégulière et en plus, le ciment est surtout en contact avec de l'os spongieux dans la partie proximale de l'implant. Par conséquent, il risque d'y avoir une certaine adhésion radiale à l'interface ciment-os. Ceci dit, d'après les résultats expérimentaux obtenus représentant ces conditions (xx-SEP), les contraintes résiduelles radiales en compression l'interface implant-ciment seraient très faibles. Si les contraintes résiduelles mesurées sont applicables à un implant fémoral réel, ces dernières semblent être beaucoup trop faibles pour être la cause première de la perte de fixation de la prothèse menant au descellement aseptique. Cette dernière affirmation n'est qu'une hypothèse et pourrait servir de base à une étude exhaustive sur la perte de fixation des prothèses de hanche cimentées.

5.7 Forces et limites de l'étude

À la lumière de la présente discussion et de l'ensemble du document, il est maintenant possible de résumer les forces et limites de la présente étude portant sur les contraintes résiduelles dans le ciment osseux. Ainsi, les principales forces de cette recherche sont que pour la première fois, les contraintes transitoires et résiduelles ont pu être évaluées directement à partir des forces mesurées à l'interface tige-ciment et ce sur une période de temps s'étalant sur quelques jours afin d'évaluer l'évolution des contraintes résiduelles. De plus, les erreurs de mesures du montage expérimental ont pu être évaluées grâce à la calibration des tiges dans une chambre pressurisée.

Toutefois, cette étude présente aussi quelques lacunes. La principale faiblesse est que le nombre d'essais expérimentaux est relativement limité pour chacun des cas de conditions initiales simulés. De plus, la tension ne peut être mesurée avec le montage expérimental développé, ce qui aurait pourtant été intéressant d'après les résultats obtenus. Aussi, l'effet de l'ensemble des facteurs influençant la formation des contraintes résiduelles dans le ciment osseux (tel que décrit à la section 2.4.4), n'a pu être évalué. Finalement, le fait d'utiliser un modèle simplifié d'un implant fémoral cimenté n'est pas tout à fait représentatif de la situation d'un implant réel. Néanmoins, malgré ces quelques faiblesses, l'étude réalisée ici n'en demeure pas moins novatrice (comparativement aux autres études portant sur le sujet) et les résultats obtenus sont viables grâce à la rigueur de la méthodologie employée.

CONCLUSION

Un protocole et un montage expérimental permettant la mesure directe des contraintes radiales résiduelles en compression causée par la polymérisation du ciment osseux ont été développés dans le présent projet de recherche. L'approche de la mesure directe des contraintes résiduelles dans le ciment osseux n'avait encore jamais été réalisée, car les quelques études expérimentales antérieures utilisaient des équations analytiques ou des modèles numériques afin de calculer les contraintes provenant de leurs mesures. Les données mesurées dans cette étude serviront ultérieurement à définir certains paramètres devant être utilisés pour modéliser le contact entre l'implant et le ciment osseux dans les modèles numériques pour l'étude du transfert de la charge des implants fémoraux cimentés.

Les spécimens idéalisés d'implant fémoraux constituent le cœur du montage expérimental et ont été conçus selon l'hypothèse que le ciment osseux polymérise de manière homogène sur tout le pourtour de l'implant et qu'il se contracte vers la tige fémorale suite à la polymérisation. La rigueur de la méthodologie développée, entre autre grâce à la validation des cellules de charge sous différentes conditions et calibration de la tige idéalisée à l'intérieur d'une chambre de pression, a permis de s'assurer de la validité des mesures lues par les cellules de charge lors des essais expérimentaux.

Au total 15 essais expérimentaux ont été considérés pour les résultats et parmi ceux-ci, des contraintes résiduelles en compression ont été mesurées à neuf reprises signifiant alors que le ciment se contracte autour de la tige fémorale. Lors de ces neuf essais, l'évolution des contraintes en cours de polymérisation a suivi un patron semblable et ce dernier peut être relié aux divers stades de variation volumique du ciment osseux durcissant. Les valeurs des contraintes radiales sont relativement faibles avec une valeur maximale mesurée de 0,42 MPa en compression. Les plus grandes contraintes mesurées ont été obtenues lorsqu'un implant pré-chauffé a été simulé et qu'aucune adhésion

radiale n'existait entre l'os et le ciment. Quant à l'évolution des contraintes résiduelles, elles ont tendances à diminuer dans les jours suivant l'acquisition lorsque celles-ci sont supérieures à 0,2 MPa après 24 heures tandis qu'une augmentation est observée pour les cas où elles sont sous la barre des 0,2 MPa.

Néanmoins, lors de cinq essais expérimentaux, une certaine tendance à la formation de contraintes résiduelles en tension a été observée et ce majoritairement dans les cas où une certaine adhésion radiale serait présente entre l'os et le ciment. Ceci vient alors confirmer que sous certaines conditions, le ciment osseux se contracte en s'éloignant de l'implant. Cette situation va à l'encontre de l'une des hypothèses de départ formulée pour le design des spécimens expérimentaux et pour cette raison, la tension ne peut être mesurée avec certitude, car les capteurs ne sont pas conçus pour mesurer ce type de contrainte.

En somme, la formation des contraintes résiduelles dans le ciment osseux semble dépendre d'une multitude de facteurs et de combinaisons différentes de conditions initiales et ceci vient en quelque sorte compliquer la prédiction de la grandeur de ces contraintes. Toutefois, les résultats de ce projet de recherche semblent démontrer qu'a priori, les contraintes radiales résiduelles en compression sont relativement faibles et que par conséquent, ces dernières ne seraient probablement pas à l'origine même de la perte de fixation et de stabilité de la prothèse.

RECOMMANDATIONS

Les recommandations faisant suites à ce projet de recherche découlent directement des limites de ce dernier. Ainsi, par les recommandations les plus pertinentes, il y a notamment :

- a. la réalisation de plus d'essais expérimentaux afin de permettre de mieux observer certaines tendances de manière statistique;
- b. l'utilisation de plusieurs capteurs de force le long de la tige afin de mesurer les contraintes à plusieurs endroits à la fois;
- c. l'utilisation de capteurs dont la plage d'utilisation est plus petite afin d'obtenir une meilleure précision pour de faibles forces appliquées (selon les résultats obtenus);
- d. l'utilisation de capteurs pouvant mesurer de la tension;
- e. l'étude plus poussée et systématique de l'effet de plusieurs variables sur la génération et la grandeur des contraintes résiduelles dans le ciment osseux;
- f. le développement d'un montage expérimental plus près de la géométrie d'un implant fémoral réel;
- g. l'utilisation ou le développement d'un modèle cinétique numérique de polymérisation pour la simulation des contraintes dans toute l'épaisseur de ciment osseux.

De ces sept énoncés, le cinquième fait déjà l'objet d'un projet de recherche expérimental au niveau doctoral. À plus court terme, les quatre premières recommandations devraient être idéalement appliquées afin de permettre de confirmer ou d'infirmer certains résultats et tendances observés dans ce projet de recherche.

ANNEXE 1

Tableaux comparatifs des études portant sur les contraintes résiduelles dans le ciment osseux

Tableau XVI

Comparaison des modèles développés pour les études expérimentales ayant traité des contraintes résiduelles dans le ciment osseux

Étude considérée		(Ahmed et al., 1982a)	(Nuño & Amabili, 2002)	(Roques et al., 2004)
Dimensions du modèle [mm]	\varnothing_{ext} tige	21,4	20,0	12,0
	ép. tige	1,2	n/a	1,0
	ép. ciment	8,0	5,0	2,0
	ép. os	n/d	n/a	n/d
Matériau	tige	acier inoxydable	Ti6Al4V	acier inoxydable
	ciment	Simplex [®] P	Restray [®]	CMW1 [®]
	os	carton rigide	n/a	Sawbones [®]
Conditions d'interface	tige-ciment	tige rugueuse	tige polie	tige polie
	ciment-os	n/d	n/a	n/d
Méthode de mélange du ciment		Main	Main	Main
Température finale ou ambiante considérée [°C]		≈ 25	n/d	20 - 25
Composante des contraintes obtenues		σ_r	σ_r	σ_θ et σ_1
Résultats obtenus	σ_r	-0,5 MPa	2,3 – 3,3 MPa	n/a
	σ_θ	n/a	n/a	10 MPa
	σ_1	n/a	n/a	?
	autres	n/a	n/a	n/a

Tableau XVII

Comparaison des modèles développés pour les études analytiques ou numériques ayant traité des contraintes résiduelles dans le ciment osseux

Étude considérée		(Ahmed et al., 1982b)	(Lennon & Prendergast, 2002)	(Orr et al., 2003)	(Li et al., 2004)
Dimensions du modèle [mm]	\varnothing_{ext} tige	10,0	n/d (modèle plat en couche)	n/d	16,0
	ép. tige	n/a		n/a	
	ép. ciment	6,0 ¹³		7,0	
	ép. os	3,0 (cortical) 8,0 (spongieux)		n/a	8,0
Matériau	tige	cobalt-chrome	acier	n/d	n/d
	ciment	Simplex [®] P	Simplex [®] Rapid	Palacos [®] R	Osteobond [®]
	os	spongieux et cortical ¹⁴	spongieux	n/a	n/d
Conditions d'interface	tige-ciment	variable ¹⁵	collée	n/a	n/d
	ciment-os	Variable ¹⁵	collée	n/a	n/d
Méthode de mélange du ciment		n/a	n/a	n/a	n/a
Température finale ou ambiante considérée [°C]		37	23	n/d	n/d
Composante des contraintes obtenues		σ_r et σ_θ	σ_{princ} et σ_n	σ_θ	σ_r , σ_θ et σ_1
Résultats obtenus	σ_r	voir article	n/a	n/a	voir article
	σ_θ	voir article	n/a	8 – 25 MPa	voir article
	σ_1	n/a	n/a	n/a	voir article
	autres	n/a	voir article	n/a	n/a

¹³ Valeur de l'épaisseur de ciment lorsque cette dernière n'est pas une variable dans l'étude.

¹⁴ Les valeurs des propriétés physiques dans le modèle sont celles de l'os spongieux et cortical

¹⁵ Les conditions limites des interfaces sont les variables principales de l'étude de Ahmed et al. (1982b)

ANNEXE 2

Bref historique de l'évolution des essais expérimentaux

Le protocole expérimental partant de zéro au tout début du projet, il est évident que le développement des essais expérimentaux ait subi quelques modifications au fur et à mesure que les expériences ont avancé dans le temps. Ces modifications avaient soit pour but de rendre le montage expérimental fonctionnel, soit simplement afin de l'améliorer. Les modifications les plus importantes ont été apportées au niveau de la tige idéalisée, plus précisément en ce qui concerne la pièce mobile que constitue le couvercle. Cependant, il y a eu certaines modifications plus mineures en ce qui a trait à l'os synthétique et au type de ciment osseux. Voici donc la chronologie générale de ces modifications apportées en ce qui concerne les spécimens idéalisés d'implant fémoral.

Le design initial de la tige (modèle 1.0) comportait un couvercle ayant une forme presque cubique coulissant dans un trou usiné dans la tige aux mêmes dimensions que le couvercle avec bien sûr un petit jeu pour permettre un certain coulisement (figure 42). Un filet a été pratiqué sur l'extrémité inférieure de la tige (même chose dans l'os synthétique) afin de permettre une fixation stable de la tige dans l'os. L'usinage de ces tiges nécessitait une grande précision et beaucoup d'ajustements.

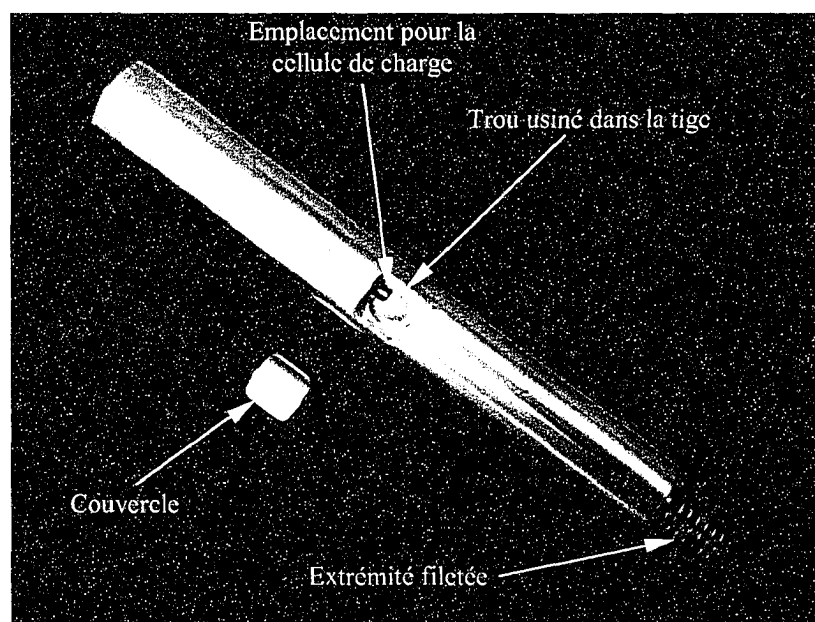


Figure 42 – Design initial de la tige idéalisée

Lors des essais expérimentaux avec ce premier modèle, le transfert du ciment osseux du bol de mélange à la seringue et finalement à l'os synthétique s'est avéré fastidieux. De plus, il fut très difficile d'insérer la tige correctement dans l'os rempli de ciment (Palacos R pour cet essai) qui était déjà dans un état très visqueux. Par conséquent, le filet à la base de la tige était inutile, car il était impossible de visser la tige dans le fond de l'os synthétique. En bout de ligne, aucune contrainte n'a été mesurée. L'explication la plus logique était alors que le couvercle n'était plus en contact avec la cellule et afin de vérifier cette hypothèse, quelques spécimens ont été passés aux rayons X (CHUM – Hôpital Notre-Dame). Le résultat était clair : une discontinuité sur le côté de la tige métallique a été observée et cette dernière correspond au couvercle qui n'est plus appuyé contre la cellule de charge et qui ressort de sa position normale. La figure 43, qui provient d'une prise d'image lors de la fluoroscopie, montre nettement le couvercle (à gauche). Après coup, les spécimens ont été soigneusement détruits afin de récupérer les tiges pour les réutiliser ultérieurement. Il a alors été possible de constater que du ciment osseux s'était introduit dans les petits espaces entre le couvercle et le trou dans la tige empêchant alors le coulisement adéquat du couvercle.

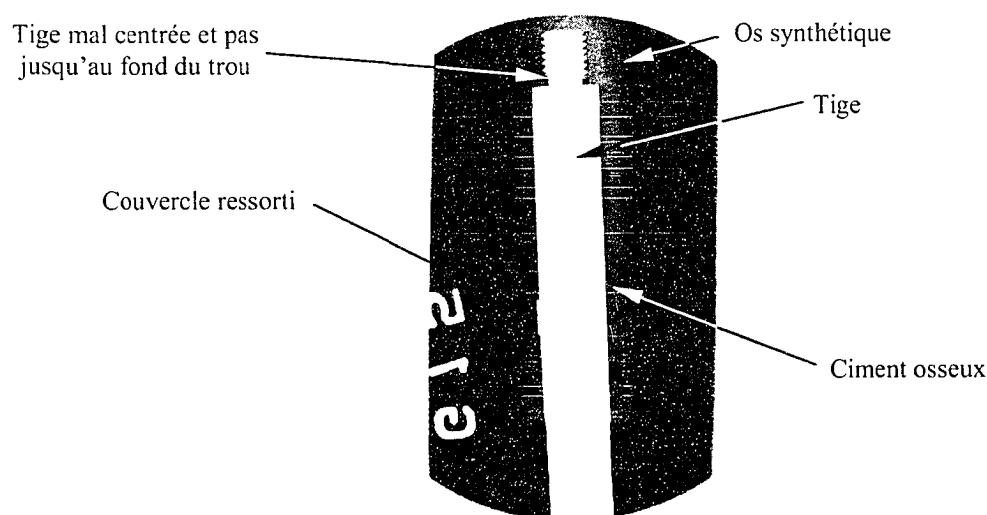


Figure 43 – Fluoroscopie d'une tige cimentée après la première expérience

Par conséquent, les solutions apportées pour résoudre les différents problèmes rencontrés sont multiples. Tout d'abord, une pellicule (ruban adhésif mince et transparent) a été appliquée par-dessus le couvercle afin de prévenir que le couvercle ne sorte du trou et aussi pour empêcher que du ciment ne pénètre dans le couvercle. De nouveaux os synthétiques permettant une insertion et un centrage de la tige plus facile (filets supprimés et fond du trou avec un angle) ont aussi été usinés. Finalement, un kit de préparation sous vide (Biomet Orthopaedic) a été utilisé afin de diminuer les manipulations intermédiaires avec le ciment osseux et aussi pour tenter de diminuer les porosités dans la masse de ciment.

Une nouvelle série d'expériences a alors été réalisée avec ces améliorations, mais sans plus de succès au niveau des résultats : les cellules ne mesuraient toujours aucune contrainte. De plus, il était toujours difficile d'insérer la tige dans l'os synthétique rempli de ciment osseux (toujours le Palacos R). Les spécimens ont dès lors été de nouveau envoyés pour une prise de rayons X et il semblait que le couvercle ait encore bougé, mais l'observation était moins évidente que lors de l'essai précédent.

Afin de remédier aux problèmes qui demeuraient, deux principales solutions ont été appliquées. La première est la substitution du ciment osseux Palacos R par un ciment de plus faible viscosité, soit le Simplex P, dans le but ultime de faciliter les manipulations relatives à l'insertion de la tige. Deuxièmement, une nouvelle pellicule non-adhésive au niveau du couvercle seulement a été utilisée afin d'éviter que celle-ci ne tire sur le couvercle et que le contact avec la cellule de charge n'y soit plus. Une autre série d'expériences a été effectuée, mais les cellules ne lisaient aucune contrainte. Donc, il est apparu plutôt évident que le problème se situait plutôt au niveau de la tige et de son couvercle mobile et par conséquent, une séance de « brainstorming » a dû être réalisée afin de changer le design initial de la tige. Les efforts se sont concentrés sur un nouveau couvercle et le résultat (modèle 2.0) fût le suivant : une surface de contact avec le ciment osseux grandement augmentée (316 mm²) et une partie coulissante dans la tige ayant un

rapport longueur/diamètre plus grand (figure 44). Une surface de contact plus grande permet, pour une même pression, de lire une charge plus grande. Pour ce qui est de la partie coulissante, le fait qu'elle soit plus longue par rapport à la dimension de sa section transverse permet d'éviter qu'il n'y ait du coincement dans le trou.

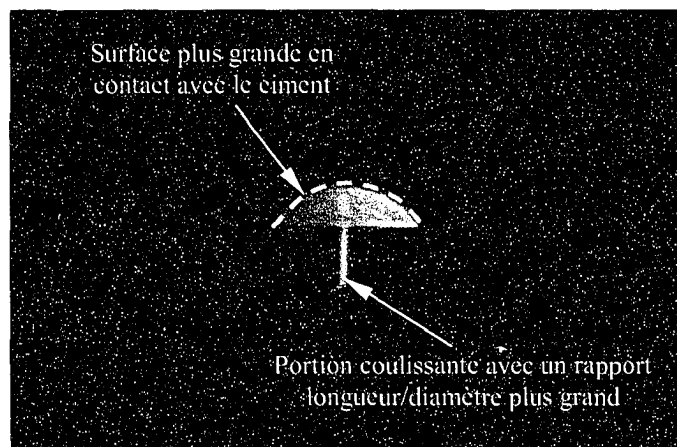


Figure 44 – Nouveau design de couvercle

Suite à cette modification majeure du design, un nouveau test a été conduit et cette fois-ci les résultats ont été positifs : la cellule a mesuré des contraintes radiales en compression. Étant donné qu'un premier test a été concluant, d'autres tiges semblables ont été fabriquées avec une légère modification au niveau du couvercle, ce dernier étant un peu (253 mm²) plus petit et étant fabriqué avec une plus grande précision (version 2.01).

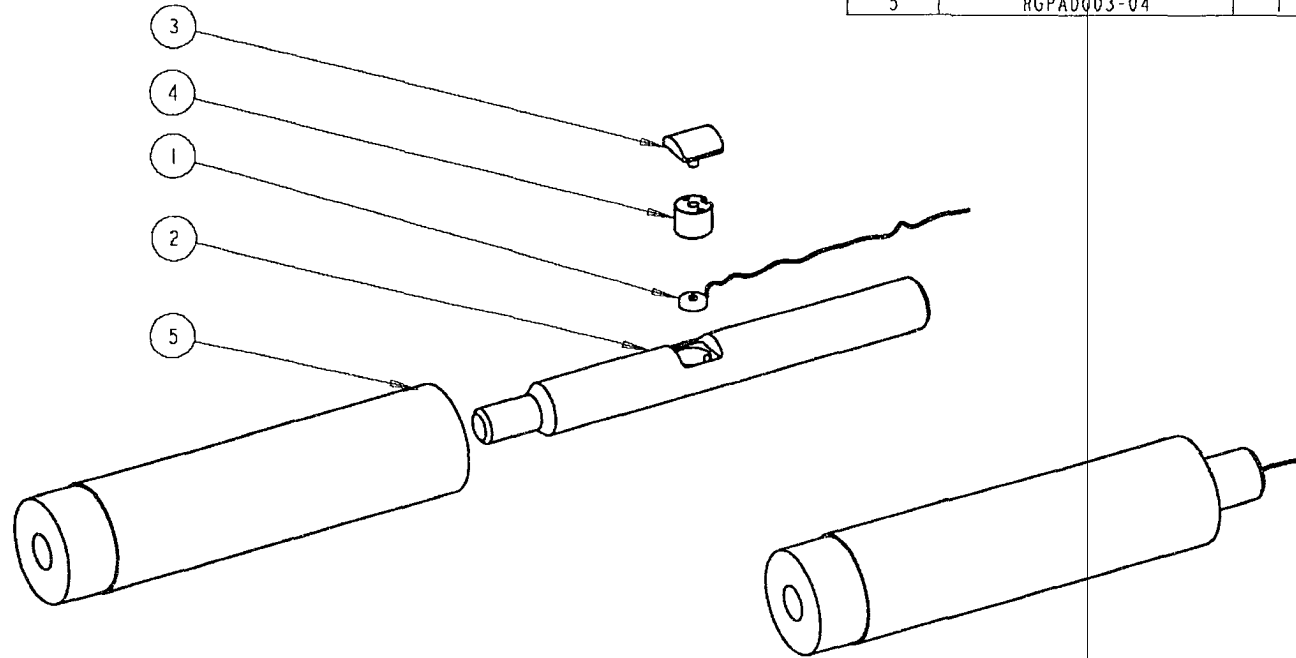
Un dernier modèle de tige a finalement été conçu (modèle 2.1). Celui-ci, possède un couvercle semblable à la version précédente, mais ses dimensions sont carrées. Par conséquent, l'aire en contact avec le ciment est légèrement inférieure au modèle 2.01 (248 mm²). De plus, le couvercle possède un rebord sur ses quatre côtés et la précision d'usinage est encore meilleure, car la tige en entier est usinée sur une machine à commande numérique (laboratoire d'usinage de l'ÉTS). Le matériau utilisé est de l'acier poli W1, car il est beaucoup plus facile à usiner que l'acier inoxydable 316.


ANNEXE 3

Dessins de détails des composants des spécimens idéalisés d'implants fémoraux (modèle 2.1)

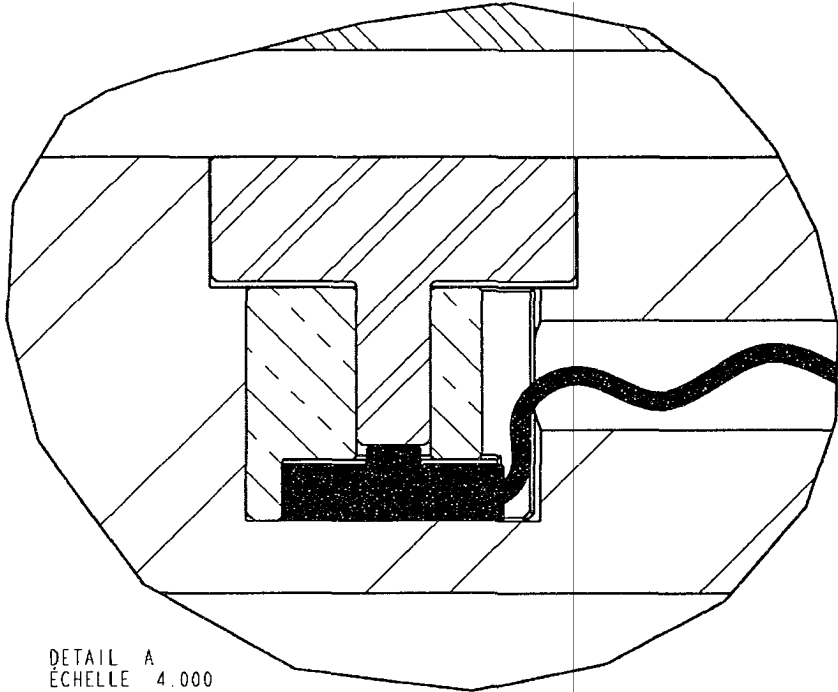
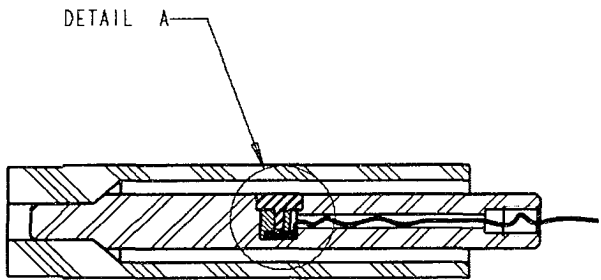
REV	DESCRIPTION	PAR	DATE
PRE-0	DESSIN PRELIMINAIRE INITIAL	A.V.	2005-02-21
A	ACCEPTATION DU PRELIMINAIRE	A.V.	2005-03-03

ITEM	DESCRIPTION	QTY.
1	CELLULE	1
2	RGPA0003-01	1
3	RGPA0003-02	1
4	RGPA0003-03	1
5	RGPA0003-04	1




 Université du Québec École de technologie supérieure Groupe C.A.O./F.A.O	L'information présente sur cette copie est confidentielle et demeure la propriété de l'École de technologie supérieure. Ne peut être reproduit en entier ou en partie sans l'autorisation écrite de l'École de technologie supérieure.		
	Dimensions en pouce Tolérances non spécifiées .X : ±0.015 .XX : ±0.010 .XXX : ±0.005 Frac : ±1/32 Ang : ±1°	Projet Dessin Modèle Dessinateur	RGPA0003 TIGE FÉMORALE IDÉALISÉE RGPA0003 A. VIGNEAULT
Sheet 1 of 6	QTÉ 2	MTL ASSEMBLAGE	2005-02-21

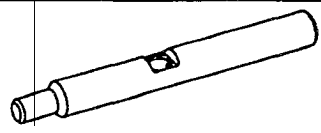
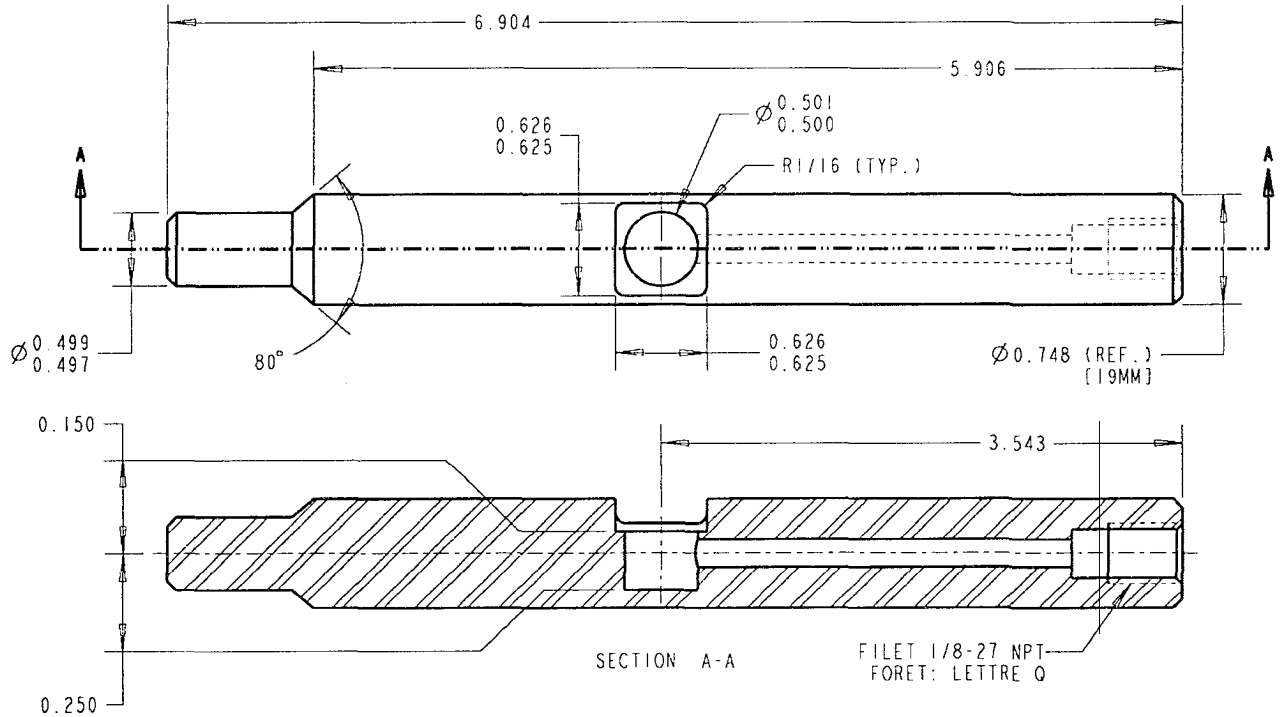
REV	DESCRIPTION	PAR	DATE
PRE-0	DESSIN PRELIMINAIRE INITIAL	A.V.	2005-02-21
A	ACCEPTATION DU PRELIMINAIRE	A.V.	2005-03-03



DETAIL A
ÉCHELLE 4.000

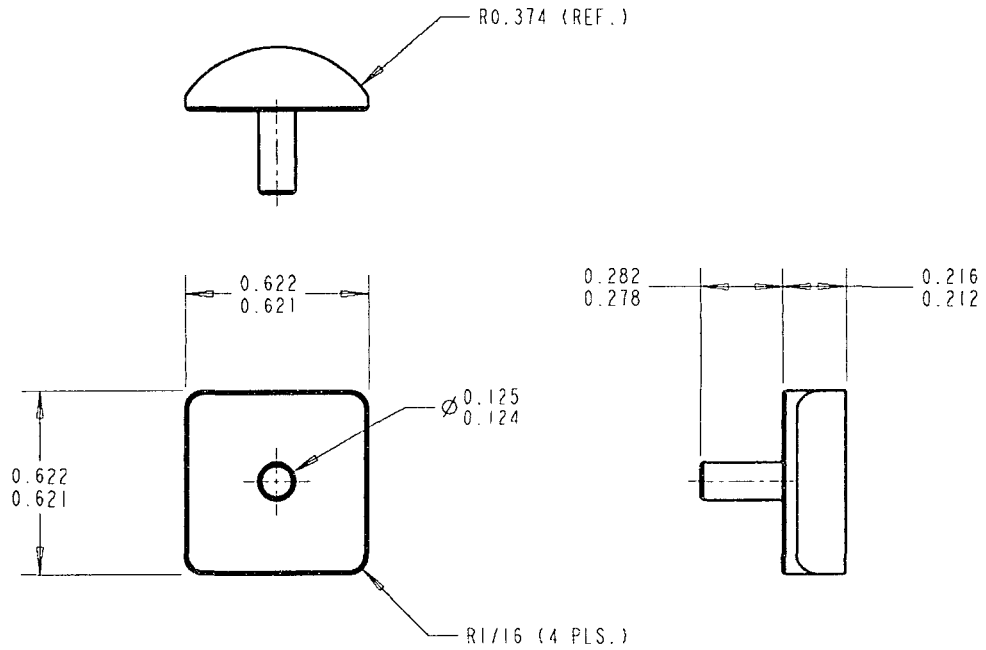
 Université du Québec École de technologie supérieure Groupe C.A.O./F.A.O	L'information présente sur cette copie est confidentielle et demeure la propriété de l'École de technologie supérieure. Ne peut être reproduit en entier ou en partie sans l'autorisation écrite de l'École de technologie supérieure.		
	Dimensione en pouce Tolérances non spécifiées .X : ±0.015 .XX : ±0.010 .XXX : ±0.005 Frac : ±1/32 Ang : ±1°	Projet Dessin Modèle Dessinateur	RGPA0003 TIGE FÉMORALE IDÉALISÉE RGPA0003 A. VIGNEAULT
Sheet 2 of 6	QTÉ 2	MTL ASSEMBLAGE	2005-02-21

REV	DESCRIPTION	PAR	DATE
PRE-0	DESSIN PRELIMINAIRE INITIAL	A.V.	2005-02-21
A	ACCEPTATION DU PRELIMINAIRE	A.V.	2005-03-03



		L'information présente sur cette copie est confidentielle et demeure la propriété de l'École de technologie supérieure. Ne peut être reproduit en entier ou en partie sans l'autorisation écrite de l'École de technologie supérieure.	
Dimensions en pouce Tolérances non spécifiées .X : ±0.015 .XX : ±0.010 .XXX : ±0.005 Frac : ±1/32 Ang : ±1°		Projet RGPA0003 Dessin TIGE FÉMORALE Modèle RGPA0003-01 Dessinateur A. VIGNEAULT	
Sheet 3 of 6		PART A Éch. : 1.000	
QTÉ	2	MTL	W1 RECTIFIÉ
		2005-02-21	

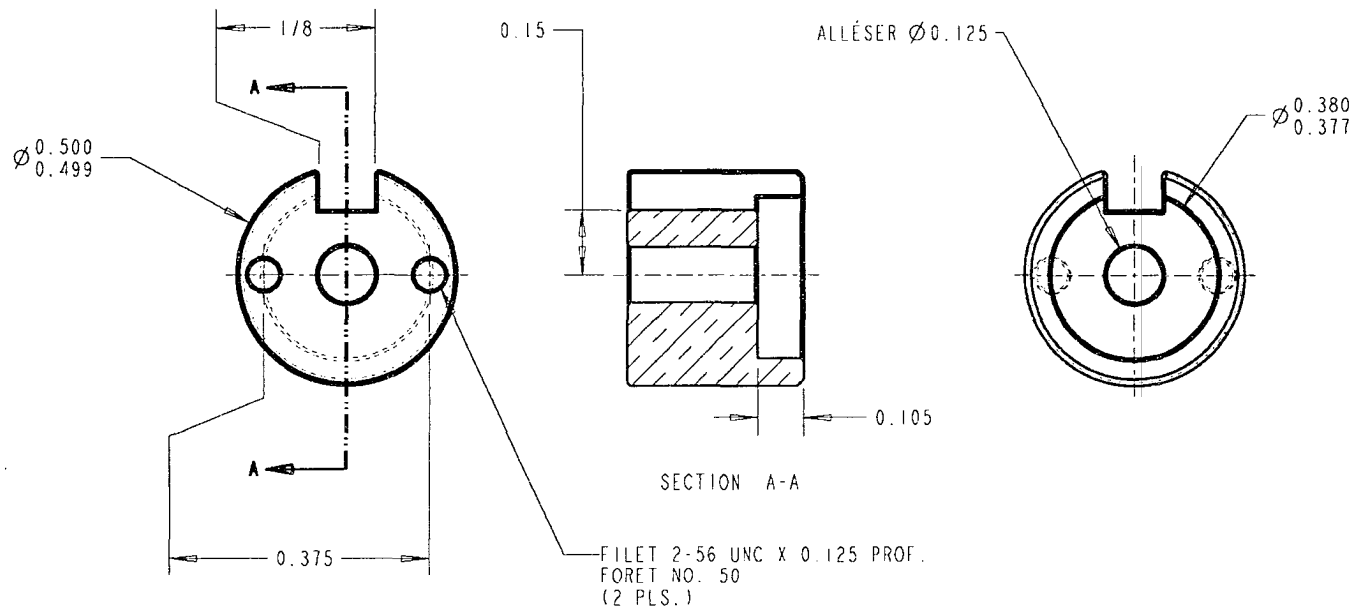
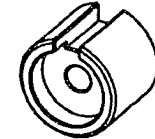
REV	DESCRIPTION	PAR	DATE
PRE-0	DESSIN PRELIMINAIRE INITIAL	A.V.	2005-02-21
A	ACCEPTATION DU PRELIMINAIRE	A.V.	2005-03-03




APPROBATION POUR LA PRODUCTION				
Réglage #1				
RHT	Machine	Date	Réglage (h)	Usinage (h)
Réglage #2				
RHT	Machine	Date	Réglage	Usinage
Réglage #3				
RHT	Machine	Date	Réglage	Usinage

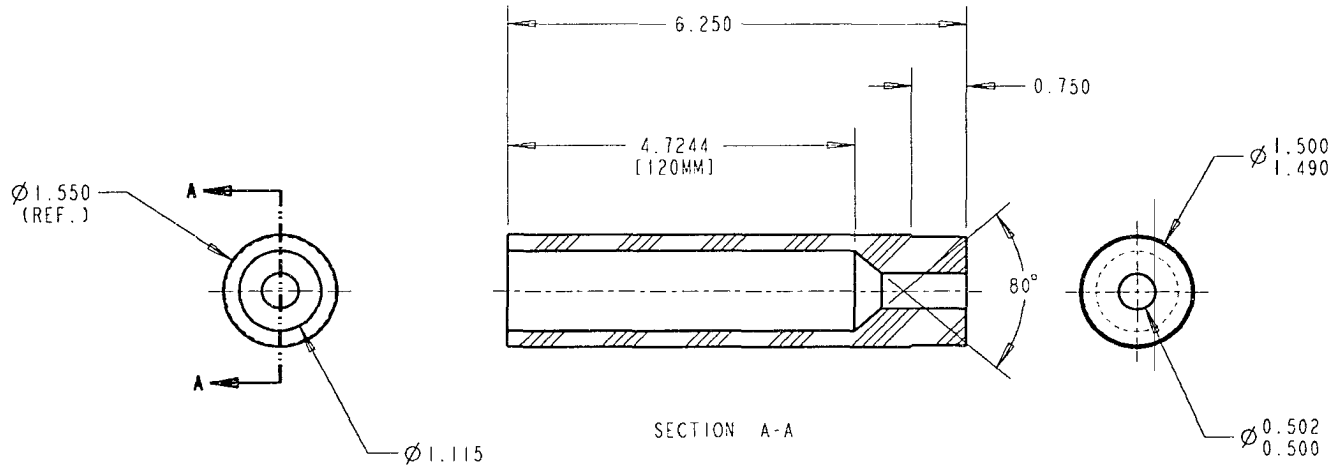
Université du Québec École de technologie supérieure Groupe C.A.O.J.F.A.O		L'information présente sur cette copie est confidentielle et demeure la propriété de l'École de technologie supérieure. Ne peut être reproduit en entier ou en partie sans l'autorisation écrite de l'École de technologie supérieure.		
		Dimensions en pouce Tolérances non spécifiées .X : ±0.015 .XX : ±0.010 .XXX : ±0.005 Frac : ±1/32 Ang : ±1°	Projet Dessin Modèle Dessinateur	RGPA0003 PISTON RGPA0003-02 A. VIGNEAULT
Sheet 4 of 6		QTÉ 2	MTL W1 RECTIFIÉ	2005-02-21


REV	DESCRIPTION	PAR	DATE
PRE-0	DESSIN PRELIMINAIRE INITIAL	A.V.	2005-02-21
A	ACCEPTATION DU PRELIMINAIRE	A.V.	2005-03-03



 Université du Québec École de technologie supérieure Groupe C.A.O./F.A.O		L'information présente sur cette copie est confidentielle et demeure la propriété de l'École de technologie supérieure. Ne peut être reproduit en entier ou en partie sans l'autorisation écrite de l'École de technologie supérieure.	
Tolérances non spécifiées .X : ±0.015 .XX : ±0.010 .XXX : ±0.005 Frac : ±1/32 Ang : ±1°	Projet	RGPA0003	
	Dessin	CYLINDRE	A
	Modèle	RGPA0003-03	PART
	Dessinateur	A. VIGNEAULT	Éch. : 3.000
Sheet 5 of 6	QTÉ	2	MTL LAITON 2005-02-21

REV	DESCRIPTION	PAR	DATE
PRE-0	DESSIN PRELIMINAIRE INITIAL	A. V.	2005-02-21
A	ACCEPTATION DU PRELIMINAIRE	A. V.	2005-03-03



 Université du Québec École de technologie supérieure Groupe C.A.O./F.A.O		L'information présente sur cette copie est confidentielle et demeure la propriété de l'École de technologie supérieure. Ne peut être reproduit en entier ou en partie sans l'autorisation écrite de l'École de technologie supérieure.	
Dimensions en pouce Tolérances non spécifiées .X : ±0.015 .XX : ±0.010 .XXX : ±0.005 Frac : ±1/32 Ang : ±1°	Projet		RGPA0003
	Dessin		OS SYNTHÉTIQUE
	Modèle		RGPA0003-04
	Dessinateur		A. VIGNEAULT
Sheet 6 of 6		QTÉ	2
		MTL	OS SYNTH.
			2005-02-21

ANNEXE 4

Résultats de la validation du comportement des cellules de charge

Tableau XVIII

Offset des cellules de charge

Cellule de charge	Offset	
	[mV]	[g]
1	-0,1315	-312,9
2	1,1723	2672,2
3	14,4070	31635,5
4	1,1155	1858,0
5	7,9097	12928,1
6	-0,1607	-371,1

Tableau XIX

Précision et stabilité des cellules de charge

Description des données	Unité	Cellule de charge					
		1	2	3	4	5	6
Charge appliquée	[g]	2508,4	2508,4	2508,4	2508,4	2508,4	2508,4
Charge mesurée	[g]	2549,8	2518,0	2463,4	2516,4	2468,4	2502,1
Écart-type mesuré	[g]	21,0	21,4	22,9	21,5	21,4	21,4
% erreur	%	1,7	0,4	-1,8	0,3	-1,6	-0,3

Tableau XX

Influence de la température sur le signal de sortie

Cellule de charge	Lecture à 24°C		Lecture à 37°C		Différence		
	[mV]	[g]	[mV]	[g]	[mV]	[g]	%
1	0,9174	2183,3	0,9387	2233,9	0,0213	50,6	2,02
3	15,6066	34269,8	15,5941	34242,3	-0,0125	-27,5	-1,09
4	4,1468	6906,9	4,1559	6922,1	0,0091	15,2	0,30
6	0,9534	2202,0	0,9413	2174,1	-0,0121	-27,9	-1,11

ANNEXE 5

Programme Ansys pour le calcul des contraintes circonférentielles

```
finish
/clear
```

```
/FILNAME,2D-stress,1
/TITLE,2D quater section model of experimental specimen
```

```
!!!!!!!!!!!! INFORMATION !!!!!!!!!!!!!
```

! Ce programme modélise un quart de section de trois cylindres coaxiaux : un pour représenter la tige fémorale, un second pour l'anneau de ciment osseux et le troisième pour l'os synthétique (s'il y a lieu). Le maillage est structuré et les éléments utilisés sont des PLANE183 (8 noeuds) en état plane strain, plain stress ou generalized plane strain selon le cas (paramètre variable).

! Cet input file a pour base les dimensions du spécimen expérimental qui sera utilisé lors des mesures de contraintes résiduelles. La géométrie du modèle sera variée afin de vérifier l'effet de certains paramètres sur les résultats.

```
! DIMENSION DU SPECIMEN (mm)
pdia=19          ! femoral prosthesis diameter
ct=5             ! cement mantle thickness
pro=pdia/2      ! femoral prosthesis outer radius
ptk=pdia/2      ! femoral prosthesis thickness
pri=pro-ptk     ! femoral prosthesis inner radius
bt=5.5          ! femoral bone thickness
fcr=pro+ct      ! femoral cavity radius
fbr=fcr+bt      ! femoral bone outside radius
long=120        ! length of specimen
```

```
! Divisions (éléments d'une largeur approx. de 0,5 mm à l'interface tige-
ciment et d'une épaisseur de 0.5 mm)
ndiva=30        ! nb de divisions sur les arcs (**toujours pair**)
*IF,pri,EQ,0,THEN ! nb de divisions sur l'épaisseur du tube métallique
ndivp=ndiva
*ELSE
ndivp=ptk/0.5
*ENDIF
ndivc=ct/0.5    ! nb de divisions sur l'épaisseur du ciment
ndivb=bt/0.5    ! nb de divisions sur l'épaisseur de l'os
```

```
! Mechanical properties of material
! Prosthesis
mep=200e3       ! module d'élasticité (MPa)
nup=0.3         ! coeff. Poisson

! Bone cement (PMMA)
mec=2.07e3      ! module d'élasticité (MPa)
nuc=0.3         ! coeff. Poisson
alphac=4.7e-5   ! coeff. expansion thermique

! Bone
meb=12.4e3      ! module d'élasticité (MPa)
nub=0.3         ! coeff. Poisson
```

```
!!!!!!!!!!!! MODÉLISATION DU SPÉCIMEN !!!!!!!!!!!!!
```

```
/PREP7
```

```
ET,1,PLANE183,,,5 ! plane strain (2), generalized plane strain (5) ou
R,1,long           ! plane stress with THK (3)
```

```

MP,EX,1,mep
MP,EX,2,mec
MP,EX,3,meb
MP,NUXY,1,nup
MP,NUXY,2,nuc
MP,NUXY,3,nub
MP,ALPX,2,alphac

! Modélisation

CYL4,0,0,pri,90,pro,180,0      ! tige métallique
CYL4,0,0,pro,90,fcr,180,0     ! ciment osseux
!CYL4,0,0,fcr,90,fbr,180,0    ! os synthétique

ALLS
APLOT
AGLUE,ALL
/VIEW,1,,1

! Attribution des propriétés aux différentes sections

ASEL,S,AREA,,1
AATT,1,1,1                    ! tige #1
LSLA,S
LATT,1,1,1
ASEL,S,AREA,,3
AATT,2,1,1                    ! ciment osseux #2
LSLA,S
LATT,2,1,1
!ASEL,S,AREA,,5
!AATT,3,1,1                   ! os #3
!LSLA,S
!LATT,3,1,1
ASEL,ALL

! Division et maillage

CSYS,1                        ! système de coordonnées cylindrique

LSEL,S,MAT,,1
LSEL,R,LENGTH,,pro-pri
LESIZE,ALL,,ndivp,0,1        ! division (cste) de l'épaisseur de la tige
LSEL,S,MAT,,2
LSEL,R,LENGTH,,ct
LESIZE,ALL,,ndivc,0,1        ! division (cste) de l'épaisseur du ciment osseux

!LSEL,S,MAT,,3
!LSEL,R,LENGTH,,bt
!LESIZE,ALL,,ndivb,0,1       ! division (cste) de l'épaisseur de l'os cortical

LSEL,S,LOC,X,pri,fcr
LSEL,U,LOC,Y,90
LSEL,U,LOC,Y,180
LESIZE,ALL,,ndiva,0,1        ! division (cste) des arcs
ALLS

MSHAPE,0,2D                   ! maillage des aires
MSHKEY,1
ASEL,ALL
CM,temp,AREA
AMESH,temp

```

```

CMDEL,temp
SAVE
/PNUM,MAT,1           ! identification des trois composants (tige, ciment
                       et os) en couleur
/NUMBER,1
EPLOT
/REPLOT
SAVE

!!!!!!!!!!!! APPLICATION DES CHARGES ET DDL !!!!!!!!!!!

/SOLU

LSEL,S,LOC,Y,90       ! blocage des DDL pour la symétrie
DL,ALL,,SYMM
LSEL,S,LOC,Y,180
DL,ALL,,SYMM
ALLS

! Charge thermique pour simuler les contraintes à l'interface implant-ciment
dT=-9.00             ! delta température appliqué sur le ciment osseux (°C)

TREF,0
ESEL,S,MAT,,2
BFE,ALL,TEMP,1,dT
ALLSEL

ANTYPE,0
SOLVE

!!!!!!!!!!!! AFFICHAGE ET ANALYSE DES RÉSULTATS !!!!!!!!!!!

/POST1
/GRAPHICS,POWER

RSYS,1               ! résultat dans un système de coordonnées
                       cylindriques

!PLNSOL,S,X,0,1

!NSEL,S,LOC,X,pro
!PRNSOL,S,COMP       ! contraintes à l'interface implant-ciment
!PRNSOL,EPEL,COMP   ! déformation à l'interface implant-ciment

!NSEL,S,LOC,X,fcR
!PRNSOL,S,COMP       ! contraintes à l'interface ciment-os

!NSEL,S,LOC,X,pri
!PRNSOL,EPEL,COMP   ! déformation circonférentielle à l'intérieur du
                       tube

! Définition d'un "path" sur l'épaisseur du ciment

ESEL,S,MAT,,2
NSLE,S,ALL
NSEL,R,LOC,X,pro
NSEL,A,LOC,X,fcR
NSEL,R,LOC,Y,135

```

```
*AFUN,DEG
px1=pro*COS(45)
py1=pro*SIN(45)
px2=fcr*COS(45)
py2=fcr*SIN(45)

PATH,cement,2,30,ndivc
PPATH,1,,-px1,py1,0
PPATH,2,,-px2,py2,0
PDEF,S_radial,S,X
PDEF,S_hoop,S,Y
!PDEF,S_axial,S,Z
PLPATH,S_radial,S_hoop !,S_axial
PRPATH,S_radial,S_hoop !,S_axial

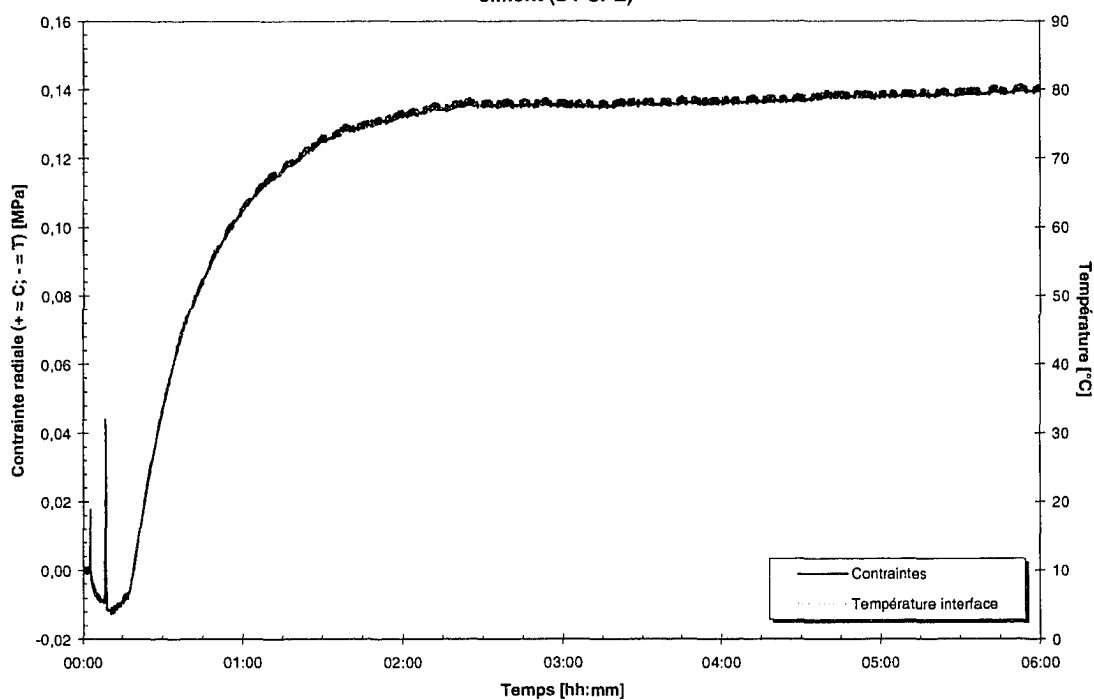
! Estimation des erreurs du modèle (SEPC < 10% = OK)

!/GRAPHICS,FULL
!ERNORM,ON
!ALLS
!ESEL,S,MAT,,2
!PLNSOL,U,SUM
!/GRAPHICS,POWER
```

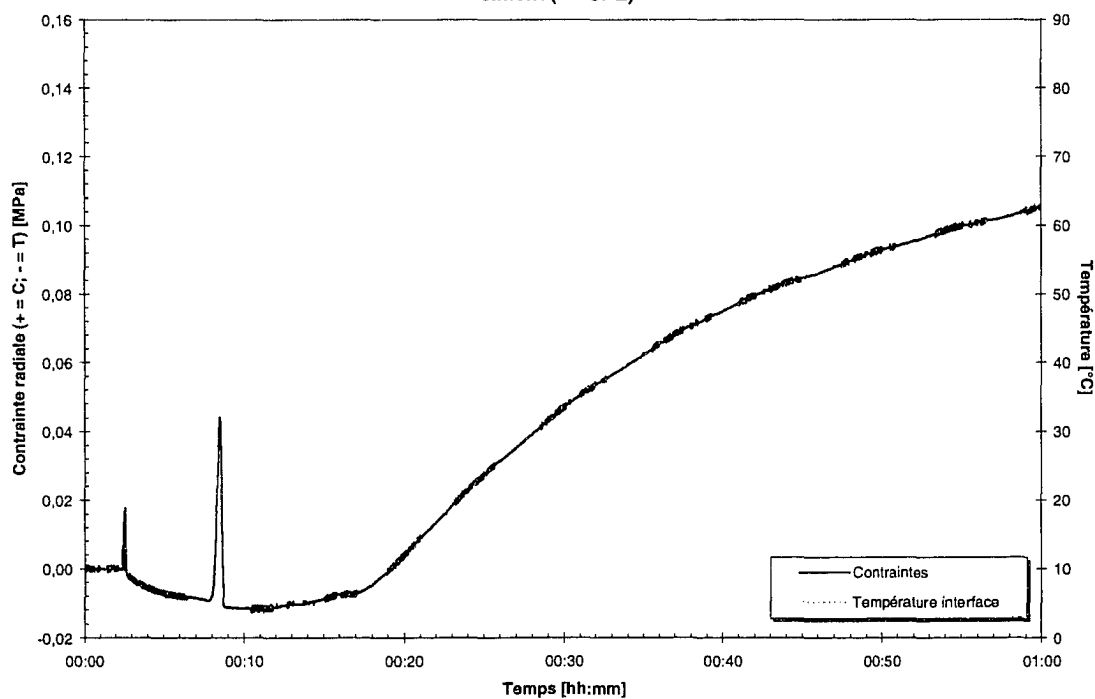
ANNEXE 6

Graphiques des résultats des différents essais expérimentaux avec mesure de contraintes radiales résiduelles en compression (0 – 1h et 0 – 6h)

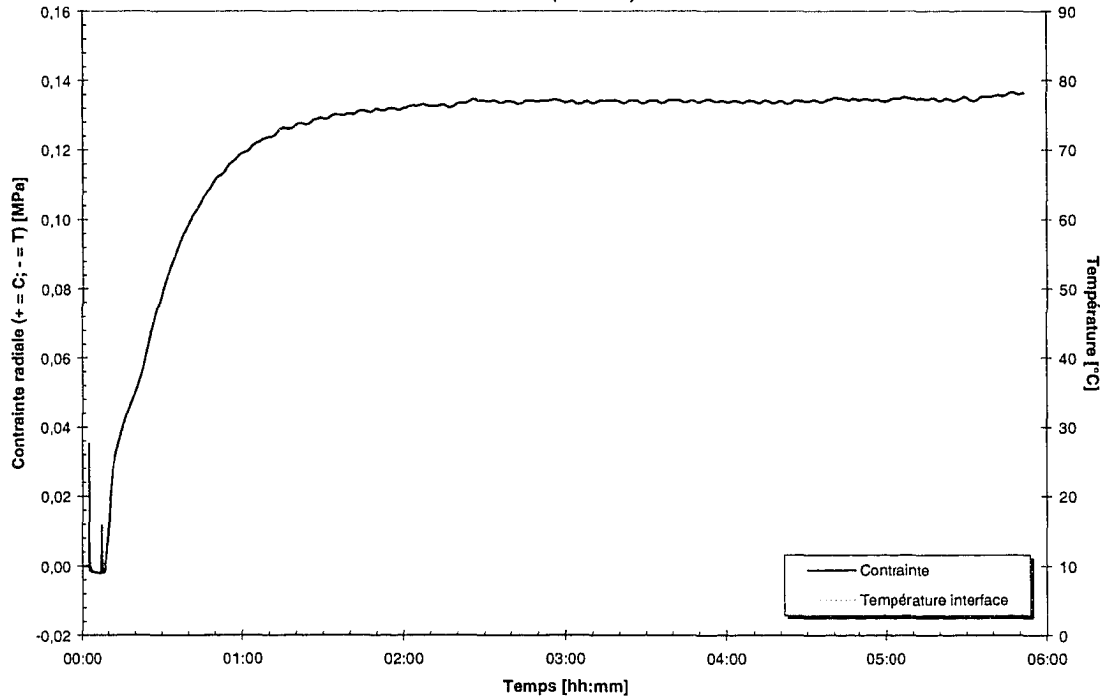
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (B1-SPE)



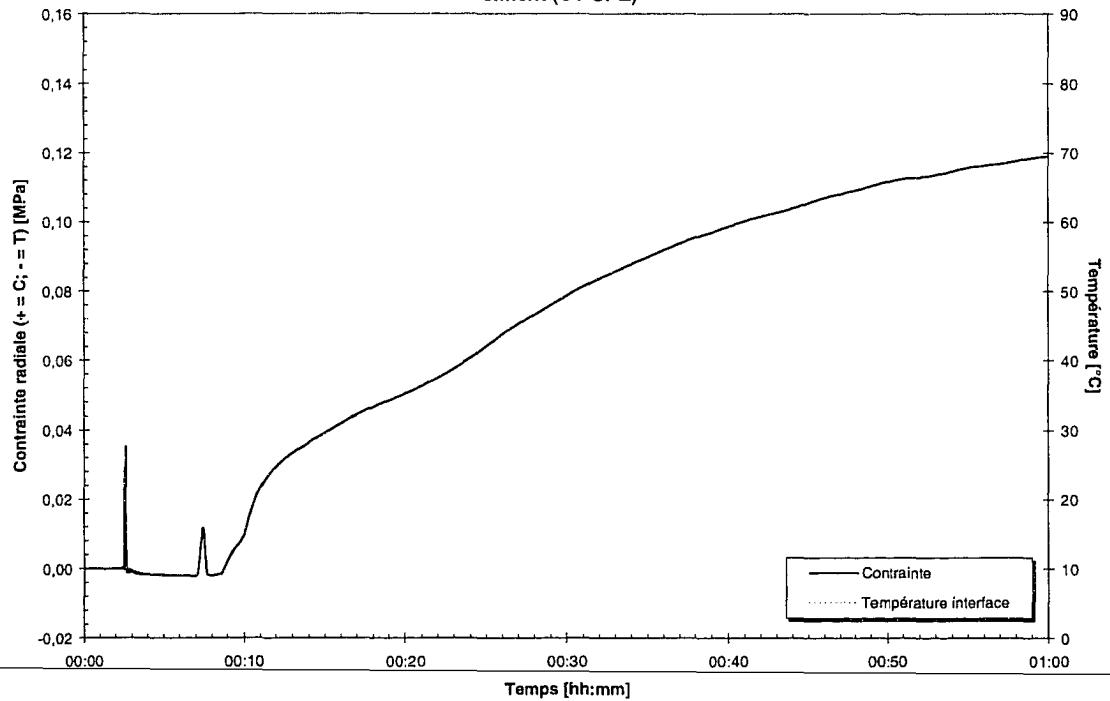
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (B1-SPE)



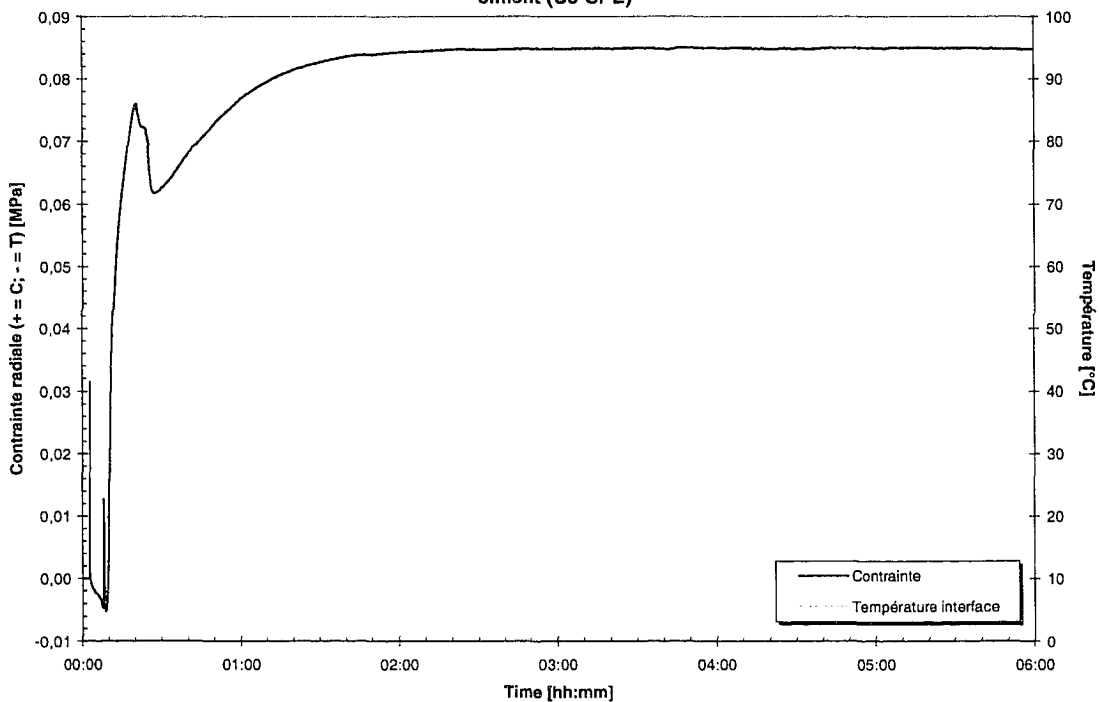
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (C1-SPE)



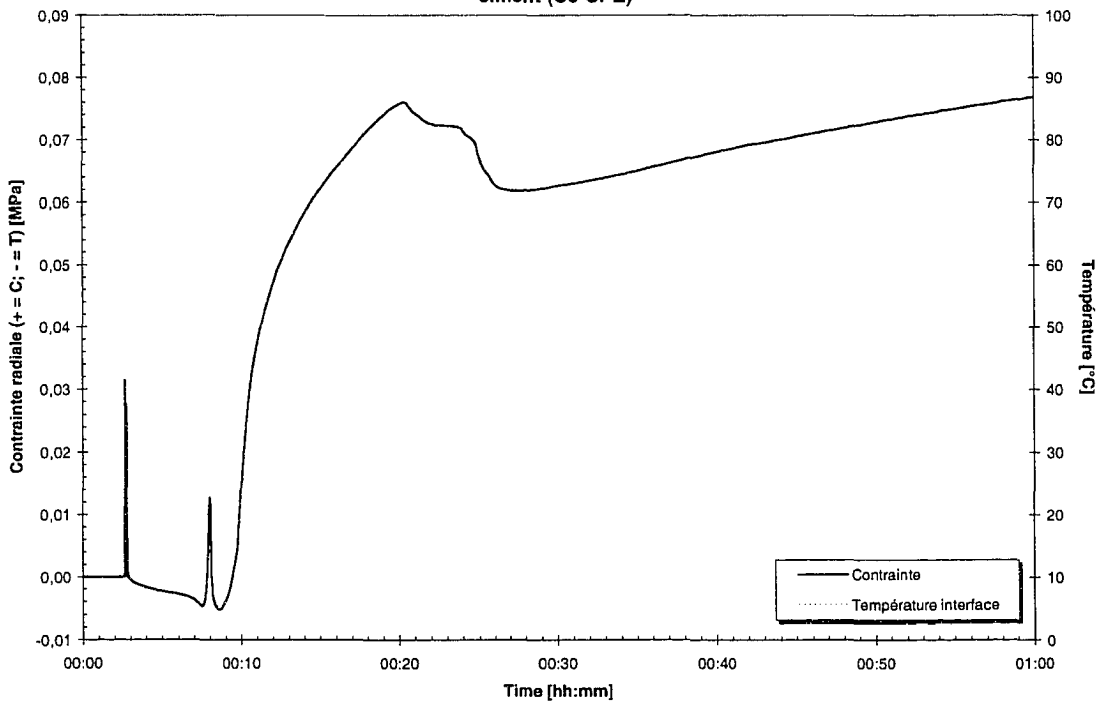
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (C1-SPE)



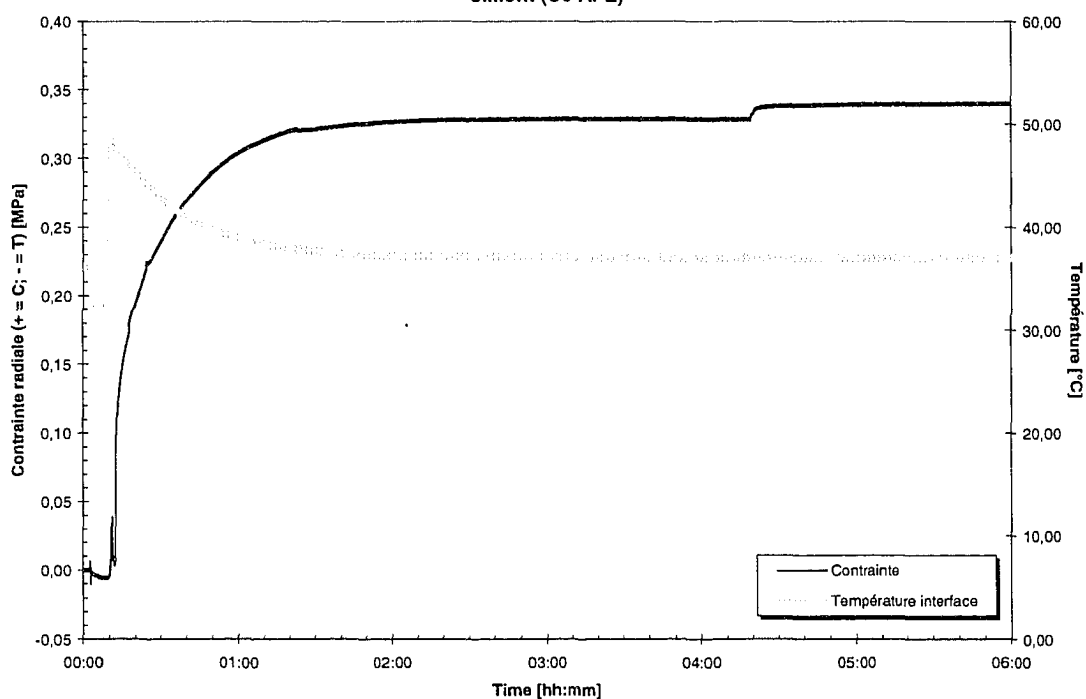
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (C3-SPE)



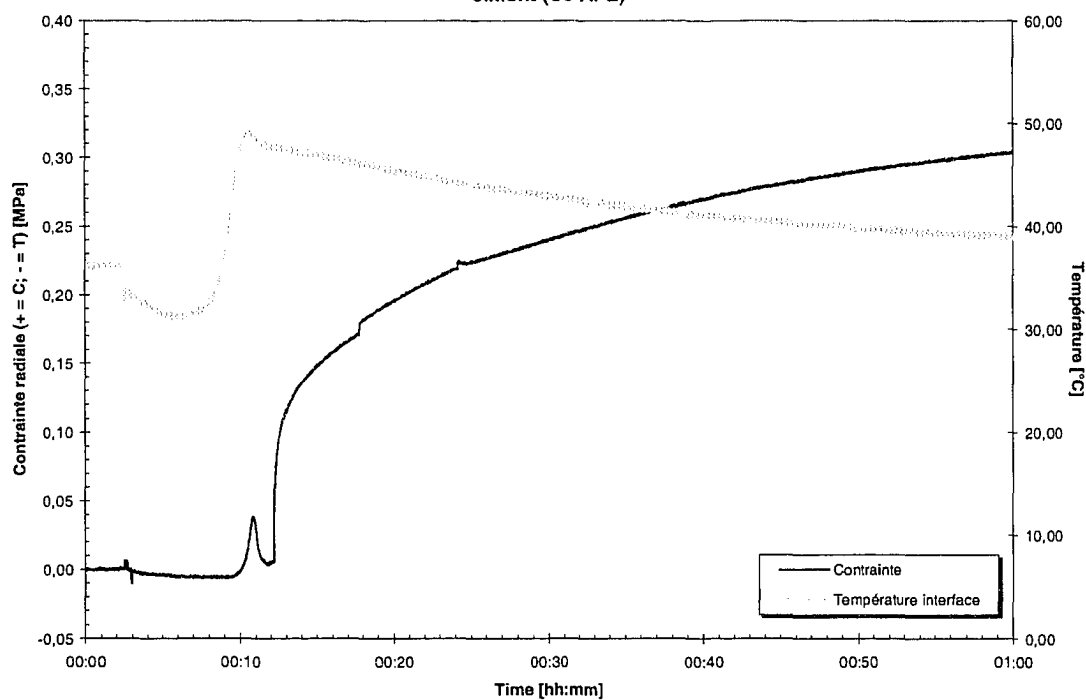
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (C3-SPE)



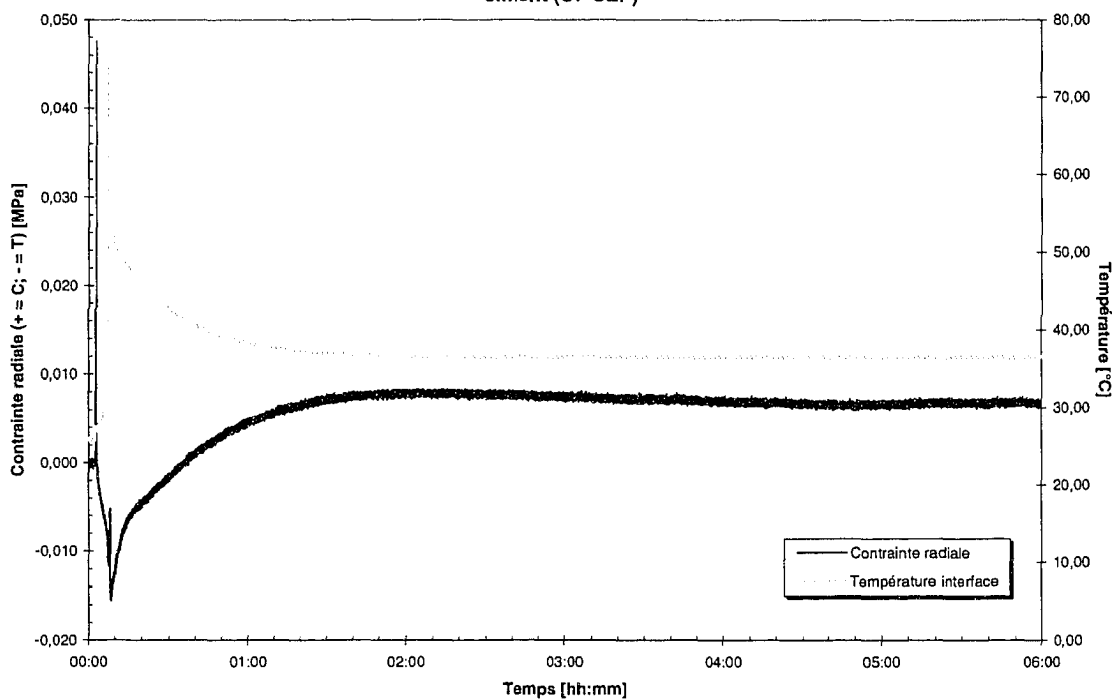
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (C6-APE)



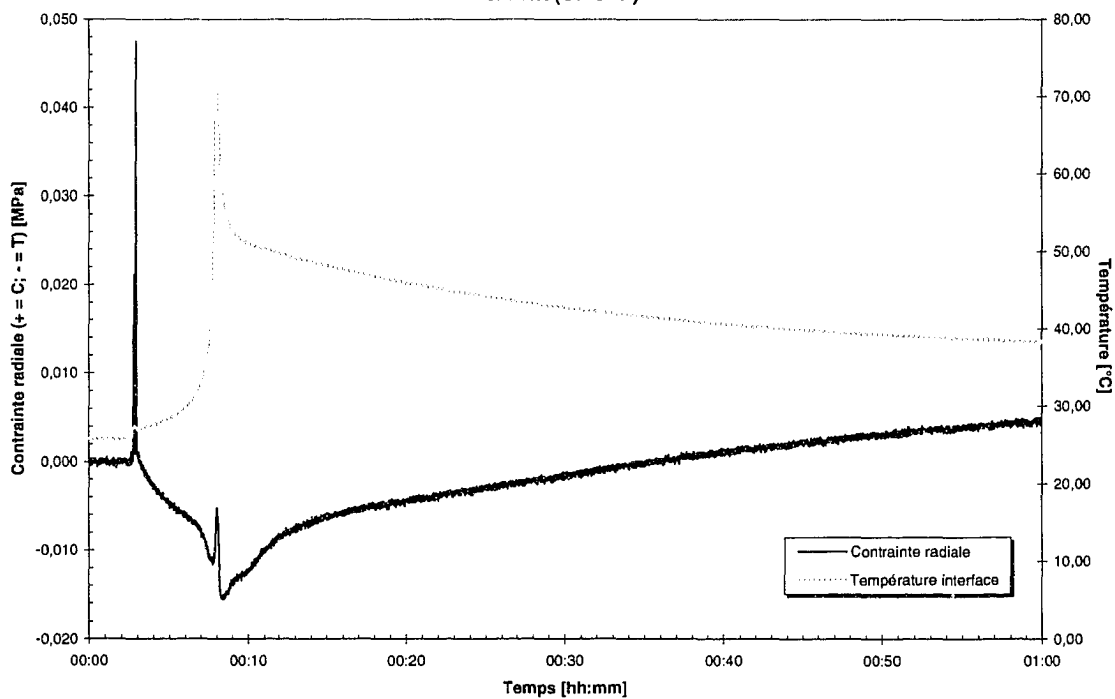
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (C6-APE)



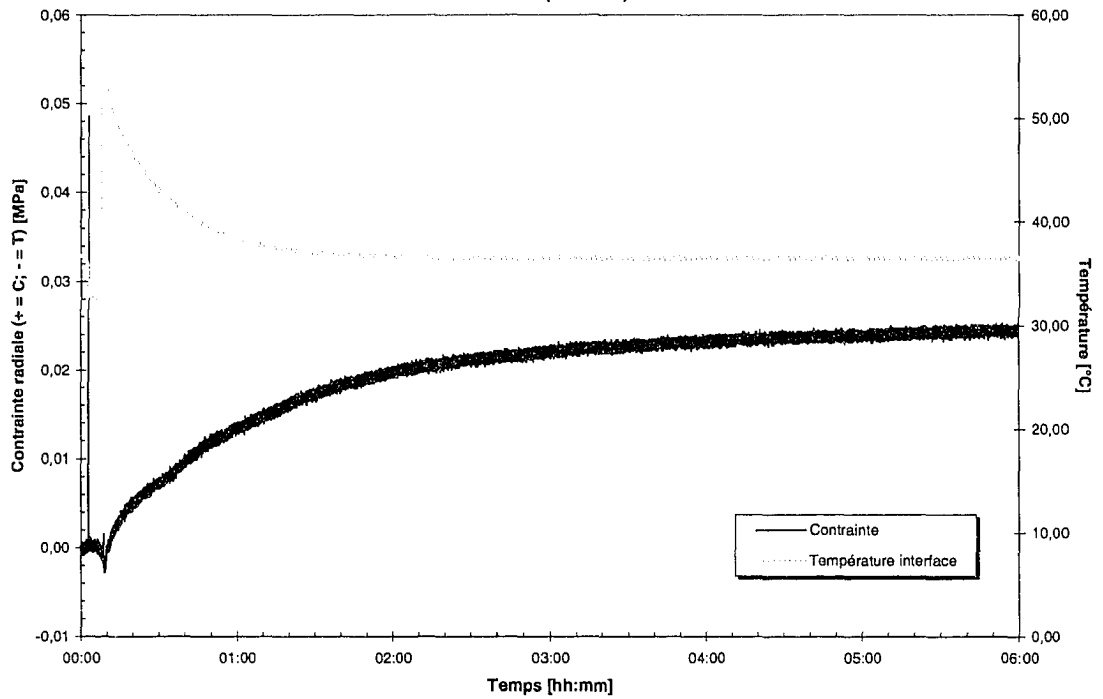
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (C7-SEP)



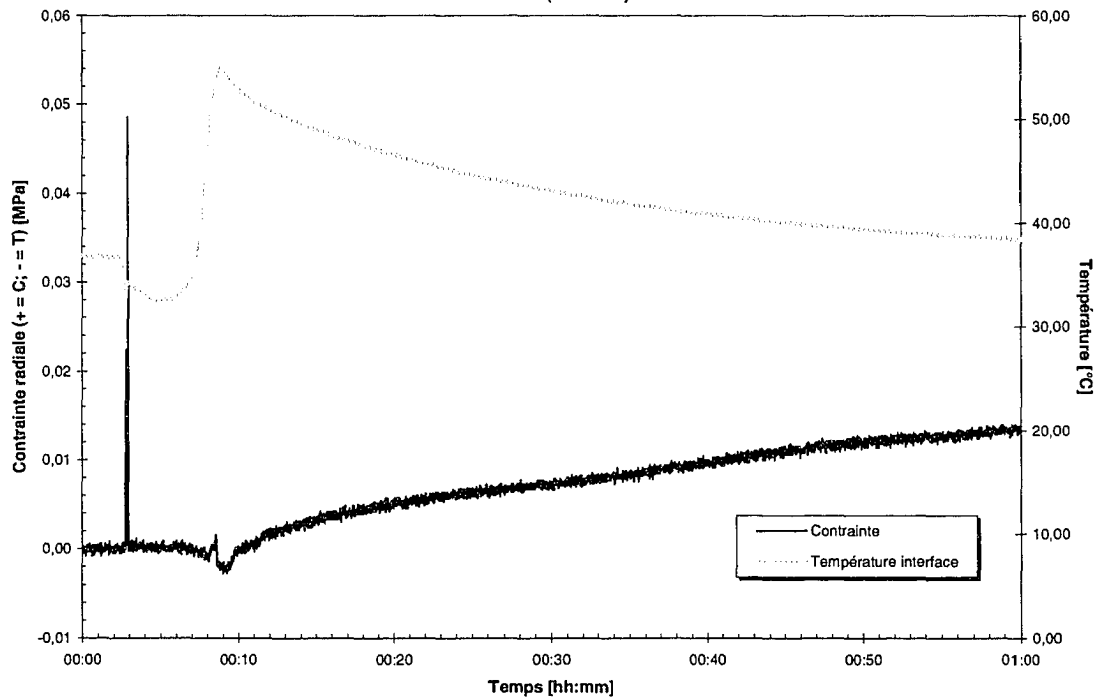
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (C7-SEP)



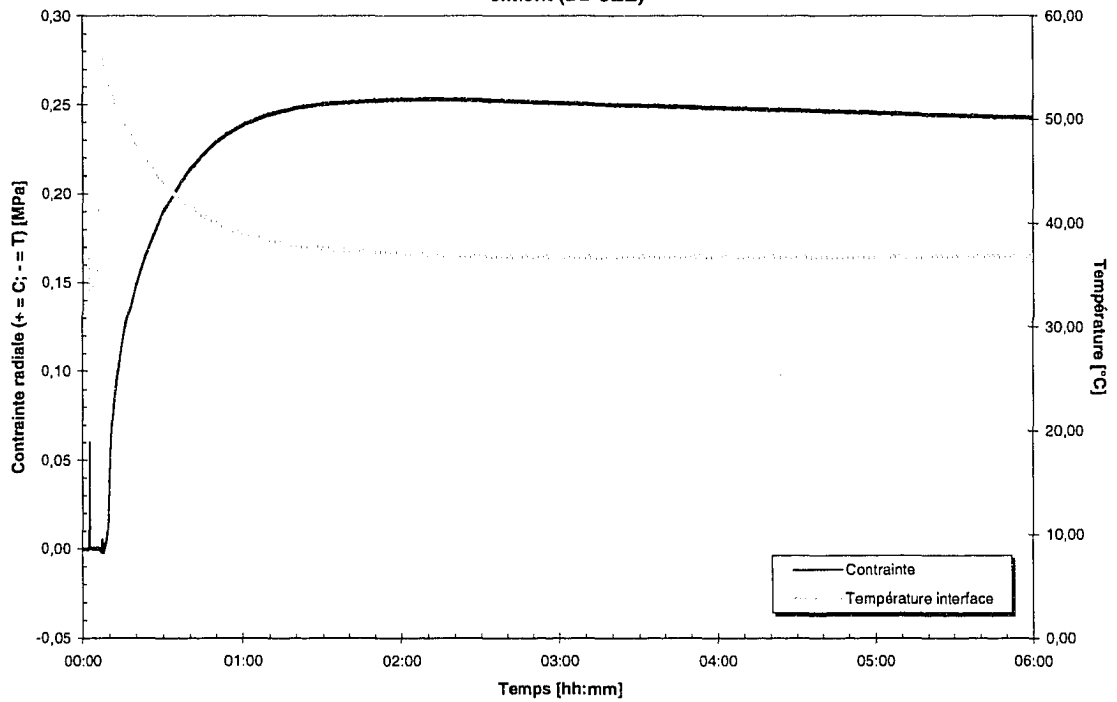
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D1-SPE)



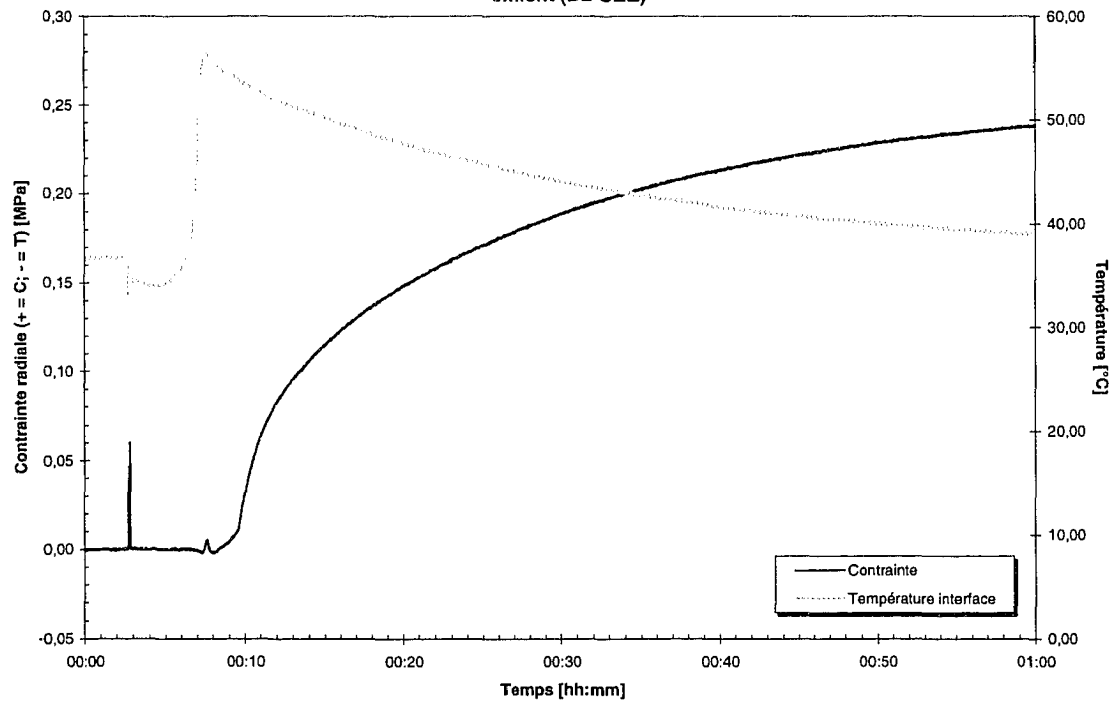
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D1-SPE)



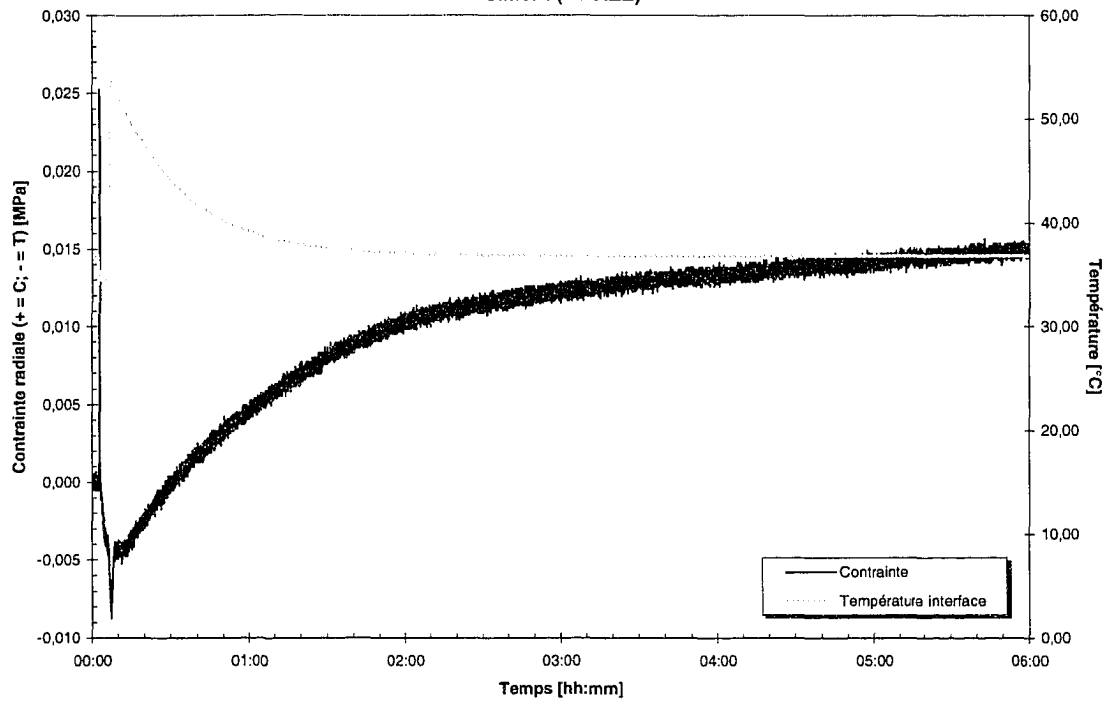
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D2-SEE)



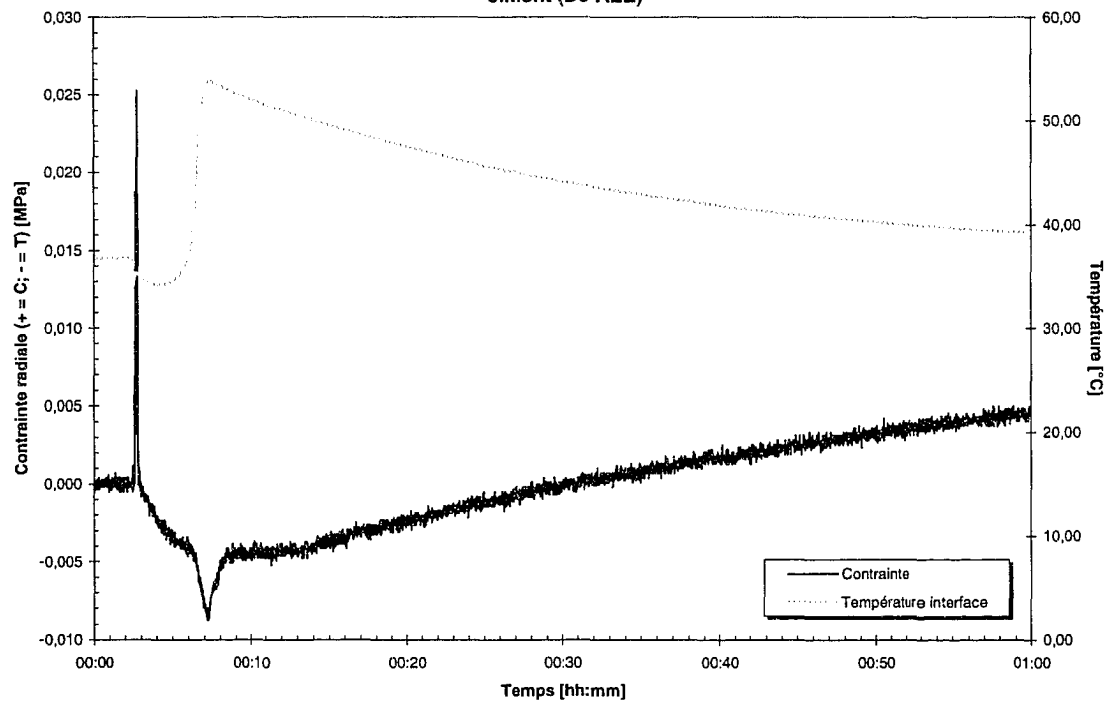
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D2-SEE)



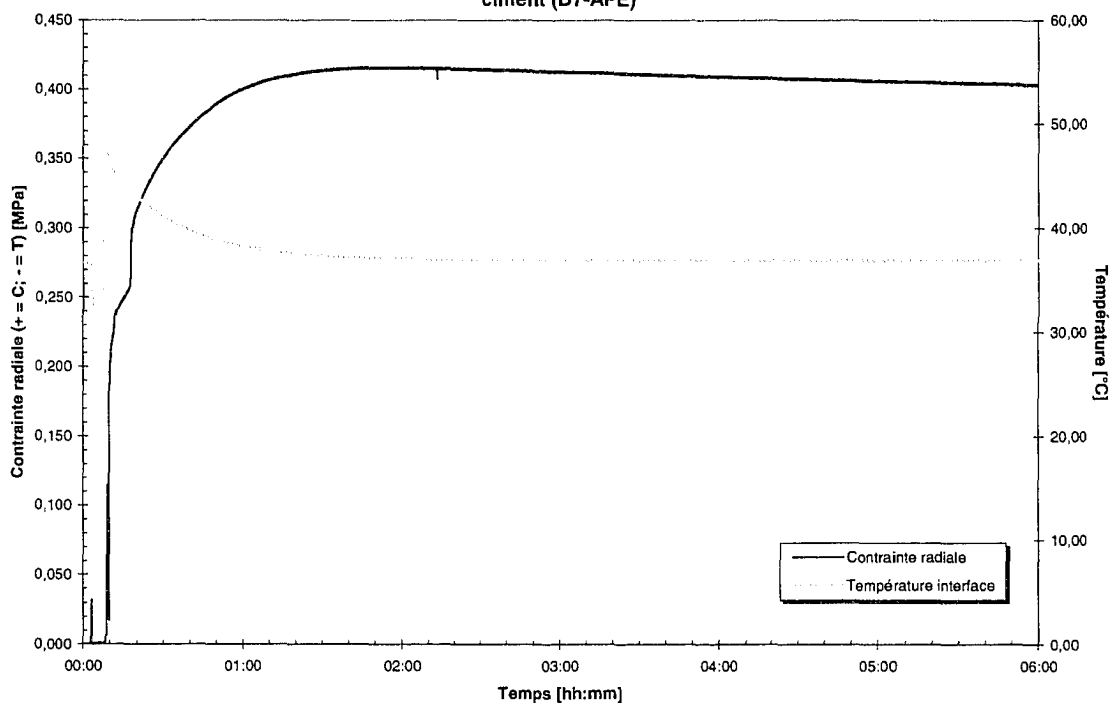
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D6-AEE)



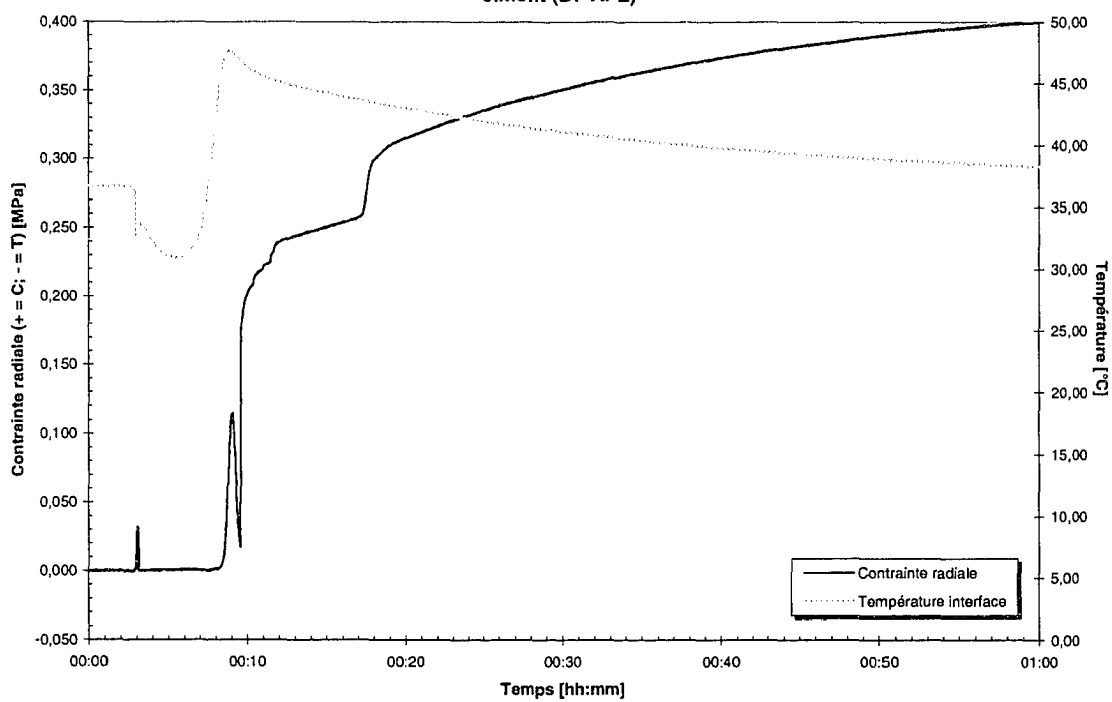
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D6-AEE)



Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D7-APE)



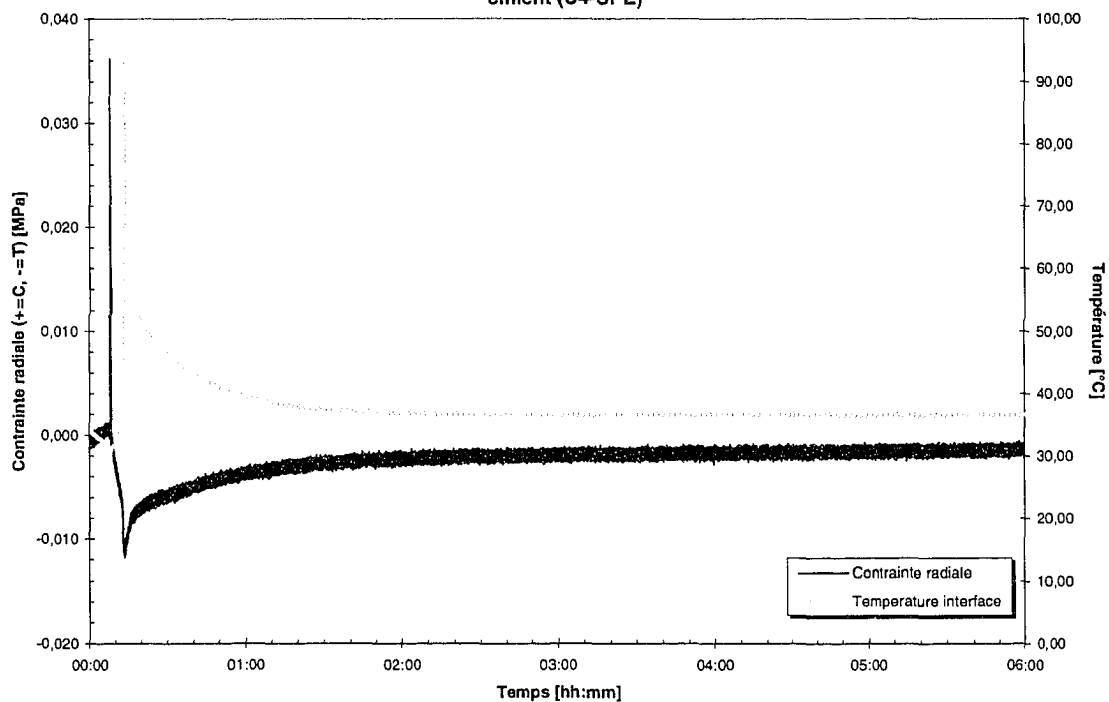
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D7-APE)



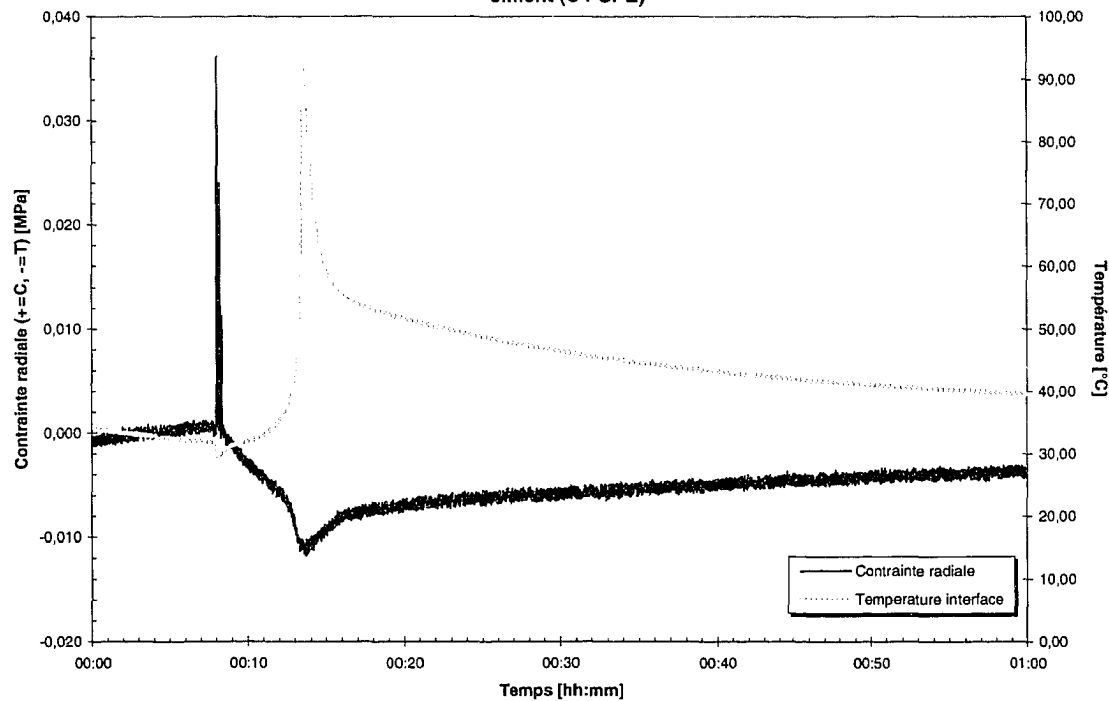
ANNEXE 7

Graphiques des résultats des différents essais expérimentaux sans mesure de contraintes radiales résiduelles en compression (0 – 1h et 0 – 6h)

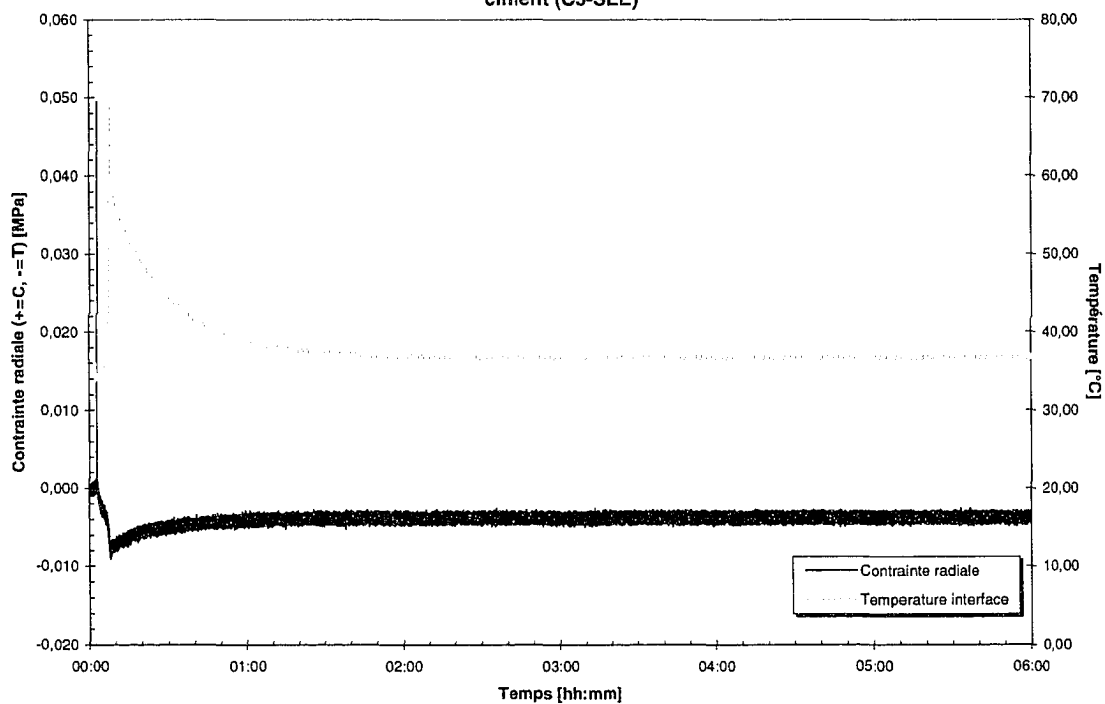
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (C4-SPE)



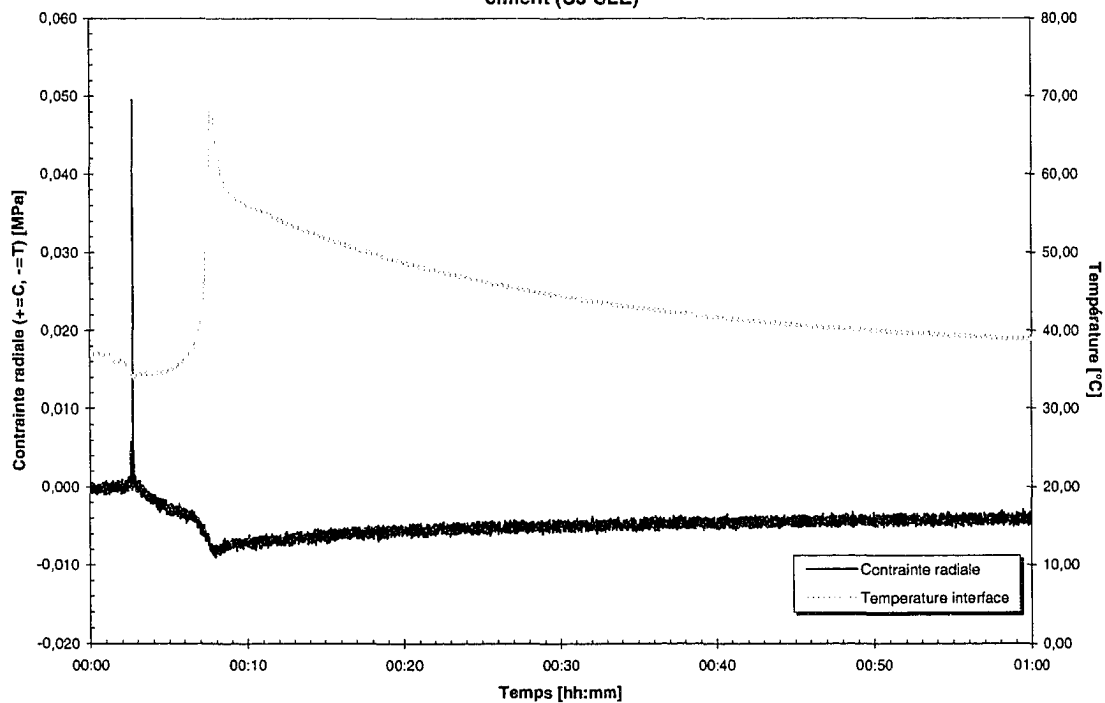
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (C4-SPE)



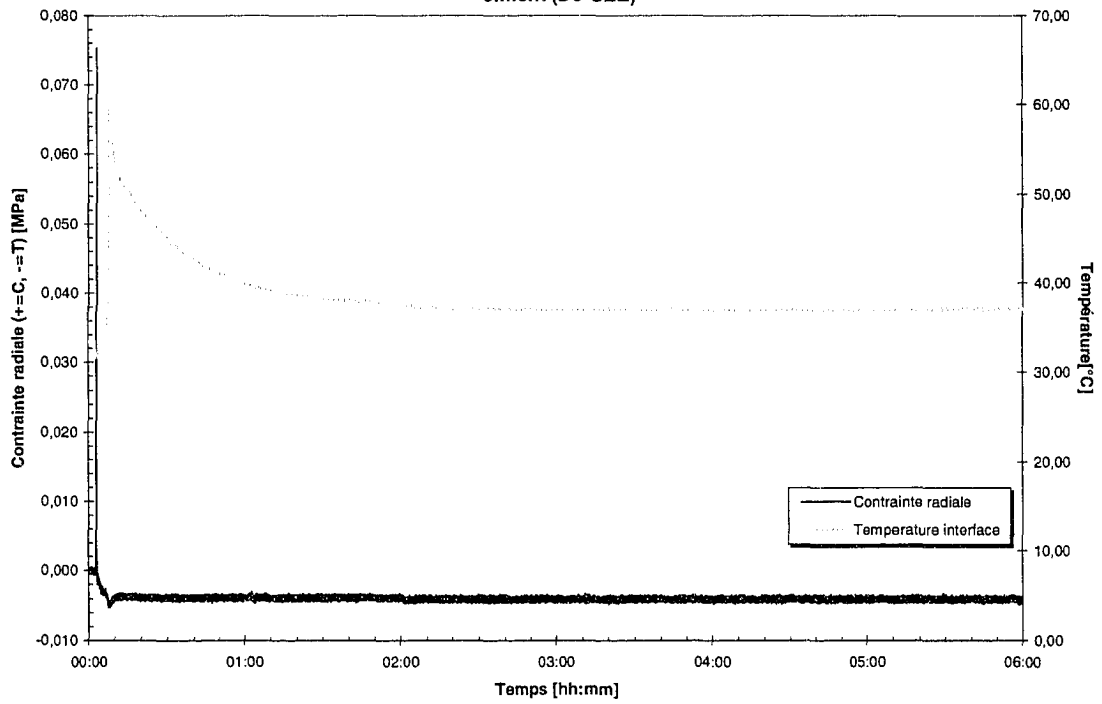
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (C5-SEE)



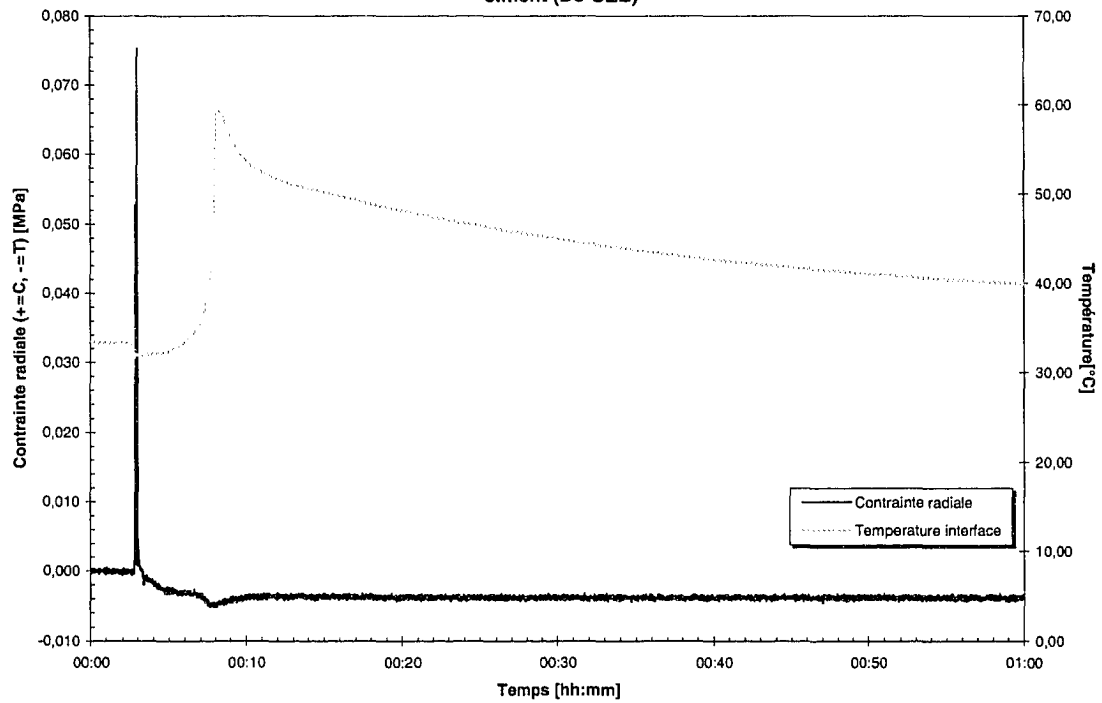
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (C5-SEE)



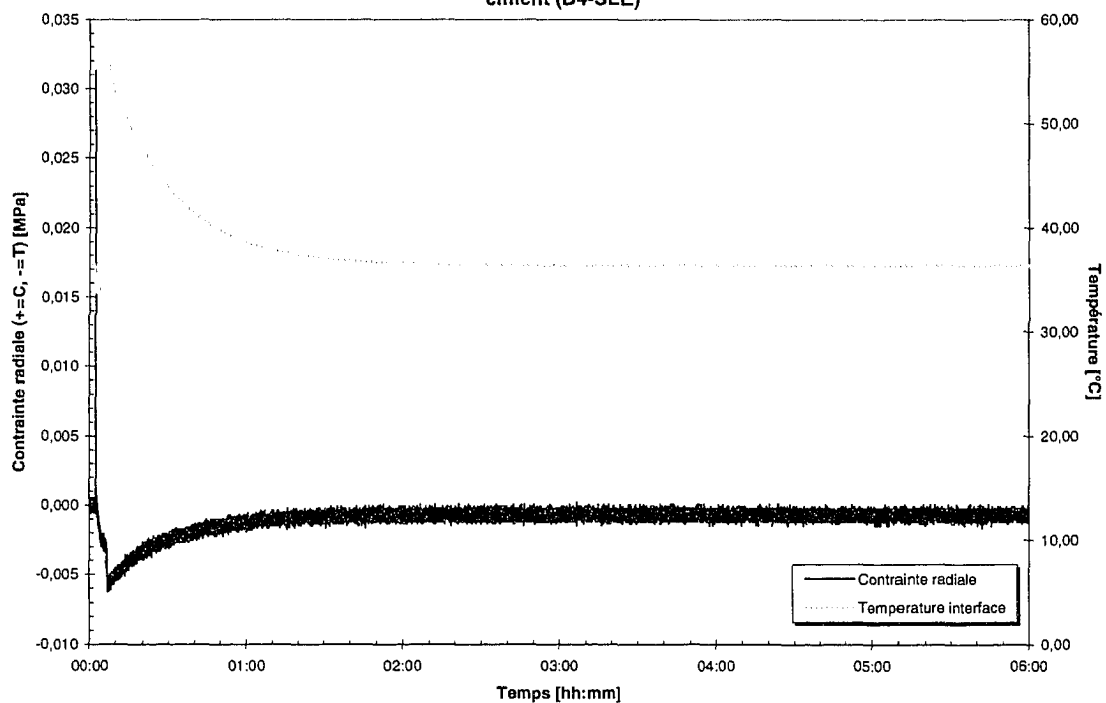
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D3-SEE)



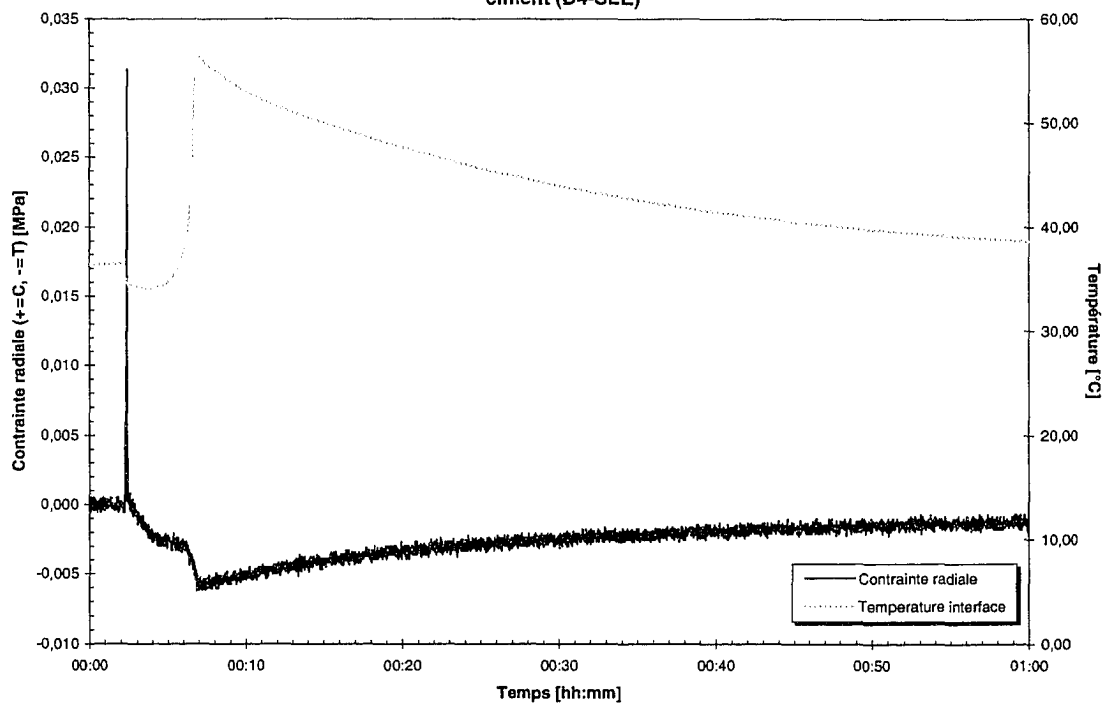
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D3-SEE)



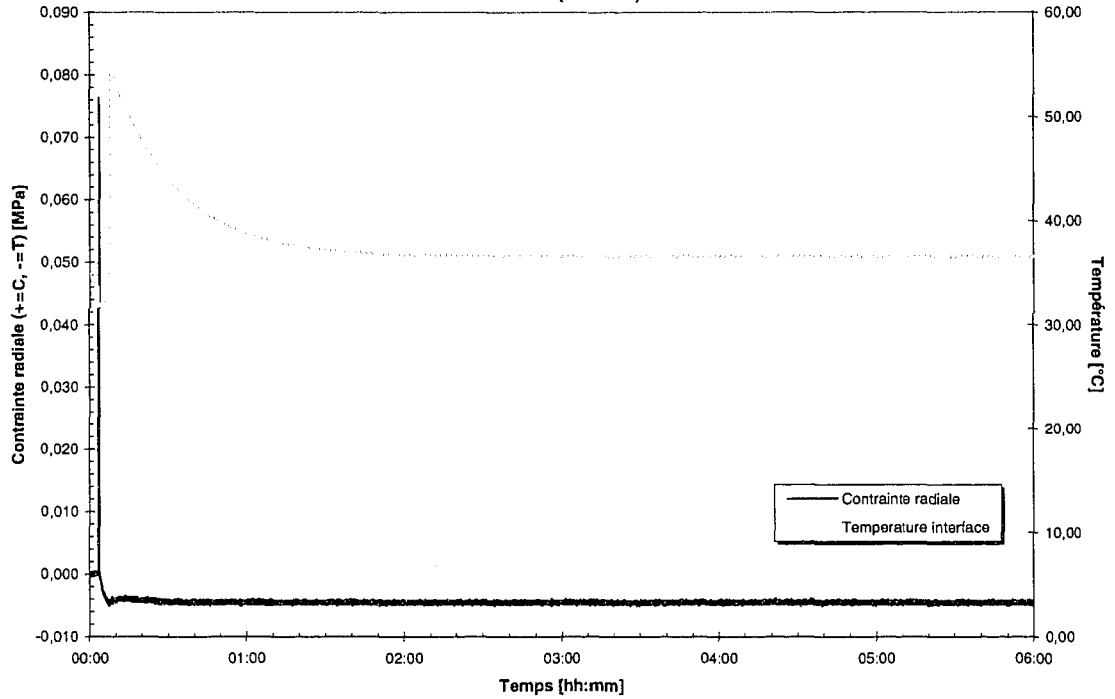
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D4-SEE)



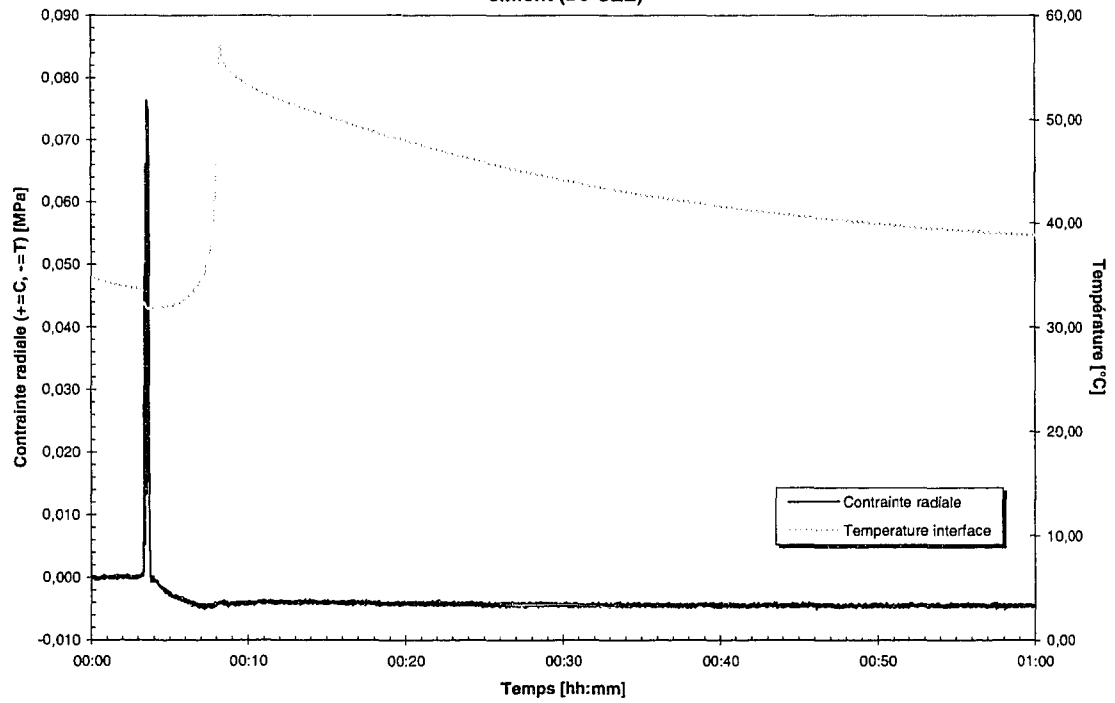
Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D4-SEE)



Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D5-SEE)



Formation des contraintes résiduelles radiales et évolution de la température à l'interface tige-ciment (D5-SEE)



ANNEXE 8

Résultats des calibrations des tiges idéalisées et ajustement des valeurs mesurées

Tableau XXI

Ajustement des résultats pour chaque essai expérimental selon la calibration

$P_{\text{théo}}$ [kPa]		0	50	100	150	200	250	300	350	400	450	500
C3	P_{luc}	-	30,64	80,23	129,56	178,83	226,97	275,16	323,57	371,67	419,97	n/a
	%ajust.	-	63,2%	24,6%	15,8%	11,8%	10,1%	9,0%	8,2%	7,6%	7,1%	n/a
C4	P_{luc}	-	42,27	86,66	131,74	177,34	223,20	269,21	315,95	363,02	409,92	456,79
	%ajust.	-	18,3%	15,4%	13,9%	12,8%	12,0%	11,4%	10,8%	10,2%	9,8%	9,5%
C5	P_{luc}	-	28,62	67,59	115,27	162,42	210,05	257,68	305,08	352,86	400,17	446,85
	%ajust.	-	74,7%	47,9%	30,1%	23,1%	19,0%	16,4%	14,7%	13,4%	12,5%	11,9%
C7	P_{luc}	-	44,29	89,17	133,81	179,31	217,52	270,74	317,51	363,68	410,15	456,74
	%ajust.	-	12,9%	12,1%	12,1%	11,5%	14,9%	10,8%	10,2%	10,0%	9,7%	9,5%

Tableau XXII

Ajustement des résultats pour chaque essai expérimental selon la calibration

$P_{théo}$ [kPa]		0	50	100	150	200	250	300	350	400	450	500
D1	P_{luc}	-	38,54	88,7	138,11	187,46	236,99	286,31	335,6	385	434,2	477,5
	% _{ajust.}	-	29,8%	12,7%	8,6%	6,7%	5,5%	4,8%	4,3%	3,9%	3,6%	4,7%
D2	P_{luc}	-	41,57	87,69	133,98	181,28	229,31	277,32	325,8	374,2	422,7	470,7
	% _{ajust.}	-	20,3%	14,0%	12,0%	10,3%	9,0%	8,2%	7,4%	6,9%	6,5%	6,2%
D3	P_{luc}	-	33,16	81,78	132,24	182,69	232,82	283,04	332,9	382,5	432,7	481,7
	% _{ajust.}	-	50,8%	22,3%	13,4%	9,5%	7,4%	6,0%	5,1%	4,6%	4,0%	3,8%
D4	P_{luc}	-	26,09	75,04	125,29	175,08	225,11	274,38	323,8	372,8	422,6	471,5
	% _{ajust.}	-	91,6%	33,3%	19,7%	14,2%	11,1%	9,3%	8,1%	7,3%	6,5%	6,0%

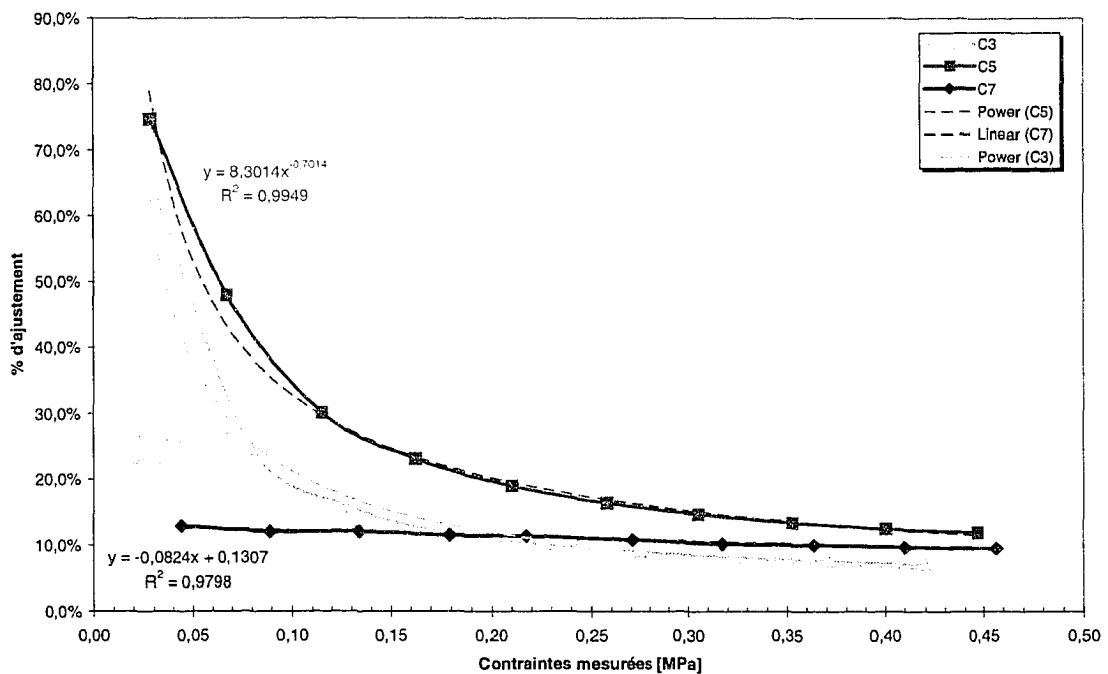
Tableau XXII (suite)

Ajustement des résultats pour chaque essai expérimental selon la calibration

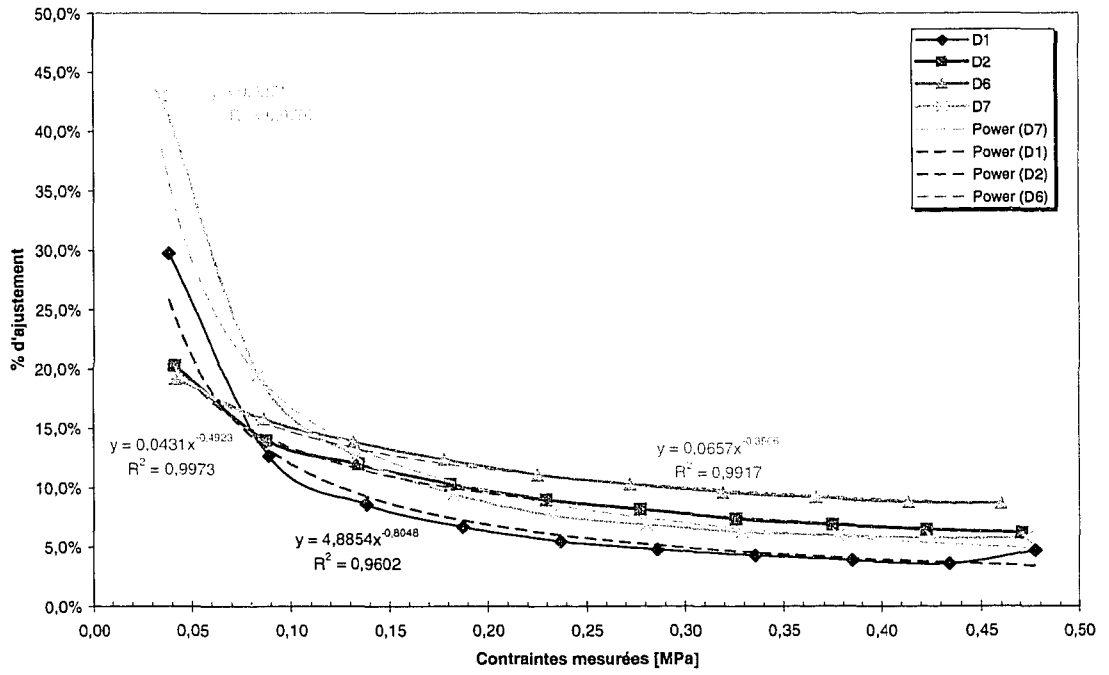
$P_{\text{théo}}$ [kPa]		0	50	100	150	200	250	300	350	400	450	500
D5	P_{luc}	-	43,08	88,4	134,46	181,32	229,08	276,92	324,6	372,1	420,4	467,5
	$\%_{\text{ajust.}}$	-	16,1%	13,1%	11,6%	10,3%	9,1%	8,3%	7,8%	7,5%	7,5%	6,9%
D6	P_{luc}	-	41,96	86,33	131,68	177,89	224,93	272,07	319,2	366,2	413,7	460,1
	$\%_{\text{ajust.}}$	-	19,2%	15,8%	13,9%	12,4%	11,1%	10,3%	9,6%	9,2%	8,8%	8,7%
D7	P_{luc}	-	34,97	83,65	133,16	182,59	232,05	280,6	329,1	377,3	425,4	472,8
	$\%_{\text{ajust.}}$	-	43,0%	19,5%	12,6%	9,5%	7,7%	6,9%	6,3%	6,0%	5,8%	5,8%

Les graphiques suivants représentent les courbes d'ajustement des valeurs provenant des calibrations précédentes les essais expérimentaux où des mesures de contraintes résiduelles en compression ont été mesurées (il est à noter que la calibration de l'essai C5 a été utilisée pour l'essai C6). Ces courbes ont été tracées à partir des valeurs des tableaux IX et X pour les modèles de tige 2.01 et 2.1 respectivement. De ces courbes d'ajustement de valeur, des courbes de tendances ont été établies afin de pouvoir associer une équation se rapprochant de chaque courbe d'ajustement pour chacun des essais expérimentaux. Ainsi, l'ajustement des valeurs est par conséquent possible à partir des données de contraintes mesurées.

Courbes d'ajustement des contraintes pour les tiges 2.01



Graphique 12 – Courbes d'ajustement des contraintes pour les tiges 2.01



Graphique 13 – Courbes d'ajustement des contraintes pour les tiges 2.1

BIBLIOGRAPHIE

Ahmed, A. M., Burke, D. L., Miller, J., & Nair, R. "Transient and Residual Stresses and Displacements in Self-Curing bone cement: Part 1, Characterization of Relevant Volumetric Behavior of Bone Cement." *Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME*. Vol. 104, n° 1, 1982a. P. 21-27.

Ahmed, A. M., Pak, W., Burke, D. L., & Miller, J. "Transient and Residual Stresses and Displacements in Self-Curing bone cement: Part 2, Thermoelastic Analysis of the Stem Fixation System". *Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME*. Vol. 104, n° 1, 1982b. P. 28-37.

Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., et al. "Hip contact forces and gait patterns from routine activities". *Journal of Biomechanics*. Vol. 34, n° 7, 2001. P. 859-871.

Biomet inc. "Palacos® G Antibiotic Loaded Bone Cement". tiré de <http://www.biomet.com/products/index.cfm?p=090F06>. (Page consulté le 11 mars 2004)

Bishop, N. E., Ferguson, S., & Tepic, S. "Porosity reduction in bone cement at the cement-stem interface". *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*. Vol. 78B, n° 3, 1996. P. 349-356.

Burdairon, G. *Abrégé de biomatériaux dentaires*. Paris: Masson, 1981. 292 p.

CIHI. *Canadian Joint Replacement Registry (CJRR) - 2004 Report : Total Hip and Total Knee Replacements in Canada*. Toronto, Canada: Canadian Institute for Health Information, 2004. 91 p.

Dorlot, J.-M., Baïlon, J.-P., & Masounave, J. *Des matériaux* (2^e ed.). Montréal: Éditions de l'École Polytechnique de Montréal, 1999. 733 p.

Dunne, N. J., & Orr, J. F. "Thermal characteristics of curing acrylic bone cement". *ITBM-RBM*. Vol. 22, n° 2, 2001. P. 88-97.

Gilbert, J. L., Hasenwinkel, J. M., Wixson, R. L., & Lautenschlager, E. P. "A theoretical and experimental analysis of polymerization shrinkage of bone cement: A potential major source of porosity". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 52, n° 1, 2000. P. 210-218.

Hasenwinkel, J. M., Lautenschlager, E. P., Wixson, R. L., & Gilbert, J. L. "Novel high-viscosity, two-solution acrylic bone cement: Effect of chemical composition on properties". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 47, n° 1, 1999. P. 36-45.

Health Pages.org. "A Patient's Guide to Total Hip Replacement Surgery". tiré de <http://www.healthpages.org/AHP/LIBRARY/HLTHTOP/THR/INDEX.HTM>. (Page consulté le 27 février 2004)

Herberts, P., Malchau, H., & Garellick, G. *The Swedish National Hip Arthroplasty Register - Annual Report 2002*. Göteborg, Sweden: Department of Orthopaedics Sahlgrenska University Hospital, 2003. 62 p.

Hertzberg, R. W. *Deformation and Fracture Mechanics of Engineering Materials* (4e ed.): John Wiley & Sons Inc., 1996. 786 p.

Huiskes, R. "Mechanical failure in total hip arthroplasty with cement". *Current Orthopaedics*. Vol. 7, n° 1, 1993. P. 239-247.

Incropera, F. P., & De Witt, D. P. *Fundamentals of heat and mass transfer* (4th ed.): John Wiley & Sons, 1996. 886 p.

Jasty, M., Maloney, W. J., Bragdon, C. R., Oconnor, D. O., Haire, T., & Harris, W. H. "The Initiation of Failure in Cemented Femoral Components of Hip Arthroplasties". *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*. Vol. 73, n° 4, 1991. P. 551-558.

Lee, H. B., Khang, G., & Lee, J. H. "Polymeric Biomaterials". Dans: *Biomaterials - Principles and Applications*, J. B. Park & J. D. Bronzino (Eds.). CRC Press, 2003. P. 55-77

Lennon, A. B., & Prendergast, P. J. "Residual stress due to curing can initiate damage in porous bone cement: experimental and theoretical evidence". *Journal of Biomechanics*. Vol. 35, n° 3, 2002. P. 311-321.

Lewis, G. "Properties of acrylic bone cement: State of the art review". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 38, n° 2, 1997. P. 155-182.

Lewis, G. "Fatigue Testing and Performance of Acrylic Bone-Cement Materials: State-of-the-Art Review". *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*. Vol. 66, n° 1, 2003. P. 457-486.

Lewis, G., & Carroll, M. "Rheological properties of acrylic bone cement during curing and the role of the size of the powder particles". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 63, n° 2, 2002. P. 191-199.

Li, C. D., Wang, Y., & Mason, J. "The effects of curing history on residual stresses in bone cement during hip arthroplasty". *Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied Biomaterials*. Vol. 70B, n° 1, 2004. P. 30-36.

- Macari, G. S., Kassim, R. A., Yoon, P., & Saleh, K. J. "The Cementless Femoral Stem Revisited". *Journal of the Southern Orthopaedic Association*. Vol. 12, n° 2, 2003. P. 83-89.
- McCormack, B. A. O., Prendergast, P. J., & O'Dwyer, B. "Fatigue of cemented hip replacements under torsional loads". *Fatigue and Fracture of Engineering Materials and Structures*. Vol. 22, n° 1, 1999. P. 33-40.
- Migliaresi, C., Fambri, L., & Kolarik, J. "Polymerization kinetics, glass transition temperature and creep of acrylic bone cements". *Biomaterials*. Vol. 15, n° 11, 1994. P. 875-881.
- Moore, K. L., & Dalley, A. F. *Anatomie médicale : Aspects fondamentaux et applications cliniques* (J. Milaire, Trans. 1re ed.). Paris: DeBoeck Université, 2001. 1177 p.
- Muller, S. D., Green, S. M., & McCaskie, A. W. "The dynamic volume changes of polymerising polymethyl methacrylate bone cement". *Acta Orthopaedica Scandinavica*. Vol. 73, n° 6, 2002. P. 684-687.
- Murphy, B. P., & Prendergast, P. J. "The relationship between stress, porosity, and nonlinear damage accumulation in acrylic bone cement". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 59, n° 4, 2002. P. 646-654.
- Netter, F. H. *Atlas d'anatomie humaine* (P. Kamina, Trans. 2e ed.): Icon Learning Systems, 1997. 610 p.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. "Biomechanics of the Hip". Dans: *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, M. Nordin & V. H. Frankel (Eds.), 3 ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2001. P. 202-221
- Nuño, N., & Amabili, M. "Modelling debonded stem-cement interface for hip implants: effect of residual stresses". *Clinical Biomechanics*. Vol. 17, n° 1, 2002. P. 41-48.
- Nuño, N., & Avanzolini, G. "Residual stresses at the stem-cement interface of an idealized cemented hip stem". *Journal of Biomechanics*. Vol. 35, n° 6, 2002. P. 849-852.
- Orr, J. F., Dunne, N. J., & Quinn, J. C. "Shrinkage stresses in bone cement". *Biomaterials*. Vol. 24, n° 17, 2003. P. 2933-2940.
- Park, J. B. "Hip Joint Prosthesis Fixation: Problems and Possible Solutions". Dans: *Biomaterials - Principles and applications*, J. B. Park & J. D. Bronzino (Eds.). CRC Press, 2003. P. 219-239

Park, S. H., Llinás, A., & Goel, V. K. "Hard Tissue Replacements". Dans: *Biomaterials - Principles and Applications*, J. B. Park & J. D. Bronzino (Eds.). CRC Press, 2003.

Roques, A., Browne, M., Taylor, A., New, A., & Baker, D. "Quantitative measurement of the stresses induced during polymerisation of bone cement". *Biomaterials*. Vol. 25, n° 18, 2004. P. 4415-4424.

Schmidt, R. *Comportement des matériaux dans les milieux biologiques - Application en médecine et en biotechnologie* (Vol. 7). Lausanne: Presses polytechniques et universitaires romandes, 1999. 449 p.

Sinha, R. K., Kim, S.-Y., & Rubash, H. E. "Long-stem cemented calcar replacement arthroplasty for proximal femoral bone loss*1". *The Journal of Arthroplasty*. Vol. 19, n° 2, 2004. P. 141-150.

Stone, M. H., Wilkinson, R., & Stother, I. G. "Some factors affecting the strength of the cement-metal interface". *J Bone Joint Surg Br*. Vol. 71, n° 2, 1989. P. 217-221.

Utah Hip and Knee Center. "History of Total Joint Replacement". tiré de <http://www.utahhipandknee.com/>. (Page consulté le 2 mars 2005)

Vallo, C. I. "Theoretical prediction and experimental determination of the effect of mold characteristics on temperature and monomer conversion fraction profiles during polymerization of a PMMA-based bone cement". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 63, n° 5, 2002. P. 627-642.

Verdonschot, N., & Huiskes, R. "Cement debonding process of total hip arthroplasty stems". *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Vol. 1, n° 336, 1997. P. 297-307.

Yetkinler, D. N., & Litsky, A. S. "Viscoelastic behaviour of acrylic bone cements". *Biomaterials*. Vol. 19, n° 17, 1998. P. 1551-1559.

Zimmer Canada. "Your MIS 2-Incision Hip Surgery". tiré de <http://www.zimmer.com/ctl?op=global&action=1&id=3131&template=PC>. (Page consulté le 17 mars 2004)