

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

THÈSE PRÉSENTÉE À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

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

PAR
MAĐRALA, Agnieszka

ÉTUDE EXPÉRIMENTALE SUR LA POLYMÉRISATION DU CIMENT OSSEUX
POUR LES PROTHÈSES DE HANCHE CIMENTÉES – CORRÉLATION ENTRE
LES CONTRAINTES RÉSIDUELLES, LA MICROSTRUCTURE ET
LA RÉSISTANCE INTERFACIALE

MONTRÉAL, LE 23 AOÛT 2007

© Agnieszka Mađrala, 2007



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*
ISBN: 978-0-494-35546-6
Our file *Notre référence*
ISBN: 978-0-494-35546-6

NOTICE:

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

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

AVIS:

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

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

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

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

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

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


Canada

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

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

M. Philippe Bocher, président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Pascal-André Vendittoli, membre du jury
Département de chirurgie orthopédique, Hôpital Maisonneuve-Rosemont

M. Éric DesRosiers, membre du jury
Vice-président opérations et nouvelles technologies, BioSyntech Inc.

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

LE 15 AOÛT 2007

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Mes premiers mots de reconnaissance vont naturellement à ma directrice de recherche, la professeure Natalia Nuño. Je vous remercie sincèrement de m'avoir donnée cette belle opportunité de réaliser ma thèse, ici à Montréal, au sein du groupe de recherche LIO. J'ai beaucoup apprécié l'ambiance de travail créée durant les années de mon doctorat. Votre soutien, votre compréhension et vos bons conseils m'ont accompagnée tout au long de mon cheminement. Je voudrais également vous remercier de m'avoir donnée l'opportunité de participer à plusieurs congrès locaux et internationaux ainsi que pour votre soutien financier.

Mon aventure au Canada n'aurait pu être possible sans la collaboration de M. Jerzy Kaleta, professeur à l'École Polytechnique de Wrocław en Pologne, et de M. Stanisław Kajl, professeur ici à l'ÉTS au Département de génie mécanique. Merci de m'avoir aidée dans mes démarches et surtout de m'avoir recommandée à la professeure Natalia Nuño.

Je tiens à remercier M. Martin Bureau, chercheur au CNRC à l'Institut des matériaux industriels à Boucherville, pour ses conseils ainsi que pour sa collaboration qui m'a permis de compléter le projet au niveau de la microstructure. De plus, je voudrais remercier Karine Théberge et Manon Plourde, pour leur soutien technique et leur aide à me familiariser avec l'appareillage.

Je remercie également Laura Epure qui a réalisé un travail extraordinaire en ce qui concerne le traitement d'images microscopiques et qui, par conséquent, m'a permis de sauver beaucoup de temps.

La réalisation technique de ce projet aurait été difficilement possible sans l'aide et le soutien de plusieurs employés techniques et professionnels de l'ÉTS. Je voudrais donc remercier en particulier Dominique Grenier, Youri Juteau, Alexandre Vigneault, Anthony Remington et Fernando Avendano.

Merci aussi à mes parents pour leur soutien à distance de Pologne ainsi qu'à mes amis polonais et mes nouveaux amis canadiens. Finalement, un dernier remerciement tout spécial à Dominic, mon amour, pour sa présence et son encouragement tout au long de ce projet, surtout dans les moments difficiles. Merci aussi de m'avoir permis de connaître la culture québécoise et de découvrir, dans nos temps libres, plusieurs coins magnifiques du Québec.

ÉTUDE EXPÉRIMENTALE SUR LA POLYMÉRISATION DU CIMENT OSSEUX POUR LES PROTHÈSES DE HANCHE CIMENTÉES – CORRÉLATION ENTRE LES CONTRAINTES RÉSIDUELLES, LA MICROSTRUCTURE ET LA RÉSISTANCE INTERFACIALE

MAĐRALA, Agnieszka

RÉSUMÉ

Le remplacement de la hanche par une prothèse (PTH) est une intervention chirurgicale efficace en matière de gain de qualité de vie et de maintien de l'autonomie des patients. Malgré la grande quantité d'études expérimentales et/ou numériques réalisées, le comportement *in vivo* de la prothèse demeure toujours difficile à prédire. La perte de fixation de l'implant est la principale cause d'échec à long terme d'une PTH cimentée. La polymérisation du ciment osseux (PMMA), utilisé comme matériau de liaison entre l'implant et l'os, est une réaction exothermique complexe qui entraîne la formation de contraintes résiduelles et de porosité à l'intérieur du ciment qui peut compromettre la fixation de l'implant. Le présent projet consiste à étudier la nature de la réaction de polymérisation du PMMA en fonction des différentes conditions initiales du système implant/ciment/os. Le but est de déterminer s'il existe un lien entre les contraintes résiduelles générées à l'interface implant/ciment, la microstructure ainsi que la résistance de l'interface tige/ciment afin d'apporter des informations importantes permettant, pour des études futures, de développer un modèle numérique plus réaliste, capable de prédire de façon plus adéquate la performance d'une prothèse de hanche cimentée à long terme. Le montage expérimental développé, permet de mesurer de façon directe les contraintes résiduelles à l'interface tige/ciment et les températures aux deux interfaces générées lors de la polymérisation du PMMA sous les différentes conditions initiales de ce système. Une analyse microstructurale et des tests d'extraction de la tige ont permis de caractériser la porosité interfaciale et massique ainsi que la résistance de l'interface tige/ciment respectivement. Au total, 37 cimentations sont réalisées. La formation des contraintes résiduelles est fortement influencée par le type de ciment, la méthode de mélange et les conditions initiales du système. Les contraintes résiduelles maximales mesurées à l'interface implant/ciment sont de l'ordre de 1 MPa. La porosité interfaciale varie de 0 à 60 % et la résistance de l'interface tige/ciment varie entre 1,1 et 1,6 MPa. Les valeurs des contraintes résiduelles radiales en compression semblent être plutôt indépendantes de la porosité interfaciale et massique. De plus, aucune corrélation n'est établie entre ces contraintes et la résistance interface tige/ciment.

EXPERIMENTAL STUDY ON BONE CEMENT POLYMERIZATION FOR CEMENTED HIP PROSTHESIS – CORRELATION BETWEEN RESIDUAL STRESSES, MICROSTRUCTURE AND INTERFACIAL STRENGTH

MAĐRALA, Agnieszka

ABSTRACT

Total Hip Arthroplasty (THA) has a long and increasing successful clinical history. This surgery re-establishes joint mobility and therefore contributes to maintain an autonomic lifestyle of patient. However, due to an increasing number of patients receiving hip replacements, the number of revision operations increase. Aseptic loosening is the most common reason for revision among of cemented hip replacements reported. Bone cement (PMMA) quality plays a major role in the long-term successful fixation of a cemented hip implant. PMMA polymerization reaction is a very complex exothermic phenomenon during which residual stresses formation and porosity formation are observed. The combination of high stresses and porosity can compromise the implant long term fixation. This project consists of the study of the PMMA polymerization nature under different initial conditions of the implant/cement/bone system. The goal of this study is to find out if there is any correlation between residual stresses generated at stem/cement interface, bulk and interfacial porosity and the stem/cement interface strength. These results will therefore yield important information on the implant/cement interface characteristics for further numerical studies on the debonding process of cemented hip prostheses. An experimental model is developed to measure directly radial residual stresses at the stem/cement interface and temperatures at both interfaces generated during bone cement curing. The microstructure study and push-out tests are performed in order to characterize bulk and interfacial porosities and stem/implant interface strength respectively. A total of 37 experiments are performed. The residual stress formation is strongly influenced by the system's initial conditions. Maximum radial residual stresses of 1,0 MPa in compression are measured. Interfacial porosity varies from 0 to 60 % and stem/cement interface strength varies from 1,1 to 1,6 MPa. Radial residual stresses seem to be independent from bulk and interfacial porosities. In addition, no correlation is established between residual stresses and stem/cement interface strength.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	4
1.1 Articulation de la hanche	4
1.1.1 Anatomie de l'articulation de la hanche	4
1.1.2 Physiologie.....	5
1.2 Généralité sur l'arthroplastie totale de la hanche.....	6
1.2.1 Prothèse totale de hanche.....	7
1.2.1.1 Les modes de fixation	8
1.2.1.2 Rugosité de surface de l'implant cimenté.....	10
1.2.2 Le système tige/ciment/os dans l'arthroplastie totale de la hanche	12
1.2.3 Problématique associée au PTH cimentée	13
1.3 Études sur le comportement du ciment osseux	14
1.3.1 Généralité sur le ciment osseux	15
1.3.1.1 Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA)	15
1.3.1.2 Composition du ciment osseux	17
1.3.1.3 Méthode de mélange du ciment osseux	18
1.3.2 Réaction de polymérisation du ciment osseux.....	19
1.3.2.1 Réaction exothermique	20
1.3.2.2 Taux de conversion du monomère.....	23
1.3.2.3 Changement volumique	23
1.3.2.4 Le temps de durcissement.....	25
1.3.2.5 Facteurs influençant la réaction de polymérisation	26
1.3.3 Fonction du ciment osseux et les faiblesses.....	27
1.3.4 Propriétés mécaniques du ciment osseux.....	28
1.3.5 Formation et présence de porosité	29
1.3.5.1 Facteurs influençant la formation de porosité.....	31
1.3.6 Contraintes résiduelles dans la masse du ciment et à l'interface tige/ciment.....	34
1.3.6.1 Études expérimentales	35
1.3.6.2 Étude analytique et numérique.....	38
1.3.6.3 Facteurs influençant la formation des contraintes résiduelles	40
1.4 Orientation du projet.....	42
1.4.1 Motivation et objectifs	46
CHAPITRE 2 MÉTHODOLOGIE	48
2.1 Développement du banc d'essai expérimental.....	48
2.1.1 Modèle expérimental préliminaire.....	48
2.1.1.1 Géométrie plane	48
2.1.1.2 Géométrie cylindrique	50
2.1.2 Modèle expérimental final	52

2.1.2.1	Tige fémorale idéalisée	53
2.1.2.2	Os	54
2.1.2.3	Ciment osseux	55
2.1.2.4	Capteurs	56
2.1.2.4.1	Thermocouple	57
2.1.2.4.2	Capteur de force	58
2.1.3	Préparation des capteurs	61
2.1.3.1	Conditionnement des capteurs de force	61
2.1.3.2	Calibration des capteurs de force	61
2.1.3.3	Calibration des thermocouples	63
2.1.4	Système acquisition de données	63
2.1.5	Choix des conditions initiales du système tige/ciment/os	64
2.1.6	Déroulement de l'expérience	65
2.1.6.1	Préparation de la tige	65
2.1.6.2	Préparation du ciment osseux	66
2.1.6.3	Cimentation de la tige	69
2.1.7	Détails sur les spécimens cimentés	70
2.2	Études de la microstructure du PMMA	71
2.2.1	Préparation des coupes	72
2.2.1.1	Segmentation des spécimens	73
2.2.1.2	Polissage	73
2.2.2	Observation de porosité	75
2.2.2.1	Porosité massique	76
2.2.3	Détails sur les spécimens cimentés	78
2.2.3.1	Porosité interfaciale	81
2.3	L'extraction de la tige - « Push-out » test	83
2.4	Analyse statistique	85
CHAPITRE 3 RÉSULTATS		88
3.1	Étude de la polymérisation du ciment osseux	88
3.1.1	Évolution typique des températures aux interfaces et génération des contraintes radiales à l'interface tige/ciment	88
3.1.2	Simplex P – mélange à la main	90
3.1.2.1	Température maximale à l'interface os/ciment	90
3.1.2.1.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur la température maximale générée à l'interface os/ciment ($T_{\text{o/c max}}$)	91
3.1.2.2	Température maximale à l'interface tige/ciment ($T_{\text{t/c max}}$)	92
3.1.2.2.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur la température maximale générée à l'interface tige/ciment $T_{\text{t/c max}}$	93
3.1.2.3	Les contraintes transitoires radiales en compression générées à l'interface tige/ciment lors de la réaction de polymérisation	94

3.1.2.3.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur le pic des contraintes transitoires radiales en compression générées à l'interface tige/ciment σ_{trans}	95
3.1.2.4	Les contraintes résiduelles radiales (σ_{resid}) en compression générées à l'interface tige/ciment.	97
3.1.3	Simplex P – mélange sous-vide.....	98
3.1.3.1	Température maximale à l'interface os/ciment.....	98
3.1.3.1.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur la température maximale générée à l'interface os/ciment ($T_{\text{o/c max}}$).	99
3.1.3.2	Température maximale à l'interface tige/ciment.....	100
3.1.3.2.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur la température maximale générée à l'interface tige/ciment ($T_{\text{v/c max}}$).	100
3.1.3.3	Les contraintes transitoires (σ_{trans}) et résiduelles (σ_{resid}) radiales en compression générées à l'interface tige/ciment.	101
3.1.4	Palacos R – mélange à la main.....	102
3.1.4.1	Température maximale à l'interface os/ciment.....	102
3.1.4.1.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur la température maximale générée à l'interface os/ciment ($T_{\text{o/c max}}$).	103
3.1.4.2	Température maximale à l'interface tige/ciment.....	104
3.1.4.2.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur la température maximale générée à l'interface tige/ciment ($T_{\text{v/c max}}$).	104
3.1.4.3	Les contraintes transitoires radiales (σ_{trans}) en compression générées à l'interface tige/ciment.	105
3.1.4.3.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur le pic des contraintes transitoires (σ_{trans}) radiales en compressions générées à l'interface tige/ciment.....	106
3.1.4.4	Les contraintes résiduelles (σ_{resid}) radiales en compression générées à l'interface tige/ciment.	107
3.1.5	Effet de la méthode de mélange et du type de ciment osseux sur la T_{max} à l'interface os/ciment.....	108
3.1.6	Le temps de durcissement.....	110
3.1.6.1	Temps de durcissement (t_{set}) du Simplex P mélangé à la main et sous-vide.....	111
3.1.6.1.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur le temps de durcissement.....	113
3.1.6.2	Temps de durcissement du Palacos R mélangé à la main.....	114
3.1.6.2.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur le temps de durcissement.....	115
3.1.7	Effet de la méthode de mélange et du type de ciment osseux sur le temps de durcissement.....	116
3.2	Résultats de l'analyse microstructurale.....	118

3.2.1	Porosité massique.....	119
3.2.1.1	Distribution circonférentielle de la porosité	120
3.2.1.2	Distribution longitudinale de la porosité.....	122
3.2.1.3	Microstructure du Simplex P - mélange à la main.....	124
3.2.1.3.1	Nombre de pores	125
3.2.1.3.2	Surface de porosité.....	126
3.2.1.3.3	Taille moyenne de pores	127
3.2.1.3.4	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}).....	128
3.2.1.3.5	Effet du refroidissement du ciment osseux	131
3.2.1.4	Microstructure du Simplex P - mélange sous-vide	131
3.2.1.4.1	Nombre de pores	132
3.2.1.4.2	Surface de porosité.....	133
3.2.1.4.3	Taille moyenne de pores	134
3.2.1.4.4	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}).....	135
3.2.1.4.5	Effet du refroidissement du ciment osseux	136
3.2.1.5	Microstructure du Palacos R - mélange à la main	137
3.2.1.5.1	Nombre de pores	138
3.2.1.5.2	Surface de porosité.....	139
3.2.1.5.3	Taille moyenne de pores	139
3.2.1.5.4	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}).....	140
3.2.1.5.5	Effet du refroidissement du ciment osseux (T_{ciment}).....	142
3.2.1.6	Effet de la méthode de mélange et du type de ciment osseux sur la porosité massique.....	142
3.2.2	Porosité interfaciale	145
3.2.2.1	Porosité interfaciale du Simplex P - mélange à la main	147
3.2.2.1.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment osseux (T_{ciment})	148
3.2.2.2	Porosité interfaciale du Simplex P - mélange sous-vide.....	149
3.2.2.2.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment osseux (T_{ciment})	149
3.2.2.3	Porosité interfaciale du Palacos R - mélange à la main.....	150
3.2.2.3.1	Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment osseux (T_{ciment})	151
3.2.2.4	Effet de la méthode de mélange et du type de ciment osseux sur la porosité interfaciale.....	152
3.3	Tests d'extraction de la tige ("push-out" test)	153
3.3.1	Résistance de l'interface tige/ciment	154
CHAPITRE 4 DISCUSSION		158
4.1	Température maximale à l'interface os/ciment.....	158
4.2	Température maximale à l'interface tige/ciment et les changements volumiques du ciment osseux lors de la réaction de polymérisation	162
4.3	Contraintes résiduelles à l'interface tige/ciment.....	167
4.3.1	Effet des conditions initiales sur la grandeur des contraintes résiduelles à l'interface tige/ciment	167

4.4 Porosité	170
4.4.1 Effet des conditions initiales sur la porosité formée à l'interface tige/ciment ainsi qu'à l'intérieur du ciment.	174
4.4.1.1 Pré-chauffage de la tige	174
4.4.1.2 Pré-refroidissement de la tige	178
4.4.2 Mélange à la main versus sous-vide, l'effet de la méthode de mélange sur la formation de la porosité interfaciale et massique.....	178
4.5 Contraintes résiduelles versus la porosité.....	180
4.6 Temps de durcissement.....	182
4.7 Push-out test.....	184
 CONCLUSION.....	 187
 RECOMMANDATIONS	 191
 ANNEXE I Dessins de détails des composantes du modèle expérimental final.....	 192
 ANNEXE II Protocole expérimental lors de la cimentation des spécimens.....	 197
 ANNEXE III Résultats de l'analyse de l'effet du refroidissement du ciment osseux sur la microstructure du Simplex P mélangé à la main et sous-vide	 199
 ANNEXE IV Temps d'exposition de l'os à des températures plus élevées que 50 °C, 60 °C et 70 °C pour le Simplex P mélangé à la main et sous-vide et le Palacos R mélangé à la main	 202
 ANNEXE V Vitesse de polymérisation à l'interface tige/ciment et os/ciment pour le simplex P mélangé à la main, le Simplex P mélangé sous-vide et le Palacos R mélangé à la main	 206
 LISTE DE RÉFÉRENCES	 210

LISTE DES TABLEAUX

		Page
Tableau 1.1	Propriétés mécaniques de deux types de PMMA (Park, J.B. & D., 2003)	16
Tableau 1.2	Trois générations de la technique de mélange du ciment osseux (Dalury, 2005).....	19
Tableau 1.3	Effets de la composition du ciment osseux sur les propriétés de durcissement	26
Tableau 1.4	Quelques propriétés mécaniques du ciment osseux.....	28
Tableau 1.5	Sources potentielles de création de pores	30
Tableau 2.1	Propriétés mécaniques de l'os cortical du fémur et de l'os synthétique.....	55
Tableau 2.2	Composition chimique du Simplex™ P et du Palacos® R.....	56
Tableau 2.3	Caractéristiques du capteur FlexiForce.....	59
Tableau 2.4	Étapes de préparation du ciment à la main contrôlées	67
Tableau 2.5	Étapes de préparation du ciment sous-vide contrôlées	68
Tableau 2.6	Temps moyen mesuré de différent paramètre pendant la préparation du ciment.....	70
Tableau 2.7	Nombre de cimentation par condition initiale testée	71
Tableau 2.8	Étape de polissage des coupes	75
Tableau 2.9	Nombre d'échantillon (N) pour chaque paramètre de la microstructure analysé pour les différentes conditions initiale de la tige et du ciment osseux pour les spécimens préparés avec le Simplex P mélangé à la main.....	79
Tableau 2.10	Conditions de référence	80
Tableau 2.11	Nombre d'échantillon (N) pour chaque paramètre de la microstructure analysé pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment osseux pour les spécimens préparés avec le Simplex P mélangé sous-vide	80

Tableau 2.12	Nombre d'échantillon (N) pour chaque paramètre de la microstructure analysé pour les différentes conditions initiale de la tige et du ciment osseux pour les spécimens préparés avec le Palacos R mélangé à la main.....	81
Tableau 2.13	Nombre d'échantillon (N) par combinaison de T_{tige} et T_{ciment} réalisés lors de l'analyse de l'extraction de la tige	84
Tableau 2.14	Analyse des données expérimentales.....	86
Tableau 2.15	Analyse de la microstructure du ciment.....	87
Tableau 2.16	Analyse de l'extraction de la tige.....	87
Tableau 3.1	Résultats de la température maximale à l'interface os/ciment et leur temps respectif pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous différentes conditions initiales	92
Tableau 3.2	Résultats de la température maximale à l'interface tige/ciment et leur temps respectif pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.....	94
Tableau 3.3	Résultats des contraintes transitoires à l'interface tige/ciment et leurs temps respectifs pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.....	96
Tableau 3.4	Résultats de la température maximale à l'interface os/ciment et leur temps respectif pour le Simplex P mélangé sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales.....	99
Tableau 3.5	Résultats de la température maximale à l'interface tige/ciment et leur temps respectif pour le Simplex P mélangé sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales.....	101
Tableau 3.6	Résultats de la température maximale à l'interface os/ciment et leur temps respectif pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.....	103
Tableau 3.7	Résultats de la température maximale à l'interface tige/ciment et leur temps respectif pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.....	105
Tableau 3.8	Résultats des contraintes transitoires à l'interface tige/ciment et leurs temps respectifs pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.....	107

Tableau 3.9	Résultats de la température maximale à l'interface os/ciment et leur temps respectif pour le Simplex P mélangé à la main et sous-vide et le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales	110
Tableau 3.10	Résultats du temps de durcissement à l'interface os/ciment et tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main et sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales.....	113
Tableau 3.11	Résultats du temps de durcissement à l'interface os/ciment et tige/ciment pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales	116
Tableau 3.12	Résultats du temps de durcissement à l'interface os/ciment et tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main et sous-vide et le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales	118
Tableau 3.13	Résultats du % de porosité, nombre de pores et la taille de pores obtenus pour le Simplex P mélangé à la main lorsque $T_{\text{tige}} = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$	121
Tableau 3.14	Résultats du % de porosité obtenu pour le Simplex P - mélangé à la main dont la $T_{\text{tige}} = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$ lors de l'analyse de l'effet de coupe.	123
Tableau 3.15	Résultats de la microstructure du Simplex P mélange à la main lorsque $T_{\text{ciment}} = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$	129
Tableau 3.16	Résultats de la microstructure du Simplex P mélange à la main lorsque $T_{\text{ciment}} = 6\text{ }^{\circ}\text{C}$	130
Tableau 3.17	Résultats de la microstructure du Simplex P mélange sous-vide lorsque $T_{\text{ciment}} = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$	135
Tableau 3.18	Résultats de la microstructure du Simplex P mélange sous-vide lorsque $T_{\text{ciment}} = 6\text{ }^{\circ}\text{C}$	136
Tableau 3.19	Résultats de la microstructure du Palacos R mélangé à la main.....	141
Tableau 3.20	Résultats de la microstructure en termes de nombre de pores du Simplex P mélangé à la main et sous-vide et du Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.....	143
Tableau 3.21	Résultats de la microstructure en termes de surface de porosité du Simplex P mélangé à la main et sous-vide et du Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.....	144

Tableau 3.22	Résultats de la microstructure en termes de la taille moyenne de pores du Simplex P mélangé à la main et sous-vide et du Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.....	145
Tableau 3.23	Résultats de la porosité à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main.	148
Tableau 3.24	Résultats de la porosité à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé sous-vide.....	150
Tableau 3.25	Résultats de la porosité à l'interface tige/ciment pour le Palacos R mélangé à la main.	152
Tableau 3.26	Résultats de la porosité à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main et sous-vide et du Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.....	153
Tableau 3.27	Résistance de l'interface pour les trois ciments polymérisés sous les différentes conditions initiales de la tige	156
Tableau 4.1	Comparaison des températures maximales à l'interface os/ciment	159
Tableau 4.2	Regroupement des résultats des contraintes résiduelles, de la porosité interfaciale et de la porosité massique de la zone tige/ciment	181

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	<i>Articulation de la hanche.</i>4
Figure 1.2	<i>Articulation de la hanche (os et tissus mous).</i>5
Figure 1.3	<i>Mouvements possibles de la hanche.</i>5
Figure 1.4	<i>Causes menant à l'arthroplastie totale de hanche.</i>7
Figure 1.5	<i>Prothèse totale de hanche implantée (vue explosée).</i>7
Figure 1.6	<i>Implant fémoral de hanche a) non-cimentée, b) cimentée et c) section transversale d'un implant cimenté.</i>8
Figure 1.7	<i>Tiges fémorales cimentées versus non-cimentées utilisées dans la PTH primaire selon différents pays.</i>10
Figure 1.8	<i>Interface implant/ciment avant chargement d'une tige polie (a) et rugueuse (b)</i>10
Figure 1.9	<i>Interface implant/ciment après chargement du spécimen poli</i>11
Figure 1.10	<i>Interface implant/ciment après chargement du spécimen rugueux</i>11
Figure 1.11	<i>Causes principales de révision de la PTH.</i>13
Figure 1.12	<i>Polymérisation par addition du PMMA.</i>15
Figure 1.13	<i>Composant du ciment osseux commercial.</i>17
Figure 1.14	<i>Relation entre les mécanismes du phénomène de polymérisation.</i>20
Figure 1.15	<i>Évolution de la température au centre d'un moule cylindrique.</i>21
Figure 1.16	<i>Stades de variation du volume lors de la polymérisation.</i>24
Figure 1.17	<i>Évolution du volume lors de la polymérisation pour le mélange a) sous-vide et b) à la main.</i>25
Figure 1.18	<i>Résultats de la surface de porosité observée (S-différence significative pour $\alpha = 0,05$).</i>32
Figure 1.19	<i>Porosité à l'interface tige/ciment en fonction de la température initiale de la tige et de la méthode de mélange.</i>34

Figure 1.20	<i>Schéma du montage expérimental d'Ahmed et al. (1982a).</i>	35
Figure 1.21	<i>Évolution des déformations et de la température par rapport au temps a) durant deux heures et b) au début de la polymérisation.</i>	36
Figure 1.22	<i>Schéma du montage expérimental de Nuño et al (2002).</i>	37
Figure 1.23	<i>Tige fémorale idéalisée utilisée par Plamondon (2005).</i>	38
Figure 1.24	<i>Prédiction numérique des résultats expérimentaux de l'évolution à l'interface tige/ciment a) de la température et b) des contraintes résiduelles.</i>	40
Figure 1.25	<i>Prédiction numérique de la distribution des contraintes résiduelles dans le ciment osseux le long de la direction radiale pour a) l'implant à la température ambiante et b) l'implant pré-chauffé à la température de 45°C.</i>	41
Figure 2.1	<i>Premier modèle expérimental plat.</i>	49
Figure 2.2	<i>Second modèle expérimental plat (vue explosée).</i>	50
Figure 2.3	<i>Prototype cylindrique n°1.</i>	50
Figure 2.4	<i>Prototype cylindrique n°2.</i>	51
Figure 2.5	<i>Vue explosée de l'os synthétique du prototype cylindrique n°2.</i>	51
Figure 2.6	<i>Schéma du montage expérimental final.</i>	52
Figure 2.7	<i>Section d'un implant fémoral vs le spécimen expérimental.</i>	53
Figure 2.8	<i>Tige idéalisée finale.</i>	54
Figure 2.9	<i>Os synthétique final.</i>	54
Figure 2.10	<i>Thermocouple de type K.</i>	57
Figure 2.11	<i>Illustration du temps de durcissement t_{set}.</i>	57
Figure 2.12	<i>Capteur de force FlexiForce.</i>	58
Figure 2.13	<i>Schéma du circuit électrique requis pour le FlexiForce.</i>	60
Figure 2.14	<i>Montage utilisé pour la calibration des capteurs de force.</i>	62
Figure 2.15	<i>Calibration des capteurs : a) données brutes et b) approximation linéaire.</i>	63

Figure 2.16	<i>Positionnement du FlexiForce sur la tige idéalisée.</i>	65
Figure 2.17	<i>Préparation du ciment osseux.</i>	66
Figure 2.18	<i>Composant du système de mélange avancé de Stryker : a) module de mélange, b) pistolet d'injection et c) pompe à vide.</i>	67
Figure 2.19	<i>Installation de la buse d'injection dans le pistolet.</i>	68
Figure 2.20	<i>Schéma de déroulement d'une cimentation.</i>	69
Figure 2.21	<i>Spécimen cimenté à l'intérieur de l'incubateur.</i>	69
Figure 2.22	<i>Division des coupes sur un spécimen expérimental.</i>	73
Figure 2.23	<i>Équipement de polissage : a) porte-échantillons et b) machine à polir.</i>	74
Figure 2.24	<i>Équipement de recouvrement des échantillons.</i>	75
Figure 2.25	<i>Zone d'analyse.</i>	76
Figure 2.26	<i>Étapes de délimitation des zones d'analyse.</i>	77
Figure 2.27	<i>Contour des pores à l'intérieur des micrographes.</i>	78
Figure 2.28	<i>Zone d'analyse de porosité interfaciale.</i>	82
Figure 2.29	<i>Zone d'analyse des pores interfaciaux a) vue aux MEC et b) contour des pores.</i>	82
Figure 2.30	<i>Machine utilisé pour les tests d'extraction de la tige.</i>	83
Figure 3.1	<i>Évolution typique des contraintes radiales en compression et de la température lors de la polymérisation du PMMA.</i>	89
Figure 3.2	<i>Température maximale atteinte à l'interface os/ciment pour le Simplex P mélangé à la main.</i>	90
Figure 3.3	<i>Température maximale atteinte à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main.</i>	93
Figure 3.4	<i>Contraintes transitoires radiales maximales (compression) mesurées à l'interface tige/ciment pendant la polymérisation pour le Simplex P mélangé à la main.</i>	95
Figure 3.5	<i>Contraintes résiduelles radiales (compression) mesurées à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main.</i>	97

Figure 3.6	<i>Température maximale atteinte à l'interface os/ciment pour le Simplex P mélangé sous-vide.</i>	98
Figure 3.7	<i>Température maximale atteinte à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé sous-vide.</i>	100
Figure 3.8	<i>Température maximale atteinte à l'interface os/ciment pour le Palacos R mélangé à la main.</i>	102
Figure 3.9	<i>Température maximale atteinte à l'interface tige/ciment pour le Palacos R mélangé à la main.</i>	104
Figure 3.10	<i>Contraintes transitoires radiales mesurées (compression) à l'interface tige/ciment le Palacos R mélangé à la main.</i>	106
Figure 3.11	<i>Contraintes résiduelles radiales mesurées (compression) à l'interface tige/ciment pour le Palacos R mélangé à la main.</i>	108
Figure 3.12	<i>Température maximale à l'interface os/ciment pour le Simplex P mélangé à la main, Simplex P mélangé sous-vide et Palacos R mélangé à la main.</i>	109
Figure 3.13	<i>Temps de durcissement calculé aux deux interfaces (os/ciment et tige/ciment) pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment osseux du Simplex P mélangé à la main.</i>	111
Figure 3.14	<i>Temps de durcissement calculé aux deux interfaces (os/ciment et tige/ciment) pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment osseux du Simplex P mélangé sous-vide.</i>	112
Figure 3.15	<i>Temps de durcissement calculé aux deux interfaces (os/ciment et tige/ciment) pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment osseux du Palacos R mélangé à la main.</i>	115
Figure 3.16	<i>Temps de durcissement calculé aux deux interfaces (os/ciment et tige/ciment) pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment osseux du Simplex P mélangé à la main et sous-vide et du Palacos R mélangé à la main.</i>	117
Figure 3.17	<i>Direction de la distribution a) longitudinale et b) circonférentielle.</i>	119
Figure 3.18	<i>Section transversale d'un spécimen.</i>	120
Figure 3.19	<i>Illustration de la stratégie d'analyse statistique de la distribution longitudinale de la porosité.</i>	122

Figure 3.20	<i>Microstructure du Simplex P mélangé à la main et polymérisé sous les conditions suivantes : a) $T_{tige} = 50\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$; b) $T_{tige} = 50\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ °C}$; c) $T_{tige} = 24\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$; d) $T_{tige} = 24\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ °C}$; e) $T_{tige} = 6\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$; f) $T_{tige} = 6\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ °C}$.</i>	125
Figure 3.21	<i>Nombre de pores dans les trois zones pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.</i>	126
Figure 3.22	<i>Surface de porosité dans les trois zones pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.</i>	127
Figure 3.23	<i>Taille de pores dans les trois zones pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.</i>	128
Figure 3.24	<i>Microstructure du Simplex P mélange sous-vide et polymérisé sous les conditions suivantes : a) $T_{tige} = 50\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$; b) $T_{tige} = 50\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ °C}$; c) $T_{tige} = 24\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$; d) $T_{tige} = 24\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ °C}$.</i>	132
Figure 3.25	<i>Nombre de pores dans les trois zones pour le Simplex P mélangé sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales.</i>	132
Figure 3.26	<i>Surface de porosité dans les trois zones pour le Simplex P mélangé sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales.</i>	133
Figure 3.27	<i>Taille moyenne de pores dans les trois zones pour le Simplex P mélangé sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales.</i>	134
Figure 3.28	<i>Microstructure du Palacos R mélange à la main et polymérisé sous les conditions suivantes : a) $T_{tige} = 50\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$; b) $T_{tige} = 50\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ °C}$; c) $T_{tige} = 24\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$.</i>	137
Figure 3.29	<i>Nombre de pores dans les trois zones pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.</i>	138
Figure 3.30	<i>Surface de porosité dans les trois zones pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.</i>	139
Figure 3.31	<i>Taille de pores dans les trois zones pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.</i>	140

Figure 3.32	<i>Porosité interfaciale a) Simplex P mélangé à la main - $T_{tige} = 24\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$; b) PalacosR mélangé à la main - $T_{tige} = 24\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$; c) Simplex P mélangé sous-vide - $T_{tige} = 50\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ °C}$; d) Palacos R mélangé à la main - $T_{tige} = 50\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ °C}$.</i>	146
Figure 3.33	<i>Surface de porosité à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.</i>	147
Figure 3.34	<i>Surface de porosité à l'interface tige/ciment pour le Simplex P sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales.</i>	149
Figure 3.35	<i>Surface de porosité à l'interface tige/ciment pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.</i>	151
Figure 3.36	<i>Profil typique du test push-out de l'extraction de la tige.</i>	154
Figure 3.37	<i>Résistance de l'interface pour le Simplex P mélangé à la main, Simplex P mélangé sous-vide et Palacos R mélangé à la main polymérisés sous les différentes conditions initiales.</i>	155
Figure 4.1	<i>Profil de l'évolution de la température et des contraintes radiales en compression à l'interface tige/ciment lors de la préparation du PMMA à la main.</i>	163
Figure 4.2	<i>Profil de l'évolution de la température et des contraintes radiales en compression à l'interface tige/ciment lors de la préparation du PMMA sous-vide.</i>	164
Figure 4.3	<i>Évolution des contraintes transitoires et de la température de l'étude de a) Roques et al. (2004a), b) Ahmed et al. (1982a), c) Plamondon (2005) et d) de la présente étude.</i>	166
Figure 4.4	<i>Porosité à l'interface tige/ciment du Simplex P et Palacos R mélangé à la main lorsque $T_{tige} = 24\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$.</i>	171
Figure 4.5	<i>Espace (gap) à l'interface tige ciment.</i>	173
Figure 4.6	<i>Effet du pré-chauffage de la tige sur la porosité interfaciale du Palacos R mélangé à la main et Simplex P mélangé à la main et sous-vide.</i>	175
Figure 4.7	<i>Effet du pré-chauffage de la tige sur la porosité massique présentée pour le Simplex P mélangé à la main.</i>	176

Figure 4.8	<i>Effet du pré-chauffage de la tige sur la porosité massique présenté pour le Simplex P mélangé sous-vide.</i>	177
Figure 4.9	<i>Présence d'une grande bulle d'air à l'intérieur du ciment.</i>	179
Figure 4.10	<i>Température ambiante considérée lors des calculs du temps de durcissement.</i>	183

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

PTH	Prothèse totale de hanche
PMMA	Polyméthacrylate de méthyle
DS	Déviatión standard
NS	Non significatif
T_{tige}	Température initiale de la tige; °C
T_{ciment}	Température initiale du ciment osseux; °C
$T_{\text{o/cmax}}$	Température maximale à l'interface os/ciment; °C
$t_{\text{T}_{\text{o/cmax}}}$	Temps où $T_{\text{o/cmax}}$ est atteinte; min
$T_{\text{t/cmax}}$	Température maximale à l'interface tige/ciment; °C
$t_{\text{T}_{\text{t/cmax}}}$	Temps où $T_{\text{t/cmax}}$ est atteinte; min
F_{radiale}	Force mesurée lors de l'expérience à l'interface tige/ciment; N
A_{capteur}	Surface active du capteur; mm ²
σ_{trans}	Contrainte transitoire; MPa
σ_{resid}	Contrainte résiduelle; MPa
$\tau_{\text{t/c}}$	Résistance de l'interface tige/ciment; MPa
t_{set}	Temps de durcissement; min

INTRODUCTION

Chaque année, plus de 1 100 000 (Rieker, 2003) prothèses de hanche sont implantées dans le monde entier suite à diverses causes telles que l'ostéoarthrose dégénérative, l'ostéonécrose, l'arthrite inflammatoire, les malformations congénitale, la fracture du col fémoral, etc. La prothèse totale de hanche (PTH) contribue au maintien d'un style de vie indépendant pour des individus qui ne pourraient autrement être fonctionnels. Le taux de succès clinique de l'arthroplastie total de hanche dépasse 90% après 15 ans post-opératoirement. Toutefois, conséquemment au nombre de PTH qui augmente chaque année, le nombre de révisions augmente lui aussi. Bien avant d'être commercialisées, les prothèses totales de hanche sont soumises à différentes études expérimentales et numériques afin de valider leur conception. Cependant, malgré la grande quantité d'études réalisées, le comportement *in vivo* de la prothèse demeure toujours difficile à prédire. Malheureusement, encore de nos jours, ce n'est souvent que par les résultats cliniques qu'il est possible d'observer si un modèle de prothèse ou une technique de fixation est meilleur qu'un autre.

Ainsi, un des problèmes fondamentaux pour le succès de la longévité de la PTH est la fixation de la prothèse à l'os. Dans les prothèses de hanche cimentées, le polyméthacrylate de méthyle (PMMA), aussi appelé ciment osseux, est utilisé comme matériau de liaison entre l'implant et l'os. Lors de la réaction de polymérisation, des changements de volume du ciment sont observés et ces derniers résultent en une formation de contraintes résiduelles à l'intérieur du ciment et/ou aux interfaces implant/ciment et ciment/os. Les valeurs précises de ces contraintes résiduelles ne sont pas encore bien documentées, car peu d'études existent sur leurs mesures. De plus, plusieurs études (Bishop et al., 1996; Li et al., 2003) ont démontré que le comportement du ciment osseux est fortement influencé par les conditions initiales du système implant/ciment/os. Bien que l'effet du pré-chauffage de l'implant sur la réduction de la porosité ait été démontré, il n'existe aucune étude expérimentale qui démontre l'influence de la microstructure du ciment osseux causée par les différentes conditions initiales de la tige (pré-chauffage et pré-refroidissement) et du ciment (entreposage à la température pièce et à basse température) sur la génération des contraintes résiduelles à l'interface os/ciment. De

plus, aucune information n'existe concernant l'influence du type de ciment et la méthode de mélange sur ces mêmes contraintes.

Dans le cas des prothèses totales de hanche cimentées, la perte de fixation de l'implant est la principale cause d'échec à long terme de l'arthroplastie. Les diverses études ayant traitées du sujet s'entendent pour dire que la séparation de l'interface prothèse/ciment et la présence de fissures dans le ciment osseux sont des facteurs importants menant au descellement de la prothèse, c'est-à-dire à la perte de fixation de l'implant. Il est donc essentiel de bien connaître les propriétés mécaniques à l'interface implant/ciment pour comprendre le mécanisme responsable de cet échec, pourtant elles sont loin d'être parfaitement documentées.

L'objet principal de cette recherche consiste à déterminer s'il existe un lien entre les contraintes résiduelles radiales en compression générées à l'interface implant/ciment, la porosité interfaciale et massique ainsi que la résistance de l'interface tige/ciment. Ces informations importantes sur la nature de la réaction de polymérisation pour les différentes conditions initiales permettront, pour des études futures, de développer un modèle numérique plus réaliste du système tige/ciment/os et capable de prédire de façon plus adéquate la performance d'une prothèse de hanche cimentée à long terme. Afin d'atteindre cet objectif, un montage expérimental simulant le système tige/ciment/os et permettant de mesurer de façon directe les contraintes résiduelles à l'interface tige/ciment générées lors de la polymérisation du ciment osseux est développé. Les températures aux deux interfaces (tige/ciment et os/ciment) sont aussi enregistrées. De plus, une analyse microstructurale du ciment osseux est réalisée afin de caractériser qualitativement et quantitativement la porosité formée à l'interface tige/ciment (interfaciale) et dans le ciment (massique), lors de la polymérisation du ciment osseux sous les différentes conditions initiales. Finalement, les tests d'extraction de la tige sont effectués pour caractériser la résistance de l'interface tige/ciment en fonction des différents paramètres.

Cette thèse est présentée sous la forme suivante. Dans un premier temps, une revue de la littérature exhaustive est réalisée. Plus précisément, les généralités sur les prothèses totales de hanche et la problématique liée à ces dernières ainsi que l'étude sur le comportement du ciment osseux sont présentées. Par la suite, la motivation et les objectifs de ce projet sont clairement définis et conduisent à la description de la méthodologie développée. Ensuite, les résultats expérimentaux sont présentés et une discussion est réalisée. Finalement, la conclusion de ce projet de recherche est posée et les recommandations suggérées sont présentées.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Articulation de la hanche

Ce projet concerne une problématique reliée aux prothèses de hanche cimentées. Afin de comprendre la biomécanique de l'articulation artificielle, il est important de se familiariser avec la structure et les fonctions d'une articulation saine. Par conséquent, une brève description de l'anatomie et de la physiologie de l'articulation de la hanche est présentée dans la section suivante.

1.1.1 Anatomie de l'articulation de la hanche

L'articulation de la hanche (ou coxo-fémorale) est une articulation dont la principale fonction est d'établir une connexion stable entre le membre inférieur et le tronc. L'articulation de la hanche est de type synoviale sphéroïde et se compose de deux surfaces articulaires recouvertes par du cartilage, soit une surface située sur la tête fémorale et l'autre dans la cavité de l'acétabulum (figure 1.1).

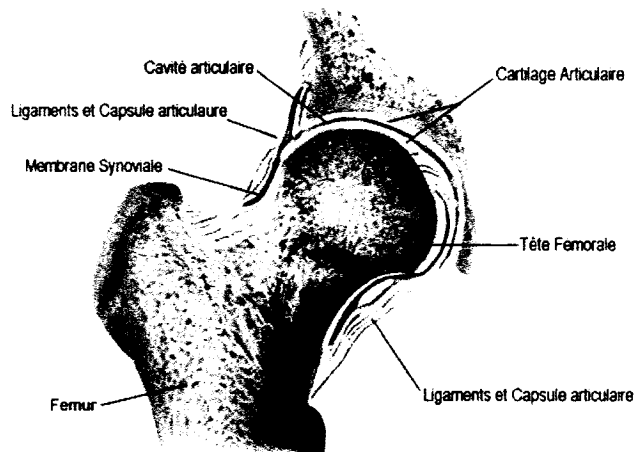


Figure 1.1 *Articulation de la hanche.*
(Tiré de (Lucile Packard Children's Hospital))

Les surfaces articulaires sont enveloppées par la capsule articulaire. Cette dernière, avec les ligaments, contribue à maintenir en contact les structures de l'articulation et à en assurer la stabilité. L'articulation de la hanche avec les ligaments et les muscles forme une structure robuste et complexe (figure 1.2).



Figure 1.2 *Articulation de la hanche (os et tissus mous).*
(Tiré de (Putz et al., 1998))

1.1.2 Physiologie

L'articulation de la hanche est l'une des plus importantes du corps humain. Le transfert de la charge du haut du corps vers le membre inférieur se produit notamment via cette articulation. De plus, cette articulation a une fonction d'amortisseur afin d'absorber les chocs. L'articulation de la hanche assure une grande stabilité et mobilité. Elle possède trois degrés de liberté en rotation, ce qui permet d'effectuer les mouvements suivants (figure 1.3) dans le plan sagittal la flexion (le genou se rapproche de la poitrine) et l'extension, dans le plan frontal l'abduction et l'adduction et finalement la rotation externe (latérale) et interne (médiale).

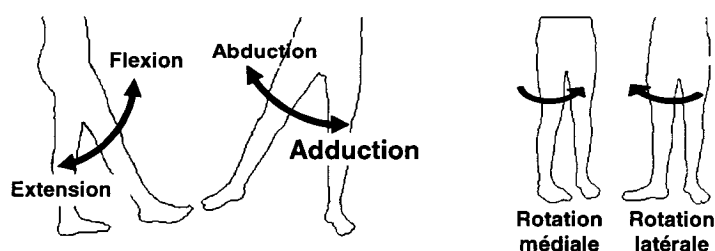


Figure 1.3 *Mouvements possibles de la hanche.*

Cette mobilité permet d'accomplir des activités quotidiennes comme la marche, monter ou descendre des escaliers ou encore s'asseoir ou s'accroupir. Cette articulation, grâce à sa structure et les muscles l'entourant, peut supporter des charges très importantes. Cependant, ces charges dépendent principalement de l'activité effectuée.

1.2 Généralité sur l'arthroplastie totale de la hanche

L'arthroplastie totale de la hanche consiste à remplacer l'articulation de la hanche endommagée par des composantes artificielles afin de lui rendre une certaine mobilité anatomique. L'arthroplastie totale de hanche, après l'arthroplastie totale du genou, demeure la chirurgie la plus fréquente. Chaque année, plus de 1 100 000 (Rieker, 2003) prothèses de hanche sont implantées dans le monde entier. Au Canada, quelque 25 000 (CIHI, 2006) prothèses de hanche sont implantées annuellement et ce nombre atteint environ 200 000 (Branson & Goldstein, 2003) aux États-Unis. Cette chirurgie est l'une des interventions les plus souvent pratiquées en orthopédie et aussi l'une des interventions les plus efficaces en matière de gain de qualité de vie et de maintien de l'autonomie des patients.

Le remplacement de la hanche par une prothèse totale de hanche (PTH) est pratiquée suite à diverses causes telles que : l'ostéoarthrose dégénérative, l'ostéonécrose, l'arthrite inflammatoire, une malformation congénitale, la fracture du col fémorale, etc. (figure 1.4). Cependant, dans 80% des cas, c'est l'ostéoarthrose (simplement connue sous le nom d'arthrose), la forme d'arthrite la plus répandue, qui est la cause de cette chirurgie (CIHI, 2004). L'arthrose est une maladie qui atteint les articulations du corps et surtout l'articulation du genou et de la hanche. Cette maladie dégénérative touche plutôt la population plus âgée. Par conséquent, il n'est pas étonnant que la majorité des PTH soient pratiquées chez les patients de 65 ans et plus.

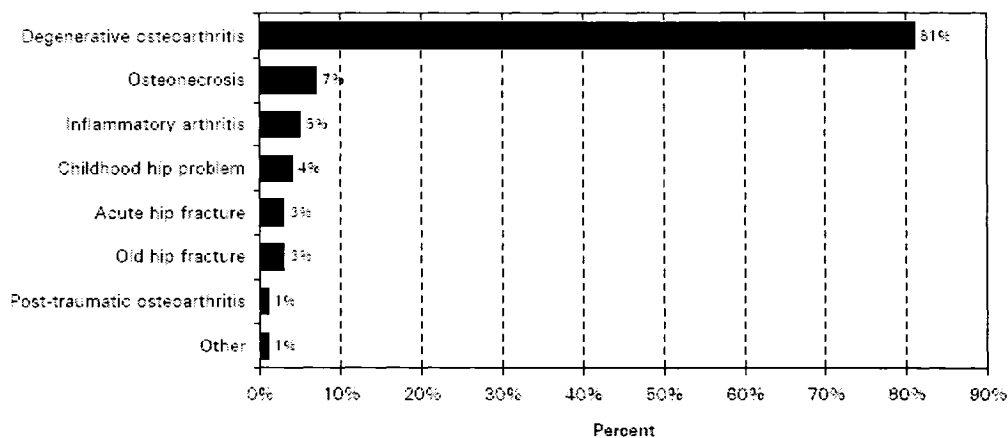


Figure 1.4 Causes menant à l'arthroplastie totale de hanche.
(Tiré de (CIHI, 2004))

1.2.1 Prothèse totale de hanche

L'arthroplastie de la hanche consiste à remplacer l'articulation endommagée par un implant artificiel constitué d'une partie fémorale ainsi que d'une partie acétabulaire (figure 1.5).

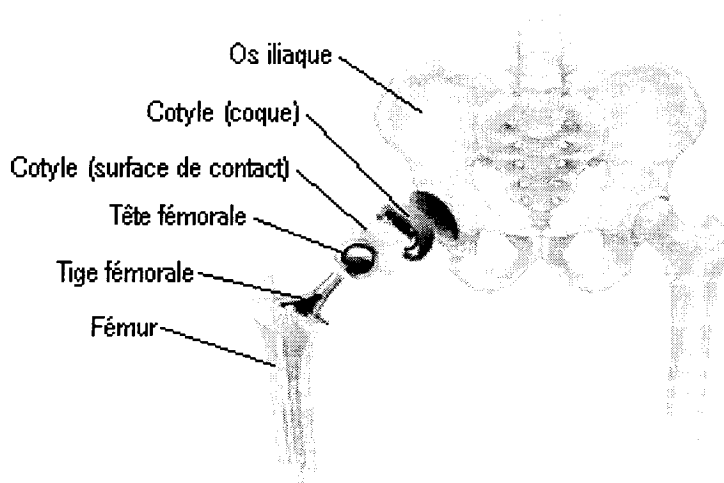


Figure 1.5 Prothèse totale de hanche implantée (vue explosée).
(Tiré de (Zimmer Canada))

La prothèse totale de hanche (PTH) se compose principalement d'un cotyle, situé dans le bassin, et d'une tige sur laquelle est placée la tête sphérique (formant la partie fémorale) qui

s'articule avec le cotyle (figure 1.5). Les matériaux utilisés dans la fabrication de ces prothèses sont principalement des alliages métalliques (chrome-cobalt, titane ou acier inoxydable 316L) ou des céramiques spécialement développées pour les besoins médicaux. Ces matériaux sont et doivent être bien tolérés par l'organisme (biocompatibilité).

1.2.1.1 Les modes de fixation

Une panoplie de prothèses de hanche est présentement disponible sur le marché. On peut les classer en deux grandes catégories selon leur mode de fixation: les prothèses cimentées et les prothèses non-cimentées. Les prothèses non-cimentées sont installées « press-fit » dans le canal fémoral étroit. La fixation à long terme est obtenue par la formation de cellules osseuses néoformées adhérant aux surfaces prothétiques. Afin d'améliorer ce procédé, les prothèses non-cimentées possèdent un revêtement relativement rugueux et/ou poreux, souvent constitué d'une couche d'hydroxyapatite pour que les cellules puissent s'accrocher plus facilement à la surface de celles-ci (figure 1.6 a).

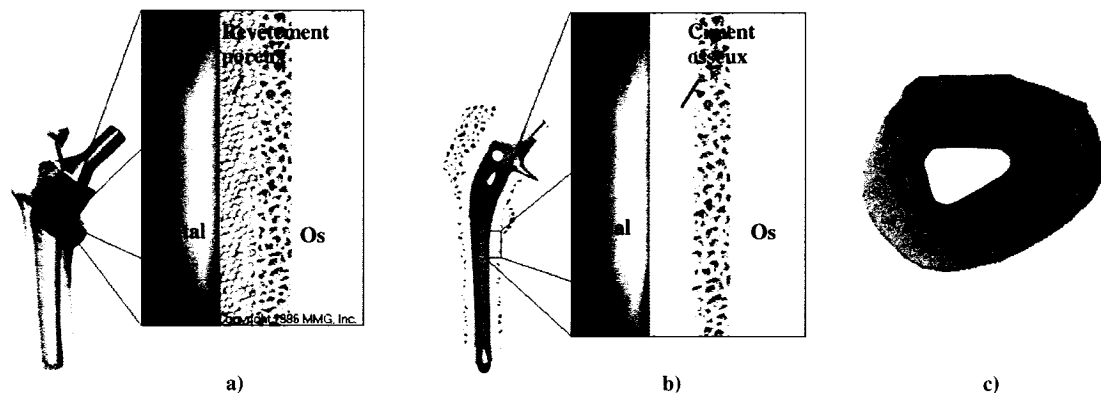


Figure 1.6 *Implant fémoral de hanche a) non-cimentée, b) cimentée et c) section transversale d'un implant cimenté.*

(Tiré de a) et b) (The-Health-Pages.com), c) (Bishop et al., 1996))

Les prothèses cimentées sont fixées dans l'os à l'aide d'un ciment osseux (le polyméthacrylate de méthyle - PMMA) (figure 1.6 b). Le ciment osseux (PMMA) est un matériau qui remplit tout l'espace entre la prothèse et l'os afin d'ancrer l'implant métallique à l'os du fémur. Sa principale fonction est de stabiliser l'implant et de transférer la charge

entre la prothèse et l'os. Les acrylates qui durcissent à l'air ne forment cependant pas des liaisons chimiques ni avec l'implant ni avec l'os; le transfert de la charge est donc basé sur la congruence des interfaces et l'adhérence mécanique.

L'implant fémoral cimenté est lié au ciment osseux seulement due à la fixation mécanique de l'interface. Le ciment polymérise autour de la tige fémorale et crée alors des contraintes résiduelles radiales en compression, ce qui permet de maintenir l'implant fémoral en place (Ahmed et al., 1982a; Nuño & Amabili, 2002; Roques et al., 2004). Toutefois, la question concernant les mécanismes améliorant la stabilité de l'interface implant/ciment est encore controversée dans les remplacements d'articulations. Quelques chercheurs ont concentré leurs efforts sur l'augmentation de l'adhérence entre le métal et le ciment osseux en rendant la surface de l'implant plus rugueuse ou en la pré-recouvrant de PMMA. Par opposition, d'autres ont poli la surface de l'implant et favorisé les designs cunéiformes (en forme de coin) qui favorise l'enfoncement de l'implant dans le ciment osseux afin de profiter des déformations viscoélastiques du ciment en le chargeant en compression (Park, S.H. et al., 2003).

La première prothèse de hanche ayant connu un grand succès (au niveau de réussite post-opératoire) a été conçue et implantée dans les années 60 par un chirurgien anglais : le Dr John Charnley (Smith, 2005). Il a développé le concept de l'arthroplastie à basse friction (« low friction arthroplasty ») qui comprenait alors une tige cimentée avec une tête en acier inoxydable de 22,22 mm de diamètre combinée à un cotyle en polyéthylène (UHMWPE).

Le choix de la fixation cimenté versus non cimenté est toujours un sujet de débats dans le milieu de la chirurgie orthopédique. Par conséquent, le choix de la prothèse cimentée ou non cimentée lors de l'intervention chirurgicale demeure très personnel et varie entre les centres hospitaliers et les chirurgiens (Wirz et al., 2005) À titre représentatif, en Europe, des prothèses cimentées sont implantées dans 95 % (Lidgren & Robertson, 2005) des cas d'arthroplastie totale de hanche en Suède, mais elles sont employées seulement dans 20 % (Wirz et al., 2005) des cas de PTH en Autriche (figure 1.7).

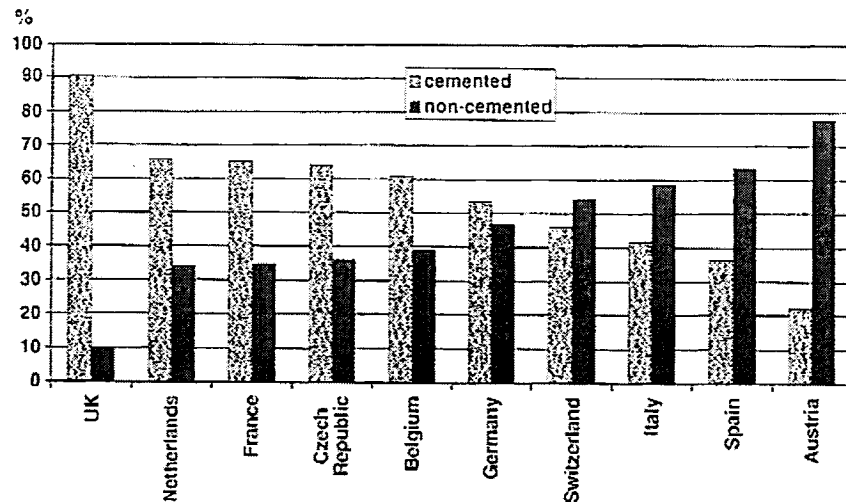


Figure 1.7 *Tiges fémorales cimentées versus non-cimentées utilisées dans la PTH primaire selon différents pays.*
(Tiré de (Wirz et al., 2005))

1.2.1.2 Rugosité de surface de l'implant cimenté

Des examens, par microscope électronique à balayage (SEM), de l'interface de spécimens expérimentaux de tige fémorale (polie et rugueuse) entourée de ciment osseux illustrent déjà, avant chargement, une différence notable à l'interface implant/ciment (Verdonschot & Huijkes, 1998). En effet, l'interface de la tige polie est définie par une ligne nette sans irrégularité tandis que pour l'implant rugueux, cette interface est discontinue et présente même des espaces pouvant atteindre 10 μm de longueur (figure 1.8).

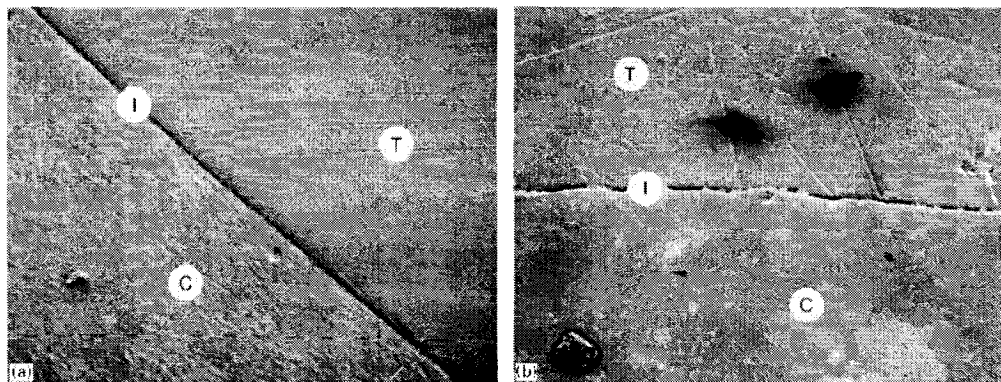


Figure 1.8 *Interface implant/ciment avant chargement d'une tige polie (a) et rugueuse (b)*
(Tiré de (Verdonschot & Huijkes, 1998))

Selon les expériences, une fois la PTH chargée cycliquement, la tige polie n'avait subi aucun changement majeur de la morphologie de l'interface implant/ciment. Seulement quelques fissures et aucuns débris de PMMA ont été observés (figure 1.9). Étant donné l'absence de dommages à l'intérieur du ciment, l'affaissement de la tige est causé par le fluage du ciment osseux (Verdonschot et al., 1998).

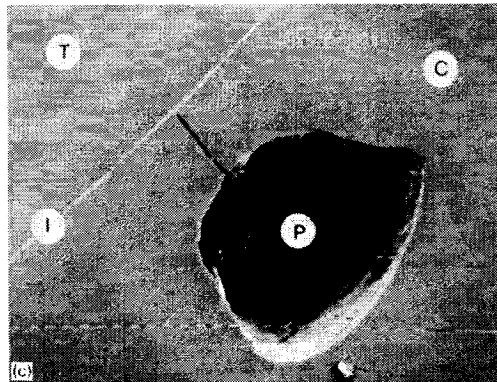


Figure 1.9 *Interface implant/ciment après chargement du spécimen poli*
(Tiré de (Verdonschot & Huiskes, 1998))

En ce qui concerne la tige rugueuse, une quantité importante de débris a été générée à l'interface implant/ciment (figure 1.10), un espacement est aussi créé à cette même interface et plusieurs fissures se sont formées dans le ciment osseux. Par conséquent, la tige rugueuse semble s'affaisser en détruisant localement le ciment osseux et en créant sa propre voie à l'intérieur de ce dernier (Verdonschot & Huiskes, 1998).

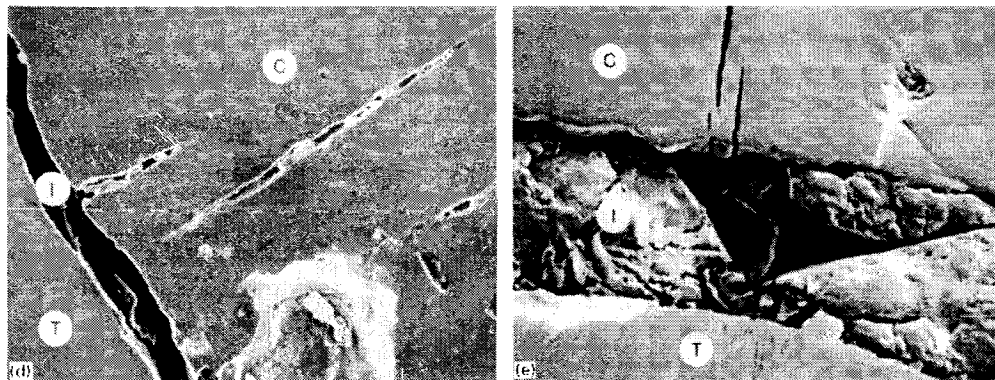


Figure 1.10 *Interface implant/ciment après chargement du spécimen rugueux*
(Tiré de (Verdonschot & Huiskes, 1998))

De plus, il a été démontré que la friction et les contraintes dans le ciment ne sont pas seulement affectées par la rugosité de la tige, mais aussi par la morphologie du profil de rugosité. Toujours selon les résultats obtenus, il peut être conclu que pour minimiser l'abrasion du ciment osseux, il est préférable que les surfaces des prothèses descendues soient très bien polies ou aient une macro-texture afin de prévenir les micromouvements de l'implant (Verdonschot et al., 1998).

1.2.2 Le système tige/ciment/os dans l'arthroplastie totale de la hanche

L'utilisation du ciment osseux comme moyen de fixation dans les prothèses totales de hanche cimentées entraîne la formation du système tige/ciment/os avec ses deux interfaces : tige/ciment et os/ciment. La résistance mécanique entre le ciment osseux et le métal est un facteur crucial dans la stabilité à long terme de la composante fémorale lors de l'arthroplastie totale de hanche. Une interface tige/ciment solide et stable assure une distribution et un transfert de la charge uniforme vers l'os. De plus, elle diminue le chargement local et réduit les risques de la fracture du ciment (James et al., 1993).

Plusieurs chercheurs (Raab et al., 1981; Harrigan & Harris, 1991; Jasty et al., 1991; Harrigan et al., 1992) ont démontré que la résistance à la rupture ainsi que la résistance en fatigue de l'interface tige/ciment est moins grande que la résistance du ciment en soi. Par conséquent, ceci peut être à l'origine de l'initiation de l'échec de fixation à cette interface. De plus, Harrigan et al. (1991; 1992) ont trouvé que le pic des contraintes à l'interface tige/ciment se produit dans la partie proximale et distale de la prothèse. James et al (1993) suggèrent que la porosité présente à l'interface tige/ciment est à l'origine de la faible résistance de cette interface, parce que la porosité réduit la surface réelle formant le contact entre le ciment et la tige.

1.2.3 Problématique associée au PTH cimentée

Le taux de succès clinique de l'arthroplastie totale de hanche dépasse 90% après 10 ans post-opératoire (Rieker, 2003). Malgré que la fixation de la prothèse par le ciment osseux soit un grand succès, un nombre important de révisions est requis chaque année. Les causes principales menant à une chirurgie de révision sont présentées sur la figure 1.11.

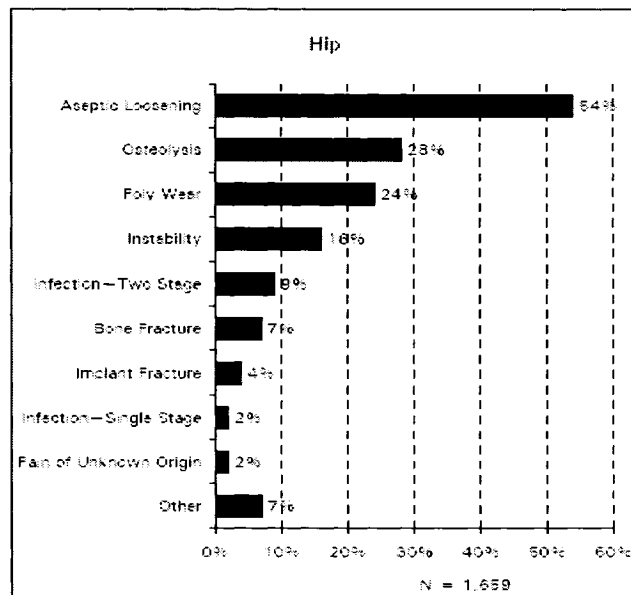


Figure 1.11 Causes principales de révision de la PTH.
(Tiré de (CIHI, 2006))

Une des menaces inhérentes au succès des prothèses orthopédiques est la fixation ainsi que le maintien d'une interface stable entre l'implant et le tissu hôte. Les problèmes de fixation les plus fréquents sont associés aux infections, à l'usure, aux particules d'usure, au déplacement et bris des implants ainsi qu'au descellement, duquel le descellement à long terme est particulièrement important. Ces problèmes se manifestent par la résorption de l'os hôte qui est la cause majeure du descellement tardif, surtout en ce qui concerne les implants fémoraux (Park, J.B., 2003). Donc, le descellement est en quelque sorte la conséquence d'une mauvaise fixation et d'une stabilité inadéquate de l'implant. Ce problème est d'importance, car le descellement est un obstacle majeur limitant la durée de vie des implants fémoraux et par conséquent, des prothèses totales de hanche.

Les causes de descellements sont multifactorielles : elles se composent de procédés biologiques et mécaniques opérant simultanément (McCormack et al., 1999). Les facteurs biologiques jouant un rôle important dans le descellement des implants fémoraux sont les suivants: la résorption osseuse, la formation d'une couche de tissus fibreux à l'interface, la nécrose thermique de l'os ainsi que la réaction à la présence de corps et d'éléments étrangers. En ce qui concerne les facteurs mécaniques, il est possible de distinguer les facteurs suivants : le « stress shielding », les micromouvements et l'affaissement de l'implant, la fatigue du ciment osseux, la rugosité de surface de l'implant cimenté, les bris du recouvrement de surface des implants non-cimentés, la contraction du ciment osseux ainsi que la concentration de contraintes dans le ciment osseux. Cependant, le concept de descellement en soi est le résultat d'une interaction complexe entre des facteurs biologiques, biomécaniques et mécaniques qui sont spécifiques à l'hôte (Dowd et al., 1995). Ainsi, étant donné la complexité du processus de descellement, déterminer quel est le facteur prédominant et initiateur de ce mécanisme s'avère être très difficile. Aucun consensus n'a encore été obtenu à savoir si ce sont les facteurs biologiques ou bien les facteurs mécaniques qui engendrent le descellement de l'implant.

Selon McCormack et al.(McCormack et al., 1999), la cause la plus fréquente du descellement est l'accumulation des dommages en fatigue dans le PMMA. Verdonschot et Huiskes (1997) ont avancé l'hypothèse que l'accumulation des dommages entraînerait continuellement un affaissement de la prothèse et par conséquent l'échec de la fixation cimentée.

1.3 Études sur le comportement du ciment osseux

Cette section traite des différents aspects du comportement du ciment osseux ainsi que la nature de la réaction de polymérisation afin de mieux cerner la problématique au niveau des contraintes résiduelles, de la porosité et de la résistance de l'interface tige/ciment.

1.3.1 Généralité sur le ciment osseux

Le ciment osseux est un polymère à base de résine acrylique, soit le polyméthacrylate de méthyle (PMMA). La grande expansion de son utilisation dans le domaine orthopédique débute à la fin des années 1950 où la première fixation d'une prothèse de hanche avec le ciment osseux a été pratiquée par le Dr J. Charnley .

1.3.1.1 Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA)

Le PMMA couramment utilisé est un polymère thermoplastique amorphe ayant une température de transition (T_g) avoisinant les 105°C et une densité variant de 1,15 à $1,195\text{ g/cm}^3$. Le polyméthacrylate de méthyle, souvent connu sous le nom commercial de Plexiglas[®], est formé lors d'une réaction de polymérisation par addition. Le schéma de la polymérisation du PMMA est présenté sur la figure 1.12.

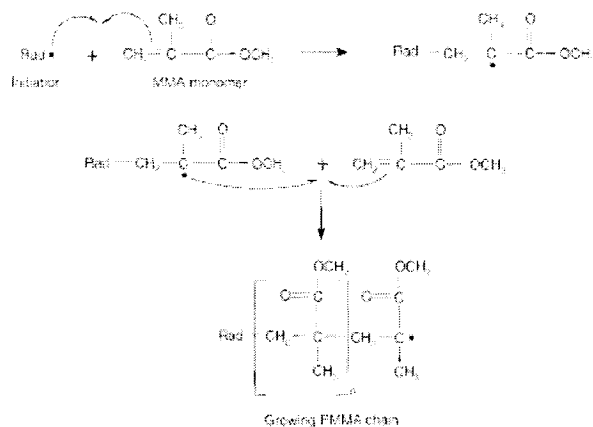


Figure 1.12 Polymérisation par addition du PMMA.
(Tiré de (Nussbaum et al., 2004))

L'accroissement de la chaîne de polymère se produit au niveau de la liaison double du monomère. L'ouverture de cette liaison est possible par l'ajout d'un réactif chimique, appelé initiateur, possédant un électron libre qui attire un des deux électrons qui participe à la double liaison C=C. Le second électron de cette double liaison s'associe à un électron du même type, appartenant à un autre monomère dont la double liaison a été également ouverte .

Bien que le PMMA soit principalement reconnu pour ses grandes propriétés au niveau optique (grande transparence et indice de réfraction élevée), il est aussi l'un des meilleurs polymères au plan de la biocompatibilité. Pour cette raison, le PMMA est utilisé pour diverses applications médicales telle que des pompes et réservoirs sanguins, des membranes pour la dialyse et bien d'autres. Il est également utilisé comme matériau de remplissage pour la chirurgie plastique, dans la fabrication des lentilles de contact, lentilles implantées (ou prothèse cornéenne) ou encore comme prothèse dentaire. Finalement, tel que déjà mentionné, le PMMA trouve aussi son application en orthopédie dans la fabrication de diverses prothèses orthopédiques ainsi que comme matériau de fixation. La première utilisation médicale du PMMA a eu lieu en 1936 sous forme de prothèse dentaire. Il a été utilisé pour la première fois en orthopédie pour fixer la tête d'une prothèse fémorale en 1946 par R. Judet. Les propriétés mécaniques du PMMA standard (plexiglas) et du ciment osseux sont indiquées dans le tableau 1.1.

Tableau 1.1

Propriétés mécaniques de deux types de PMMA (Park, J.B. & D., 2003)

Type de PMMA	Module d'Young	Contrainte ultime	Élongation	Densité
	(GPa)	(MPa)	%	(g/cm ³)
Standard	3	65	5	1,18
Ciment osseux	2	30	3	1,10

Déjà ici, il est possible de remarquer que les propriétés mécaniques du ciment osseux sont inférieures de celles du PMMA standard (genre plexiglas). Cette différence est causée principalement par la composition de chaque matériau : le plexiglas est un polyméthacrylate de méthyle pur tandis que la composition de ciment osseux est plus complexe.

1.3.1.2 Composition du ciment osseux

Le ciment osseux commercial est livré en deux composants : la poudre et le liquide (figure 1.13). Ces composants sont mélangés ensemble pendant l'intervention chirurgicale directement dans la salle d'opération.

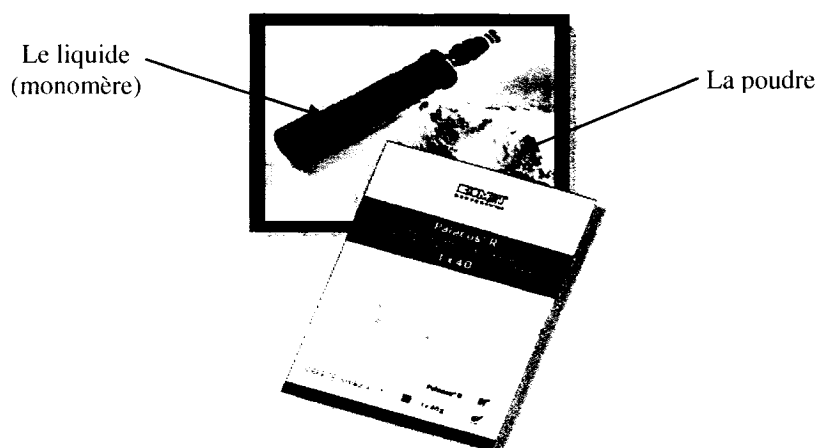


Figure 1.13 *Composant du ciment osseux commercial.*

La partie en poudre contient approximativement 90 % de billes pré-polymérisées de PMMA tandis que le reste de la poudre est composé typiquement 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 font que le ciment osseux soit visible au rayon X. La partie liquide contient trois composants de base : un monomère de méthyle méthacrylate (MMA), le N,N-diméthyle-p-toluidine (DMPT) qui réagit comme un activateur dans la réaction de polymérisation et l'hydroquinone (HQ) qui limite la polymérisation spontanée du monomère causé par l'exposition à la chaleur et la lumière pendant l'entreposage. Lorsque le BPO de la poudre et le DMPT du liquide participent à la réaction, ils produisent des radicaux libres qui initient la polymérisation par addition du monomère (Hasenwinkel et al., 1999).

1.3.1.3 Méthode de mélange du ciment osseux

Le mélange du ciment osseux lors de l'intervention chirurgicale peut être réalisé en utilisant l'une des trois méthodes populaires. La première méthode est tout simplement le mélange à la main et ce dernier est toujours largement utilisé. Il s'agit d'incorporer la partie poudre avec la partie liquide de ciment osseux et ensuite les mélanger dans un bol avec une spatule en respectant les instructions du fabricant. La deuxième méthode est le mélange par centrifugation. Ce type de mélange commence par le mélange à la main des deux composants du ciment osseux. Par la suite, la pâte formée est transférée dans une seringue placée ensuite à l'intérieur d'une centrifugeuse qui tourne à une vitesse variant entre 2300 et 4000 tours par minute pendant environ 30 à 180 secondes (Lewis et al., 1997). Finalement, la troisième méthode de mélange consiste en un mélange sous-vide qui est réalisé avec un système spécialement conçu. La procédure utilisée lors de ce mélange dépend principalement du type de ciment et du système de mélange sous-vide utilisés.

La technique d'implantation de la PTH cimentée a évolué de la première à la troisième génération. L'amélioration majeure entre les générations a été apportée au niveau de la préparation de l'os, de la préparation du ciment et de l'injection du ciment. Une meilleure préparation de l'os comprend l'utilisation d'un bouchon pour compresser le ciment, le lavage pulsatile afin d'enlever les morceaux d'os cortical et le sang. Ceci permet une meilleure interdigitation du ciment à l'os et la pressurisation de la partie proximale de l'os. L'injection du ciment a été améliorée par l'utilisation d'un pistolet à injection afin d'assurer un remplissage successif du canal fémoral avec la pressurisation de la masse de ciment (Dalury, 2005). Les trois générations de la technique de mélange du ciment osseux sont présentées dans le tableau 1.2 suivant.

Tableau 1.2

Trois générations de la technique de mélange du ciment osseux (Dalury, 2005)

Génération	Méthode du mélange	Préparation du canal	Insertion	Centralisation
Première	À la main	Râpage de l'os; présence de l'os spongieuse	Manuel	Aucune
Deuxième	À la main	Râpage plus agressif; lavage pulsatile avec le brossage	Pistolet d'injection; le bouchon distal du canal	Centralisateur distal
Troisième	Sous-vide	Râpage plus agressif; lavage pulsatile avec le brossage	Pistolet d'injection et la pressurisation; le bouchon distal du canal	Centralisateur proximal et distal

Bien que la durabilité de la couche du ciment bien préparée soit assez constante entre les ciments, les produits sur le marché diffèrent en termes de viscosité, de temps de préparation ainsi que de durcissement. Le chirurgien doit donc connaître les détails du ciment particulier qu'il prévoit utiliser.

1.3.2 Réaction de polymérisation du ciment osseux

La réaction de polymérisation est un phénomène très complexe de transition du mélange (poudre/liquide) de l'état liquide à l'état solide formant alors un polymère rigide et amorphe. C'est une réaction exothermique qui, par définition est accompagnée par un dégagement de chaleur. De plus, cette réaction est aussi accompagnée par des changements volumétriques. Gilbert et al. (2000) ont rapporté une diminution du volume de près de 6% à la fin de polymérisation dépendamment du type de ciment et de la méthode de mélange utilisée (à la main ou sous vide). Bishop et al. (1996) suggèrent que la réaction de polymérisation débute à l'interface la plus chaude (os/ciment dans le cas où la prothèse implantée est à la température

pièce) en formant une coquille rigide vers laquelle le ciment rétrécit. Le schéma de l'interaction des mécanismes de la réaction de polymérisation est présenté sur la figure 1.14.

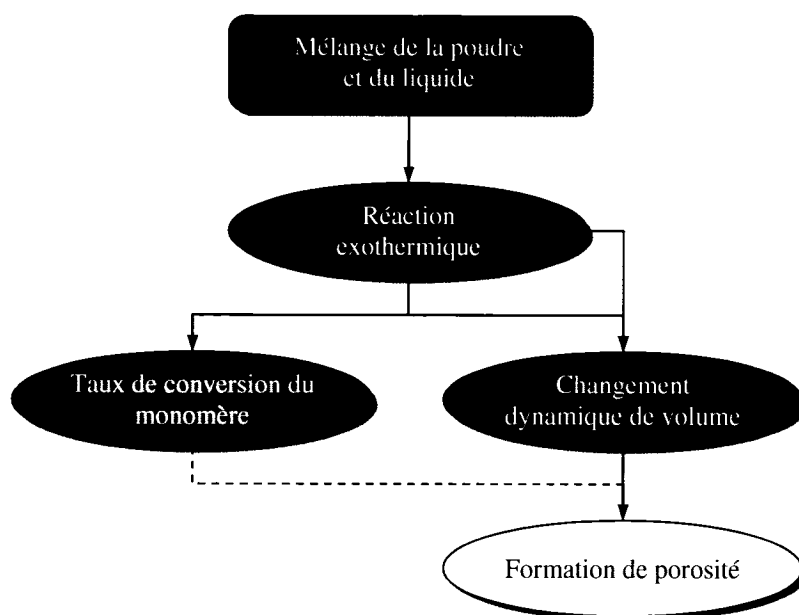


Figure 1.14 *Relation entre les mécanismes du phénomène de polymérisation.*
(Tiré de (Plamondon, 2005))

1.3.2.1 Réaction exothermique

Tel que déjà mentionné, la réaction de polymérisation est une réaction exothermique. Étant donné que l'os vivant est en contact avec le ciment durant la polymérisation, la chaleur dégagée peut être un facteur jouant un rôle important dans l'initiation d'une nécrose thermique de l'os. La température élevée observée lors de la polymérisation est considérée comme un effet négatif dans l'application clinique du ciment osseux. Ceci explique en partie pourquoi un grand nombre des chercheurs portent beaucoup d'intérêt dans l'étude de la température atteinte lors de cette réaction. Une évolution typique de la température mesurée au à l'intérieurs du ciment polymérisant dans un moule cylindrique est présentée sur la figure 1.15.

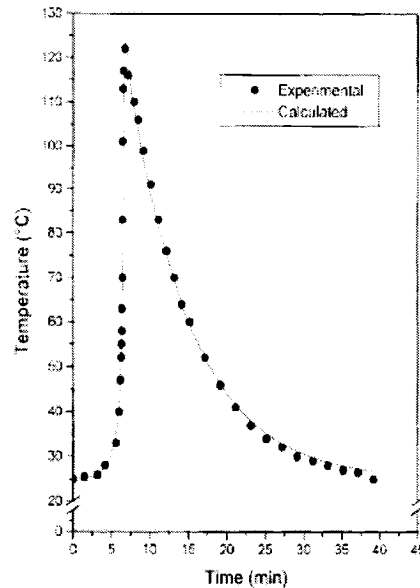


Figure 1.15 *Évolution de la température au centre d'un moule cylindrique.*
(Tiré de (Vallo, 2002))

Plusieurs études expérimentales ainsi que numériques et analytiques se sont intéressées à caractériser le ciment osseux comme matériau en terme de température, de temps de durcissement, ou à mesurer les températures maximales dans le ciment et à ses interfaces (Dunne & Orr, 2002; Vallo, 2002; He et al., 2003; Li et al., 2003; Li et al., 2004a; Roques et al., 2004; Stanczyk & van Rietbergen, 2004; Iesaka et al., 2005). Il est important de noter que la température de polymérisation et de durcissement n'est pas la température maximale mesurée en un endroit donné. Cependant, certaines études portent à confusion, car elles ne précisent pas laquelle de ces températures est analysée. La température de durcissement est définie par la norme ISO 5833 de la façon suivante :

$$T_{set} = \frac{T_{max} + T_{amb}}{2}, \quad (1.1)$$

où T_{amb} est la température ambiante du moule et T_{max} est la température la plus élevée ayant été atteinte.

Ahmed et al. (1982a), dans leur modèle axisymétrique, mesurent l'évolution de la température durant la polymérisation à plusieurs endroits. Les valeurs maximales atteintes à l'interface os/ciment au centre de l'épaisseur du ciment et à l'interface tige/ciment sont assez élevées et sont respectivement de 95 °C, 110 °C et 90 °C. Les résultats d'Iesaka (2005) montrent une variation de la température maximale de polymérisation à l'interface os/ciment entre 48 °C et 54 °C en fonction de la température initiale de la tige. Toutefois, ces valeurs semblent être très peu élevées comparativement aux valeurs précédentes. Les simulations numériques de Li et al. (2003) estiment des températures maximales à l'interface os/ciment en fonction de la température initiale de la tige et du ciment entre 43 °C et 65 °C. Stanczyk et van Rietbergen (2004) démontrent avec leur modèle réaliste de l'architecture de l'os que seulement une petite fraction de l'os, environ 10 %, est exposé à des températures au-dessus de 70°C, mais l'exposition à cette température est limitée et dure environ 50 secondes. Lors d'une nécrose thermique, non seulement la température est importante, mais aussi le temps durant lequel l'os est exposé aux températures élevées. Il a été démontré par Feith et al. (1975) que la nécrose des cellules épidermales se produit après une exposition à 60 °C pendant 5 secondes et à 55 °C pendant 30 secondes. D'autres auteurs ont trouvé un seuil de température au-dessus duquel la régénération osseuse ne peut plus se produire. Ainsi, pour une exposition d'une minute, la température maximale ne doit pas dépasser 44-47 °C. De plus, Lundskog et al. (1972) ont trouvé que la capacité régénérative du tissu osseux est endommagée après une exposition à une température de 70 °C et plus.

Charnley suggère qu'il est peut-être plus important de mesurer la température dans l'os (de 0 à 5 mm) qu'à l'interface même, car le ciment osseux qui entre en contact avec l'os vivant détruit de toute façon une couche d'os spongieux sur une épaisseur d'environ 0 à 5 mm (Charnley, 1970). Bishop et al. (1996) mesurent des températures à mi-chemin de l'épaisseur de l'os cortical de l'ordre de 50 °C et ce indépendamment du type de ciment utilisé, de la méthode de mélange et de la température initiale de la tige.

1.3.2.2 Taux de conversion du monomère

La réaction de polymérisation est une réaction en chaîne qui est activée lorsque les deux composants du ciment osseux (la poudre et le liquide) entrent en contact. Elle progresse jusqu'à ce que le mélange devienne solide. À ce moment là, la mobilité des molécules est extrêmement réduite et la diffusion des réactants chimiques devient limitée. Par conséquent, la réaction de polymérisation cesse même si la conversion du monomère n'est pas complète (Vallo, 2000). Ainsi, une certaine quantité de monomère non-polymérisé demeure à l'intérieur du ciment durci après la polymérisation et ce monomère est une substance toxique pouvant migrer du ciment vers l'os. Plus le taux de conversion est élevé, moins il y a de monomère non-polymérisé à l'intérieur du ciment. La présence de ce monomère peut initier la formation du tissu fibreux entre l'os et la couche du ciment et donc présente un risque à long terme compromettant le succès de la PTH cimentée (Stanczyk, 2005).

1.3.2.3 Changement volumique

La réaction de polymérisation entraîne des changements volumiques de la masse du ciment osseux. Les mécanismes de changement volumique suivants sont identifiés : *i*) la contraction massique causée par la transformation du monomère vers le polymère plus dense, *ii*) l'expansion massique provoquée par la formation et l'expansion des pores (bulles d'air emprisonnées dans le ciment) et *iii*) l'expansion thermique suivie par la contraction thermique causées par les variations de la température due à la nature exothermique de la réaction de polymérisation (Ahmed et al., 1982a).

Une certaine corrélation entre l'évolution de la température et les changements volumiques peut être réalisée. La réaction de polymérisation peut être divisée en trois stades (figure 1.16). Le stade I est une contraction avant même l'augmentation rapide de la température qui est due au rétrécissement massique lors de la polymérisation. Lors du stade II, une expansion est observée et correspond à peu près à l'augmentation rapide de la température. Cette expansion peut être attribuée à la combinaison des effets de l'expansion thermique et massique causés par la formation des bulles d'air. Finalement, le stade III est

une contraction observée après le pic de la température. La contraction finale peut résulter de la superposition de l'effet de la contraction thermique et de la contraction massique causée par la polymérisation (Ahmed et al., 1982a).

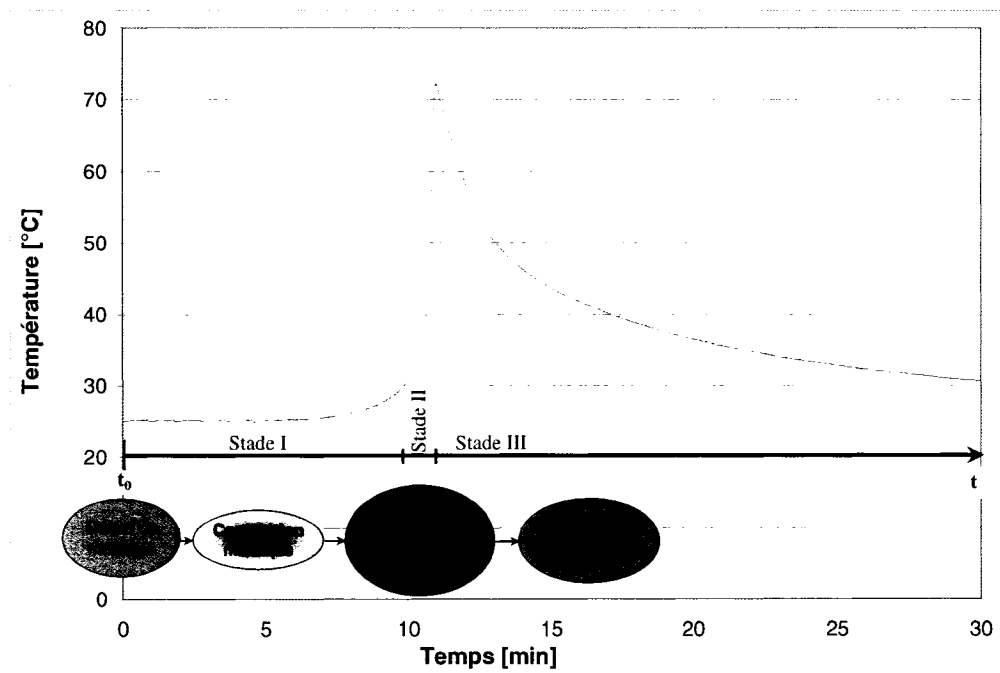


Figure 1.16 *Stades de variation du volume lors de la polymérisation.*

Muller et al. (2002), en appliquant la théorie d'Archimède, ont analysé le changement dynamique de volume du ciment osseux polymérisant lorsque deux techniques de mélanges ont été employées (à la main et sous-vide). Les résultats, présentés sur la figure 1.17 démontrent que lorsque le mélange sous-vide est réalisé, le ciment osseux ne prend pas d'expansion même durant la période de l'augmentation rapide de la température. Cependant, pour le ciment mélangé à la main, une expansion du volume est observée juste avant la contraction finale. Les différences entre les deux profils peuvent être expliquées par la présence de la porosité ainsi que la contraction globale après la réaction de polymérisation. Le ciment mélangé sous-vide, dont la porosité est d'environ 0,1 % présente un rétrécissement de 6,7 % ce qui est en accord avec les résultats de Gilbert et al. (2000). Cependant, pour le ciment mélangé à la main qui contient environ 9 % de pores, un rétrécissement d'environ 3,4 % est observé.

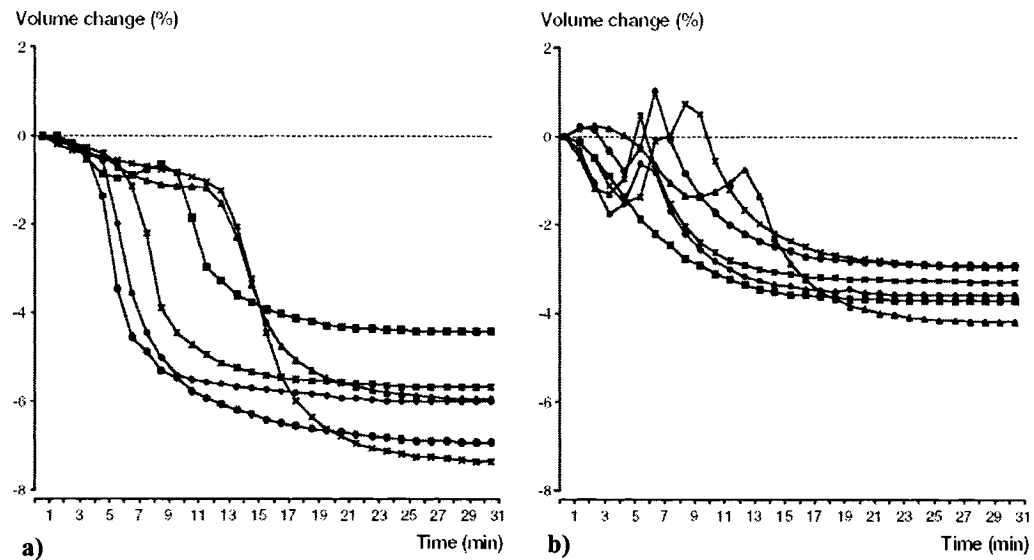


Figure 1.17 *Évolution du volume lors de la polymérisation pour le mélange a) sous-vide et b) à la main.*
(Tiré de (Muller et al., 2002))

Bien que le mélange sous-vide augmente la résistance du ciment (Smeds et al., 1997; Lewis, 1999; Dunne et al., 2003), les changements dans le comportement dynamique du volume du ciment polymérisant peuvent avoir un effet crucial sur les interfaces. La contraction graduelle du ciment peut résulter en une séparation de l'interface avec l'os ou la tige ou encore peut causer un descellement des deux interfaces (Muller et al., 2002).

1.3.2.4 Le temps de durcissement

Le temps de durcissement (t_{set}) est défini comme le temps après lequel entre 90% et 100% du ciment osseux acrylique est solidifié (Dunne & Orr, 2002). Selon la norme ISO 5833, le temps de durcissement est le temps mesuré à partir du début du mélange jusqu'à ce que la température de la masse en cours de polymérisation atteigne la température de durcissement (T_{set}) défini dans la section (2.3.2.1). C'est un paramètre important pour les chirurgiens puisqu'il définit le temps de manipulation lors de la chirurgie. Un plus long temps de manipulation permet au chirurgien de bien installer et positionner la prothèse dans le canal fémoral. D'un autre côté, un plus long temps de durcissement augmente l'exposition de l'os

au monomère non-polymérisé et peut donc augmenter le risque de nécrose chimique. Par conséquent, les chirurgiens doivent faire toujours un compromis afin d'obtenir le temps optimal pour assurer une bonne fixation et réduire le risque d'échec post-opératoire.

1.3.2.5 Facteurs influençant la réaction de polymérisation

Tel que mentionné dans les sections précédentes, la réaction de polymérisation est un phénomène complexe durant lequel le mélange plutôt liquide durci en formant un matériau solide. Cette réaction peut être facilement influencée par plusieurs paramètres qui peuvent être classés dans deux catégories : les facteurs intrinsèques et extrinsèques. Les facteurs intrinsèques sont directement liés à la composition chimique du ciment osseux. L'effet de chacun des ces paramètres sur les propriétés de durcissement (la température et le temps de durcissement) est présenté dans le tableau 1.3.

Tableau 1.3

Effets de la composition du ciment osseux sur les propriétés de durcissement
(Tiré de (Nussbaum et al., 2004))

Paramètre	Temps de durcissement	Température de polymérisation
Ratio élevée liquide-poudre	↗	↗
Concentration élevée de BPO	↘	↗/—
Concentration élevée de DMPT	↘	↗/—
Billes de PMMA de grande taille/distribution	↘	↗↗
Concentration élevé d'agent radio-opaque	—	—

Légende : ↗ = augmente la résistance en fatigue;
 ↘ = diminue la résistance en fatigue;
 — = aucun effet ou contradiction entre les études.

Les facteurs extrinsèques sont : les conditions de durcissement et de vieillissement des spécimens, la température à laquelle le ciment est entreposé, les conditions de préparation des tests, la méthode de mélange, l'épaisseur du ciment, etc. Tous ces paramètres jouent un

rôle important au niveau de la température maximale générée lors de la réaction de polymérisation, le temps de durcissement, le taux de conversion du monomère, la direction de la polymérisation et la quantité de porosité créée à l'intérieur du ciment. Par exemple, la température de la pièce et en particulier la température du bol à laquelle le ciment osseux est mélangé a un effet marquant sur la vitesse de polymérisation (Chamley, 1970). Bishop et al. (1996) ont trouvé que le pré-chauffage de la prothèse avant l'implantation inverse la direction de polymérisation, c'est-à-dire que le ciment polymérise plus rapidement à l'interface tige/ciment qu'os/ciment. Plusieurs chercheurs ont démontré que l'entreposage du ciment à basse température augmente le temps de durcissement et donc le temps de manipulation pour les chirurgiens. Finalement le mélange sous-vide du PMMA influence la formation de porosité dans le ciment. Par conséquent, lors de l'utilisation du PMMA, il est très important de connaître les caractéristiques de chaque ciment pour les conditions données.

1.3.3 Fonction du ciment osseux et les faiblesses

Le ciment osseux acrylique est présentement le seul matériau utilisé afin de fixer la prothèse cimentée à l'os. Dans son application, la fonction principale du ciment osseux est de transférer le poids du corps et la charge fonctionnelle de la prothèse. Le PMMA accomplit ces fonctions de façon très efficace grâce à la gamme de propriétés qu'il possède et notamment par son excellente biocompatibilité.

Malgré que le ciment osseux acrylique soit reconnu pour son excellente performance, quelques faiblesses sont attribuées à son utilisation. Premièrement le PMMA peut jouer un rôle important dans la nécrose thermique de l'os et dans la formation d'une membrane à l'interface os/ciment qui compromettrait la résistance de cette interface. Deuxièmement, l'utilisation du PMMA peut contribuer à une nécrose chimique due à la libération ou à une fuite de monomère non polymérisé vers l'os. De plus, le ciment osseux, avec les deux interfaces qu'il forme (tige/ciment et os/ciment), sont considérés comme les zones faibles du système prothèse/ciment/os. Cependant, malgré toutes ces faiblesses, la performance clinique à long terme du ciment osseux est bonne (>15 ans) (Lewis et al., 1997).

1.3.4 Propriétés mécaniques du ciment osseux

Dans la vie quotidienne, le ciment osseux d'un implant fémoral cimenté est constamment soumis à des chargements combinés relativement complexes qui varient en fonction de l'activité. Il est donc primordial de connaître certaines propriétés mécaniques du PMMA afin de pouvoir prédire à long-terme la performance de ce ciment. Un grand nombre d'études dans la littérature portant sur la caractérisation du ciment osseux démontre l'intérêt qu'on les chercheurs à améliorer la performance à long terme du PMMA (Mann et al., 1991; Lewis et al., 1997; Lewis, 1999; Murphy & Prendergast, 2000; Armstrong et al., 2002; Belkoff et al., 2002; Ginebra et al., 2002; Hasenwinkel et al., 2002; Ishihara et al., 2002; Lee et al., 2002; Algers et al., 2003; Graham et al., 2003; Lewis & Janna, 2003; Lewis et al., 2003; Kuehn et al., 2005; Evans, 2006). Les propriétés mécaniques du ciment osseux dépendent fortement de la réaction de polymérisation et par conséquent les paramètres présentés dans la section (1.3.2.5) influencent aussi les propriétés mécaniques du PMMA. Cependant, la comparaison des résultats existant dans la littérature est parfois très difficile, car ils utilisent différents paramètres : le type de ciment, la forme d'échantillon, la méthode de mélange et/ou les conditions initiales du système. Toutefois quelques propriétés mécaniques du PMMA sont présentées dans le tableau 1.4.

Tableau 1.4

Quelques propriétés mécaniques du ciment osseux
(Tiré de (Lewis et al., 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

1.3.5 Formation et présence de porosité

Il existe un nombre important d'études portant sur la porosité du ciment osseux. À cause des différents types de spécimens testés, il est parfois très difficile, voire impossible, de comparer des résultats entre eux au niveau de la microstructure du ciment osseux. Généralement, il est possible de classer ces études en deux groupes. Le premier groupe comprend les études dans lesquelles le système tige/ciment/os est ignoré; c'est-à-dire que les diverses caractéristiques du ciment ainsi que sa microstructure au niveau de porosité sont mesurées dans les spécimens du PMMA polymérisant dans des moules de différentes formes, le plus souvent à la température pièce (Jasty et al., 1990; James et al., 1992; Wang et al., 1996; Lewis et al., 1997; Muller-Wille et al., 1997; Smeds et al., 1997; Lewis, 1999; Murphy & Prendergast, 2000; van de Belt et al., 2000). Le deuxième groupe d'études comprend celles qui étudient les différents paramètres du ciment osseux dans les spécimens cadavériques ou dans les spécimens expérimentaux idéalisés et dans lesquels le ciment osseux polymérisant forme le système tige/ciment/os (James et al., 1993; Bishop et al., 1996; Baleani et al., 2003; Iesaka et al., 2005).

Les sources potentielles de la formation de porosités sont présentées dans le tableau 1.5. La majorité des pores créés à l'intérieur du ciment osseux survient principalement lors de la préparation du mélange où les bulles d'air sont incorporées dans le mélange. Gilbert et al. (2000) ont démontré que la contraction du ciment osseux lors de sa polymérisation contribue au développement de la porosité lorsque le PMMA est contraint par l'os l'entourant. James et al. (1993) ont trouvé que la majorité de la porosité interfaciale apparaît immédiatement lors du contact de la tige avec le ciment. Quelques pores apparaissent lors de l'augmentation de la température du ciment osseux durant le durcissement.

Tableau 1.5

Sources potentielles de création de pores
(Tiré de (Hasenwinkel et al., 1999))

Sources potentielles
Air entourant initialement les constituants en poudre
Air emprisonné durant l'ajout de la poudre au liquide
Air incorporé lors du mélange des constituants
Air emprisonné lors du transfert du ciment dans la cavité osseuse
Volatilisation du monomère lors du durcissement

Plusieurs chercheurs (James et al., 1993; Bishop et al., 1996; Baleani et al., 2003; Iesaka et al., 2003) ont trouvé une porosité abondante à l'interface tige/ciment par rapport à la porosité massique globale. La porosité interfaciale est une des variables importantes qu'il faut prendre en considération lors des études cliniques et en laboratoires concernant les prothèses cimentées (James et al., 1993). Les porosités créées à l'interface implant/ciment, ou dans le ciment, peuvent être causées par le rétrécissement du ciment osseux lors de la polymérisation (Gilbert et al., 2000). La formation préférentielle des vides à cette interface résulte aussi de l'initiation de la réaction de polymérisation près de l'interface plus chaude (os/ciment), ce qui cause le rétrécissement du PMMA de la prothèse vers l'os (Bishop et al., 1996). De plus, la porosité interfaciale est affectée par la température, car les pores prennent de l'expansion et se contractent ensuite en fonction de la distribution de la température dans le ciment (James et al., 1993).

La porosité joue un rôle important sur l'initiation des fissures. En effet, Murphy et Prendergast (2002) ont trouvé que des fissures créées dans le PMMA émanent des porosités. L'initiation de fissures et le comportement en fatigue du ciment osseux sont affectés non seulement par la quantité globale de pores, mais aussi par leur taille. Les grands pores amorcent un nombre plus important et de plus grandes fissures que les petits pores. De plus, les petits pores adjacents aux grands pores forment de plus grands concentrateurs de contraintes que les pores seuls (James et al., 1992). Par conséquent, la réduction de la taille

des pores dans le ciment peut être aussi importante que la réduction du nombre de pores (Wang et al., 1996). De plus, Murphy et Prendergast (2000) suggèrent que la distribution de la porosité, plutôt que la quantité, est un facteur jouant un rôle important sur la vie du ciment en fatigue.

Une étude de microstructure assez complète au niveau de la porosité a été réalisée par James et ses collaborateurs (1993). Ils ont examiné des fémurs cadavériques avec des tiges cimentées, des fémurs avec une couche de ciment récupérés chirurgicalement lors d'une révision ainsi que des spécimens expérimentaux préparés en laboratoire. D'après les résultats, la porosité massique a été distribuée de façon normale, à l'exception des pores directement adjacents à l'interface tige/ciment. La taille des pores à l'intérieur du ciment varie de 300 μ m à 500 μ m. Cependant, la distribution spatiale de la porosité interfaciale diffère d'un spécimen à l'autre. Les observations des spécimens *in vivo* et *in vitro* démontrent qu'entre 20 % et 50 % de l'interface est couverte par des pores dont la taille moyenne varie entre 100 μ m et 300 μ m. De plus, dans plusieurs spécimens de laboratoires, une grande concentration de pores a été trouvée dans la partie proximale et distale de l'interface tige/ciment. La partie proximale, centrale et distale avait respectivement 28%, 0% et 39% de porosité.

1.3.5.1 Facteurs influençant la formation de porosité

La présence de porosité affaiblit de façon significative la performance du ciment osseux. Les pores forment des concentrateurs de contraintes, ce qui peut initier des fissures en fatigue (Baleani et al., 2003). De plus, la présence de la porosité à l'interface tige/ciment diminue la surface réelle d'adhérence ciment-métal. Par conséquent, ceci diminue la charge nécessaire pour initier le descellement de l'interface tige/ciment, ce dernier étant un des mécanismes initiaux d'échec de la PTH (James et al., 1993).

La réduction de la porosité a pour but l'augmentation de la durée de vie en termes de fatigue du ciment osseux et par conséquent, la stabilité mécanique à long terme de l'implant fémoral cimenté dans l'arthropathie totale de la hanche. La diminution de la porosité, aussi bien dans le ciment qu'à ses interfaces (tige/ciment et os/ciment), peut être atteinte par divers moyens.

Il a été démontré que la technique de mélange influence de façon significative la formation des pores. Plusieurs études ont confirmé que le mélange par centrifugation entraîne une réduction majeure de la porosité (Jasty et al., 1990). De plus, il a été démontré que le mélange sous-vide du ciment osseux réduit significativement la porosité (figure 1.18) et en même temps augmente sa résistance en fatigue (Lidgren et al., 1984; Wixson et al., 1987; Smeds et al., 1997).

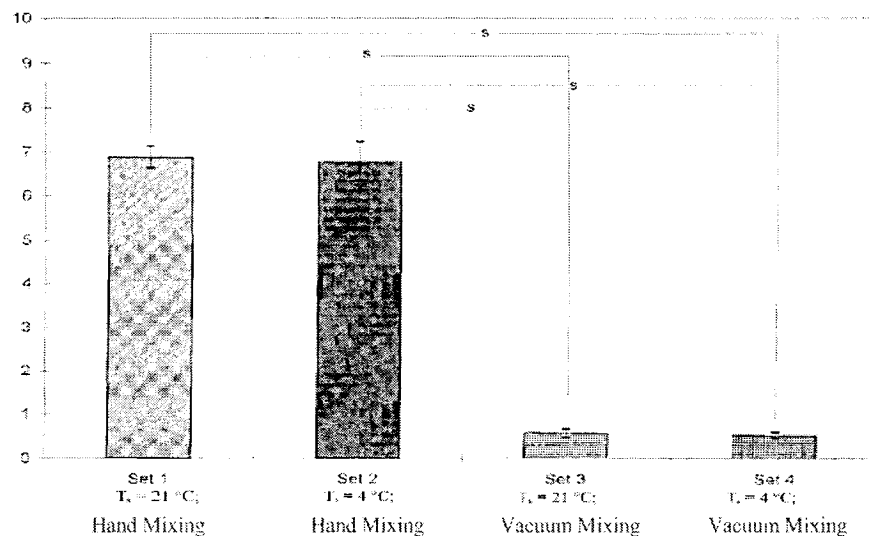


Figure 1.18 Résultats de la surface de porosité observée
(S-différence significative pour $\alpha = 0,05$).
 (Tirée de (Lewis, 1999))

Cependant, malgré que ce type de mélange élimine la majorité des petits pores, quelques grands pores (0,5-3 mm) restent dans le ciment (Lidgren et al., 1984; Wixson et al., 1987; Iesaka et al., 2003). Wang et al. (1996) ont examiné différents types de système du mélange (Cemvac[®], Merck[®], Mitvac[®], Optivac[®], Osteobond[®], et Stryker[®]). Tous les systèmes de mélange sous-vide testés ont réduit de façon significative le nombre de micropores

($0,1 \text{ mm} < \text{pore} < 1 \text{ mm}$) et en même temps ont augmenté la densité du ciment osseux. Cependant l'efficacité d'élimination des macropores ($> 1 \text{ mm}$) et surtout la surface de porosité, qui réfère à la taille des pores, par le mélange sous-vide dépendent du type de système utilisé. La réduction majeure de la porosité peut être aussi obtenue par la pressurisation du ciment.

Bishop et al. (1996) suggèrent que la porosité à l'interface tige/ciment peut être causée par la polymérisation préférentielle à l'interface plus chaude des deux interfaces du ciment. Lorsque la tige implantée est à la température pièce, le ciment va polymériser plus rapidement à l'interface plus chaude, soit os/ciment puisque l'os est à $37 \text{ }^\circ\text{C}$, en formant une coquille rigide vers laquelle le ciment va rétrécir. Pour cette raison, le ciment, en rétrécissant, va s'éloigner de l'interface tige/ciment en créant les pores sur la surface où l'adhésion est moindre. Selon l'auteur, la réduction de porosité à l'interface tige/ciment est possible par l'inversion de la direction de polymérisation. Plus précisément, si l'interface tige/ciment est plus chaude que l'interface os/ciment, la coquille rigide sera formée en premier autour de l'implant et par conséquent, le ciment osseux va polymériser vers la tige en s'éloignant de l'os. Les résultats de Bishop et al. (1996) sont présentés sur la figure 1.19. Il est possible d'observer que le pré-chauffage de la tige à $44 \text{ }^\circ\text{C}$ réduit la porosité interfaciale indépendamment du type de mélange (à la main ou sous-vide). De plus, le mélange sous-vide résulte en une interface tige/ciment moins poreuse que celle du mélange à la main. Iesaka et al. (2003) ont trouvé que le pré-chauffage de la tige réduit de façon significative ($p < 0,001$) la surface de porosité à l'interface tige/ciment de 16% à 0,1 %.

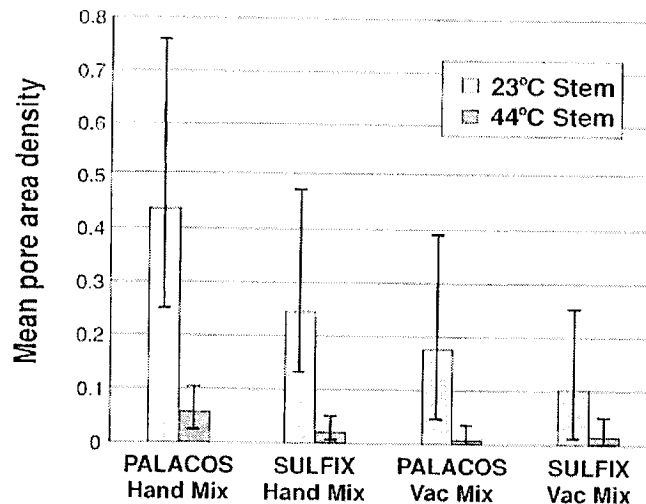


Figure 1.19 Porosité à l'interface tige/ciment en fonction de la température initiale de la tige et de la méthode de mélange.
(Tirée de (Bishop et al., 1996))

1.3.6 Contraintes résiduelles dans la masse du ciment et à l'interface tige/ciment

La réaction de polymérisation du ciment osseux est un phénomène très complexe de solidification durant lequel des variations de température ainsi que des changements de volume sont observés. Il est donc attendu que ces derniers entraînent la formation de contraintes transitoires et résiduelles (Ahmed et al., 1982a). La combinaison des contraintes élevées et la porosité abondante dans la partie proximale et distale, tel que trouvé par James et al. (1993), peut expliquer pourquoi le descellement commence à ces endroits. De plus, l'importance d'inclure les contraintes résiduelles dans l'analyse du transfert de la charge a été démontrée par Mann et al. (1991) ainsi que Nuño et Amabili. (2002). Un des premiers chercheurs qui s'est intéressé au problème des changements de volume du ciment osseux comme étant un mécanisme de formation des contraintes transitoires et résiduelles est Ahmed avec ses collaborateurs (1982a). Ils ont quantifié pour la première fois ces contraintes et depuis, les contraintes résiduelles sont devenues le sujet d'intérêt de quelques autres études importantes.

1.3.6.1 Études expérimentales

Le nombre d'études s'étant intéressé aux mesures des contraintes résiduelles dans le ciment et à ses interfaces est limité. Les études expérimentales trouvées dans la littérature peuvent être divisés en deux groupes. Le premier groupe comprend des études qui mesurent des contraintes transitoires et résiduelles dans le PMMA et à l'interface lors de la réaction de polymérisation du ciment osseux (Ahmed et al., 1982a; Roques et al., 2004; Plamondon, 2005). Le deuxième groupe d'étude expérimentale quantifie des contraintes résiduelles post-polymérisation (Nuño & Amabili, 2002; Li et al., 2004b).

Ahmed et al. (1982a), lors de leur étude, ont mesuré à l'aide des jauges de déformation des déformations circonférentielles à l'intérieur d'un tube métallique (en acier inoxydable) de 21,4 mm de diamètre entouré par une couche de ciment osseux polymérisant de 8 mm d'épaisseur (figure 1.20). Une heure après le début de la polymérisation, les contraintes radiales en compression, correspondant à des déformations mesurées, de l'ordre de 0,5 MPa ont été estimées à l'interface tige/ciment.

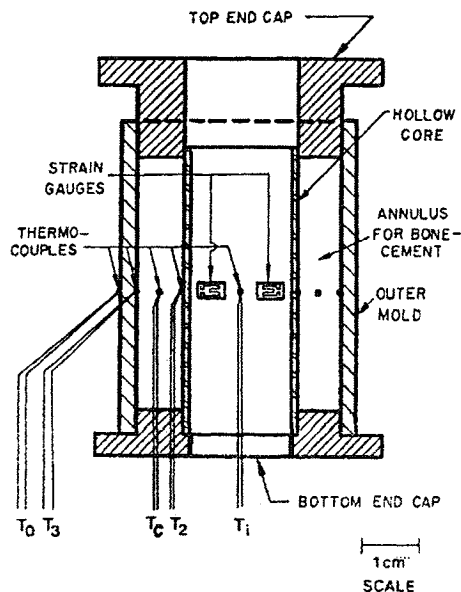


Figure 1.20 Schéma du montage expérimental d'Ahmed et al. (1982a).

Roques et al. (2004) ont étudié de façon indirecte l'évolution des contraintes résiduelles dans la masse de ciment osseux. Ils ont développé un protocole expérimental permettant de mesurer l'évolution des déformations circonférentielles et longitudinales à l'interface ciment/tige. Les déformations résiduelles obtenues expérimentalement à l'intérieur du tube sont introduites dans un modèle numérique (MEF) et correspondent à des contraintes circonférentielles aussi élevées que 10 MPa à l'interface implant/ciment. Un exemple typique de l'évolution des déformations et de la température mesurées lors de cette étude est présenté sur la figure 1.21.

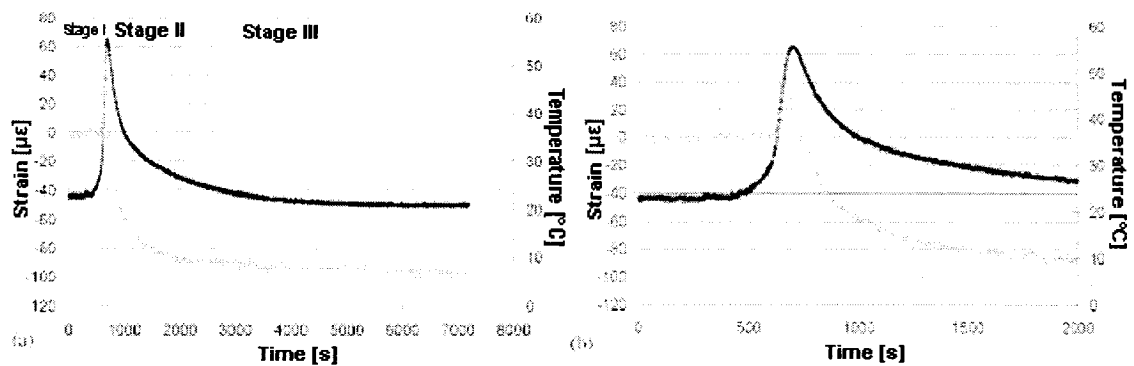


Figure 1.21 *Évolution des déformations et de la température par rapport au temps a) durant deux heures et b) au début de la polymérisation.*
(Tiré de (Roques et al., 2004))

Afin de quantifier les contraintes post-polymérisation, Nuño et Amabili (2002) ont fait durcir le ciment osseux dans un spécimen idéalisé représenté par un moule cylindrique à l'intérieur duquel une tige polie ($R_a < 0,5 \mu\text{m}$) en alliage de titane (Ti-6Al-4V) est centrée. Après 24 h, le ciment osseux a été extrait du moule en formant une couche du PMMA cylindrique de 5 mm d'épaisseur. Lors de cette extraction, une diminution du diamètre intérieur a été observée. Par la suite, la réinsertion de la tige dans le cylindre de PMMA a été réalisée. Durant ce test, les jauges de déformation placées à la surface extérieure du ciment osseux (figure 1.22) mesuraient les déformations circonférentielles. Les contraintes radiales en compression à l'interface ciment/implant, obtenues indirectement à l'aide d'un modèle numérique, varient entre 2,2 MPa et 3,3 MPa.

Lors d'une étude expérimentale réalisée afin de valider les résultats numériques, Li et ses collaborateurs (2004b) ont utilisé la méthode de photoélasticité afin de mesurer la distribution des contraintes résiduelles en cisaillement dans les anneaux du ciment polymérisé autour de la tige en aluminium. Selon les résultats, les contraintes en cisaillement varient en fonction de l'endroit où la mesure est prise (près de l'interface tige/ciment, os/ciment ou à l'intérieurs de la couche du ciment). À l'interface tige/ciment les contraintes en cisaillement étaient d'environ de 6 MPa.

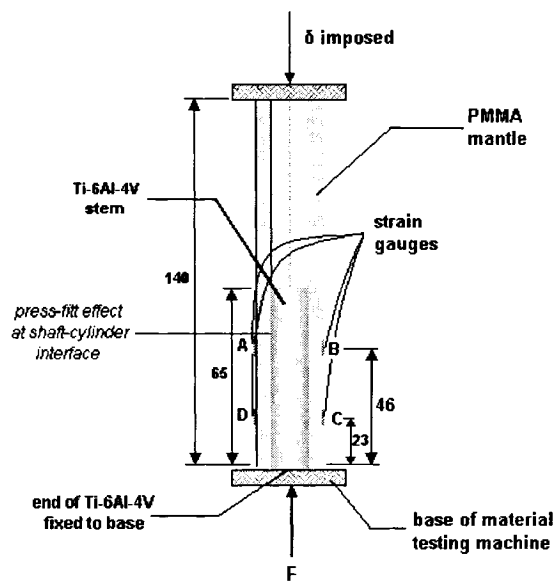


Figure 1.22 Schéma du montage expérimental de Nuño et al (2002).

Finalement, l'objectif principal de l'étude de Plamondon (2005) était de développer un montage expérimental permettant de mesurer de façon directe (sans l'intermédiaire d'un modèle numérique) et en temps réel les contraintes (forces) et la température générées à l'interface tige/ciment lors de la réaction de polymérisation. Le milieu tige/ciment/os a été récréé de façon simplifiée. Le ciment osseux polymérise autour de la tige idéalisée à l'intérieur de l'os synthétique. Dans cette étude, les contraintes sont mesurées à l'aide d'une cellule de charge miniature ELFM-B1-50L (Entran, Inc.) placée à l'intérieur d'une tige spécialement conçue (figure 1.23).

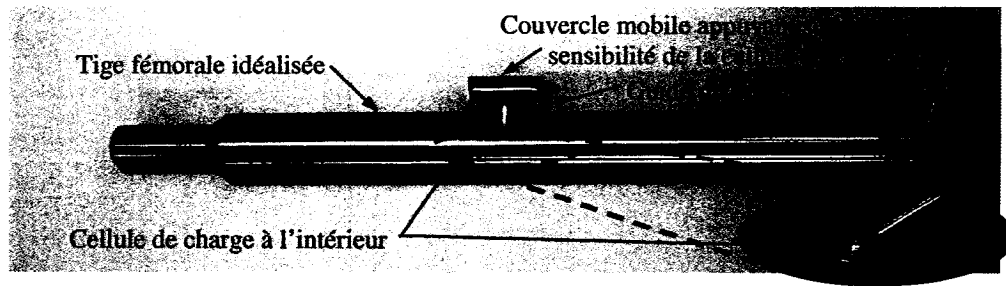


Figure 1.23 *Tige fémorale idéalisée utilisée par Plamondon (2005).*

Les résultats de cette étude démontrent que l'évolution des contraintes en cours de la polymérisation de tous les essais a suivi un patron semblable et que ce dernier peut être relié aux divers stades de variation volumique du ciment osseux. Les valeurs des contraintes radiales étaient relativement faibles avec une valeur maximale mesurée de 0,42 MPa en compression.

1.3.6.2 Étude analytique et numérique

Il existe aussi des études qui tentent de prédire de façon analytique ou numérique les contraintes résiduelles dans le ciment ou à ses interfaces (Ahmed et al., 1982b; Lennon & Prendergast, 2002; Orr et al., 2003; Li et al., 2004b; Perez, M. A et al., 2007).

Une étude d'Ahmed et al. (1982b) a été réalisée afin de déterminer analytiquement les contraintes transitoires et résiduelles dans le ciment. Lors de cette étude, une équation thermoplastique fondamentale pour les matériaux plastiques solidifiant chimiquement est employée. Durant la première phase du processus de solidification, les contraintes transitoires radiales en tension de l'ordre de 0,5-1,5 MPa sont générées à l'interface tige/ciment. Les résultats démontrent que des espaces entre la tige et le ciment peuvent être formés lorsque la résistance de l'interface en tension n'est pas suffisamment élevée afin de résister à ces contraintes. De plus, Ahmed et al. (1982b) prédisent que le processus de durcissement du PMMA résulte en des contraintes résiduelles circonférentielles en tension à l'intérieur du ciment. De plus, aux deux interfaces tige/ciment et os/ciment les contraintes circonférentielles en compressions sont observées à la fin de la polymérisation. Une autre

recherche ayant estimé les contraintes résiduelles indirectement avec une étude analytique est celle d'Orr et al. (2003). Les calculs théoriques, qui incluaient seulement des contraintes thermiques dans le ciment osseux, ont prédit des contraintes résiduelles circonférentielles de 8,4 à 25,2 MPa pour une température de durcissement du ciment variant entre 60 et 140 °C.

Dans des études plus récentes (Lennon & Prendergast, 2002; Li et al., 2004b; Perez, M. A et al., 2007), les contraintes résiduelles sont estimées dans un modèle numérique dans lequel le processus de solidification du PMMA est simulé par une réaction chimique et exothermique qui implique les comportements cinétique, thermique, volumétrique et rhéologique du matériau. Dépendamment du moment où la génération des contraintes est activée, soit à la fin de la polymérisation ou au moment où la température atteint son maximum, Lennon et Prendergast (2002) obtiennent des contraintes principales maximales de l'ordre 1 à 2 MPa et 4 à 7 MPa respectivement. Selon les prédictions, le rétrécissement du ciment peut générer à l'interface tige/ciment des contraintes normales en tension entre 1,6 et 3,6 MPa. De plus, les auteurs démontrent que les contraintes principales maximales dans le ciment augmentent lorsque la porosité est considérée dans les simulations. Les valeurs de ces contraintes varient entre 4,8 et 23,8 MPa et sont assez élevées pour initier des fissures et ce avant même d'appliquer une charge quelconque.

Li et al. (2004b) ont développé un modèle numérique permettant de prédire la distribution des contraintes résiduelles à l'intérieur du ciment osseux ainsi qu'à ses interfaces à la fin de la polymérisation. Ils ont utilisé un modèle cinétique simulant la réaction de la polymérisation et le durcissement du ciment osseux qui tient compte de la vitesse de la polymérisation et de la température locale. Cette étude prédit des contraintes résiduelles circonférentielles en tension d'environ 9 MPa et 6 MPa à l'interface tige/ciment et os/ciment respectivement avec un pic de contraintes de 13 MPa au centre de l'épaisseur du ciment. Les contraintes résiduelles radiales varient à travers l'épaisseur du PMMA de 4 MPa en compression à l'interface tige/ciment vers 0 MPa. Finalement, les contraintes axiales sont de l'ordre de 7 MPa et 2 MPa à l'interface tige/ciment et os/ciment respectivement.

Finalement Perez et al. (2007) ont utilisé un modèle cinétique de polymérisation afin de simuler et valider les résultats expérimentaux obtenus par Plamondon (2005). À la connaissance de l'auteur, l'étude de Perez et al. (2007) est la seule qui valide son modèle numérique avec des résultats expérimentaux obtenus de façon directe. La figure 1.24 a et b présente les résultats expérimentaux et numériques de l'évolution de la température et des contraintes radiales à l'interface tige/ciment. Les résultats démontrent que le modèle numérique utilisé est capable de prédire l'évolution de la température et des contraintes générées lors de la réaction de polymérisation.

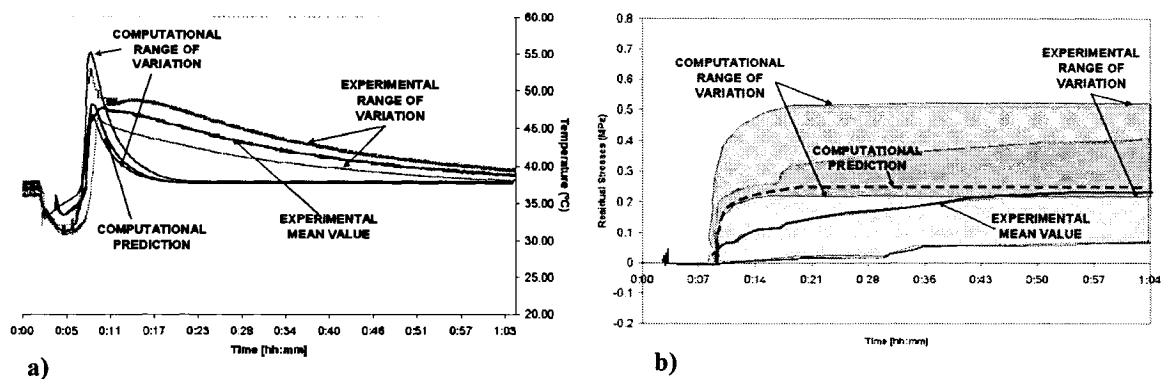


Figure 1.24 Prédiction numérique des résultats expérimentaux de l'évolution à l'interface tige/ciment a) de la température et b) des contraintes résiduelles.

(Tiré de (Perez, M. A et al., 2007))

1.3.6.3 Facteurs influençant la formation des contraintes résiduelles

La formation des contraintes résiduelles dans le ciment osseux semble dépendre d'une multitude de facteurs (Plamondon, 2005) et la température initiale de la tige semble être un des facteurs importants qui influence la formation des contraintes résiduelles. Bishop et al. (1996) ont démontré que le pré-chauffage de la tige inverse la direction de polymérisation ce qui résulte en un rétrécissement du ciment osseux autour de la tige (en s'éloignant de l'os). Il suggère que ce phénomène peut influencer les valeurs des contraintes résiduelles. Li et ses collaborateurs (2004b), lors de simulations numériques, ont démontré que le pré-chauffage

de la prothèse avant l'implantation influence la distribution des contraintes résiduelles dans le ciment ainsi que la distribution de la température durant la polymérisation (figure 1.25).

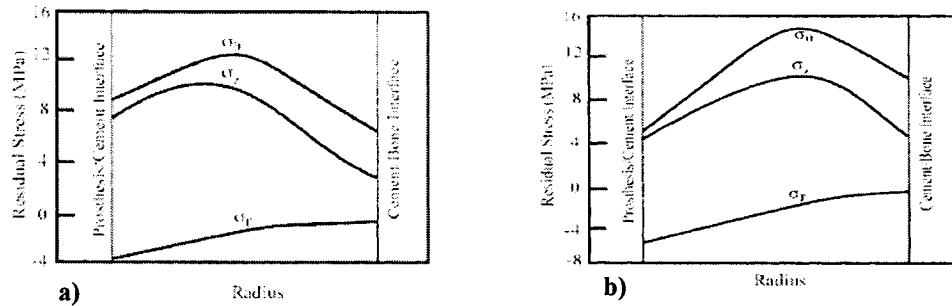


Figure 1.25 *Prédiction numérique de la distribution des contraintes résiduelles dans le ciment osseux le long de la direction radiale pour a) l'implant à la température ambiante et b) l'implant pré-chauffé à la température de 45°C.* (Tirée de (Li et al., 2004b))

Plamondon (2005) suggère aussi lors de son étude expérimentale que la température initiale de la tige joue un rôle important dans la formation des contraintes résiduelle. Les résultats démontrent que les plus grandes contraintes ont été mesurées lorsque la température initiale de la tige était plus élevée que celle de l'os ce qui est en accord avec l'étude de Li et al. (2004b).

L'adhésion radiale entre le ciment et les matériaux l'entourant influence la formation des contraintes radiales et circumférentielles à l'interface tige/ciment. Lorsqu'une certaine adhésion radiale est présente, une tendance à la formation des contraintes radiales en tension a été observée (Plamondon, 2005). Ceci peut donc confirmer que sous certaines conditions, le PMMA se contracte en s'éloignant de la tige (Muller et al., 2002). Ahmed et al. (1982b) ont démontré que les contraintes résiduelles circumférentielles en compression à l'interface tige/ciment augmente de 1 MPa à 2 MPa lorsque l'adhésion à cette interface est considérée.

De plus, Ahmed et al. (1982b) suggèrent que les contraintes maximales circumférentielles transitoires en tension ainsi que la largeur de l'espace (gap) à l'interface tige/ciment augmentent avec l'épaisseur du ciment. Finalement, Lennon et Prendergast (2002) ont

démonté que la formation des contraintes à l'intérieur du ciment et à ses interfaces est fortement influencée par la présence de porosité.

1.4 Orientation du projet

Dans le domaine de la recherche en biomécanique, les chercheurs utilisent de plus en plus les méthodes numériques (méthode par éléments finis, MEF) afin de prédire le comportement d'une prothèse ou d'un dispositif médical (i.e. Beaudoin et al., 1991; Harrigan & Harris, 1991; Harrigan et al., 1992; Taylor et al., 1995; Nuño & Avanzolini, 2002; Stolk et al., 2002; Stolk et al., 2004; Waide et al., 2004; Stanczyk, 2005; Moreo et al., 2006; Perez, M. A. et al., 2006; Quarini et al., 2006). Le modèle numérique est un outil puissant qui permet d'analyser sur un seul spécimen plusieurs paramètres à la fois et ce à des coûts très peu élevés. Dans le cas de la PTH, il existe un nombre important d'études concernant le comportement de cette prothèse à long terme (i.e. Harrigan & Harris, 1991; Harrigan et al., 1992; Taylor et al., 1995; Verdonschot & Huiskes, 1997; Viceconti et al., 2001; Damron et al., 2006; Perez, M. A. et al., 2006). Les applications de la MEF pour la reconstruction d'une PTH ont aidé à améliorer la compréhension de divers mécanismes et/ou phénomènes affectant la performance d'une prothèse fémorale et à prédire la durée de vie de la PTH. Plusieurs chercheurs (Harrigan & Harris, 1991; Harrigan et al., 1992; Verdonschot, 1995; Verdonschot & Huiskes, 1997; Stolk et al., 2002) ont étudié le scénario d'échec d'une PTH cimentée. Ces études montrent l'importance d'une l'analyse complète tridimensionnelle plutôt qu'une analyse simplifiée bidimensionnelle ou axisymétrique afin d'évaluer les mécanismes des échecs des composants cimentés d'une PTH. Malgré l'avancement technologique de plus en plus important dans le domaine informatique qui permet de solutionner des modèles de plus en plus complexe en moins de temps, tous les modèles exigent une certaine optimisation et simplification. De plus, chaque chercheur développe son propre modèle et par conséquent, il existe presque autant de modèles numériques que d'études dans la littérature.

Dans la PTH la charge est transférée principalement de la prothèse à l'os à travers les interfaces : la modélisation précise de ces interfaces est essentielle afin de prédire le transfert

de la charge (Joshi et al., 2000). Conséquemment, la connaissance des propriétés mécaniques de l'interface implant/ciment est essentielle afin de comprendre le mécanisme conduisant à la rupture et malheureusement, ces propriétés sont loin d'être bien documentées (Nuño & Amabili, 2002).

La modélisation des interfaces (implant/ciment ou ciment/os) est complexe puisque la nature exacte de ces dernières est mal connue. Les résultats numériques varient en fonction des hypothèses faites dans le modèle d'éléments finis (Stolk et al., 2002). Certains auteurs supposent que l'interface entre l'implant et le ciment est complètement collée ou « bonded » (i.e. McCormack & Prendergast, 1999; Stolk et al., 2002), d'autres l'assument non-collée ou « debonded » (i.e. Verdonschot & Huiskes, 1997; Lennon & Prendergast, 2001; Nuño & Amabili, 2002; Nuño & Avanzolini, 2002; Stolk et al., 2003; Stanczyk & van Rietbergen, 2004). Cette interface est modélisée, soit avec des éléments de contact (i.e. Lennon & Prendergast, 2001; Nuño & Amabili, 2002; Nuño & Avanzolini, 2002), soit en utilisant des « gap-elements » (i.e. Verdonschot & Huiskes, 1997).

Mann et al. (1991) ont démontré que le comportement des tests d'extraction de la tige (push-through-stem) et sa simulation par éléments finis donnent des meilleurs résultats lorsque le coefficient de friction et les contraintes résiduelles sont inclus à l'interface implant/ciment. Des contraintes résiduelles peuvent être modélisées de différentes façons. Par exemple Nuño et Amabili (2002) ainsi que Nuño and Avanzolini (2002) ont simulé les contraintes résiduelles radiales en donnant une interférence à l'interface implant/ciment ou une expansion thermique. Afin de modéliser le rétrécissement du ciment osseux qui va générer des contraintes résiduelles, une technique quasi-thermique a été employée par Roques et al. (2004). D'autres chercheurs (Li et al., 2003; Li et al., 2004b; Stanczyk & van Rietbergen, 2004; Stanczyk, 2005) ont développé un modèle cinétique afin de reproduire la solidification du ciment osseux, dans lequel la polymérisation et la température locale sont pris en compte. De plus, l'étude de Nuño et Amabili (2002) a évalué l'effet des contraintes résiduelles dues à la polymérisation du ciment sur le transfert de charge d'un implant de hanche cimenté. Faute de liaisons chimiques entre le ciment et l'implant, la résistance de l'interface dépend de la

friction et par conséquent, les contraintes de compression radiales développées pendant la polymérisation du ciment jouent un rôle important. Dans leur modèle à éléments finis, aucune adhérence (« debonded ») n'a été considérée à l'interface implant/ciment. L'étude de Nuño et Amabili (2002) montre l'importance d'inclure les contraintes résiduelles dans les analyses numériques. En effet, lorsque les contraintes résiduelles ne sont pas incluses dans le modèle, les valeurs des contraintes du ciment à l'interface, principalement dans les directions radiale et tangentielle, sont sous-estimées.

Bien que l'importance d'inclure les contraintes résiduelles dans l'analyse du transfert de la charge ait été démontrée (Mann et al., 1991; Nuño & Amabili, 2002), il n'y a pas d'étude publiée dans la littérature qui ait mesuré expérimentalement de façon directe et sans aucun intermédiaire la valeur de ces contraintes à l'interface tige/ciment dans une situation près de la réalité d'une prothèse de hanche cimentée. Plusieurs auteurs (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. Plamondon (2005) mesure de façon quasi-directe et en temps réel la formation des contraintes radiales résiduelles à l'interface tige/ciment. Cependant, l'effet de divers facteurs tels que le pré-chauffage ou le pré-refroidissement de la tige ainsi que l'entreposage du ciment à basse température ne sont pas examinés. De plus, le design de la tige idéalisée est complexe et nécessite un temps de fabrication relativement long. Aussi, les capteurs utilisés sont très dispendieux ce qui rend difficilement possible d'effectuer la destruction des spécimens afin d'évaluer la microstructure du PMMA.

En ce qui concerne certaines études analytiques ou numériques (Ahmed et al., 1982b; Murphy & Prendergast, 2002; Li et al., 2004b) leurs principales limites résident 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. Le modèle de Perez et al. (2007) semble être le plus réaliste, car il est le seul qui soit validé au niveau des contraintes résiduelles et de la température maximale à l'interface tige/ciment selon les données expérimentales provenant de l'étude de Plamondon (2005).

Cependant, la validation n'est réalisée que pour une seule condition initiale de la tige et de l'os qui ne reflète pas tout à fait la situation clinique. De plus, la simulation du transfert de chaleur ne tient pas compte de la température à l'interface os/ciment.

Bishop et al. (1996) ont démontré que le pré-chauffage modéré de la tige élimine la porosité à l'interface tige/ciment. Cependant, il n'existe aucune étude expérimentale qui démontre l'influence de la microstructure du ciment osseux causée par les différentes conditions initiales de la tige (pré-chauffage et pré-refroidissement) et du ciment (l'entreposage à la température pièce et basse température) sur la génération des contraintes résiduelles à l'interface os/ciment. De plus, aucune information n'existe concernant l'influence du type de ciment et la méthode de mélange sur ces contraintes.

Plusieurs auteurs (Iesaka et al., 2003; Wang et al., 2003; Iesaka et al., 2005; Damron et al., 2006) ont obtenu des résultats contradictoires concernant l'effet de la microporosité interfaciale sur la résistance de l'interface tige/ciment. Iesaka et al. (2003; 2005) démontrent que le pré-chauffage de la tige avant l'implantation augmente de façon significative la résistance de l'interface. Cependant, Damron et al. (2006) ainsi que Wang et al. (2003) rapportent que le pré-chauffage de la tige diminue significativement la porosité à l'interface tige/ciment, mais n'influence pas de façon significative la résistance de cette interface.

Finalement, la majorité des modèles à éléments finis n'inclut pas la présence de porosités à l'intérieur du ciment et à ses interfaces. Cependant, Lennon et Prendergast (2002) ainsi que Jeffers et al. (2005) ont démontré l'importance d'inclure cette porosité lors des simulations, concernant la durée de vie en fatigue du ciment osseux, afin de mieux représenter la réalité des modèles expérimentaux. De plus, la combinaison des contraintes élevées et la porosité abondante dans la partie proximale et distale pourrait expliquer pourquoi le descellement commence à ces endroits (James et al., 1993).

1.4.1 Motivation et objectifs

La motivation menant à la réalisation de cette recherche est d'améliorer la performance à long terme d'une prothèse totale de hanche cimentée. Une des raisons principales justifiant l'amélioration de la longévité des prothèses de hanche est de rendre une certaine mobilité au patient afin de lui assurer le maintien d'un style de vie indépendant. De plus, l'augmentation de la longévité des prothèses de hanche aura pour effet de diminuer les ré-opérations et par conséquent les coûts relatifs au système de santé baisseront.

L'objet principal de cette recherche consiste à déterminer si un lien existe entre les contraintes résiduelles radiales en compression générées à l'interface implant/ciment, la porosité interfaciale et massique ainsi que la résistance de l'interface tige/ciment. De plus, des informations importantes sur la nature de la réaction de polymérisation seront apportées ce qui permettra, dans des études futures, de développer un modèle numérique plus réaliste du système tige/ciment/os capable de prédire de façon plus adéquate la performance d'une prothèse de hanche cimentée à long terme.

Les valeurs précises des contraintes résiduelles ne sont pas encore bien documentées, car peu d'études existent sur leurs mesures. En outre, la majorité d'entre elles mesurent ces contraintes de façon indirecte. De plus, plusieurs études (Bishop et al., 1996; Li et al., 2003) ont démontré que le comportement du ciment osseux est fortement influencé par les conditions initiales du système implant/ciment/os. Les contraintes résiduelles à l'intérieur du ciment osseux pourraient être assez élevées pour initier des fissures avant l'application de la charge (Lennon & Prendergast, 2002). La présence de ces contraintes et de la porosité peut compromettre la fixation de l'implant en favorisant l'accumulation ultérieure de dommages en fatigue. Cette accumulation de dommage pourrait entraîner la perte d'intégrité de la masse de ciment osseux, ce qui favoriserait le descellement de l'interface.

Le premier objectif spécifique est de développer un montage expérimental afin de mesurer de façon directe les contraintes résiduelles à l'interface tige/ciment qui sont générées lors de la polymérisation du ciment osseux. Le but est de démontrer de quelle façon ces contraintes résiduelles ainsi que les températures maximales aux deux interfaces sont influencées lors de l'implantation d'une tige cimentée par les différents paramètres tels que : la température initiale de la tige, la température initiale du ciment osseux, la méthode de mélange du PMMA employée ainsi que le type de ciment utilisé. Trois températures initiales de la tige sont étudiées soit : $T_{\text{tige}} = 24 \text{ }^\circ\text{C}$ (procédure classique), $T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^\circ\text{C}$ (procédure du pré-chauffage) et $T_{\text{tige}} = 6 \text{ }^\circ\text{C}$ (procédure du pré-refroidissement). Deux températures initiales du ciment osseux sont analysées soit : $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^\circ\text{C}$ (entreposage du PMMA à la température pièce) et $T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^\circ\text{C}$ (entreposage du PMMA à basse température).

Le deuxième objectif spécifique est d'effectuer une analyse microstructurale du ciment osseux afin de déterminer l'influence de différents paramètres, tels que décrit précédemment, sur la formation de la porosité massique et interfaciale. Le but est ici de caractériser qualitativement et quantitativement la porosité formée à l'interface tige/ciment et dans le ciment, lors de polymérisation du ciment osseux sous les différentes conditions initiales.

Finalement, le troisième objectif spécifique consiste à réaliser des tests de type « push-out » d'extraction de la tige de l'anneau du ciment osseux. Ces tests ont pour but de caractériser la résistance de l'interface tige/ciment en fonction des différents paramètres tel que : la température initiale de la tige, la température initiale du ciment osseux, la méthode de mélange du PMMA employée ainsi que le type de ciment utilisé.

CHAPITRE 2

MÉTHODOLOGIE

2.1 Développement du banc d'essai expérimental

Un banc d'essai expérimental a été développé afin de mesurer de façon directe les forces, ensuite converties en contraintes résiduelles, générées à l'interface implant/ciment lors du durcissement du ciment osseux. Cette génération de contraintes se produit suite à la réaction de polymérisation du PMMA lors de l'arthroplastie totale de hanche. De plus, ce banc d'essai permet de mesurer les changements de température aux deux interfaces soit tige/ciment et os/ciment dues à la nature exothermique de la polymérisation.

2.1.1 Modèle expérimental préliminaire

Le développement du modèle expérimental utilisé lors des expériences a été précédé par la conception de plusieurs modèles préliminaires. Ce paragraphe présente l'évolution des modèles préliminaires ainsi que le développement du modèle expérimental optimal utilisé dans cette étude.

2.1.1.1 Géométrie plane

Dans un premier temps, le milieu de l'implant fémoral cimenté a été recréé de façon simplifiée dans les expériences. La géométrie d'allure plutôt cylindrique de l'implant fémoral a été ici reproduite par une géométrie plane. Le modèle préliminaire est constitué de deux plaques parallèles : une première plaque en acier inoxydable reproduisant la surface de la prothèse et la seconde en os synthétique (Sawbones). Entre ces deux plaques se trouve le ciment osseux d'une épaisseur de 5 mm. Cette géométrie avait pour principal but de reproduire les deux interfaces, soit l'interface implant/ciment et ciment/os.

Deux montages ont été réalisés. Le premier (figure 2.1) consistait en une plaque en acier inoxydable (180 mm de longueur, 105 mm de largeur et 13 mm d'épaisseur) et une plaque en os synthétique légèrement plus grande que la plaque en acier et une cavité de 130 x 80 x 5 mm a été usinée en son centre pour recevoir le ciment osseux qui polymérisera (épaisseur du ciment sera de 5 mm). De plus, sur chacune des plaques, des trous permettent l'ajout de vis pour immobiliser et bien fixer ces deux plaques ensemble.

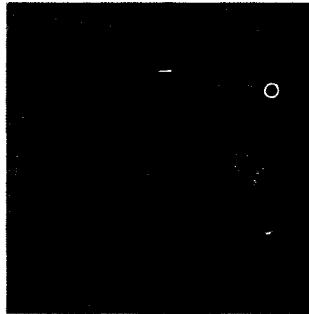


Figure 2.1 *Premier modèle expérimental plat.*

Après avoir effectué quelques tests, le premier montage a été légèrement modifié afin de faciliter le serrage et le positionnement de la plaque d'acier sur la plaque d'os synthétique et aussi afin de mieux contrôler l'évacuation du ciment lors de la superposition de ces deux plaques. Le deuxième montage de géométrie plane (n°2) est présenté sur la figure 2.2. Les dimensions de la plaque en os synthétique sont: 180 mm de longueur, 130 mm de largeur. La cavité au centre de la plaque a 115 mm de diamètre et 7 mm de profondeur. Les dimensions de la plaque métallique sont : 130 mm de diamètre extérieur, 115 de diamètre intérieur et 10 mm d'épaisseur. L'épaisseur du ciment est toujours de 5 mm.

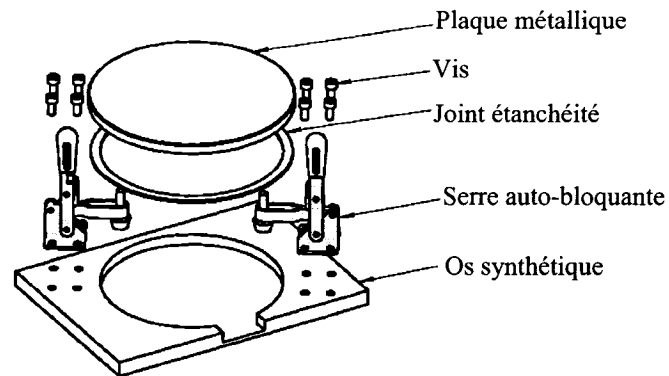


Figure 2.2 *Second modèle expérimental plat (vue explosée).*

2.1.1.2 Géométrie cylindrique

Les montages avec une géométrie plane se sont avérés être trop simplifiés pour étudier le phénomène de polymérisation du PMMA. Le phénomène de rétrécissement du PMMA lors de la réaction de polymérisation peut être fortement influencé par cette géométrie. De plus, la réaction de polymérisation est une réaction exothermique durant laquelle un dégagement de chaleur est observé. Cependant, la géométrie plane ne représente pas la situation réelle en 3-D du transfert de chaleur du système os/ciment/implant. Par conséquent, cette géométrie peut avoir un effet majeur sur les températures maximales mesurées aux deux interfaces ainsi que la formation des contraintes résiduelles à l'interface tige/ciment. Cela explique pourquoi le modèle plan est remplacé par une géométrie cylindrique qui reflète de façon plus adéquate la géométrie du système tige/ciment/os d'une PTH cimentée. Deux prototypes de géométrie cylindrique ont été développés. La différence entre ces deux modèles se retrouve au niveau des coupes transversales.



Figure 2.3 *Prototype cylindrique n°1.*

Le prototype n°1 (figure 2.3) se compose d'une tige métallique cylindrique dans lesquelles quatre faces ont été usinées afin de recevoir un capteur de force sur chaque côté. En d'autres termes, la section de cette tige est carrée. Cette géométrie permet d'utiliser le maximum possible de capteurs de force et donc d'étudier la génération des contraintes radiales tout autour de la tige. Cette tige est implantée dans un cylindre fait d'os synthétique de diamètre extérieur et intérieur de 40 mm et 30 mm respectivement pour former une couche de ciment osseux de 5 mm face aux côtés aplatis de la tige. De plus, un thermocouple est placé à l'interface tige/ciment et l'autre à l'interface os/ciment. Toutefois, dans ce prototype il n'est plus possible de placer le thermocouple sur la tige à la même hauteur que les capteurs de force et par conséquent la corrélation directe de la température à l'interface tige/ciment n'est pas possible dans ce prototype.

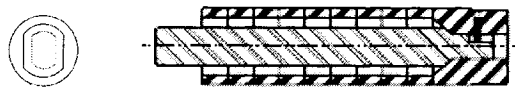


Figure 2.4 *Prototype cylindrique n°2.*

La tige du prototype n°2 (figure 2.4) est fabriquée d'une tige cylindrique de diamètre de 20 mm dont seulement deux côtés parallèles plats ont été usinés afin de recevoir deux capteurs de force. Dans ce prototype, un cylindre d'os synthétique plein de diamètre extérieur de 40 mm est usiné à l'intérieur de façon à ce qu'une couche uniforme de 5 mm de ciment osseux soit présente autour de la tige. Malheureusement, la géométrie de l'os synthétique devient assez complexe pour la fabrication. Les outils disponibles au moment de la fabrication ne permettent pas d'usiner la forme donnée à une profondeur excédant 2 cm. Pour cette raison, il a été nécessaire d'usiner plusieurs tranches pour ensuite les assembler (figure 2.5).

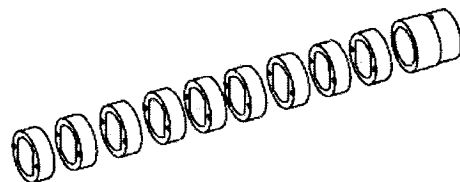


Figure 2.5 *Vue explosée de l'os synthétique du prototype cylindrique n°2.*

2.1.2 Modèle expérimental final

Tous les modèles et tests préliminaires ont permis de concevoir et choisir la géométrie optimale du modèle expérimental, de se familiariser avec la technique de cimentation ainsi que de tester les capteurs de force et les thermocouples. Le modèle expérimental final (annexe I) est une combinaison des deux prototypes cylindriques décrits précédemment. La géométrie de la tige provient du prototype n°2 qui permet de recevoir deux capteurs de force et un thermocouple à la même hauteur de la tige et donc de corréler la température avec la force générée à l'interface tige/ciment. Toutefois, la géométrie de l'os provient du prototype n°1. La simplicité de cette géométrie rend plus facile son usinage.

Le modèle expérimental développé permet de recréer de façon simplifiée le milieu de l'implant fémoral cimenté en gardant comme principe que la couche du ciment osseux polymérise autour de la tige fémorale et qu'elle doit être restreinte à l'extérieur par l'os cortical. Le modèle simplifié se compose donc d'une tige fémorale idéalisée placée à l'intérieur d'un os synthétique cylindrique rempli de ciment osseux commercial (figure 2.6).

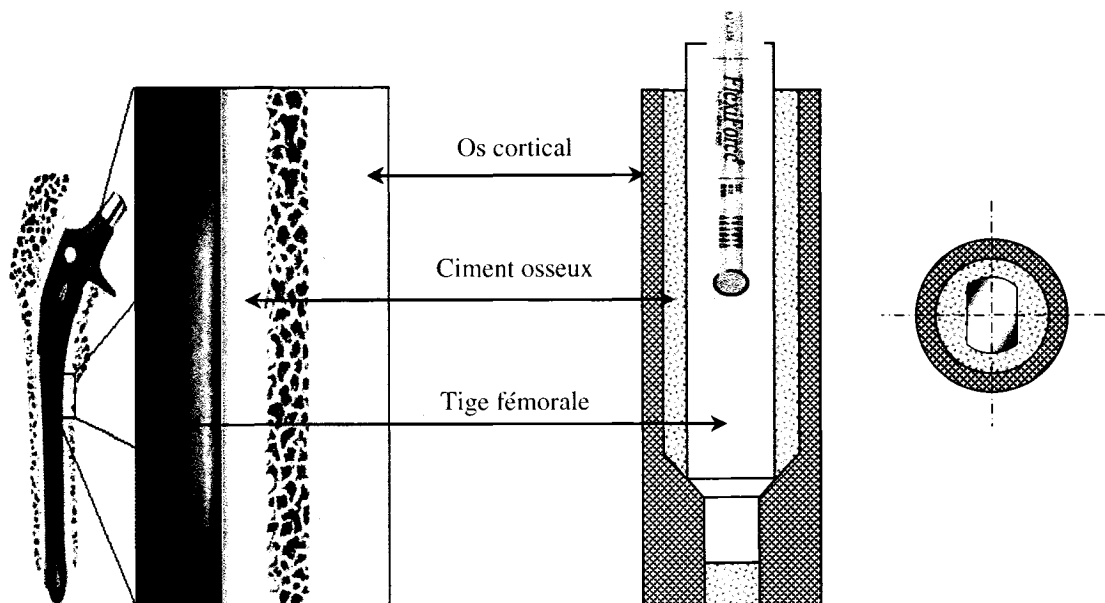


Figure 2.6 Schéma du montage expérimental final.

2.1.2.1 Tige fémorale idéalisée

La forme de la tige est inspirée par des géométries retrouvées dans la littérature. Plusieurs auteurs, dont Nuño et Amabili (2002), Nuño et Avanzolini (2002), Li et al. (2004b), Roques et al. (2004) ainsi que Plamondon (2005) utilisent une tige cylindrique qui forme avec l'os une géométrie axisymétrique. Cela permet de diminuer le nombre de variables qui peuvent influencer les résultats. Il est important de noter que dans cette étude la géométrie et dimensions de la tige sont basées spécifiquement sur celle utilisé par Plamondon (2005). Une modification de la section de la tige a été apportée afin de pouvoir loger deux capteurs de forces directement sur la surface du métal. Cette modification peut être vue comme un avantage puisque la géométrie de la tige se rapproche plus de la géométrie (de point de vue de la coupe transversale) de certains implants fémoraux (figure 2.7).

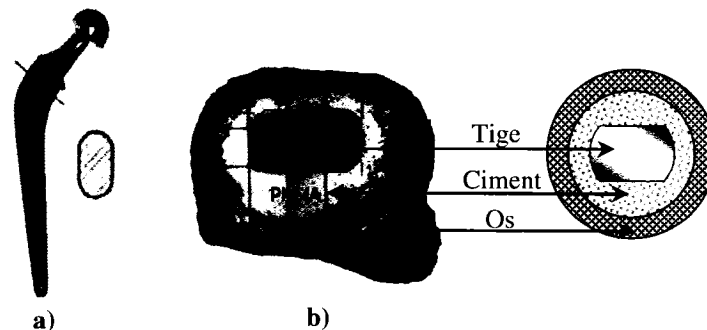


Figure 2.7 *Section d'un implant fémoral vs le spécimen expérimental.*
(Tiré de **a)**(<http://www.totaljoints.info/>) et **b)** (Miller et al., 2007))

Bien qu'il aurait été a priori idéal d'utiliser l'acier inoxydable 316L pour la fabrication de la tige, la difficulté d'usiner ce type de matériau combiné au grand nombre de tiges nécessaires nous à pousser à fabriquer des tiges avec l'acier standard W1 (figure 2.8). La longueur totale de la tige est de 175 mm, le diamètre de 20 mm et la distance entre les deux surfaces plates est de 13,2 mm. La rugosité de la surface de la tige a été mesurée et est de 0,298 μm .



Figure 2.8 *Tige idéalisée finale.*

2.1.2.2 Os

Lors des expériences, l'os cortical est simulé par un montage composé de deux éléments (figure 2.9). Le premier composant est constitué d'un cylindre en os synthétique (e-glass-filled epoxy) provenant de la compagnie Sawbones[®] Worldwide (division de Pacific Research Laboratories, Inc.). Le deuxième composant est un embout en aluminium qui sert à fermer l'extrémité inférieure du tube en os synthétique. Le design de ce composant aide à guider la tige pour la centrer à la fin de son insertion.



Figure 2.9 *Os synthétique final.*

Une grande variété de formes d'os synthétique avec différentes dimensions est offerte par Sawbones[®]. Les dimensions des cylindres utilisés dans les expériences sont les suivantes : un diamètre extérieur de 40 mm, un diamètre intérieur de 30 mm et une longueur de 140 mm. Le matériau dont les cylindres sont fabriqués est un mélange des fibres de verre et de résine d'époxy qui est moulé par pression dans des cylindres creux. Il est essentiellement utilisé pour des tests biomécaniques. Les propriétés mécaniques de l'os synthétique sont semblables à celles de l'os cortical du fémur humain (tableau 2.1).

Tableau 2.1

Propriétés mécaniques de l'os cortical du fémur et de l'os synthétique

		Compression		Tension		
Matériau	Densité	Contrainte ultime	Module d'Young	Contrainte ultime	Module d'Young	Déformation
	[g/cc]	[MPa]	[GPa]	[MPa]	[MPa]	[%]
Os cortical du fémur	1,5–2,0	133/52	18/13	n/d	n/d	3/1
Os synthétique	1,7	120	7,6	90	12,4	0,85

2.1.2.3 Ciment osseux

Deux types de ciment osseux commerciaux sont utilisés dans cette étude soit le Simplex™ P et le Palacos® R. Ces deux ciments se distinguent principalement au niveau de leur viscosité. Le Palacos® R est reconnu comme étant un ciment osseux à haute viscosité tandis que le Simplex™ P est classé comme un ciment à viscosité moyenne (Lewis, 2003). De plus, ces deux ciments sont employés dans de nombreuses études expérimentales portant sur la caractérisation des propriétés du ciment acrylique dans le milieu biologique (i.e. Lewis, 1999; Gilbert et al., 2000; Verdonschot & Huiskes, 2000; Orr et al., 2003; Iesaka et al., 2005; Ries et al., 2006). La composition chimique du Simplex™ P ainsi que celle du Palacos® R est présentée dans le tableau 2.2. L'épaisseur de l'anneau du ciment osseux varie, selon la géométrie de la tige, entre 5 mm et 8 mm respectivement pour la partie courbée et la partie plane de la tige.

Tableau 2.2

Composition chimique du SimplexTM P et du Palacos[®] R

Simplex TM P		Palacos [®] R	
Composition de la poudre (1 sachet contient 40g de poudre)			
<u>MÉTHACRYLATE DE MÉTHYLE</u> copolymère de styrène (contient 1,7 % Peroxyde de Benzoyle)	30 g	<u>MÉTHACRYLATE DE MÉTHYLE</u> copolymère contenant de la chlorophylle	33,86– 33,42 g
<u>POLYMÉTHACRYLATE DE MÉTHYLE</u>	6,0 g	<u>PEROXYDE DE BENZOYLE</u>	0,2– 0,64 g
<u>SULFATE DE BARYUM EP.</u>	4,0 g	<u>DIOXYDE DE ZIRCONIUM</u>	5,94 g
Composition du liquide (1 ampoule contient 20 ml de liquide)			
<u>MÉTHACRYLATE DE MÉTHYLE</u> (monomère)	19,5 ml	<u>MÉTHACRYLATE DE MÉTHYLE</u> (stabilisé avec hydroquinone)	18,42g
<u>N. N-DIMETHYLE PARA TOLUIDINE</u>	0,5 ml	<u>N. N-DIMETHYLE PARA TOLUIDINE</u>	0,37 g
<u>HYDROQUINONE, USP</u>	1,5 mg	<u>CHLOROPHYLLE</u>	0,4 mg

2.1.2.4 Capteurs

Dans cette section, le choix des capteurs utilisés lors des expériences est présenté. Deux types de capteurs sont utilisés au cours de l'expérimentation. Le premier est un capteur de force permettant les mesures directes des forces radiales (qui seront ensuite converties en contraintes radiales) générées à l'interface tige/ciment lors de la solidification du ciment osseux. L'autre senseur est un thermocouple qui enregistre les changements de température aux deux interfaces.

2.1.2.4.1 Thermocouple

Dans chaque spécimen expérimental, deux thermocouples autocollants de type K (Newport, modèle SA1-K) sont utilisés (figure 2.10). Ces thermocouples se caractérisent par un temps de réponse rapide ainsi que par une très faible épaisseur.

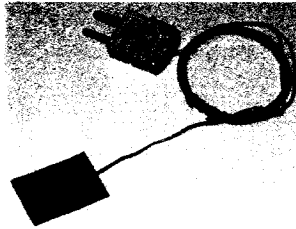


Figure 2.10 *Thermocouple de type K.*

Un premier thermocouple est placé à la surface de l'os et le deuxième à la surface de la tige. Cet emplacement permet d'enregistrer les variations de la température durant la réaction de polymérisation du ciment osseux respectivement à l'interface os/ciment et tige/ciment. De plus, les températures mesurées aux deux interfaces permettent de calculer le temps de durcissement à ces endroits.

Le temps de durcissement (t_{set}) est défini comme le temps après lequel entre 90% et 100% du ciment osseux acrylique est solidifié (Dunne & Orr, 2002). Selon la norme ISO 5833, le temps de durcissement est déterminé à partir d'une courbe présentée sur la figure 2.11 (température vs temps).

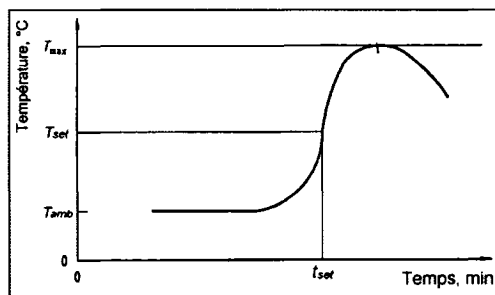


Figure 2.11 *Illustration du temps de durcissement t_{set} .*
(Tiré de (ISO-5833, 2002))

Le temps de durcissement est le temps mesuré à partir du début du mélange jusqu'à ce que la température de la masse en cours de polymérisation atteigne la température de durcissement T_{set} , qui est définie à la section 1.3.2.1.

2.1.2.4.2 Capteur de force

Le choix des capteurs de force est dicté par des critères spécifiques auxquelles ils doivent répondre. Premièrement, le capteur doit résister aux températures élevées générées lors de la polymérisation du ciment osseux. Deuxièmement, il ne doit pas y avoir d'interaction chimique entre le capteur et le ciment osseux. De plus, le capteur doit aussi mesurer des forces provenant de matériaux dans un état plutôt liquide (ciment au début de polymérisation) autant que des forces provenant de matériaux solides (ciment à la fin de polymérisation). Finalement, le capteur doit idéalement être très mince pour le placer directement sur la surface du métal afin de lire les forces à l'interface métal/ciment.

Les capteurs de force standards (cellule de charge) présentent une excellente précision et répétabilité. Cependant, leur utilisation n'est pas souhaitable, car ces capteurs ne peuvent être soumis en contact direct avec le ciment osseux. En effet, le ciment, dans un état relativement liquide, risquerait de pénétrer à l'intérieur du capteur et par conséquent de le rendre inutilisable. Afin de pouvoir utiliser ce type de capteurs, il est nécessaire de concevoir un modèle expérimental en tenant compte de la protection de celui-ci. Par conséquent, le design de la tige idéalisée deviendrait plus complexe comme dans le cas de l'étude de Plamondon (2005). De plus, les capteurs utilisés sont très dispendieux ce qui rend difficilement possible d'effectuer la destruction des spécimens afin d'évaluer la microstructure du PMMA. Pour ces raisons, les capteurs choisis pour cette étude sont des capteurs de force « FlexiForce » (modèle A201) provenant de la compagnie Tekscan (figure 2.12).

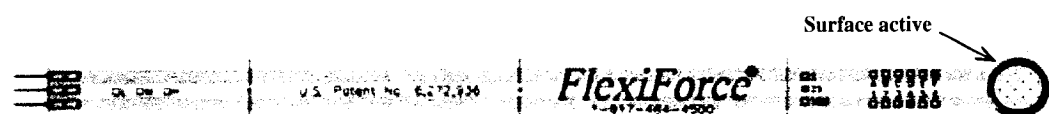


Figure 2.12 Capteur de force FlexiForce.

Ces capteurs se caractérisent par sa très grande flexibilité ainsi qu'une grande variété de plage d'utilisation. De plus, leur très faible épaisseur permet de les placer directement à l'interface tige/ciment. Les dimensions physiques du capteur et sa performance typique sont présentées dans le tableau 2.3.

Tableau 2.3

Caractéristiques du capteur FlexiForce

Propriétés physiques	
Épaisseur	0.208 mm
Longueur	203 mm
Largeur	14 mm
Diamètre surface active	9.53 mm
Performance typique du capteur	
Plage de force appliquée	0-1 lb. (4.4 N) 0-25 lbs. (110 N) 0-100 lbs. (440 N)
Erreur de linéarité	<+/-5%
Répétabilité	<+/-2.5% de l'échelle totale
Temps de réponse	<5 microsecondes
Température opérationnelle	15°F to 140°F (-9°C to 60°C) Pour la charge de moins de 10 lbs., la température opérationnelle peut être augmenté à 165°F (74°C)

Le capteur « FlexiForce » est composé de deux couches de matériau de base qui est une feuille ultra mince de polyester. Sur chaque feuille, une couche de matériau conducteur (argent) est appliquée suivi par une couche de substrat sensible à la pression. Deux feuilles de matériau de base sont ensuite laminées afin de former le capteur. Le cercle argenté sur le dessus du capteur définit sa surface active. Les prolongations argentées de la surface active aux connecteurs forment les fils conducteurs.

Le capteur agit dans le circuit électrique comme une résistance variable. Lorsqu'il n'est pas chargé, sa résistance est très grande, mais dès qu'une charge est appliquée sur la surface active (figure 2.12), sa résistance décroît.

Dans cette étude, le capteur est intégré dans le circuit suggéré par le fabricant (figure 2.13). Ce circuit utilise un amplificateur opérationnel en configuration inverseur, afin de produire une tension de sortie analogue proportionnelle à la résistance du capteur et la résistance de référence fixe (R_F). Dans ce circuit, la sensibilité du capteur peut être ajustée par les changements de la résistance de référence (R_F). Une résistance plus petite résulte en un capteur moins sensible, mais en même temps cela augmente la plage de force active.

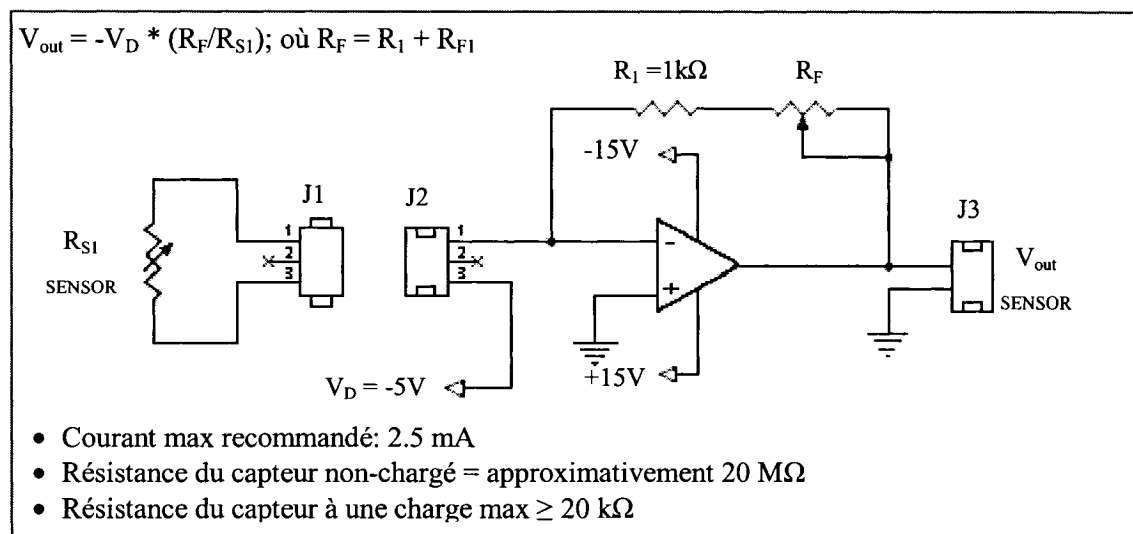


Figure 2.13 Schéma du circuit électrique requis pour le FlexiForce.

Lors de la réaction de polymérisation, des capteurs de force mesurent la force radiale à l'interface tige/ciment qui est causée par le changement volumique du ciment osseux. Cette force est ensuite convertie en contrainte radiale de la façon suivante :

$$\sigma_{resid} = \frac{F_{radiale}}{A_{capteur}} \frac{[N]}{[mm^2]} \quad [MPa] \quad (2.1)$$

où F est la force mesurée lors de l'expérience et A est la surface active du capteur.

2.1.3 Préparation des capteurs

L'étape primordiale avant chaque expérience est de tester les capteurs dans les conditions semblables auxquelles ils seront soumis durant l'expérience.

2.1.3.1 Conditionnement des capteurs de force

Afin d'obtenir des résultats répétables lors de la calibration ainsi que l'utilisation du capteur de force « FlexiForce », il est nécessaire de le conditionner avant son utilisation. De plus, il est préférable que l'interface entre le matériau et le capteur soit la même pendant la calibration et pendant l'expérience. Le conditionnement s'effectue en 15 cycles composés de deux phases chacun, soit un chargement (110% du poids maximal) et un retrait de la charge (repos). Chacune de ces deux phases dure 3 minutes.

2.1.3.2 Calibration des capteurs de force

La calibration du capteur « FlexiForce » permet de corréler le voltage à la sortie du capteur avec la force appliquée sur ce dernier. Il faut appliquer une force connue sur la zone sensible et ensuite comparer la valeur du voltage à la sortie avec cette charge. Il est nécessaire d'appliquer diverses charges couvrant toute la plage d'utilisation du capteur.

La calibration des capteurs de force « FlexiForce » est réalisée en respectant les directives du fabricant. Un montage conçu pour ce type d'expérience est utilisé afin d'assurer au capteur les mêmes conditions de contact que durant les expériences (figure 2.14). Ce montage comprend une plaque en ciment osseux, une tige en aluminium et un guide pour assurer un positionnement précise de la tige.

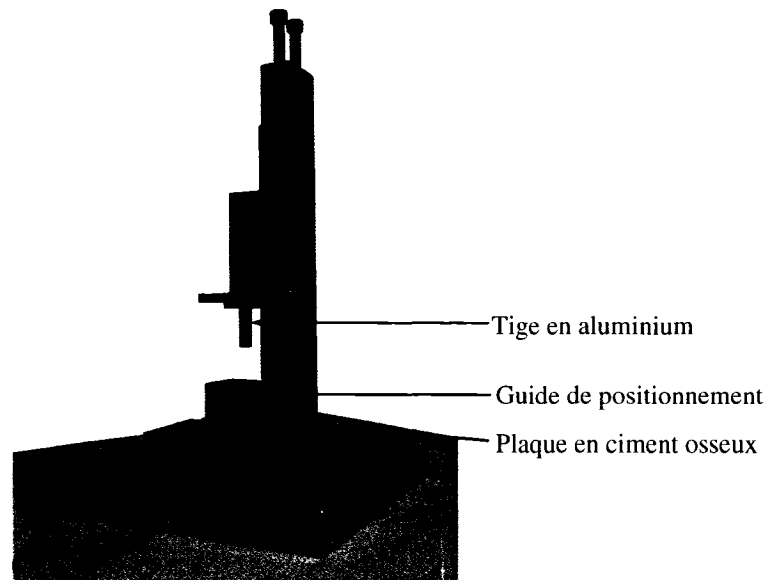


Figure 2.14 *Montage utilisé pour la calibration des capteurs de force.*

Lors de la calibration, la tige est placée directement sur la surface active du capteur et par la suite, la charge est déposée sur cette tige ce qui assure le transfert du poids seulement sur la partie active du capteur.

La calibration est effectuée en deux étapes. La première étape consiste à calibrer le capteur pour lequel la résistance de référence est ajustée afin que la plage d'utilisation du capteur soit de 0-5 lbs (0-0,31 MPa). Ensuite, la valeur de la résistance de référence est remplacée par une résistance plus faible afin d'augmenter la plage d'utilisation du capteur. La deuxième étape consiste alors en une calibration du capteur dont la plage d'utilisation est ajustée à 0-10 lbs (0-0,62 MPa).

Pour chaque plage de fonctionnement du capteur de force, trois calibrations sont effectuées (figure 2.15 a). Une valeur moyenne de voltage à la sortie est calculée pour chaque charge et ensuite une approximation linéaire est tracée (figure 2.15 b). Tous les capteurs ont été calibrés à la température de $T = 37\text{ °C}$ qui représente la température du corps humain et aussi la température à laquelle les spécimens sont maintenus après la cimentation.

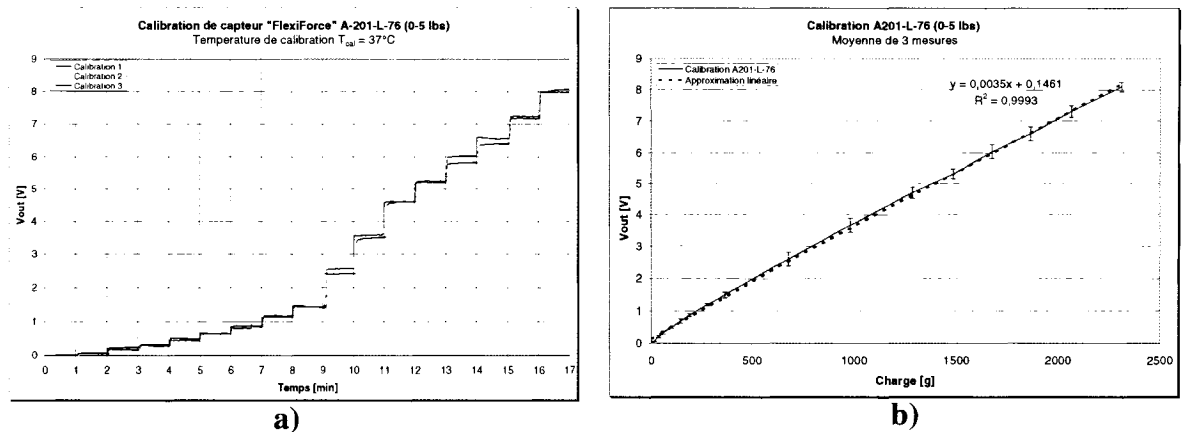


Figure 2.15 Calibration des capteurs : a) données brutes et b) approximation linéaire.

2.1.3.3 Calibration des thermocouples

Avant leur utilisation, tous les thermocouples sont calibrés dans l'enceinte thermique où la température est mesurée par le thermomètre à mercure calibré et le thermocouple de l'enceinte thermique lui-même.

2.1.4 Système acquisition de données

L'acquisition de données (DAQ) est un processus qui consiste à recueillir et générer des informations de façon automatique provenant de capteurs ou du matériel testé (National Instruments). Le système d'acquisition de données utilisé lors de cette étude se compose principalement d'une carte d'acquisition PCI-6024E (National Instruments – NI), d'un module de conditionnement de capteurs, d'un ordinateur et d'un programme d'acquisition.

La carte d'acquisition connectée à l'ordinateur recueille les signaux générés par les capteurs de force et les thermocouples via le module de conditionnement. Ce module se compose d'un boîtier de connections SC2345 (NI) et des boîtiers de conditionnement de signaux SCC-TC01 (NI) et SCC-FT01 (NI) des capteurs de force et des thermocouples respectivement. Le conditionnement de signal consiste à son traitement (filtration, amplification) de façon à ce qu'il soit reconnu par la carte d'acquisition. Le boîtier SCC-FT01 permet de créer le circuit

de conditionnement sur mesure. Par conséquent le circuit employé lors de l'utilisation des capteurs de force, tel que présenté sur la figure 2.13 est intégré à l'intérieur de ce boîtier.

Le programme d'acquisition est réalisé à l'aide du logiciel LabVIEW 7.0 (NI). Ce programme permet dans un premier temps de contrôler les paramètres temporels de l'acquisition (temps d'acquisition, délais d'échantillonnage et délais d'enregistrement des données) ainsi que de gérer les fichiers de sauvegarde. Dans un deuxième temps, le programme permet le traitement et la visualisation des données en temps réel.

2.1.5 Choix des conditions initiales du système tige/ciment/os

Dans la majorité des cas d'arthroplastie totale de la hanche, la prothèse implantée a préalablement été stockée à la température ambiante du bloc opératoire. Dans le cas des expériences, cette situation est simulée par l'implantation de la tige à la température pièce du laboratoire qui varie entre 23 °C et 24 °C. Lors des expériences, trois températures initiales de l'implant sont analysées soit : 24°C, 50°C ou 6°C. Ces températures simulent respectivement les conditions de température ambiante, le pré-chauffage ainsi que le refroidissement de l'implant fémoral.

Bishop et al. (1996) suggèrent qu'afin que le changement de la direction de la réaction de polymérisation se produise, l'implant doit être minimalement préchauffé à 43 °C. Dans la présente étude, la prothèse est préchauffée à 50 °C, ce qui assure que la température de la tige pendant la période de manipulation lors de l'implantation ne descende pas au-dessous du seuil de 43 °C. Afin de simuler le pré-chauffage, la prothèse est placée au moins trois heures avant l'implantation dans une enceinte thermique (Quincy Lab Inc., modèle 12-140 E) où la température est fixée à 50 °C. Le refroidissement de la prothèse est atteint par son entreposage au réfrigérateur (Sanyo, modèle SR-4910) pour une période de temps d'au moins cinq heures. La température initiale de l'implant lors du refroidissement varie entre 6 et 7 °C.

En ce qui concerne l'os, sa température initiale lors de l'implantation est toujours de 37 °C ce qui correspond à la température du corps humain. Afin d'assurer cette température, l'os synthétique est placé au moins deux heures avant l'expérience dans un incubateur (Tritech Research Inc., modèle DigiTherm™) à 37 °C.

Finalement, lors de cette étude, deux températures initiales du ciment osseux sont analysées, soit 24 °C et 6 °C, simulant l'entreposage du PMMA à la température ambiante et à basse température respectivement.

2.1.6 Déroulement de l'expérience

Dans cette section le déroulement de l'expérience est décrit. De plus, les étapes telles que la préparation de la tige ou la préparation du ciment osseux qui précèdent toutes deux la cimentation sont présentées.

2.1.6.1 Préparation de la tige

Dans un premier temps, la tige fémorale est nettoyée soigneusement avec de l'acétone afin d'enlever les résidus graisseux provenant de la fabrication. Ensuite, deux capteurs de force « FlexiForce » sont installés sur les surfaces planes de la tige à l'aide d'un ruban adhésif de type double faces. Des mesures sont réalisées afin que les capteurs soient placés toujours à la même hauteur sur la tige, soit au milieu de la portion cimentée de la tige (figure 2.16).

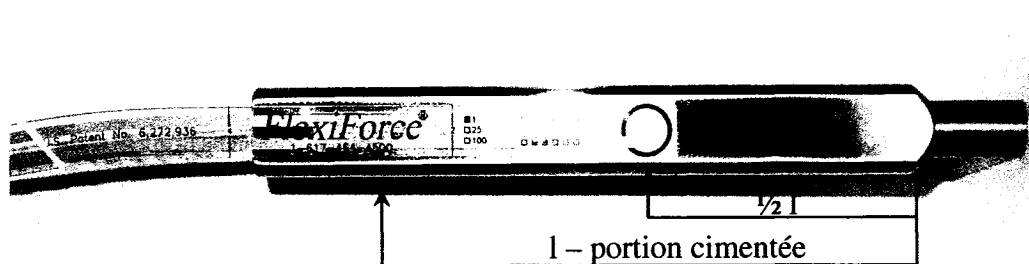


Figure 2.16 Positionnement du FlexiForce sur la tige idéalisée.

Une fois les capteurs en place, une mince pellicule est installée sur ces derniers afin que le ciment osseux ne puisse pas pénétrer dans un espace éventuel entre l'implant et le capteur lors de l'insertion de la tige. Finalement, un thermocouple est collé sur la surface courbée de la tige de façon à ce que la température soit mesurée à la même hauteur que les mesures de force sont prises. La tige instrumentée des capteurs est ensuite placée le temps requis dans l'enceinte thermique, au réfrigérateur ou tout simplement dans la salle où l'expérience à lieu selon les conditions initiales du système requises.

2.1.6.2 Préparation du ciment osseux

Lors de la partie expérimentale, deux techniques de préparation, soit le mélange à la main et le mélange sous-vide, sont employés pour le ciment osseux Simplex™ P. Le ciment Palacos® R est préparé seulement avec le mélange à la main.

Lors du mélange à la main, les deux composants, soit le liquide et la poudre, sont mélangés soigneusement dans un bol de céramique avec une cuillère en métal (figure 2.17) tout en respectant les instructions de fabricant : Howmedica Osteonics (une division de Stryker®) pour le Simplex™ P et BioMet Inc. pour le Palacos® R.



Figure 2.17 Préparation du ciment osseux.

Un protocole expérimental (Annexe II) est développé selon le type de ciment osseux (Palacos® R et Simplex™ P) et aussi selon la méthode de mélange entreprise afin de contrôler le temps de préparation de chaque type de ciment. Une fois le ciment osseux mélangé, il est

laissé quelques secondes au repos dans le bol. Le temps de mélange et du repos du ciment osseux varie selon le type du ciment et sa température initiale. Le tableau 2.4 présente le temps de contrôle employé pour chaque type de ciment. À la fin du repos, le ciment osseux est transféré dans la seringue et il est alors prêt à être injecté.

Tableau 2.4

Étapes de préparation du ciment à la main contrôlées

	Simplex P mélange à la main		Palacos R mélange à la main	
	24 °C	6 °C	24 °C	6 °C
Paramètres dont le temps est contrôlé [mm:ss]				
Fin de mélange	01 : 15	01 : 30	00 : 30	00 : 40
Fin de repos	01 : 30	02 : 00	00 : 40	00 : 50

Lors du mélange sous-vide, le bol de céramique et la cuillère sont remplacés par le système de mélange de ciment avancé (ACM pour Advanced Cement Mixing) spécialement conçu par la compagnie Stryker. Ce système se compose de trois éléments principaux, soit le module de mélange, une pompe à vide et le pistolet d'injection (figure 2.18).

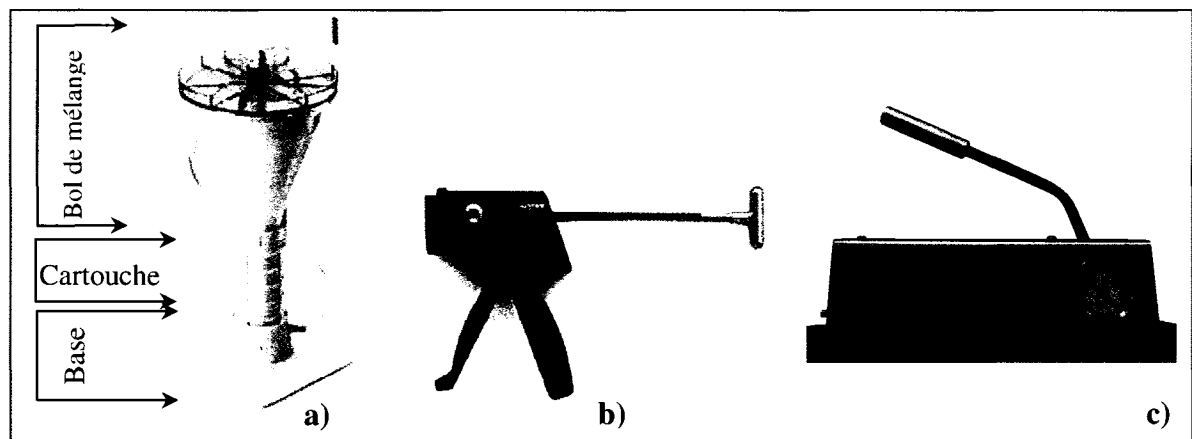


Figure 2.18 Composant du système de mélange avancé de Stryker : a) module de mélange, b) pistolet d'injection et c) pompe à vide.
(Tiré de a) (Stryker) et b) (Stryker Europe))

Le module de mélange est constitué d'une base sur laquelle une cartouche d'injection surmontée du bol de mélange est déposée. Lors de la préparation sous-vide, le module de mélange est connecté à une pompe à vide manuelle. Une fois les composants liquide et poudre du ciment osseux versés dans le bol, une pression négative de 20-22 kPa est appliquée. Dès que le vide requis est créé, le mélange manuel commence. Le tableau 2.5 présente les paramètres dont le temps est contrôlé durant le mélange sous-vide.

Tableau 2.5

Étapes de préparation du ciment sous-vide contrôlées

	Simplex P mélangé sous-vide	
	24 °C	6 °C
Température initiale du ciment		
Paramètres dont le temps est contrôlé [mm:ss]		
Début du mélange	00 : 20	00 : 20
Fin de mélange dans 2 sens	01 : 00	01 : 15
Fin de mélange dans 1 sens	01 : 15	01 : 30

Dès que le mélange est terminé, une valve interne est débloquée et le ciment est transféré du bol vers la cartouche. Le bol est alors dévissé (figure 2.19 a) et la buse d'injection est installée à la place de ce dernier. Par la suite, le cartouche est disposé dans le pistolet et le ciment est prêt à être injecté (figure 2.19 b) dans l'os.

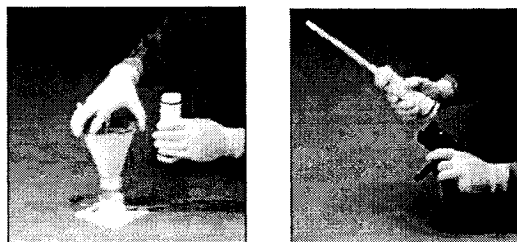


Figure 2.19 *Installation de la buse d'injection dans le pistolet.*
(Tiré de (Stryker Instruments))

2.1.6.3 Cimentation de la tige

La cimentation de chaque tige est réalisée de la même façon. Le déroulement typique d'une expérience est présenté sur le schéma ci-dessous.

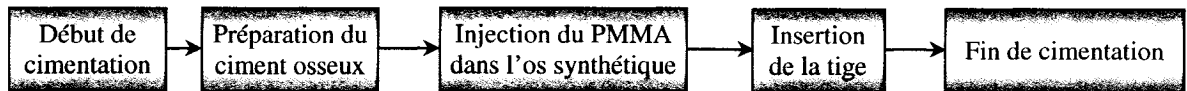


Figure 2.20 Schéma de déroulement d'une cimentation.

Le début de la cimentation commence aussitôt qu'un constituant du PMMA est incorporé dans l'autre. Dans le cas du Simplex P, c'est la partie liquide qui est ajouté à la poudre tandis que pour le Palacos R, c'est la poudre qui est ajoutée à la partie liquide. C'est aussi à ce moment que le programme d'acquisition de données est mis en marche. Ensuite, chaque type de ciment est préparé en respectant les conseils du fabricant. Une fois le ciment osseux bien mélangé, la cavité de l'os synthétique est remplie de PMMA à l'aide d'une seringue ou du pistolet d'injection respectivement lors du mélange à la main ou sous-vide. Par la suite, la tige métallique instrumentée de capteurs est insérée dans l'os. La tige cimentée dans l'os synthétique forme un spécimen qui est ensuite placé à l'intérieur de l'incubateur (figure 2.21) où la température est fixée à 37 °C (ce qui correspond à la température du corps humain).

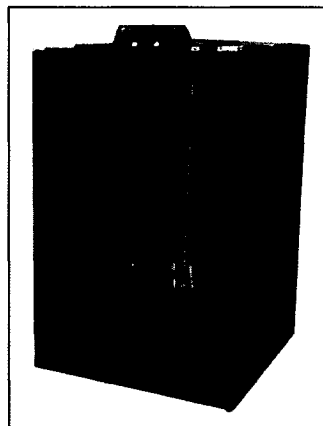


Figure 2.21 Spécimen cimenté à l'intérieur de l'incubateur.

Durant toute la période de cimentation, le temps de chaque manipulation est mesuré scrupuleusement. Le tableau 2.6 présente le temps moyen mesuré pour chaque paramètre selon le type de ciment osseux et sa température initiale.

Tableau 2.6

Temps moyen mesuré de différent paramètre pendant la préparation du ciment

	Simplex P mélange à la main		Palacos R mélange à la main		Simplex P mélange sous- vide	
	24 °C	6 °C	24 °C	6 °C	24 °C	6 °C
Paramètre dont le temps est mesuré – temps moyen [mm:ss]						
Fin du transfert dans la seringue	02:05	02:35	02:23	02:13	-	-
Début du remplissage de l'os	02:31	02:51	02:41	02:30	02:12	02:31
Fin du remplissage de l'os	02:52	03:21	03:07	02:51	03:08	03:04
Début de l'insertion de la tige	03:08	03:36	03:17	03:06	03:15	03:19
Fin de l'insertion de la tige	03:36	03:55	03:48	03:25	03:45	03:42
Fermeture de porte de l'enceinte	03:56	04:21	04:15	03:52	04:06	04:04

2.1.7 Détails sur les spécimens cimentés

Au total 43 spécimens ont été préparés. Les spécimens sont divisés en 3 groupes : le groupe I concerne les spécimens de Simplex P mélangés à la main, le groupe II comprend les spécimens de Simplex P mélangés sous-vide et finalement le groupe III touche les spécimens de Palacos R mélangés à la main. Les différentes combinaisons de conditions initiales (température de la tige et du ciment) testés pour différents types de ciments ou encore différentes méthodes de mélange sont présentées dans le tableau 2.7. De plus, le nombre de cimentations réalisées pour chaque condition initiale est aussi spécifié dans ce tableau.

Tableau 2.7

Nombre de cimentation par condition initiale testée

Cas N°	Température initiale de la tige	Température initiale du ciment	Nombre de cimentations		
	T _{tige} [°C]	T _{ciment} [°C]	Simplex P		Palacos R
			Mélange à la main	Mélange sous-vide	Mélange à la main
1	50	24	4	3	4
2	50	6	4	3	4
3	24	24	3	3	3
4	24	6	3	3	
5	6	24	3		
6	6	6	3		

2.2 Études de la microstructure du PMMA

La visualisation de la porosité dans le ciment osseux est réalisée habituellement avec la méthode traditionnelle d'observation de la microstructure des matériaux telle que la microscopie. Généralement, on retrouve dans la littérature deux types de microscopie comme moyen d'analyse de la porosité du PMMA, soit la microscopie optique (Jasty et al., 1990; James et al., 1993; Lewis et al., 1997; Lewis, 1999; Dunne et al., 2003) ou la microscopie électronique (James et al., 1992; Bishop et al., 1996; van de Belt et al., 2000; Ries et al., 2006).

Dans cette étude, l'analyse de porosité est réalisée à l'aide d'un microscope électronique à balayage (MEB ou SEM pour Scanning Electron Microscope). Ce travail a été effectué partiellement en collaboration avec l'Institut des Matériaux Industriels (IMI) du Conseil national de recherches Canada à Boucherville (Québec, Canada).

La microscopie électronique à balayage est une technique de microscopie basée sur le principe des interactions électrons-matière. Un faisceau d'électrons balaie la surface de l'échantillon à analyser qui, en réponse, réémet certaines particules. Différents détecteurs permettent d'analyser ces particules et de reconstruire ainsi une image de la surface (Techno-Science).

Le nombre élevé d'échantillons et la disponibilité limitée de l'équipement requis a mené à l'utilisation de deux microscopes électroniques à balayage. Une partie des micrographes a été effectuée avec le microscope JSM-6100 (Jeol Ltd.) à l'Institut des Matériaux Industriels et la deuxième partie avec le microscope disponible à l'École de technologie supérieure (Hitachi S-3600 N).

L'étape primordiale avant d'examiner la porosité dans les spécimens est la préparation des échantillons. En effet, la qualité d'image obtenue dépend grandement de la qualité de l'échantillon analysé. Idéalement, celui-ci doit être absolument propre, si possible plat et doit conduire l'électricité afin de pouvoir évacuer les électrons. Il doit également être de dimensions relativement modestes, soit de l'ordre de 1 à 2 centimètres (Techno-Science).

L'étude de porosité est composée de deux étapes. La première étape consiste à analyser qualitativement et quantitativement la porosité superficielle dans les coupes transversales, c'est-à-dire la porosité qui se trouve à l'intérieur de la couche du ciment osseux. La deuxième étape comprend l'analyse la porosité interfaciale, dans ce cas-ci à l'interface tige/ciment.

2.2.1 Préparation des coupes

Dans cette section, la préparation des spécimens menant à l'observation et à l'analyse de la porosité à l'intérieur de l'épaisseur du ciment osseux est présentée.

2.2.1.1 Segmentation des spécimens

Les contraintes générées lors de la polymérisation sont mesurées à deux endroits sur les surfaces planes de la tige (mesure ponctuelle), mais à la même hauteur de la tige. Ces endroits, déterminés par la position du capteur et sa surface active, se situent au centre de la partie cimenté de la tige (figure 2.16, section 2.1.6.1). Chaque spécimen est sectionné transversalement selon le schéma présenté sur la figure 2.22. Les sections sont déterminées en fonction de la position de la surface active du capteur de force qui doit se trouver au centre d'une coupe. Les coupes sont réalisées à l'atelier de l'Institut des Matériaux Industriels avec une scie à ruban standard.

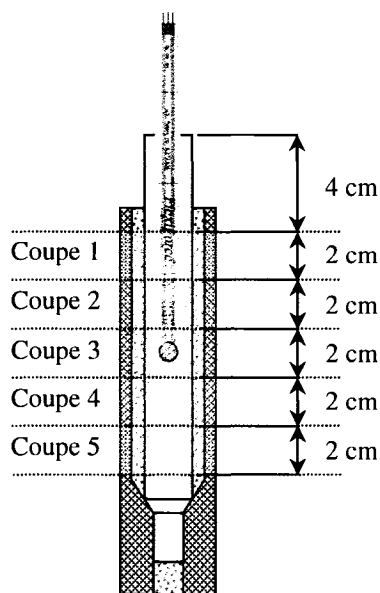


Figure 2.22 *Division des coupes sur un spécimen expérimental.*

2.2.1.2 Polissage

L'étape de découpage est suivie par le polissage qui a pour but l'obtention d'une surface d'échantillon parfaitement lisse et propre afin de recevoir une image de qualité de la microstructure. Le polissage s'effectue successivement en plusieurs étapes avec des matériaux abrasifs de plus en plus fins.

La phase de polissage est précédée par la numérotation des coupes de façon uniforme afin de repérer les deux côtés de la tige en fonction des capteurs. Ensuite, les sections sont placées avec la surface supérieure vers le bas et ensuite fixées avec des vis dans le porte-échantillon (figure 2.23 a). Ce dernier permet de polir six échantillons à la fois dans une machine à polir Abrapol (Struers Inc.) (figure 2.23 b).

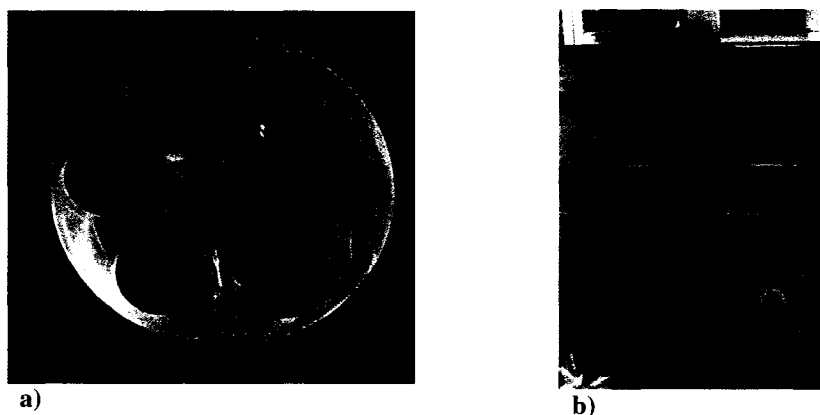


Figure 2.23 *Équipement de polissage : a) porte-échantillons et b) machine à polir.*

Le tableau 2.8 présente la procédure de polissage avec les étapes utilisées lors de la préparation des coupes du ciment osseux. La procédure comprend 5 étapes de polissage suivies par une étape de nettoyage. Lors des étapes 1 à 4, les irrégularités de la surface due au découpage sont successivement enlevées. Pendant ces étapes, un papier sablé au carbure de silicium (SiC) de différente granulométrie est utilisé comme abrasif et l'eau comme lubrifiant.

L'étape 5 constitue le polissage final où le papier sablé est remplacé par une solution contenant les particules de diamants (DP-suspension 3 μm de la compagnie Struers). De plus, l'eau est remplacée par le lubrifiant (DP-Lubrifiant Red de la compagnie Struers). Chacune de ces 5 étapes est suivi par un bain d'ultrason afin d'enlever les résidus restant sur la surface ou dans les pores qui peuvent causer des égratignures lors de l'étape suivante. Finalement l'étape 6 de polissage est indispensable afin d'enlever de surplus de lubrifiant Red. Les échantillons polis sont ensuite séchés à l'air.

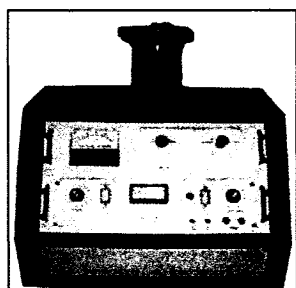
Tableau 2.8

Étape de polissage des coupes

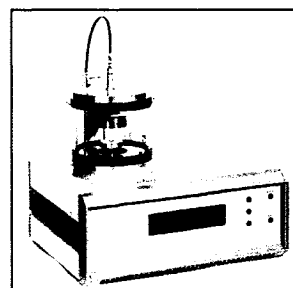
Étape	Tapis	Abrasif	Lubrifiant	Pression (N)	Vitesse du plateau (rpm)	Temps de polissage
1	320 grit	SiC	eau	100	300	1 x 20 sec
2	500 grit	SiC	eau	100	300	2 x 20 sec
3	800 grit	SiC	eau	100	300	2 x 20 sec
4	4000 grit	SiC	eau	100	300	2 x 20 sec
5	MD Dac	DP-suspension 3 μ m	Red	150	150	2 x 5 min
6	Chemomet	n/a	eau	50	150	1 x 45 sec

2.2.2 Observation de porosité

Afin d'observer la porosité au microscope électronique à balayage (MEB), les échantillons de matériau non-conducteur doivent être métallisés, c'est-à-dire recouverts d'une fine couche de matériau conducteur. Dans cette étude, les échantillons sont recouverts par une couche d'or-paladium ou d'or dépendamment de la machine utilisée, soit respectivement Hummer V (Technics, Inc.) ou K550X (Emitech, Ltd.) (figure 2.24 a et b).



a)



b)

Figure 2.24 *Équipement de recouvrement des échantillons.*
(Tiré de a) (E. Mc Grath) et b (Emitech))

Le dépôt de matériau conducteur sert à évacuer les électrons de la surface à observer puisque l'accumulation des électrons sur la surface provoque une surbrillance qui gêne l'observation. Une fois le dépôt de matériau conducteur terminé, les échantillons sont placés à l'intérieur du microscope et des micrographes sont enregistrés.

2.2.2.1 Porosité massive

Tous les micrographes sont réalisés de la même manière à un grossissement de 35X et sont ensuite enregistrés en format .tif. Ce grossissement résulte en une résolution de $4,9 \mu\text{m}/\text{pixel}$ et $5,6 \mu\text{m}/\text{pixel}$ pour les micrographes pris respectivement à l'Institut des matériaux industriels et à l'École de technologie supérieure. La figure 2.25 présente les endroits où des micrographes sont effectués. Trois micrographes de chaque côté aplati de la tige sont réalisés afin de couvrir toute l'épaisseur du ciment. Deux d'entre eux sont pris à proximité des deux interfaces (zones interfaciales) et la troisième image est prise au centre de l'épaisseur du ciment osseux (zone centrale). Au total, six micrographes sont effectués par coupes.

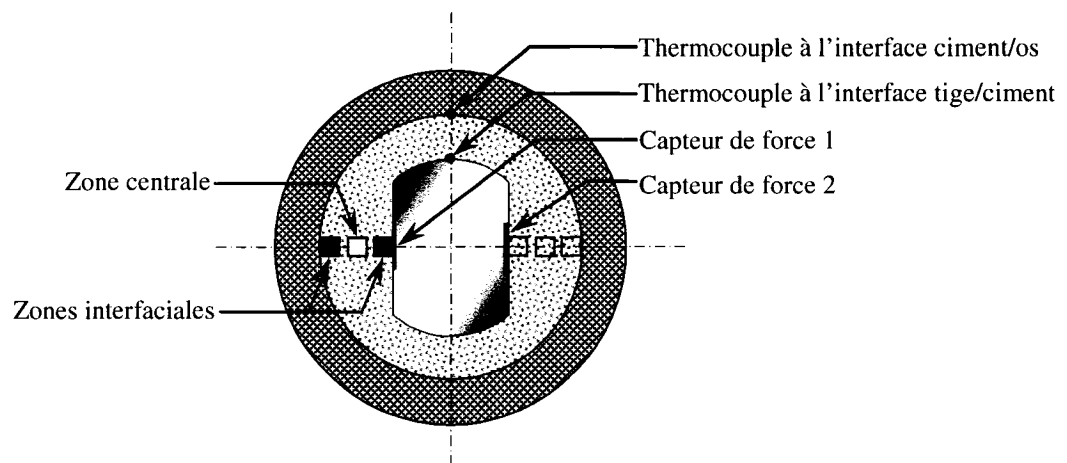


Figure 2.25 Zone d'analyse.

Afin de procéder à une analyse de la porosité, les images prises au microscope nécessitent un traitement d'image qui est réalisé avec le logiciel ArcSoft PhotoStudio 5 (ArcSoft® Inc.). Tout d'abord la reconstruction complète de l'épaisseur du ciment entre la tige et l'os aux endroits analysés est réalisée. Il s'agit de l'assemblage des trois micrographes d'un même

côté de la tige pris côte-à-côte. La figure 2.26 présente les étapes de préparation de l'image pour l'analyse de la porosité. Une fois la surface du ciment reconstruite, les extrémités sont enlevées et les frontières des zones à analyser sont tracées.

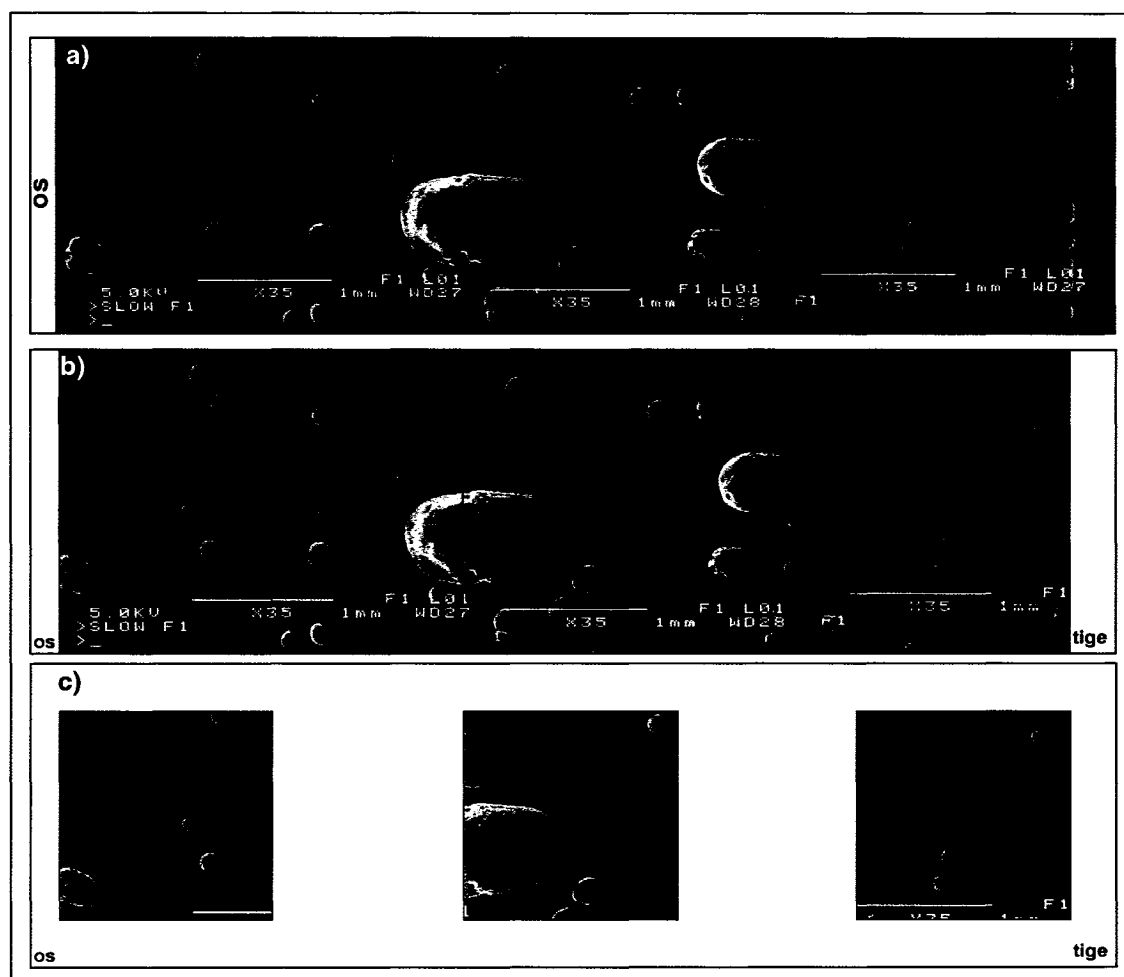


Figure 2.26 *Étapes de délimitation des zones d'analyse.*

Bien que l'analyse de la porosité puisse être effectuée sur toute la zone visible (comme par exemple sur la figure 2.26 a), nous nous sommes plutôt intéressés à analyser la porosité dans les zones spécifiques telles que les zones interfaciales (zone adjacente à la tige, zone adjacente à l'os) et la zone centrale (le milieu de la couche du PMMA). Chacune des zones d'analyse est démarquée par le carré (figure 2.26 b) dont les dimensions sont 1,5 mm x 1,5 mm. Deux carrés sont placés à des endroits adjacents aux deux interfaces, soit l'interface

tige/ciment et ciment/os. La zone centrale se trouve exactement au centre de l'épaisseur du ciment.

La dernière étape de traitement d'image consiste à tracer les contours des pores à l'intérieur de chaque surface à analyser (figure 2.27). Une fois les contours des pores tracés, une analyse de la porosité est réalisée à l'aide du logiciel NIH ImageJ 1.37v (National Institute Health, USA). Lors de cette analyse, le nombre de pores, la taille moyenne et le pourcentage de porosité dans la zone connue sont examinés.

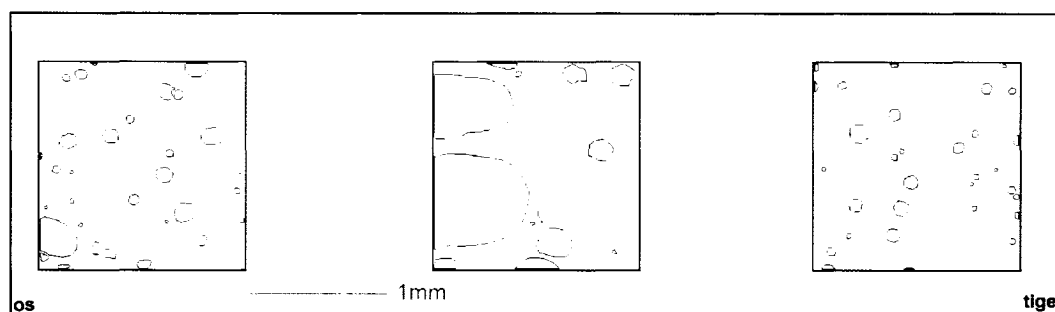


Figure 2.27 *Contour des pores à l'intérieur des micrographes.*

2.2.3 Détails sur les spécimens cimentés

Un total de 222 échantillons est analysé afin de quantifier le nombre de pores, le pourcentage de porosité ainsi que de la taille moyenne des pores dans les trois zones spécifiques (tige/ciment, centrale et os/ciment). Six combinaisons de température initiale de la tige et du ciment sont étudiées pour le Simplex P mélangé à la main, quatre pour le Simplex P mélangé sous-vide et trois pour le Palacos R mélangé à la main. Le nombre d'échantillons en fonction de T_{tige} et T_{ciment} pour le Simplex P mélangé à la main, le Simplex P mélangé sous-vide et le Palacos R mélangé à la main est présenté dans les tableaux 2.9, 2.11 et 2.12 respectivement.

Tableau 2.9

Nombre d'échantillon (N) pour chaque paramètre de la microstructure analysé pour les différentes conditions initiale de la tige et du ciment osseux pour les spécimens préparés avec le Simplex P mélangé à la main

Cas N°	Température initiale de la tige	Température initiale du ciment	# d'échantillons - Simplex P mélangé à la main		
			Zone d'analyse		
			T _{tige} [°C]	T _{ciment} [°C]	Tige/Ciment
1	50	24	18	18	18
2	50	6	12	12	12
3	24	24	12	12	12
4	24	6	12	12	12
5	6	24	12	12	12
6	6	6	18	18	18

Les conditions de références sont présentées dans le tableau 2.10. Tel que mentionné précédemment, le cas où la tige et le ciment osseux sont initialement à la température ambiante ($T_{\text{tige}} = 24 \text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$) est le plus fréquemment pratiqué par les chirurgiens lors de l'arthroplastie totale de hanche cimentée. Dans certains hôpitaux, le ciment osseux est entreposé à basse température ce qui résulte en la condition initiale suivante : $T_{\text{tige}} = 24 \text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 6 \text{ °C}$. Par conséquent, lors de l'analyse de l'effet du préchauffage et du pré-refroidissement de la tige ces deux cas servent de références.

Lors de l'analyse de l'effet de la température initiale du ciment osseux, pour chaque température de la tige ($T_{\text{tige}} : 50 \text{ °C}, 24 \text{ °C}$ et 6 °C), les résultats obtenus pour $T_{\text{ciment}} = 6 \text{ °C}$ sont comparés avec ceux obtenus pour le PMMA entreposé à 24 °C (par exemple : $T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 6 \text{ °C}$ vs $T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$). Cette procédure est valide pour tous les paramètres de la microstructure analysés des trois types de ciment, soit le Simplex P mélangé à la main, le Simplex P mélangé sous-vide ou encore le Palacos R mélangé à la main.

Tableau 2.10

Conditions de référence

Analyse de :	Condition	Cas de référence	
		N°	Condition
L'effet de la température initiale de la tige T_{tige}	$T_{ciment} = 24\text{ °C}$	3	$T_{tige} = 24\text{ °C}; T_{ciment} = 24\text{ °C}$
	$T_{ciment} = 6\text{ °C}$	4	$T_{tige} = 24\text{ °C}; T_{ciment} = 6\text{ °C}$
L'effet de la température initiale du ciment osseux T_{ciment}	$T_{tige} = 50\text{ °C}$	1	$T_{ciment} = 24\text{ °C}; T_{tige} = 50\text{ °C}$
	$T_{tige} = 24\text{ °C}$	3	$T_{ciment} = 24\text{ °C}; T_{tige} = 24\text{ °C}$
	$T_{tige} = 6\text{ °C}$	5	$T_{ciment} = 24\text{ °C}; T_{tige} = 6\text{ °C}$

Tableau 2.11

Nombre d'échantillon (N) pour chaque paramètre de la microstructure analysé pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment osseux pour les spécimens préparés avec le Simplex P mélangé sous-vide

Cas N°	Température initiale de la tige	Température initiale du ciment	# d'échantillons - Simplex P mélangé sous-vide		
	T_{tige} [°C]	T_{ciment} [°C]	Zone d'analyse		
			Tige/Ciment	Centrale	Os/ciment
1	50	24	18	18	18
2	50	6	18	18	18
3	24	24	18	18	18
4	24	6	18	18	18

Tableau 2.12

Nombre d'échantillon (N) pour chaque paramètre de la microstructure analysé pour les différentes conditions initiale de la tige et du ciment osseux pour les spécimens préparés avec le Palacos R mélangé à la main

Cas N°	Température initiale de la tige	Température initiale du ciment	# d'échantillons - Palacos R mélangé à la main		
			Zone d'analyse		
	T _{tige} [°C]	T _{ciment} [°C]	Tige/Ciment	Centrale	Os/ciment
1	50	24	24	24	24
2	50	6	24	24	24
3	24	24	18	18	18

2.2.3.1 Porosité interfaciale

Dans cette étude, la porosité située à l'interface tige/ciment est analysée. En prenant en compte le nombre de coupes, il aurait été difficile, faute de temps, d'analyser la porosité interfaciale dans tous les échantillons (37 spécimens \times 5 coupes \times 2 côtés de la tige). Ainsi, seulement la cinquième coupe, celle de la proximité distale, est retenue pour cette analyse. La raison de ce choix est que le ciment osseux est en contact direct avec la tige et non avec le capteur.

Avant de procéder à une analyse de porosité interfaciale, l'anneau de ciment osseux est coupé longitudinalement avec une scie à ruban standard. Les deux surfaces du ciment qui sont en contact avec la partie plane de la tige sont examinées au microscope électronique à balayage. L'inspection visuelle des échantillons a démontré que la distribution de la porosité n'est pas uniforme sur la surface plane. Par conséquent, un grossissement de 10 fois est choisi pour les images de la porosité interfaciale afin d'obtenir une plus grande surface d'analyse. La surface d'analyse est présentée sur la figure 2.28.

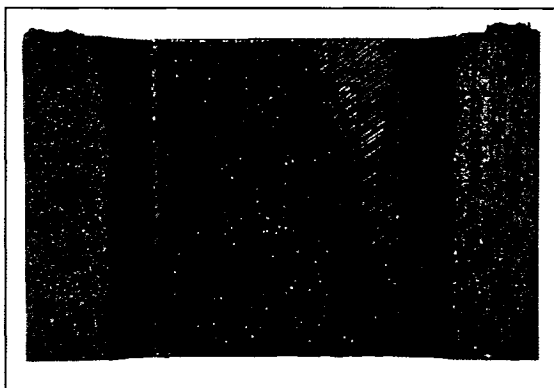


Figure 2.28 *Zone d'analyse de porosité interfaciale.*

Contrairement au traitement d'images lors de l'analyse de porosité massive, l'assemblage de plusieurs micrographes n'est pas nécessaire puisqu'un seul micrographe est pris à l'interface tige/ciment. Une zone d'analyse de dimensions 9 mm x 12 mm (figure 2.29 a) est délimitée et les contours des pores à l'intérieur de cette zone sont tracés (figure 2.29 b) avec le logiciel ArcSoft PhotoStudio 5 (ArcSoft® Inc.).

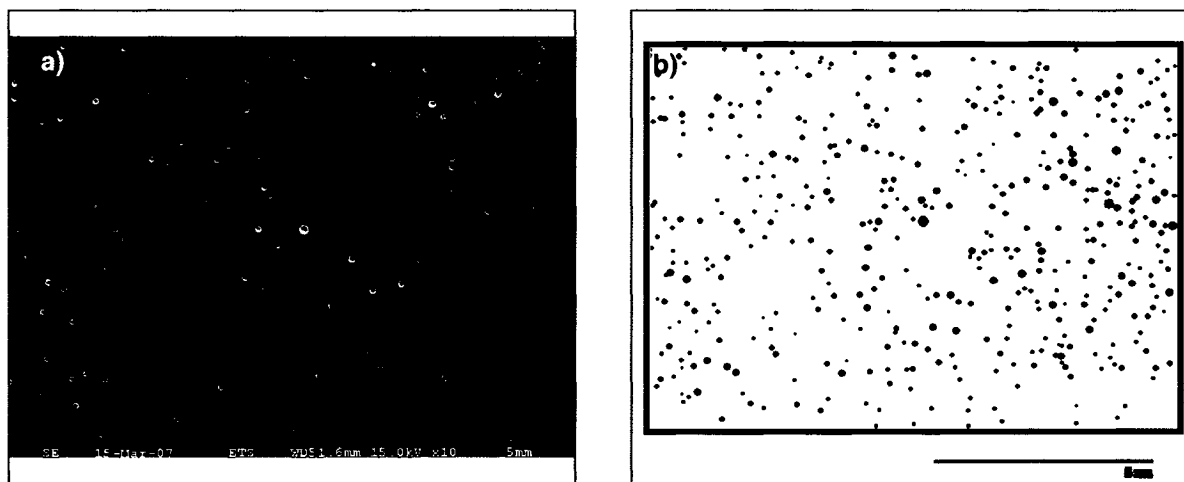


Figure 2.29 *Zone d'analyse des pores interfaciaux a) vue aux MEC et b) contour des pores.*

Par la suite, le logiciel NIH ImageJ 1.37v (National Institute Health, USA) est employé afin de déterminer le nombre de pores ainsi que la surface de chaque pore. Lors de l'analyse de porosité interfaciale, seule la surface de porosité exprimée en pourcentage est examinée.

2.3 L'extraction de la tige - « Push-out » test

L'extraction de la tige à l'aide d'un test de type « push-out » est réalisée afin d'analyser la résistance de l'interface tige/ciment. Ce test est effectué avec une machine de traction (figure 2.30) (Instron 5500 R modèle 1123, Instron Inc.) à l'Institut des matériaux industriels (Boucherville, QC). Un test de type « push-out » est réalisé après l'analyse de porosité massique, mais avant l'analyse de porosité interfaciale. Il est important de noter que l'extraction de la tige est réalisée seulement sur la cinquième coupe, d'une hauteur d'environ 2 cm (partie distale de la tige), puisque à ce niveau le ciment est en contact direct avec la tige et les résultats ne peuvent donc pas être influencés par la présence des capteurs.

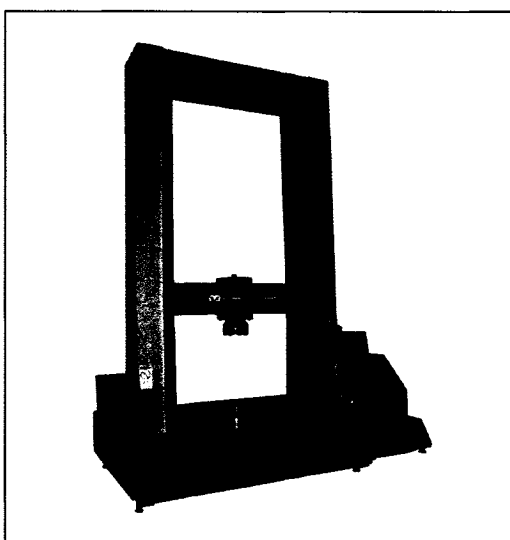


Figure 2.30 *Machine utilisé pour les tests d'extraction de la tige.*

Un déplacement (10 mm/min) est appliqué perpendiculairement à la surface de la coupe transversale. Chaque échantillon est positionné soigneusement afin que le déplacement soit appliqué précisément au centre de la tige. L'évolution de la force d'extraction de la tige correspondante au déplacement appliqué est enregistrée. Lors de l'analyse, seul ce dernier paramètre est examiné. Étant donné que la hauteur de chaque coupe varie légèrement l'une de l'autre, les résultats sont normalisés selon la surface de contact entre la tige et le ciment. La résistance de l'interface est calculée de façon suivante :

$$\tau_{t/c} = \frac{F_{\max}}{A_{tige}} \frac{[N]}{[mm^2]} \quad [MPa]; \quad (2.1)$$

où F_{\max} est la force correspondant au moment auquel la tige commence à se déplacer dans l'anneau du ciment et A est la surface de la tige.

Au total, l'extraction de la tige est réalisée sur les 37 coupes provenant des spécimens des différents groupes (le Simplex P mélangés à la main, le Simplex P mélangés sous-vide et le Palacos R mélangés à la main). Le nombre d'échantillons pour différentes combinaisons de conditions initiales (la température de la tige et du ciment) pour chacun de ces groupes est présenté dans le tableau 2.13.

Tableau 2.13

Nombre d'échantillon (N) par combinaison de T_{tige} et T_{ciment} réalisés lors de l'analyse de l'extraction de la tige

Cas N°	Température initiale de la tige	Température initiale du ciment	Simplex P		Palacos R
	T_{tige} [°C]	T_{ciment} [°C]	Mélange à la main	Mélange sous-vide	Mélange à la main
1	50	24	3	3	4
2	50	6	2	3	4
3	24	24	2	3	3
4	24	6	2	3	
5	6	24	2		
6	6	6	3		

Il est important de noter que pour certaines conditions du Simplex P mélangé à la main, seulement deux échantillons sont soumis au test d'extraction de la tige malgré que trois cimentations ont été effectuées. L'absence d'un troisième spécimen est due aux tests destructifs

effectués afin de déterminer le protocole de préparation des spécimens pour l'analyse microstructurale.

2.4 Analyse statistique

Afin de déterminer si la température initiale de la tige ou du ciment influence les résultats de façon significative, les analyses statistiques sont réalisées à l'aide du logiciel Statistica 6.0 (StatSoft, Inc.). Deux effets principaux sont étudiés. Il s'agit de l'effet de la température initiale de la tige (pré-chauffage et pré-refroidissement) et de l'effet de la température initiale du ciment osseux (l'entreposage du PMMA à basse température vs la température ambiante) sur chaque variable analysée lors de cette étude soit :

- T_{\max} à l'interface os/ciment,
- T_{\max} à l'interface tige/ciment,
- contraintes transitoires,
- contraintes résiduelles,
- temps de durcissement,
- porosité massique exprimé en termes de nombre de pores, le % de porosité et la taille moyenne des pores ou encore
- la porosité interfaciale représentée par le % de porosité.

Dans un premier temps, la distribution de chaque variable analysée est vérifiée. Ceci a pour but de déterminer le type d'analyse employée. Lorsque la variable donnée est distribuée de façon normale, une analyse de variance à deux facteurs (T_{tige} et T_{ciment}) avec le test *post hoc* Tukey (comparaison multiple) est réalisée. Cependant, si la distribution est non-normale, un test non paramétrique avec une analyse de variance de Kruskal-Wallis est employé. Indépendamment du type de test utilisé, l'intervalle de confiance est de 95%. Les tableaux 2.14, 2.15 et 2.16 regroupent les variables indépendantes et dépendantes de l'analyse des données expérimentales, de la microstructure du ciment ainsi que de l'extraction de la tige, respectivement.

Tableau 2.14

Analyse des données expérimentales

Analyse des données expérimentales		
Variable indépendante		Variable dépendante
$T_{\text{tige}} [^{\circ}\text{C}]$	50; 24; 6	Température max à l'interface os/ciment $T_{\text{max os/ciment}} [^{\circ}\text{C}]$
$T_{\text{ciment}} [^{\circ}\text{C}]$	24; 6	$t_{T_{\text{max os/ciment}}}$
Type de ciment	Simplex P; Palacos R	Température max à l'interface tige/ciment $T_{\text{max tige/ciment}} [^{\circ}\text{C}]$
Méthode de mélange	À la main; Sous-vide	$t_{T_{\text{max tige/ciment}}} [\text{min}]$
Côté de la tige	1; 2	Contraintes transitoires $\sigma_{\text{trans}} [\text{MPa}]$
		$t_{\sigma_{\text{trans}}} [\text{min}]$
		Contraintes résiduelles $\sigma_{\text{resid}} [\text{MPa}]$
		Temps de durcissement à l'interface os/ciment $t_{\text{set os/ciment}} [\text{min}]$
		Temps de durcissement à l'interface tige/ciment $t_{\text{set tige/ciment}} [\text{min}]$

Tableau 2.15

Analyse de la microstructure du ciment

Porosité massique		
Variable indépendante		Variable dépendante
T_{tige} [°C]	50; 24; 6	Nombre de pores
T_{ciment} [°C]	24; 6	Surface de porosité exprimée en %
Type de ciment	Simplex P; Palacos R	Taille moyenne des pores [μm]
Méthode de mélange	À la main; Sous-vide	
Spécimen #	1-37	
Coupe	1; 3; 5	
Côté de la tige	1; 2	
Zone d'analyse	tige/ciment; centrale; os/ciment	
Porosité interfaciale		
T_{tige} [°C]	50; 24; 6	Surface de porosité exprimée en %
T_{ciment} [°C]	24; 6	
Type de ciment	Simplex P; Palacos R	
Méthode de mélange	À la main; Sous-vide	
Spécimen #	1-37	
Côté de la tige	1; 2	

Tableau 2.16

Analyse de l'extraction de la tige

Analyse de l'extraction de la tige - « push-out » test		
Variable indépendante		Variable dépendante
T_{tige} [°C]	50; 24; 6	Résistance de l'interface tige/ciment [MPa]
T_{ciment} [°C]	24; 6	
Type de ciment	Simplex P; Palacos R	
Méthode de mélange	À la main; Sous-vide	
Spécimen #	1-37	

CHAPITRE 3

RÉSULTATS

3.1 Étude de la polymérisation du ciment osseux

Au total, 43 spécimens ont été préparés. L'analyse des résultats est réalisée comme suit. Tout d'abord, l'évolution typique de la température aux interfaces tige/ciment et os/ciment ainsi que celle des contraintes radiales en compression lors de la réaction de la polymérisation sont présentées. Par la suite, une analyse des différents paramètres mesurés est réalisée pour chacun des trois groupes de ciment, soit le Simplex P mélangés à la main, le Simplex P mélangés sous-vide et le Palacos R mélangés à la main. Lors de cette analyse, les quatre paramètres suivants sont examinés : température maximale à l'interface os/ciment ($T_{o/c \text{ max}}$) et son temps ($t_{T_{o/c \text{ max}}}$), température maximale à l'interface tige/ciment ($T_{t/c \text{ max}}$) et son temps ($t_{T_{t/c \text{ max}}}$), contraintes transitoires radiales en compression (σ_{trans}) et son temps ($t_{\sigma_{\text{trans}}}$), contraintes résiduelles radiales en compression (σ_{resid}). Pour chacun de ces paramètres, les effets de la température initiale de la tige (pré-chauffage et pré-refroidissement) et du ciment osseux (entreposage à la température pièce et à basse température) sont étudiés. Finalement, les résultats du temps de durcissement (t_{set}) sont présentés pour les trois groupes de ciment.

3.1.1 Évolution typique des températures aux interfaces et génération des contraintes radiales à l'interface tige/ciment

L'évolution typique de la température à l'interface os/ciment et tige/ciment ainsi que celle des contraintes radiales à l'interface tige/ciment lors de la réaction de polymérisation du ciment osseux, enregistrés durant l'expérience sont présentées sur la figure 3.1.

Le temps 0 (minute) correspond au commencement de l'expérience, c'est-à-dire à l'instant où les deux composantes du ciment osseux, la poudre et le liquide, entrent en contact. Le temps entre le début et l'insertion de la tige, soit environ 4 min, correspond à la période de manipulation du ciment osseux. Lors de l'expérience, une tendance générale est observée.

Ainsi, quelques minutes après l'insertion de la tige, la température aux deux interfaces augmente jusqu'à l'atteinte d'une valeur maximale. L'accroissement rapide de la température aux interfaces est accompagné par des variations des contraintes transitoires radiales à l'interface tige/ciment. Le pic de ces contraintes est observé presque en même temps que les pics de températures aux deux interfaces. Lorsque ces températures commencent à diminuer, des contraintes résiduelles radiales en compression à l'interface tige/ciment sont générées.

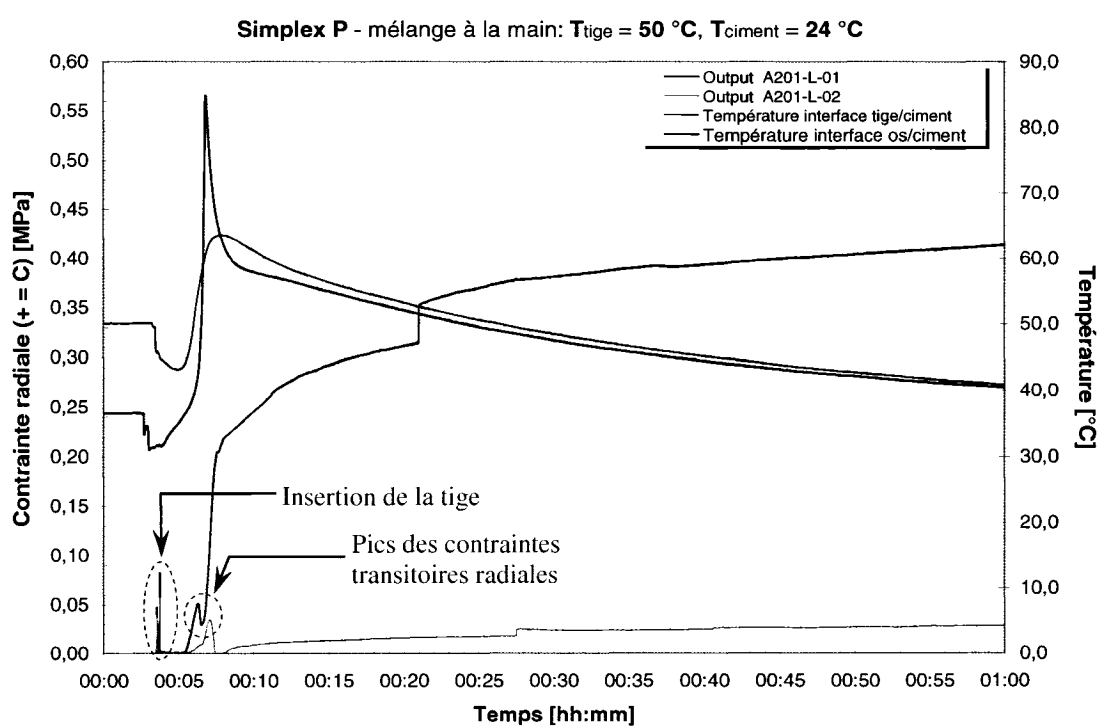


Figure 3.1 *Évolution typique des contraintes radiales en compression et de la température lors de la polymérisation du PMMA.*

La même tendance est observée pour le Simplex P mélangé à la main ainsi que pour le Palacos R aussi mélangé à la main. Dans le cas du Simplex P mélangé sous-vide, l'évolution des températures aux deux interfaces a la même tendance, mais la génération des contraintes transitoires et résiduelles diffère de celle présentée ci-dessus. Ainsi, après avoir inséré la tige, aucune contrainte transitoire ni résiduelle n'est enregistrée.

3.1.2 Simplex P – mélange à la main

Cette section présente l'analyse de la température maximale à l'interface os/ciment et l'interface tige/ciment ainsi que les contraintes transitoires et résiduelles enregistrées lors de la polymérisation du Simplex P mélangé à la main. Au total, six combinaisons de conditions initiales de la tige et du ciment sont simulées

3.1.2.1 Température maximale à l'interface os/ciment

Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-type de la température maximale mesurées à l'interface os/ciment pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment sont présentées sur la figure 3.2. De plus, le temps moyen nécessaire à l'atteinte de la température maximale à cette même interface est aussi présenté sur cette même figure (colonnes jaunes). Les températures maximales ainsi que leur temps respectif varient en fonction des conditions initiales de la tige et/ou du ciment osseux.

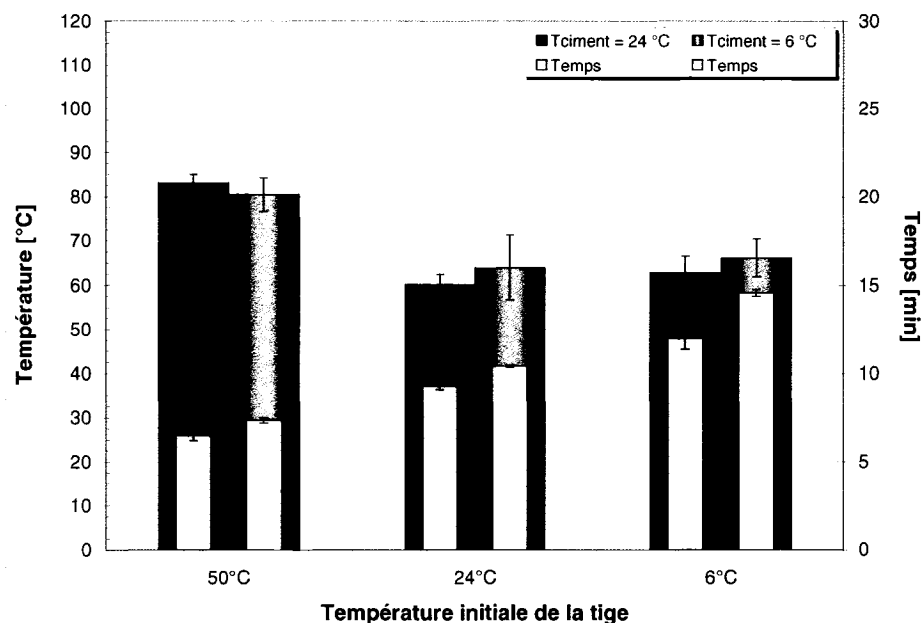


Figure 3.2 *Température maximale atteinte à l'interface os/ciment pour le Simplex P mélangé à la main.*

3.1.2.1.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur la température maximale générée à l'interface os/ciment ($T_{\text{o/c max}}$).

Les résultats de l'analyse de l'effet du pré-chauffage et du pré-refroidissement de la tige ainsi que le refroidissement du ciment sur la $T_{\text{o/c max}}$ générée à l'interface os/ciment sont regroupés dans le tableau 3.1. Selon les résultats, le pré-chauffage de la tige, indépendamment de T_{ciment} , augmente de façon significative (environ 20 °C) la température maximale atteinte à l'interface os/ciment. De plus, lorsque $T_{\text{tige}} = 50^{\circ}\text{C}$ le temps d'apparition $T_{\text{o/c max}}$ est significativement plus court ($p < 0,001$) d'environ trois minutes.

Le pré-refroidissement de la tige n'a pas d'effet significatif sur la $T_{\text{o/c max}}$ et ce peu importe la température initiale du ciment osseux. Toutefois, le temps nécessaire pour atteindre la température maximale augmente de manière significative ($p < 0,001$). Le pic de température apparaît trois et quatre minutes plus tard lorsque le PMMA est initialement à 24 °C et à 6 °C respectivement.

L'entreposage du ciment osseux à basse température (6 °C) avant l'implantation augmente légèrement la température maximale à l'interface os/ciment lorsque la tige est initialement à 24 °C et 6 °C et diminue légèrement lorsque la tige est pré-chauffée à 50°C (figure 3.2). Les résultats de l'analyse statistique de l'effet de la température initiale du ciment osseux, présentés en bleu dans le tableau 3.1, démontrent que le pré-refroidissement du ciment osseux avant l'implantation ($T_{\text{ciment}} = 6^{\circ}\text{C}$) n'a pas d'effet significatif sur la $T_{\text{o/c max}}$. Néanmoins, lorsque $T_{\text{ciment}} = 6^{\circ}\text{C}$, indépendamment de la température initiale de la tige, une augmentation significative du temps nécessaire pour que la $T_{\text{o/c max}}$ soit atteinte est observée (environ deux minutes et demi lorsque la tige est à 6 °C et une minute quand la tige est à 24 °C et 50 °C).

Tableau 3.1

Résultats de la température maximale à l'interface os/ciment et leur temps respectif pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous différentes conditions initiales

		$T_{\text{tige}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Simplex P mélangé à la main				
$T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{o/c max}} \text{ [}^{\circ}\text{C]}$	60 ± 2	$83 \pm 2 \text{ ***}$	$63 \pm 4 \text{ NS}$
	$t_{\text{T o/c max}} \text{ [min]}$	$9,3 \pm 0,2$	$6,5 \pm 0,3 \text{ ***}$	$12,0 \pm 0,6 \text{ ***}$
$T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{o/c max}} \text{ [}^{\circ}\text{C]}$	64 ± 7 NS	$81 \pm 4 \text{ **}$ NS	$66 \pm 4 \text{ NS}$ NS
	$t_{\text{T o/c max}} \text{ [min]}$	$10,4 \pm 0,1$ *	$7,4 \pm 0,2 \text{ ***}$ *	$14,6 \pm 0,2 \text{ ***}$ ***

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

3.1.2.2 Température maximale à l'interface tige/ciment ($T_{\text{v/c max}}$)

Les températures maximales atteintes à l'interface tige/ciment ainsi que le temps nécessaire afin d'observer le pic de ces températures sont présentées sur la figure 3.3. Pour toutes les conditions initiales de la tige et du ciment testées, la $T_{\text{v/c max}}$ varie entre $55 \text{ }^{\circ}\text{C}$ et $70 \text{ }^{\circ}\text{C}$. Le temps d'apparition du pic de la température varie entre sept et quinze minutes.

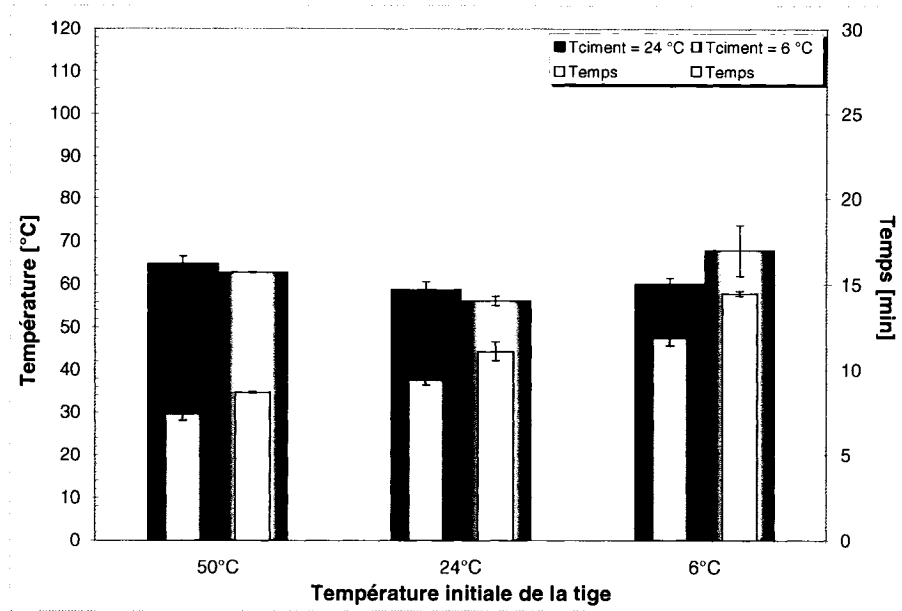


Figure 3.3 *Température maximale atteinte à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main.*

3.1.2.2.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur la température maximale générée à l'interface tige/ciment $T_{V/c \text{ max}}$.

Le tableau 3.2 présente les températures maximales et le temps respectif enregistrés à l'interface tige/ciment pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment osseux.

Les résultats démontrent que le pré-chauffage de la tige, indépendamment de la température initiale du ciment, n'a pas d'effet significatif sur la température maximale enregistrée à l'interface tige/ciment. Toutefois, le pic de la température apparaît significativement plus tôt comparativement aux cas de références ($p < 0,001$).

Le pré-refroidissement de la tige a un effet significatif sur la $T_{V/c \text{ max}}$ seulement lorsque le ciment est entreposé à basse température ($T_{\text{ciment}} = 6 \text{ °C}$). Une augmentation significative de la $T_{V/c \text{ max}}$ ($p < 0,01$) d'environ 10 °C est observée. De plus, le pré-refroidissement de la tige a un effet significatif sur le temps d'apparition de la $T_{V/c \text{ max}}$. Ce temps est significativement

plus long ($p < 0,001$) d'approximativement deux minutes et demi et trois minutes et demi, respectivement lorsque le ciment est à 24 °C et 6 °C.

Tableau 3.2

Résultats de la température maximale à l'interface tige/ciment et leur temps respectif pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales

		$T_{\text{tige}} = 24 \text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 6 \text{ °C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Simplex P mélangé à la main				
$T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$	$T_{\text{t/c}} \text{ max } [^{\circ}\text{C}]$	59 ± 2	$65 \pm 2^{\text{NS}}$	$60 \pm 1^{\text{NS}}$
	$t_{\text{Tt/c}} \text{ max } [\text{min}]$	$9,4 \pm 0,3$	$7,4 \pm 0,4^{***}$	$11,9 \pm 0,4^{***}$
$T_{\text{ciment}} = 6 \text{ °C}$	$T_{\text{t/c}} \text{ max } [^{\circ}\text{C}]$	$56 \pm 1^{\text{NS}}$	$63 \pm 0^{\text{NS}}$	$68 \pm 6^{**}$
	$t_{\text{Tt/c}} \text{ max } [\text{min}]$	$11,1 \pm 0,6^{***}$	$8,7 \pm 0,1^{***}$	$14,5 \pm 0,1^{***}$

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0,05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0,01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0,001$

L'entreposage du ciment à basse température ($T_{\text{ciment}} = 6 \text{ °C}$) influence la $T_{\text{t/c}} \text{ max}$ de façon significative ($p < 0,05$) seulement lorsque la tige est initialement à 6 °C. Une augmentation d'environ 8 °C est notée. Toutefois, indépendamment de la température initiale de la tige, le pré-refroidissement du PMMA à 6 °C avant l'implantation, retarde de façon significative l'apparition du pic de la température à l'interface tige/ciment.

3.1.2.3 Les contraintes transitoires radiales en compression générées à l'interface tige/ciment lors de la réaction de polymérisation.

Les contraintes transitoires radiales en compression observées à l'interface tige/ciment avec leurs temps d'apparition sont présentées sur la figure 3.4. Les valeurs maximales de ces contraintes transitoires varient de 0,01 MPa à 0,06 MPa. Le temps d'apparition du pic des contraintes transitoires varie de 6 à 14 minutes.

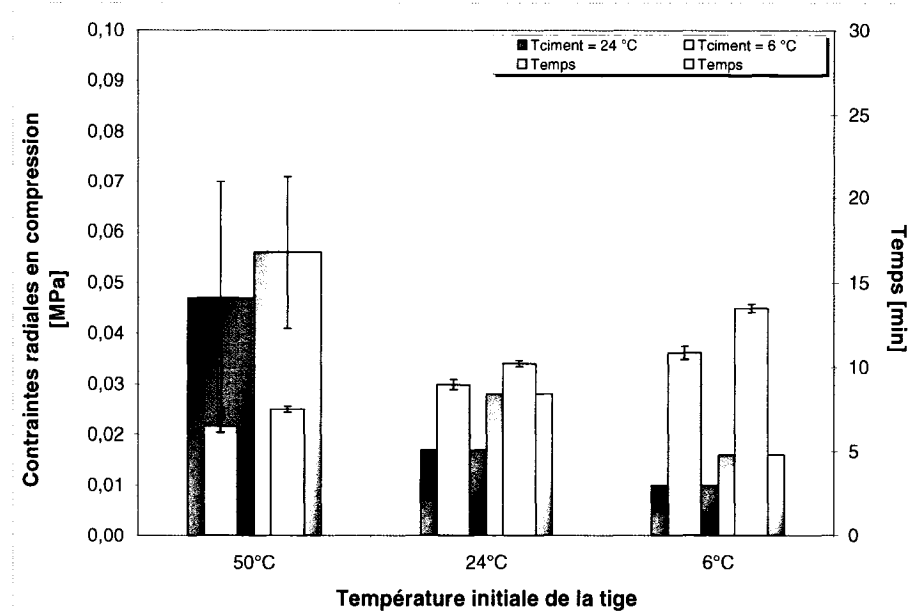


Figure 3.4 *Contraintes transitoires radiales maximales (compression) mesurées à l'interface tige/ciment pendant la polymérisation pour le Simplex P mélangé à la main.*

3.1.2.3.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur le pic des contraintes transitoires radiales en compression générées à l'interface tige/ciment σ_{trans} .

Le tableau 3.3 regroupe les informations sur le pic des contraintes transitoires ainsi que le temps où ce pic apparaît pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment. De plus, les résultats de l'analyse statistique sont présentés dans ce même tableau.

Le pré-chauffage de la tige ($T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$) augmente de façon significative la contrainte transitoire radiale maximale en compression à l'interface tige/ciment. De plus, le pic σ_{trans} est observé significativement plus tôt ($p < 0,001$) et ce indépendamment de la température initiale du ciment.

Le pré-refroidissement de la tige ($T_{\text{tige}} = 6\text{ °C}$) réduit significativement ($p < 0,01$) la contrainte transitoire maximale seulement lorsque le ciment est entreposé à basse température

($T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^\circ\text{C}$). De plus, le pic des contraintes transitoires est retardé d'environ deux et trois minutes respectivement quand $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^\circ\text{C}$ et $T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^\circ\text{C}$.

Tableau 3.3

Résultats des contraintes transitoires à l'interface tige/ciment et leurs temps respectifs pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales

		$T_{\text{tige}} = 24 \text{ }^\circ\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^\circ\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 6 \text{ }^\circ\text{C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Simplex P mélangé à la main				
$T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^\circ\text{C}$	σ_{trans} [MPa]	0,017 \pm 0,006	0,047 \pm 0,023 **	0,010 \pm 0,004 ^{NS}
	$t_{\sigma_{\text{trans}}}$ [min]	9,0 \pm 0,3	6,5 \pm 0,4 ***	10,9 \pm 0,4 ***
$T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^\circ\text{C}$	σ_{trans} [MPa]	0,028 \pm 0,006 **	0,056 \pm 0,015 * NS	0,016 \pm 0,003 ** NS
	$t_{\sigma_{\text{trans}}}$ [min]	10,2 \pm 0,2 ***	7,5 \pm 0,2 ***	13,5 \pm 0,3 * ***

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

Les résultats présentés sur la figure 3.4 démontrent que l'entreposage du ciment à basse température ($T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^\circ\text{C}$) augmente les σ_{trans} maximales à l'interface tige/ciment. Pourtant, selon l'analyse statistique, un effet significatif de la T_{ciment} est observé seulement lorsque la tige est initialement à $24 \text{ }^\circ\text{C}$. De plus, le refroidissement du ciment retarde significativement ($p < 0,001$) le pic des contraintes transitoires radiales en compression à l'interface tige/ciment. Généralement, un délai d'une ou deux minutes est observé, dépendamment de la température initiale de la tige.

3.1.2.4 Les contraintes résiduelles radiales (σ_{resid}) en compression générées à l'interface tige/ciment.

La figure 3.5 regroupe les contraintes radiales mesurées à l'interface tige/ciment trois heures après le début de l'expérience et ce pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment lors de l'utilisation du Simplex P mélangé à la main.

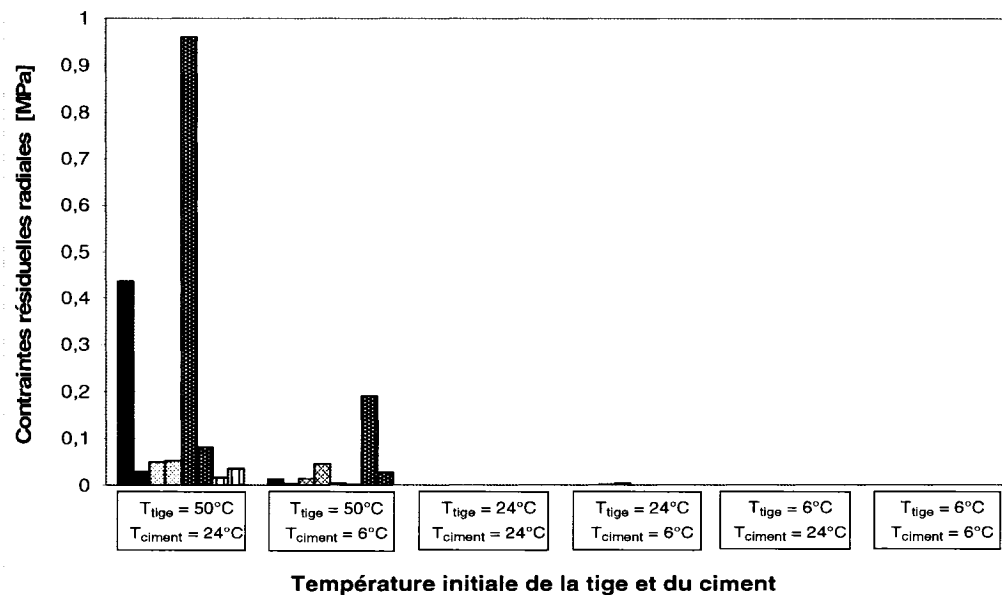


Figure 3.5 Contraintes résiduelles radiales (compression) mesurées à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main.

Contrairement aux contraintes transitoires radiales, les contraintes résiduelles radiales sont mesurées seulement lorsque la tige est pré-chauffée ($T_{\text{tige}} = 50^\circ\text{C}$) indépendamment de la température initiale du ciment ($T_{\text{ciment}} = 24^\circ\text{C}$ et 6°C). La plupart de ces contraintes ne dépasse pas de la valeur de 0,1 MPa. Les seules contraintes élevées de l'ordre 1 MPa sont observées lorsque $T_{\text{ciment}} = 24^\circ\text{C}$. Il est important de rappeler que dans chaque spécimen, la force est enregistrée à deux endroits, c'est-à-dire à la même hauteur de la tige mais sur des côtés opposés. Selon les résultats, les contraintes résiduelles mesurées des deux côtés de la tige sont identiques dans deux des huit spécimens. Dans les autres cas, les contraintes résiduelles radiales générées d'un côté de la tige diffèrent de celles générées de l'autre côté de la tige.

Lorsque la tige n'est pas pré-chauffée ($T_{\text{tige}} = 24 \text{ °C}$) ou encore lorsqu'elle est refroidie ($T_{\text{tige}} = 6 \text{ °C}$), aucune contrainte résiduelle radiale n'est générée à l'interface tige/ciment après avoir observé le pic des contraintes transitoires.

3.1.3 Simplex P – mélange sous-vide

Cette section présente les paramètres mesurés tels que la température à l'interface os/ciment, la température à l'interface tige/ciment et les contraintes générées à l'interface dues à la réaction de polymérisation du Simplex P mélangé sous-vide. Quatre combinaisons de conditions initiales de la tige et du ciment sont simulées.

3.1.3.1 Température maximale à l'interface os/ciment

Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-type de la température maximale mesurées à l'interface os/ciment pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment sont présentées sur la figure 3.6. De plus, les colonnes jaunes représentent le temps respectif où le pic de température est observé.

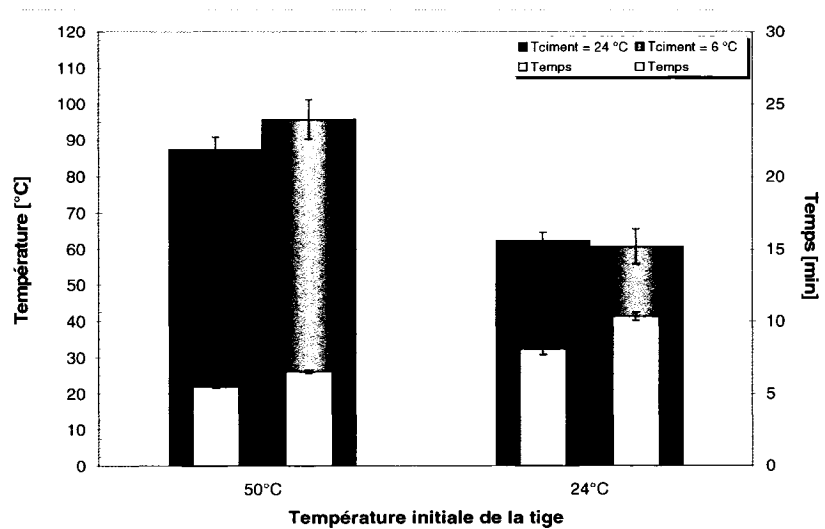


Figure 3.6 *Température maximale atteinte à l'interface os/ciment pour le Simplex P mélangé sous-vide.*

3.1.3.1.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur la température maximale générée à l'interface os/ciment ($T_{o/c \text{ max}}$).

Le tableau 3.4 regroupe les températures maximales à l'interface os/ciment ainsi que leur temps respectif obtenues pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment.

Tableau 3.4

Résultats de la température maximale à l'interface os/ciment et leur temps respectif pour le Simplex P mélangé sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales

		$T_{\text{tige}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Simplex P mélangé sous-vide			
$T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{o/c \text{ max}} \text{ [}^{\circ}\text{C]}$	62 ± 2	$87 \pm 4 \text{ **}$
	$t_{T_{o/c \text{ max}}} \text{ [min]}$	8.1 ± 0.4	$5.5 \pm 0.1 \text{ ***}$
$T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{o/c \text{ max}} \text{ [}^{\circ}\text{C]}$	61 ± 5 NS	$96 \pm 6 \text{ ***}$ NS
	$t_{T_{o/c \text{ max}}} \text{ [min]}$	10.3 ± 0.3 ***	$6.5 \pm 0.1 \text{ ***}$ *

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

Le pré-chauffage de la tige augmente de façon significative la température maximale à l'interface os/ciment ($T_{o/c \text{ max}}$) d'environ $25 \text{ }^{\circ}\text{C}$ et $30 \text{ }^{\circ}\text{C}$ lorsque le $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$ et $6 \text{ }^{\circ}\text{C}$ respectivement. De plus, ce pré-chauffage accélère de façon significative l'apparition du pic de température à cette même interface ($t_{T_{o/c \text{ max}}}$).

Le refroidissement du ciment n'a pas d'effet significatif sur $T_{o/c \text{ max}}$ atteinte à l'interface os/ciment, indépendamment de la température initiale de la tige. Toutefois, la température maximale à l'interface os/ciment est environ $10 \text{ }^{\circ}\text{C}$ plus élevée lorsque la tige est initialement à $50 \text{ }^{\circ}\text{C}$. De plus, le refroidissement du PMMA retarde significativement le temps d'apparition du pic de la température à l'interface os/ciment ($t_{T_{o/c \text{ max}}}$).

3.1.3.2 Température maximale à l'interface tige/ciment

La température maximale atteinte à l'interface tige/ciment lors de la réaction de polymérisation du ciment osseux ainsi que le temps respectif sont présentés sur la figure 3.7.

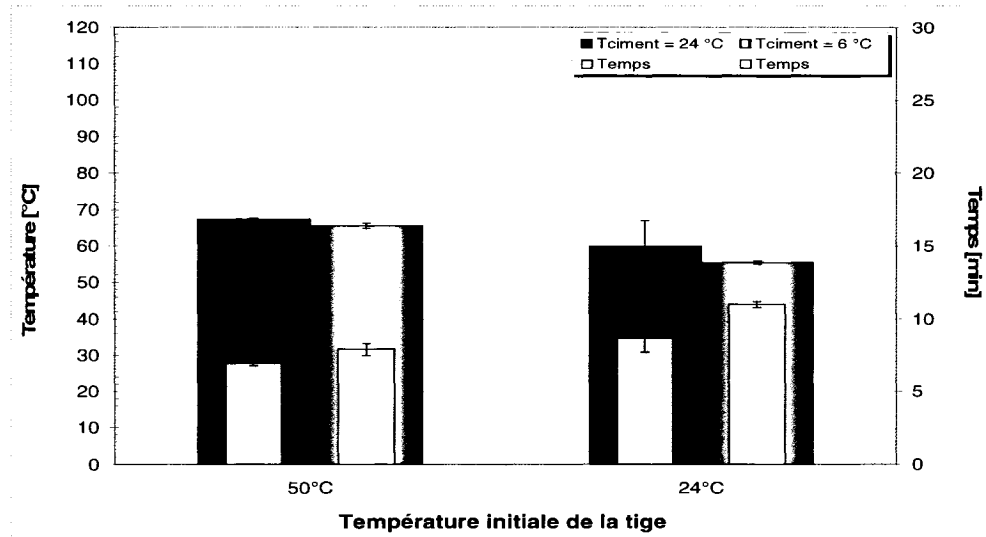


Figure 3.7 Température maximale atteinte à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé sous-vide.

3.1.3.2.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur la température maximale générée à l'interface tige/ciment ($T_{vc,max}$).

Le pré-chauffage de la tige augmente de façon significative ($p < 0,01$) la température maximale à l'interface tige/ciment ($T_{vc,max}$) seulement lorsque $T_{ciment} = 6\text{ °C}$. De plus, la procédure du pré-chauffage accélère de façon significative l'apparition du pic de la température à cette interface d'environ deux minutes et trois minutes pour $T_{ciment} = 24\text{ °C}$ et 6 °C respectivement.

Tableau 3.5

Résultats de la température maximale à l'interface tige/ciment et leur temps respectif pour le Simplex P mélangé sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales

		$T_{\text{tige}} = 24 \text{ } ^\circ\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 50 \text{ } ^\circ\text{C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
		Simplex P mélangé sous-vide	
$T_{\text{ciment}} = 24 \text{ } ^\circ\text{C}$	$T_{t/c} \text{ max } [^\circ\text{C}]$	60 \pm 7	67 \pm 0^{NS}
	$t_{T_{t/c} \text{ max}} [\text{min}]$	8.7 \pm 1	6.9 \pm 0.2[*]
$T_{\text{ciment}} = 6 \text{ } ^\circ\text{C}$	$T_{t/c} \text{ max } [^\circ\text{C}]$	55 \pm 1_{NS}	66 \pm 1^{**}_{NS}
	$t_{T_{t/c} \text{ max}} [\text{min}]$	11 \pm 0.2^{**}	7.9 \pm 0.4^{***}_{NS}

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

L'entreposage du ciment osseux à basse température ($T_{\text{ciment}} = 6 \text{ } ^\circ\text{C}$) n'a pas d'effet significatif sur la température maximale à l'interface tige/ciment (les résultats en bleu dans le tableau 3.5). Toutefois, le refroidissement du PMMA retarde l'apparition du pic de la température maximale à l'interface tige/ciment ($T_{t/c} \text{ max}$) d'environ deux minutes lorsque $T_{\text{tige}} = 24 \text{ } ^\circ\text{C}$

3.1.3.3 Les contraintes transitoires (σ_{trans}) et résiduelles (σ_{resid}) radiales en compression générées à l'interface tige/ciment.

Aucune contrainte transitoire radiale en compression n'est enregistrée à l'interface tige/ciment contrairement au Simplex P mélangé à la main. La même observation est constatée au niveau des contraintes résiduelles, c'est-à-dire qu'à la fin de la réaction de polymérisation, indépendamment des conditions initiales de la tige et du ciment, aucune contrainte résiduelle radiale en compression n'est observée à l'interface tige/ciment.

3.1.4 Palacos R – mélange à la main

Cette section présente les paramètres mesurés tels que la température à l'interface os/ciment, la température à l'interface tige/ciment et les contraintes générées à l'interface dues à la réaction de polymérisation du Palacos R mélangé à la main. Trois différentes conditions ont été simulées : $T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$, $T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$ et finalement $T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$.

3.1.4.1 Température maximale à l'interface os/ciment

Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-type de la température maximale mesurées à l'interface os/ciment pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment sont présentées sur la figure 3.8. Les variations de la température entre les différentes conditions sont moins grandes comparativement au Simplex P. La température maximale à l'interface tige/ciment varie entre 60 °C et 70 °C pour toutes les conditions initiales.

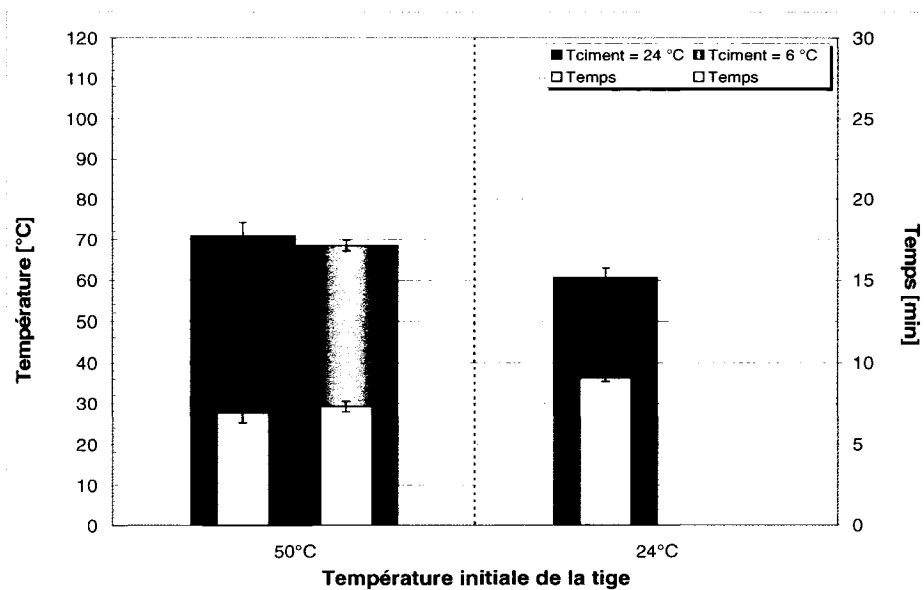


Figure 3.8 *Température maximale atteinte à l'interface os/ciment pour le Palacos R mélangé à la main.*

3.1.4.1.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur la température maximale générée à l'interface os/ciment ($T_{o/c\text{max}}$).

Le tableau 3.6 regroupe les températures maximales ainsi que leur temps respectif mesurées à l'interface os/ciment pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment lors du mélange à la main du Palacos R. Selon les résultats, le pré-chauffage de la tige à 50 °C augmente de façon significative ($p < 0,01$), d'environ 10 °C, la température maximale observée à l'interface os/ciment ($T_{o/c\text{max}}$). De plus, le pic de cette température apparaît environ deux minutes plus tôt ($p < 0,01$) comparativement au cas où $T_{\text{tige}} = 24$ °C.

Tableau 3.6

Résultats de la température maximale à l'interface os/ciment et leur temps respectif pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales

		$T_{\text{tige}} = 24$ °C	$T_{\text{tige}} = 50$ °C
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
		Palacos R mélangé à la main	
$T_{\text{ciment}} = 24$ °C	$T_{o/c\text{max}}$ [°C]	61 \pm 2	71 \pm 3 **
	$t_{T_{o/c\text{max}}}$ [min]	9,1 \pm 0,2	6,9 \pm 0,6 **
$T_{\text{ciment}} = 6$ °C	$T_{o/c\text{max}}$ [°C]		69 \pm 1 NS
	$t_{T_{o/c\text{max}}}$ [min]		7,3 \pm 0,3 NS

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0,05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0,01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0,001$

Le refroidissement du ciment n'a aucun effet significatif sur la température maximale mesurée à l'interface os/ciment ($T_{o/c\text{max}}$) ni sur le temps respectif d'apparition du pic de la température ($t_{T_{o/c\text{max}}}$).

3.1.4.2 Température maximale à l'interface tige/ciment

La température maximale mesurée à l'interface tige/ciment pour les différentes conditions initiales du Palacos R mélangé à la main est présentée sur la figure 3.9. Les colonnes jaunes représentent le temps respectif nécessaire pour que la température maximale soit atteinte à cette interface. La température maximale à l'interface tige/ciment varie entre 55 °C et 65 °C selon les conditions initiales. Le temps d'apparition du pic de la température varie entre quatre et sept minutes.

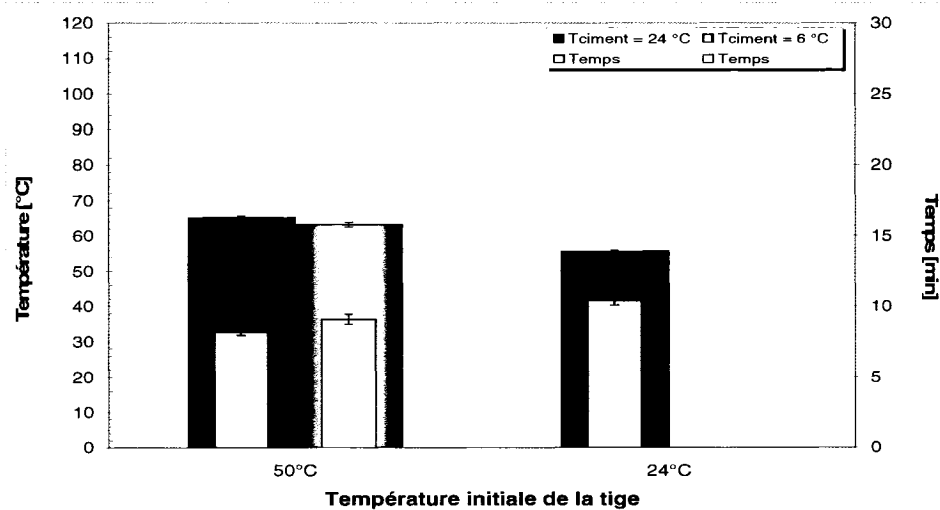


Figure 3.9 Température maximale atteinte à l'interface tige/ciment pour le Palacos R mélangé à la main.

3.1.4.2.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur la température maximale générée à l'interface tige/ciment ($T_{\text{t/c,max}}$).

Les résultats regroupés dans le tableau 3.7 démontrent que le pré-chauffage de la tige augmente de façon significative, d'environ 10 °C, la température maximale à l'interface tige/ciment ($T_{\text{t/c,max}}$). De plus, la même tendance observée dans les analyses précédentes est aussi notée. Le pic de la température à l'interface tige/ciment apparaît significativement plus tôt d'environ deux minutes.

Tableau 3.7

Résultats de la température maximale à l'interface tige/ciment et leur temps respectif pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales

		$T_{\text{tige}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Palacos R mélangé à la main			
$T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{t/c}} \text{ max } [^{\circ}\text{C}]$	56 ± 0	65 ± 0 ***
	$t_{T/t/c} \text{ max } [\text{min}]$	$10,4 \pm 0,3$	$8,2 \pm 0,2$ ***
$T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{t/c}} \text{ max } [^{\circ}\text{C}]$		63 ± 0 **
	$t_{T/t/c} \text{ max } [\text{min}]$		$9,1 \pm 0,4$ **

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

Les températures maximales enregistrées à l'interface tige/ciment pour les deux températures initiales du ciment ($T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$ et $6 \text{ }^{\circ}\text{C}$) lorsque la tige est à $50 \text{ }^{\circ}\text{C}$ sont très semblables (tableau 3.7 et figure 3.9). Pourtant, une analyse statistique démontre que le refroidissement du PMMA diminue de façon significative de $2 \text{ }^{\circ}\text{C}$ la température maximale à l'interface tige/ciment. De plus, l'apparition du pic de la température à l'interface tige/ciment ($t_{T/t/c \text{ max}}$) est retardée significativement d'environ 1 minute.

3.1.4.3 Les contraintes transitoires radiales (σ_{trans}) en compression générées à l'interface tige/ciment.

Les contraintes transitoires radiales en compression observées à l'interface tige/ciment avec leurs temps d'apparition sont présentées sur la figure 3.10. Les valeurs maximales de ces contraintes transitoires varient de $0,010 \text{ MPa}$ à $0,035 \text{ MPa}$. Le temps d'apparition du pic des contraintes transitoires varie de 6 à 8 minutes.

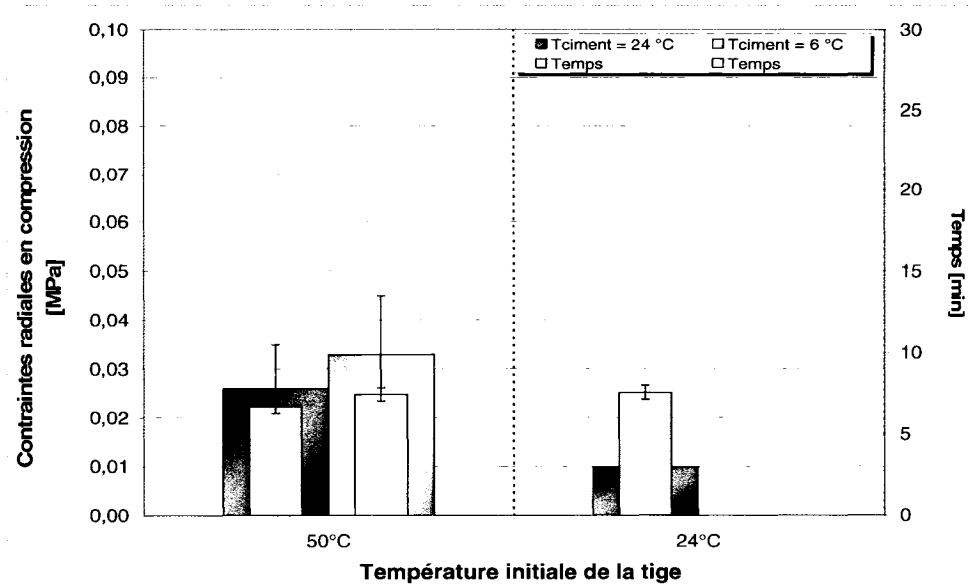


Figure 3.10 Contraintes transitoires radiales mesurées (compression) à l'interface tige/ciment le Palacos R mélangé à la main.

3.1.4.3.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur le pic des contraintes transitoires (σ_{trans}) radiales en compressions générées à l'interface tige/ciment.

Selon les résultats présentés dans le tableau 3.8, le pré-chauffage de la tige résulte en une augmentation de la contrainte transitoire maximale à l'interface tige/ciment. Lorsque $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$, une augmentation significative de 0,010 MPa ($T_{\text{tige}} = 24 \text{ °C}$) à 0,026 MPa ($T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$) est observée. De plus, cette procédure accélère l'apparition du pic des contraintes transitoires à l'interface tige/ciment.

Le refroidissement du ciment osseux ($T_{\text{ciment}} = 6 \text{ °C}$) n'influence pas de façon significative le maximum des contraintes transitoires enregistrées à l'interface tige/ciment lorsque $T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$. Toutefois, le pic de ces contraintes transitoires est significativement retardé d'environ une minute.

Tableau 3.8

Résultats des contraintes transitoires à l'interface tige/ciment et leurs temps respectifs pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales

		$T_{\text{tige}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Palacos R mélangé à la main			
$T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$	σ_{trans} [MPa]	0,010 \pm 0,003	0,026 \pm 0,009 **
	$t_{\sigma_{\text{trans}}}$ [min]	7,6 \pm 0,4	6,7 \pm 0,4 **
$T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$	σ_{trans} [MPa]		0,033 \pm 0,012 NS
	$t_{\sigma_{\text{trans}}}$ [min]		7,4 \pm 0,4 **

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

3.1.4.4 Les contraintes résiduelles (σ_{resid}) radiales en compression générées à l'interface tige/ciment.

La figure 3.11 regroupe les valeurs des contraintes radiales mesurées à l'interface tige/ciment trois heures après le début de l'expérience et ce pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment.

Tout comme dans le cas du Simplex P mélangé à la main, les contraintes résiduelles radiales sont mesurées seulement lorsque la tige est pré-chauffée ($T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$). Les résultats démontrent que les contraintes résiduelles radiales générées ne dépassent pas une valeur de 0,05 MPa. Toutefois, il faut noter que la formation de ces contraintes est plutôt aléatoire : lors de certaines expériences où la tige était initialement à $50 \text{ }^{\circ}\text{C}$, des contraintes ont été mesurées sur un seul côté de l'interface et parfois, aucune contrainte n'a été observée.

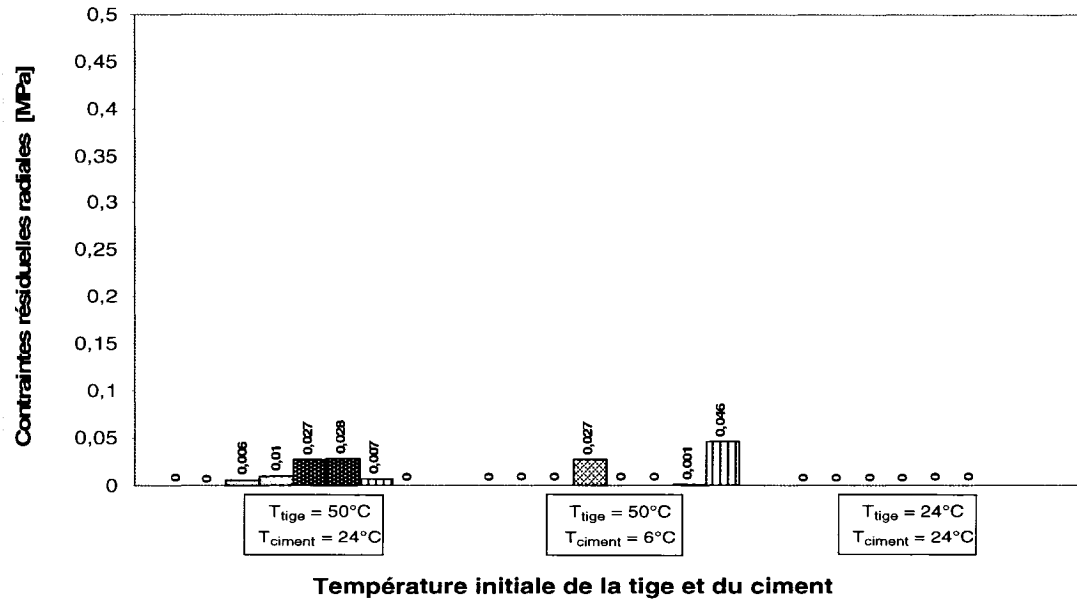


Figure 3.11 Contraintes résiduelles radiales mesurées (compression) à l'interface tige/ciment pour le Palacos R mélangé à la main.

Lorsque la tige et le ciment sont initialement à la température pièce ($T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$), aucune contrainte résiduelle radiale en compression n'est enregistré à l'interface tige/ciment.

3.1.5 Effet de la méthode de mélange et du type de ciment osseux sur la T_{max} à l'interface os/ciment

La figure 3.12 regroupe les valeurs moyennes ainsi que les écarts-type de la température maximale mesurée à l'interface os/ciment pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment lors d'utilisation du Simplex P mélangé à la main, du Simplex P mélangé sous-vide et du Palacos R mélangé à la main. De plus, les colonnes bleues représentent le temps respectif où le pic de température est observé.

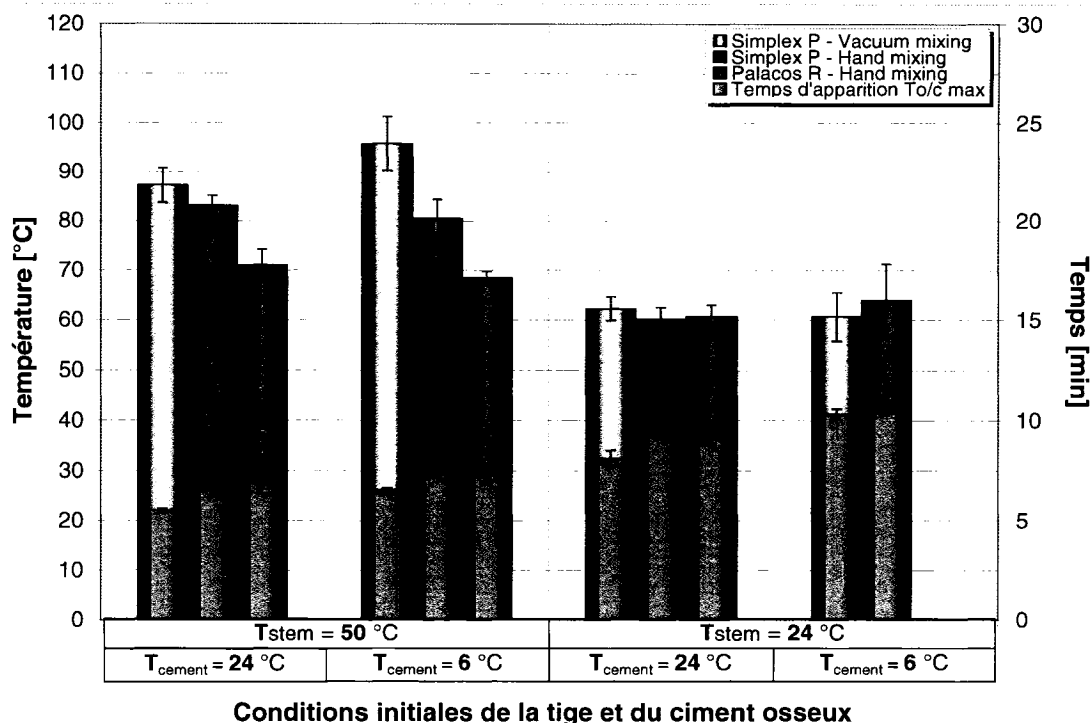


Figure 3.12 *Température maximale à l'interface os/ciment pour le Simplex P mélangé à la main, Simplex P mélangé sous-vide et Palacos R mélangé à la main.*

Les résultats présentés dans le tableau 3.9 démontrent que le mélange sous-vide, par rapport au mélange à la main (colonnes jaunes vs colonnes roses), a un effet significatif sur la température maximale à l'interface os/ciment seulement lorsque la tige est pré-chauffée à 50 °C et le ciment osseux est initialement à 6 °C. Une augmentation d'environ 15 °C est observée. Cependant, le mélange sous-vide accélère de façon significative l'apparition du pic de température à cette même interface dans tous les cas, à l'exception lorsque la tige est initialement à 24 °C et le ciment est refroidi à 6 °C.

En ce qui concerne l'effet du type de ciment, soit Simplex P vs Palacos R (colonnes roses vs colonnes vertes), les résultats démontrent que l'utilisation du Simplex P avec la procédure de pré-chauffage de la tige résulte en des températures significativement supérieures à l'interface os/ciment d'environ 10 °C. De plus, le pic de température maximale apparaît au même moment, indépendamment de type de ciment et des conditions initiales de la tige et du ciment.

Tableau 3.9

Résultats de la température maximale à l'interface os/ciment et leur temps respectif pour le Simplex P mélangé à la main et sous-vide et le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales

		Simplex P mélangé à la main	Simplex P mélangé sous-vide	Palacos R mélangé à la main
		Moyenne ± DS	Moyenne ± DS	Moyenne ± DS
		T_{o/c} max		
T_{tige} 50 °C	T _{ciment} = 24 °C	83 ± 2	87 ± 4^{NS}	71 ± 3^{***}
	T _{ciment} = 6 °C	81 ± 4	96 ± 6^{**}	69 ± 1^{***}
T_{tige} 24 °C	T _{ciment} = 24 °C	60 ± 2	62 ± 2^{NS}	61 ± 2^{NS}
	T _{ciment} = 6 °C	64 ± 7	61 ± 5^{NS}	
		t_{T_{o/c} max}		
T_{tige} 50 °C	T _{ciment} = 24 °C	6,5 ± 0,3	5,5 ± 0,1 *	6,9 ± 0,6^{NS}
	T _{ciment} = 6 °C	7,4 ± 0,2	6,5 ± 0,1 *	7,3 ± 0,3^{NS}
T_{tige} 24 °C	T _{ciment} = 24 °C	9,3 ± 0,2	8,1 ± 0,4^{***}	9,1 ± 0,2^{NS}
	T _{ciment} = 6 °C	10,4 ± 0,1	10,3 ± 0,3^{NS}	

NS ⇒ non significatif;

* ⇒ seuil de signification p<0.05; ** ⇒ seuil de signification p<0.01; *** ⇒ seuil de signification p<0.001

3.1.6 Le temps de durcissement

Cette section présente l'analyse du temps de durcissement calculé à l'interface os/ciment et l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main, le Simplex P mélange sous-vide et le Palacos R mélangé à la main.

3.1.6.1 Temps de durcissement (t_{set}) du Simplex P mélangé à la main et sous-vide

Le temps de durcissement déterminé à l'interface tige/ciment ainsi que l'os/ciment pour différentes conditions initiales de la tige et du ciment pour le Simplex P mélangé à la main et sous-vide est présenté sur les figures 3.13 et 3.14 respectivement.

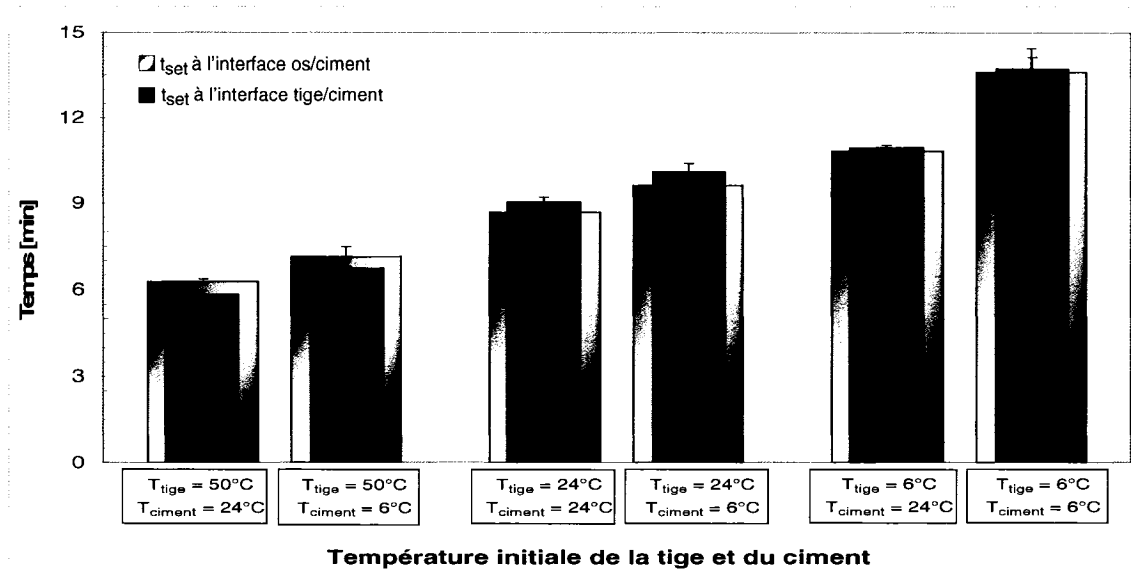


Figure 3.13 Temps de durcissement calculé aux deux interfaces (os/ciment et tige/ciment) pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment osseux du Simplex P mélangé à la main.

Pour le Simplex P mélangé à la main, le temps de durcissement aux deux interfaces augmente successivement avec la diminution de la température initiale de la tige de 50 °C à 6 °C. De plus, le refroidissement du PMMA rallonge ce temps de durcissement. Lorsque $T_{tige} = 50$ °C, le temps de durcissement est plus court à l'interface tige/ciment que os/ciment. Contrairement, le temps de durcissement à l'interface tige/ciment est plus long pour $T_{tige} = 24$ °C ou semblable pour $T_{tige} = 6$ °C à l'interface os/ciment.

Un *t*-test de variables dépendantes est réalisé afin de déterminer si pour une condition donnée il y a une différence significative entre les temps de durcissement des deux interfaces. L'intervalle de confiance est de 95%. Lorsque $T_{tige} = 50$ °C (indépendamment du T_{ciment}), le temps de durcissement à l'interface tige/ciment est significativement plus court ($p < 0,01$) qu'à

l'interface os/ciment. Toutefois, lorsque $T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$, le temps de durcissement est significativement plus long à l'interface tige/ciment qu'à l'interface os/ciment. Aucune différence significative n'est observée au niveau du temps de durcissement aux deux interfaces dans le cas où $T_{\text{tige}} = 6\text{ °C}$.

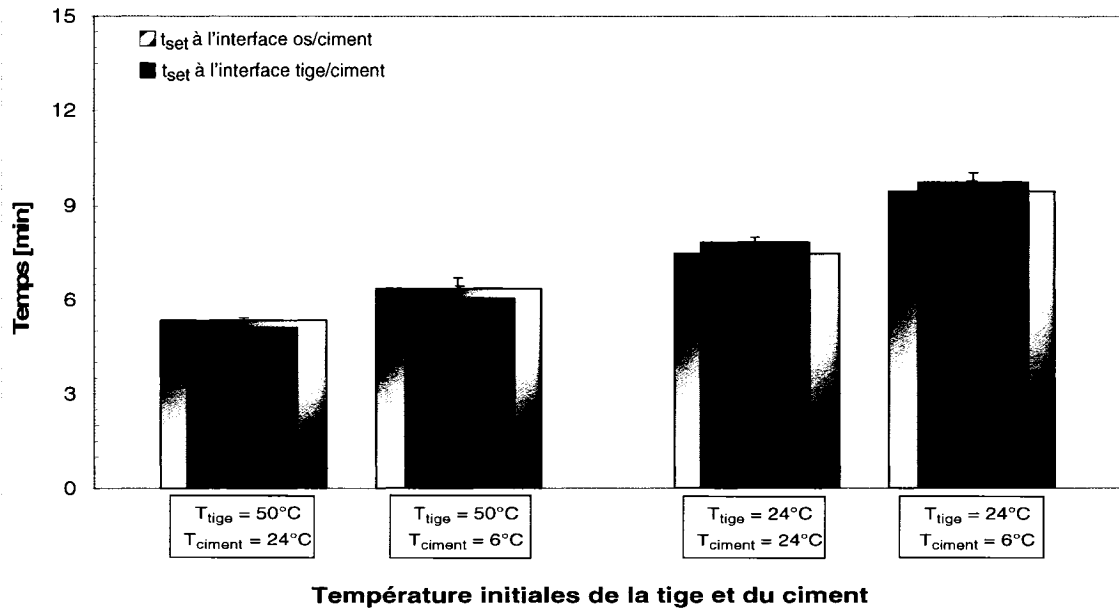


Figure 3.14 Temps de durcissement calculé aux deux interfaces (os/ciment et tige/ciment) pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment osseux du Simplex P mélangé sous-vide.

Pour le Simplex P est mélangé sous-vide, la même tendance est observée : t_{set} aux deux interfaces diminue avec l'augmentation de T_{tige} . De plus, ce temps est plus court à l'interface tige/ciment que os/ciment lorsque $T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$, mais pas de façon significative. Contrairement, pour $T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$ indépendamment de la température initiale du PMMA, le temps de durcissement à l'interface tige/ciment est significativement plus long ($p < 0,01$) qu'à l'interface os/ciment.

3.1.6.1.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur le temps de durcissement

Le tableau 3.10 regroupe les valeurs moyennes avec leur écart-type du temps de durcissement obtenus pour trois différentes conditions initiales de la tige et du ciment, ainsi que les résultats de l'analyse statistique.

Tableau 3.10

Résultats du temps de durcissement à l'interface os/ciment et tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main et sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales

		$T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 6\text{ °C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Simplex P mélangé à la main				
$T_{\text{ciment}} 24\text{ °C}$	$t_{\text{set os/ciment}}$ [min]	$8,7 \pm 0,3$	$6,3 \pm 0,3$ ***	$10,9 \pm 0,8$ ***
	$t_{\text{set tige/ciment}}$ [min]	$9,0 \pm 0,3$	$5,8 \pm 0,3$ ***	$11,0 \pm 0,3$ ***
$T_{\text{ciment}} 6\text{ °C}$	$t_{\text{set os/ciment}}$ [min]	$9,6 \pm 0,2$ **	$7,1 \pm 0,1$ *** **	$13,6 \pm 0,1$ *** ***
	$t_{\text{set tige/ciment}}$ [min]	$10,1 \pm 0,1$ NS	$6,7 \pm 0,1$ *** NS	$13,7 \pm 0,1$ *** ***
Simplex P mélangé sous-vide				
$T_{\text{ciment}} 24\text{ °C}$	$t_{\text{set os/ciment}}$ [min]	$7,5 \pm 0,4$	$5,4 \pm 0,1$ ***	
	$t_{\text{set tige/ciment}}$ [min]	$7,8 \pm 0,2$	$5,1 \pm 0,2$ ***	
$T_{\text{ciment}} 6\text{ °C}$	$t_{\text{set os/ciment}}$ [min]	$9,5 \pm 0,4$ *	$6,4 \pm 0,1$ *** *	
	$t_{\text{set tige/ciment}}$ [min]	$9,8 \pm 0,3$ ***	$6,0 \pm 0,1$ *** ***	

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

Le pré-chauffage de la tige ($T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$), indépendamment de la technique de mélange (à la main vs sous-vide), diminue le temps de durcissement de façon significative ($p < 0,001$) aux deux interfaces, et ce indépendamment de T_{ciment} . Cependant le refroidissement de la tige ($T_{\text{tige}} = 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$), produit l'effet inverse, c'est-à-dire qu'il augmente significativement ($p < 0,001$) le temps de durcissement aux deux interfaces tige/ciment et os/ciment.

Le refroidissement du ciment augmente significativement le temps de durcissement à l'interface os/ciment ($t_{\text{set os/ciment}}$) et ce indépendamment de T_{tige} et de la méthode de mélange (présentés en bleu dans le tableau 3.10). De plus, le temps de durcissement à l'interface tige/ciment, augmente de manière significative ($p < 0,001$) pour Simplex P mélangé à la main lorsque $T_{\text{tige}} = 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$ et pour le Simplex mélangé sous-vide, indépendamment de la T_{tige} . Aucun effet de T_{ciment} sur $t_{\text{set tige/ciment}}$ n'est observé pour le mélange à la main lorsque $T_{\text{tige}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$ et $50 \text{ }^{\circ}\text{C}$

3.1.6.2 Temps de durcissement du Palacos R mélangé à la main

Le temps de durcissement (t_{set}) en termes de la valeur moyenne et l'écart-type, déterminé à l'interface tige/ciment ainsi que l'os/ciment pour différentes conditions initiales de la tige et du ciment pour le Simplex P mélangé à la main et sous-vide est présenté sur la figure 3.15.

Le temps de durcissement à l'interface os/ciment et tige/ciment lorsque $T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$ est semblable pour $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$ et $T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$. Toutefois, ce temps augmente lorsque $T_{\text{tige}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$. De plus, contrairement au Simplex P, lorsque $T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$, le temps de durcissement à l'interface tige/ciment semble être égal au temps calculé à l'interface os/ciment. Selon un *t*-test de variables dépendantes aucune différence significative entre les deux temps n'est constaté ni pour $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$ ni pour $T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$.

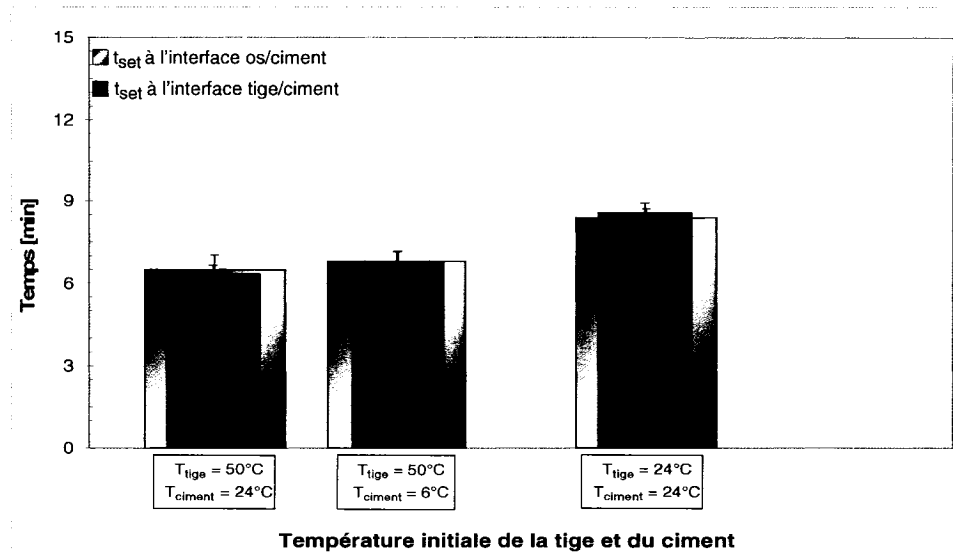


Figure 3.15 Temps de durcissement calculé aux deux interfaces (os/ciment et tige/ciment) pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment osseux du Palacos R mélangé à la main.

3.1.6.2.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment (T_{ciment}) sur le temps de durcissement

Le tableau 3.11 regroupe les valeurs moyennes avec leur écart-type du temps de durcissement obtenus pour trois différentes conditions initiales de la tige et du ciment, ainsi que les résultats de l'analyse statistique.

Le pré-chauffage de la tige ($T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$) diminue de façon significative ($p < 0,001$), d'environ deux minutes, le temps de durcissement à l'interface tige/ciment ainsi que celle os/ciment. Le refroidissement du ciment, selon les résultats (en bleu), n'a aucun effet significatif sur le temps de durcissement à l'interface tige/ciment, ni à l'interface os/ciment.

Tableau 3.11

Résultats du temps de durcissement à l'interface os/ciment et tige/ciment pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales

		T_{tige} = 24 °C	T_{tige} = 50 °C
		Moyenne ± DS	Moyenne ± DS
Palacos R mélangé à la main			
T_{ciment} 24 °C	t_{set} os/ciment [min]	8,4 ± 0,3	6,5 ± 0,5 ***
	t_{set} tige/ciment [min]	8,6 ± 0,3	6,3 ± 0,3 ***
T_{ciment} 6 °C	t_{set} os/ciment [min]		6,8 ± 0,3 NS
	t_{set} tige/ciment [min]		6,8 ± 0,4 NS

NS ⇨ non significatif

3.1.7 Effet de la méthode de mélange et du type de ciment osseux sur le temps de durcissement

La figure 3.16 regroupe les valeurs moyennes ainsi que les écarts-type du temps de durcissement, mesurées à l'interface os/ciment et tige/ciment pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment lors de l'utilisation du Simplex P mélangé à la main, du Simplex P mélangé sous-vide et du Palacos R mélangé à la main. De plus, les colonnes bleues représentent le temps respectif où le pic de température est observé.

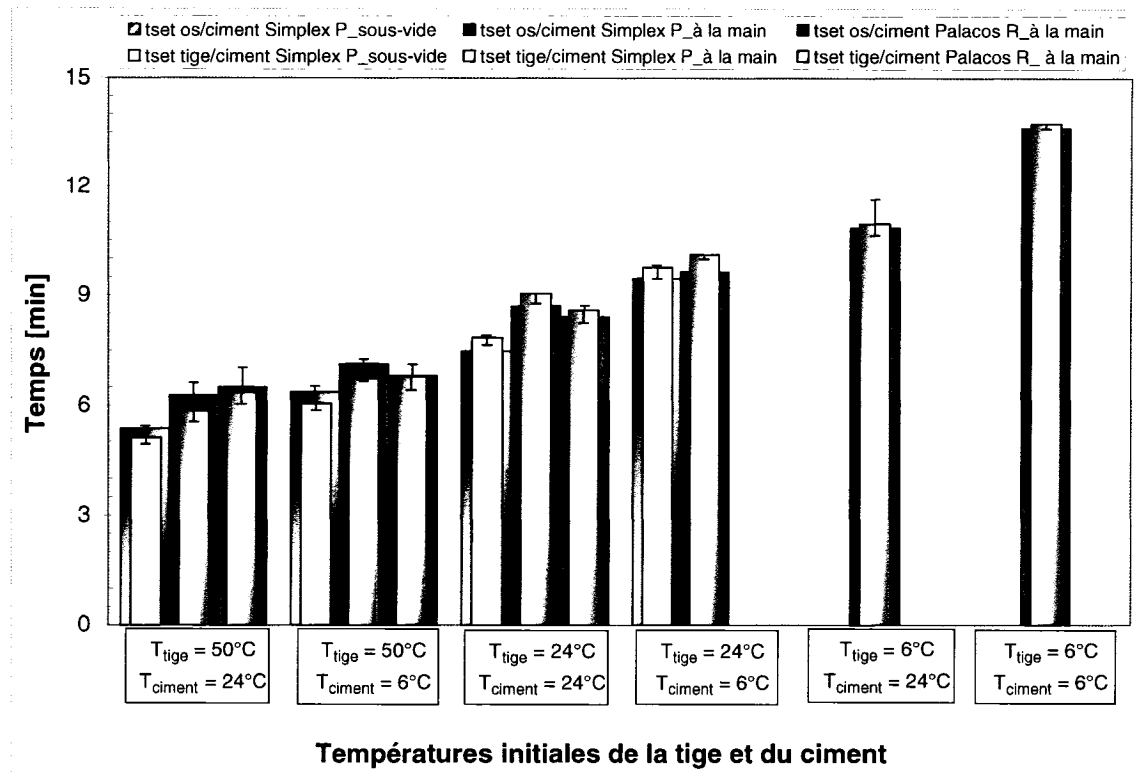


Figure 3.16 Temps de durcissement calculé aux deux interfaces (os/ciment et tige/ciment) pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment osseux du Simplex P mélangé à la main et sous-vide et du Palacos R mélangé à la main.

Selon les résultats de l'analyse statistique (tableau 3.12), l'utilisation du Simplex P ou du Palacos R mélangé à la main résulte en un temps de durcissement semblable à l'interface tige/ciment et os/ciment. En ce qui concerne l'effet de la méthode de mélange utilisée, les données démontrent que le mélange sous-vide réduit de façon significative le temps de durcissement à l'interface os/ciment et tige/ciment, et ce indépendamment de la température initiale de la tige mais lorsque le ciment est initialement à 24 °C.

Tableau 3.12

Résultats du temps de durcissement à l'interface os/ciment et tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main et sous-vide et le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales

		Simplex P mélangé à la main	Simplex P mélangé sous-vide	Palacos R mélangé à la main
		Moyenne ± DS	Moyenne ± DS	Moyenne ± DS
t_{set} à l'interface os/ciment				
T_{tige} 50 °C	T _{ciment} = 24 °C	6,3 ± 0,3	5,4 ± 0,1 *	6,5 ± 0,5^{NS}
	T _{ciment} = 6 °C	7,1 ± 0,1	6,4 ± 0,1^{NS}	6,8 ± 0,3^{NS}
T_{tige} 24 °C	T _{ciment} = 24 °C	8,7 ± 0,3	7,5 ± 0,4 ***	8,4 ± 0,3^{NS}
	T _{ciment} = 6 °C	9,6 ± 0,2	9,5 ± 0,4^{NS}	
t_{set} à l'interface tige/ciment				
T_{tige} 50 °C	T _{ciment} = 24 °C	5,8 ± 0,3	5,1 ± 0,2 *	6,3 ± 0,3^{NS}
	T _{ciment} = 6 °C	6,7 ± 0,1	6,0 ± 0,1^{NS}	6,8 ± 0,4^{NS}
T_{tige} 24 °C	T _{ciment} = 24 °C	9,0 ± 0,3	7,8 ± 0,2 ***	8,6 ± 0,3^{NS}
	T _{ciment} = 6 °C	10,1 ± 0,1	9,8 ± 0,3^{NS}	

NS ⇒ non significatif;

* ⇒ seuil de signification p<0.05; ** ⇒ seuil de signification p<0.01; *** ⇒ seuil de signification p<0.001

3.2 Résultats de l'analyse microstructurale

Cette section présente les résultats obtenus lors de l'analyse microstructurale du ciment osseux préparé sous les différentes conditions initiales. L'analyse microstructurale est divisée en deux parties. La première concerne une analyse de la porosité massique, c'est-à-dire celle qui se trouve à l'intérieur de l'épaisseur du ciment osseux. La deuxième partie est une

analyse de la porosité interfaciale, plus précisément la porosité créée à l'interface tige/ciment suite à la réaction de polymérisation.

3.2.1 Porosité massique

Lors de l'étude de la porosité massique, trois paramètres sont analysés : le nombre de pores, la taille moyenne des pores ainsi que la surface de porosité exprimée en un pourcentage de porosité. Dans un premier temps, deux analyses sont effectuées pour chacun des spécimens afin d'étudier la distribution (circonférentielle et longitudinale ou axiale) de la porosité. Par la suite, pour toutes les conditions initiales simulées, une analyse plus détaillée est réalisée dans chacun des trois groupes d'échantillons soit : Simplex P mélangé à la main, Simplex P mélangé sous-vide et Palacos R mélangé à la main.

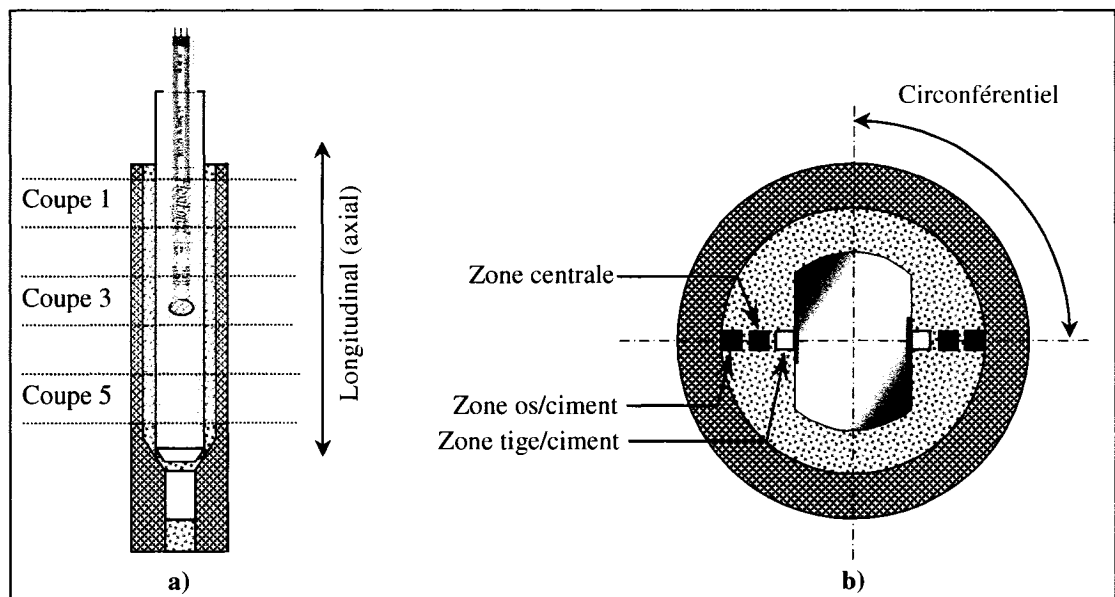


Figure 3.17 Direction de la distribution a) longitudinale et b) circonférentielle.

Trois coupes (figure 3.17 a) de chacun des 37 spécimens sont étudiées. De plus, les trois paramètres mentionnés précédemment sont analysés des deux côtés de la tige à trois endroits différents tels que zone tige/ciment, zone centrale et zone os/ciment (figure 3.17 b).

3.2.1.1 Distribution circonférentielle de la porosité

Cette analyse est réalisée suite à une observation lors de la partie expérimentale. Les capteurs de force placés des deux côtés de la tige n'ont pas toujours mesuré les mêmes valeurs. Une des hypothèses avancées est que la microstructure du PMMA des deux côtés de la tige n'est pas la même. Plus précisément, la porosité n'est pas distribuée de façon uniforme tout autour de l'implant.

Une analyse statistique est réalisée pour chacune des trois coupes de chaque spécimen afin de déterminer si les trois paramètres tels que le nombre de pores, la taille moyenne et la surface de porosité diffèrent entre les deux côtés de la tige. Lors de cette analyse les trois paramètres sont testés de façon globale, c'est-à-dire les zones spécifiques (tige/ciment centrale et os/ciment) ne sont pas prises en compte. Par exemple, le nombre de pores du côté 1 de la coupe 1 représenté par la moyenne du nombre de pores des trois zones spécifiques (tige/ciment, centrale, os/ciment) de ce même côté est comparée avec la moyenne du nombre de pores des trois zones spécifiques du côté 2 (figure 3.18).

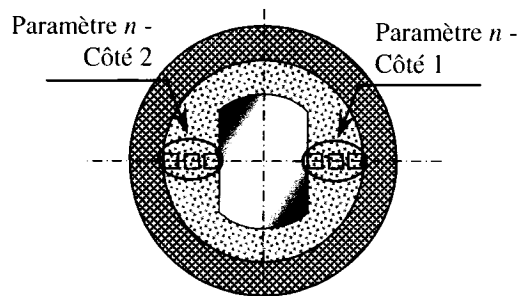


Figure 3.18 Section transversale d'un spécimen.

Dans un premier temps, la distribution de chaque des trois paramètres est testée. Lorsque les résultats démontrent une distribution normale, une analyse de variance à trois facteurs (n° de spécimen, n° de coupe, côté) avec le test *post hoc* Tukey (comparaison multiple) est réalisée. Dans les autres cas, un test non paramétrique, avec une analyse de variance de Kruskal-Wallis est employé. Indépendamment du type de test utilisé, l'intervalle de confiance est de 95%.

Tableau 3.13

Résultats du % de porosité, nombre de pores et la taille de pores obtenus pour le Simplex P mélangé à la main lorsque $T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$.

Spec #	Coupe	Côté	% de porosité	Côté 1	Nombre de pores	Côté 1	Taille de pores [μm]	Côté 1
1	1	1	11,4		22		117	
		2	14,7	NS	32	NS	133	NS
	3	1	18,9		16		161	
		2	17,4	NS	18	NS	151	NS
	5	1	7,7		17		116	
		2	7,3	NS	14	NS	119	NS
8	1	1	9,6		18		111	
		2	9,1	NS	23	NS	120	NS
	3	1	8,6		19		130	
		2	10,0	NS	27	NS	122	NS
	5	1	10,9		15		152	
		2	10,2	NS	24	NS	114	NS
37	1	1	12,4		23		138	
		2	11,0	NS	25	NS	129	NS
	3	1	6,9		14		125	
		2	7,5	NS	17	NS	123	NS
	5	1	6,8		12		146	
		2	11,8	NS	10	NS	298	NS

NS \Leftrightarrow non significatif ($p > 0,05$)

Le nombre d'échantillons (37 spécimens \times 3 coupes \times 3 paramètres), et donc le nombre d'analyses effectuées, est trop volumineux pour présenter les résultats de toutes les analyses. Le tableau 3.13 représente un exemple typique de résultats d'une analyse statistique de trois paramètres analysés et obtenus pour trois spécimens (#1, #8, #37) du Simplex P mélangé à la main pour les conditions initiales de la tige et du ciment suivantes : $T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$.

Pour les 37 spécimens analysés, aucune différence significative entre les deux côtés n'est constatée au niveau de la microstructure du ciment osseux, ni en termes de nombre de pores, de la taille moyenne ou du pourcentage de porosité. Cela signifie que globalement chacun

des trois paramètres analysés est distribué uniformément tout autour de la tige (direction circonférentielle).

3.2.1.2 Distribution longitudinale de la porosité

Une analyse de l'effet de coupe est réalisée afin de déterminer si la porosité massique est distribuée de façon homogène dans la direction longitudinale (le long de la tige). Dans chacun des 37 spécimens, les mêmes paramètres sont étudiés soit: le nombre de pores, la taille moyenne et la surface de porosité. Dans chaque coupe, tous les paramètres sont analysés globalement, c'est-à-dire toutes les zones spécifiques des deux côtés de la tige (côté 1 et côté 2) sont considérées afin de déterminer la valeur moyenne d'un paramètre n (figure 3.19). Par exemple, pour la coupe n° 1, le nombre de pores est représenté par la moyenne du nombre de pores des trois zones spécifique (tige/ciment, centrale et os/ciment) qui se trouvent des deux côtés de la tige. Lors de l'analyse statistique, cette moyenne est comparée avec la valeur obtenue pour les autres coupes. Les combinaisons suivantes sont testés : 1 vs 3, 1 vs 5, 3 vs 5.

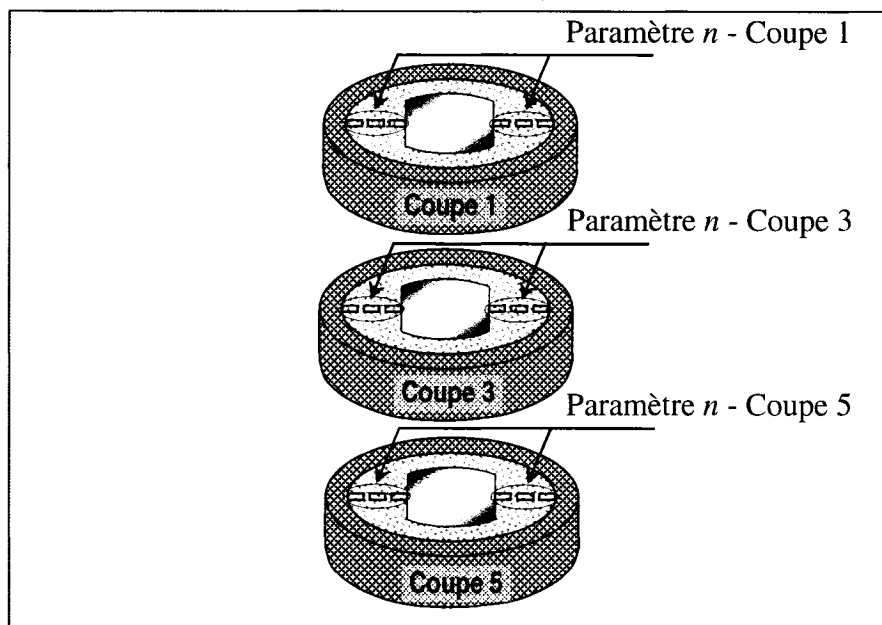


Figure 3.19 *Illustration de la stratégie d'analyse statistique de la distribution longitudinale de la porosité.*

Tout comme dans la section précédente, le grand nombre d'échantillons limite la présentation des résultats de cette analyse. Les résultats de la surface de porosité exprimé en pourcentage de porosité, obtenus pour trois spécimens de Simplex P mélangé à la main lorsque la tige est initialement à 50 °C et le ciment à 24 °C sont présentés à titre représentatif dans le tableau 3.14.

Tableau 3.14

Résultats du % de porosité obtenu pour le Simplex P - mélangé à la main dont la $T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$ lors de l'analyse de l'effet de coupe.

Spec #	Coupe	% de porosité	Coupe		
			1	3	5
1	1	11,4	-		
	3	18,8	NS	-	
	5	7,7	NS	NS	-
8	1	9,5	-		
	3	8,6	NS	-	
	5	10,9	NS	NS	-
37	1	12,4	-		
	3	6,9	NS	-	
	5	6,9	NS	NS	-

NS \Rightarrow non significatif ($p > 0,05$)

En général, la porosité est distribuée de façon uniforme longitudinalement. Les seules différences significatives trouvées concernent le nombre de pores et sont observées dans trois de 37 spécimens ayant les conditions suivantes :

- **Spécimen #2** : Simplex P mélangé à la main : $T_{\text{tige}} = 24 \text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$ – différence significative entre la coupe 3 et 5 (nb de pore respectivement de 21 et 11);
- **Spécimen #28** : Palacos R mélangé à la main : $T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$ – différence significative entre la coupe 1 et 5 (nb de pore respectivement de 32 et 6);

- **Spécimen #26** : Palacos R mélangé à la main : $T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$ – différence significative entre la coupe 1 et 3 (nb de pore respectivement de 24 et 8) et la coupe 1 et 5 (nb de pore respectivement de 24 et 5).

Aucune différence significative n'est observée pour les autres spécimens et ce, autant pour le nombre de pores, la surface de porosité (exprimé en pourcentage de porosité) ou la taille moyenne des pores. Cela signifie, que globalement chacun de ces trois paramètres analysés est distribué uniformément le long de la tige (direction longitudinale).

3.2.1.3 Microstructure du Simplex P - mélange à la main

La microstructure du ciment en termes de nombre de pores, de la surface de porosité exprimée en pourcentage ainsi que de la taille moyenne des pores est analysée à l'intérieur de l'épaisseur du ciment osseux dans les trois zones suivantes : tige/ciment, centrale et os/ciment. Chacun de ces paramètres (le nombre de pores, le % de porosité et la taille moyenne des pores) est analysé globalement dans chaque zone spécifique pour une condition donnée. Par exemple, afin d'analyser le nombre de pores dans la zone tige/ciment entre deux groupes de conditions initiales de la tige et du ciment, la valeur moyenne du nombre de pores dans la zone tige/ciment des trois coupes des spécimens du groupe n°1 est comparée avec la valeur moyenne du nombre de pores dans la zone tige/ciment des trois coupes des spécimens du groupe n°2. La microstructure du Simplex P mélangé à la main, polymérisant sous les différentes conditions initiales de la tige et du ciment, est présentée sur la figure 3.20.

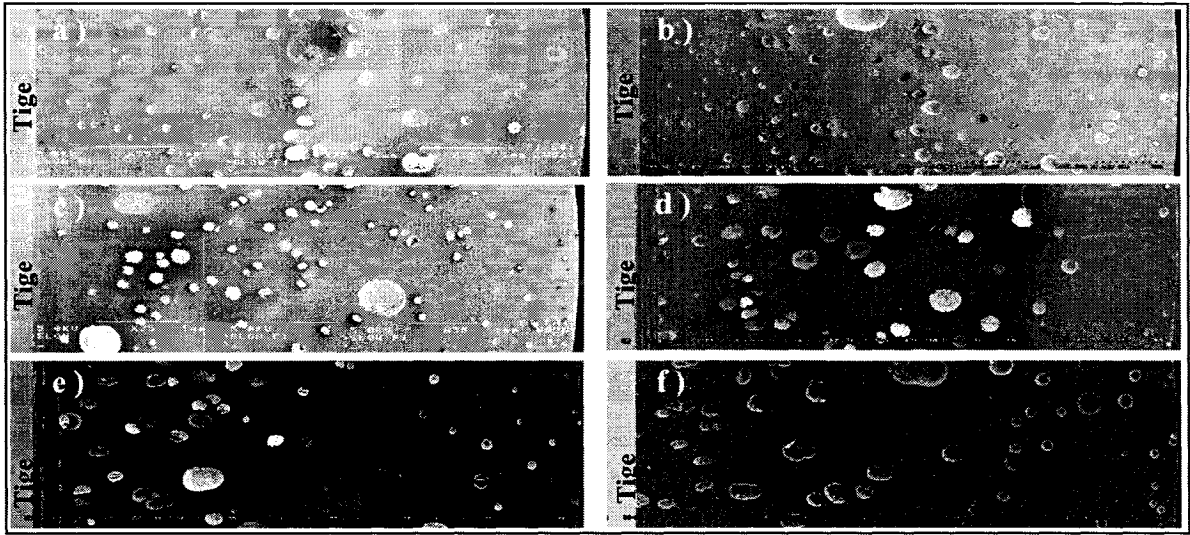


Figure 3.20 *Microstructure du Simplex P mélangé à la main et polymérisé sous les conditions suivantes : a) $T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$; b) $T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$; c) $T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$; d) $T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$; e) $T_{\text{tige}} = 6\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$; f) $T_{\text{tige}} = 6\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$.*

Dans un premier temps, la distribution de chaque paramètre dans les trois zones est étudiée. Par la suite, une analyse de l'effet de la température initiale (pré-chauffage et pré-refroidissement) de la tige sur la microstructure est réalisée. Finalement, l'effet de l'entreposage du PMMA à basse température ($T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$), par rapport à l'entreposage du PMMA à la température ambiante ($T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$) est examiné. Un total de six combinaisons de température initiale de la tige et du ciment est étudié.

3.2.1.3.1 Nombre de pores

La figure 3.21 regroupe plusieurs informations concernant le nombre de pores de tous les 84 échantillons analysés. Premièrement, il est possible de différencier les résultats des trois zones d'analyse. De plus, il est possible de visualiser les effets de la température initiale de la tige et aussi du ciment osseux. Les colonnes pleines représentent les résultats (la valeur moyenne et l'écart-type) pour les spécimens dont $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$. Cependant, les colonnes rayées correspondent aux résultats (la valeur moyenne et l'écart-type) obtenus pour les spécimens dont $T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$. Une analyse complète de chaque de ces effets est présentée dans les sections suivantes.

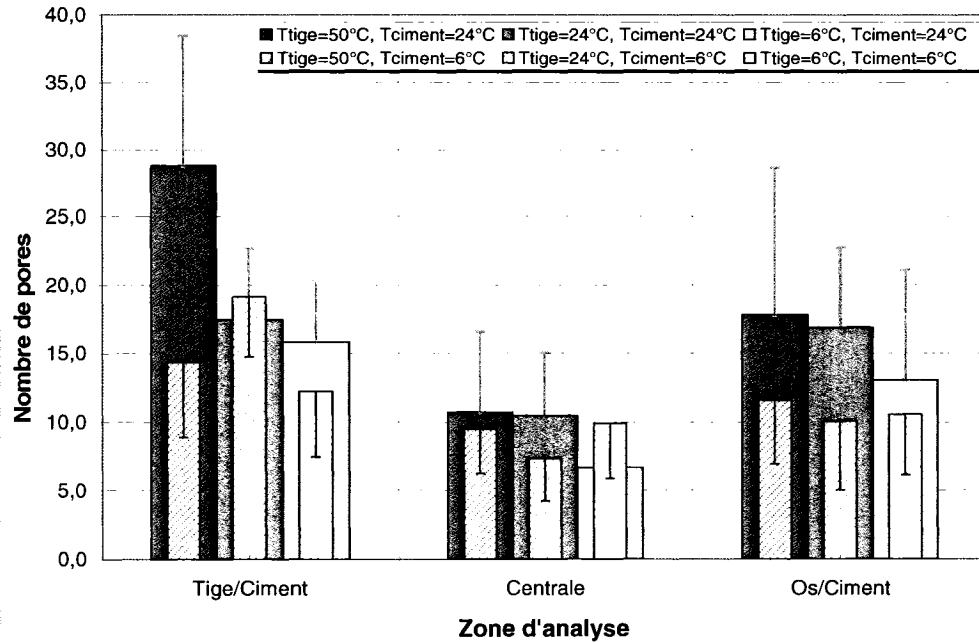


Figure 3.21 *Nombre de pores dans les trois zones pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.*

Le nombre de pores varie en fonction de la zone analysée (tige/ciment, centrale, os/ciment) indépendamment des conditions initiales de la tige et du ciment. Une tendance générale indique que le plus grand nombre de pores est observé dans la zone adjacente à l'interface tige/ciment. En se déplaçant dans la direction radiale vers le centre de l'épaisseur du ciment, le nombre de pores diminue de façon significative et ensuite augmente en se rapprochant de l'interface os/ciment. Le cas où la prothèse est initialement à 6 °C ($T_{\text{tige}} = 6^{\circ}\text{C}$) est implantée dans ciment entreposé à 6 °C (colonnes jaunes rayées) fait partie d'une exception. La distribution du nombre de pores est assez uniforme à travers l'épaisseur du PMMA.

3.2.1.3.2 Surface de porosité

Les résultats présentés sur la figure 3.22 suggèrent que la surface de porosité n'est pas distribuée uniformément à l'intérieur du ciment dans la direction radiale. Dans les cas suivants, $T_{\text{tige}} = 24^{\circ}\text{C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24^{\circ}\text{C}$ (colonnes vertes pleines), $T_{\text{tige}} = 24^{\circ}\text{C}$ et $T_{\text{ciment}} = 6^{\circ}\text{C}$ (colonnes vertes rayées), $T_{\text{tige}} = 6^{\circ}\text{C}$ et $T_{\text{ciment}} = 6^{\circ}\text{C}$ (colonnes jaunes rayées),

il est observé que les surfaces de porosité dans la zone adjacente à l'interface tige/ciment et la zone centrale sont semblables et qu'elles diminuent en se déplaçant vers l'interface os/ciment.

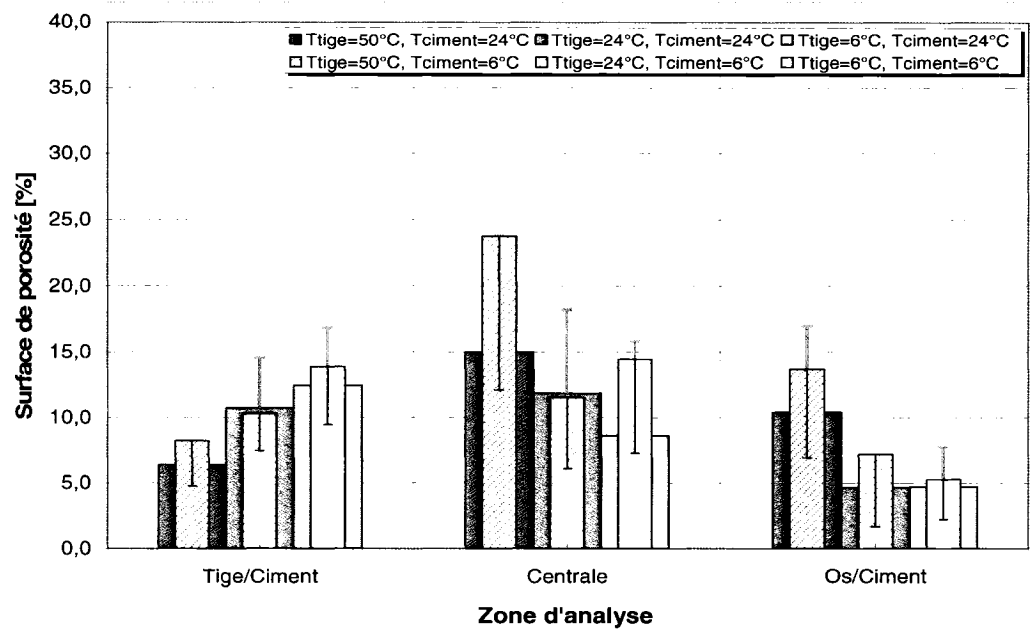


Figure 3.22 Surface de porosité dans les trois zones pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.

Lorsque la température de la tige est de 50 °C (colonnes roses pleines et rayées), peu importe la température initiale du PMMA, la plus petite surface de porosité est notée dans la zone tige/ciment. Cette surface augmente de façon significative pour diminuer en s'approchant de l'interface os/ciment.

3.2.1.3.3 Taille moyenne de pores

Selon les résultats de la taille moyenne des pores aux trois zones, une tendance générale est observée pour toutes les conditions initiales (figure 3.23). Notamment, les pores sont plus petits dans les deux zones interfaciales (tige/ciment et os/ciment) par rapport à ceux de la zone centrale.

Lorsque la tige est initialement à 50 °C (colonnes roses pleines et rayées), une augmentation de la taille de pores de 42 % et 58 % (dépendamment de la température initiale du ciment) est notée dans la zone os/ciment par rapport à la zone tige/ciment. Dans les autres cas, le phénomène contraire se produit, c'est-à-dire que les pores sont plus petits près de l'interface os/ciment comparativement à l'interface tige/ciment.

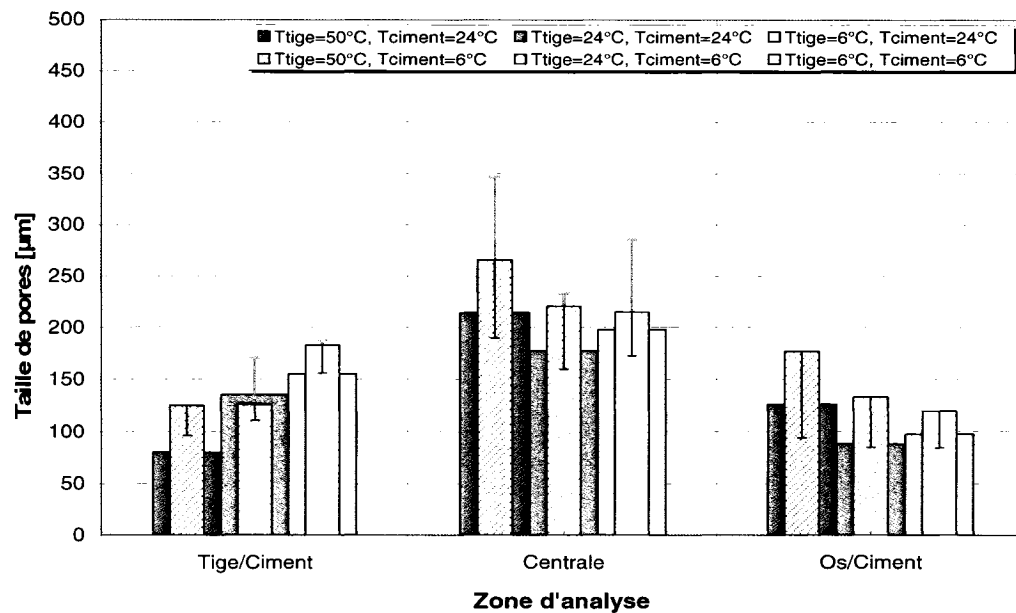


Figure 3.23 Taille de pores dans les trois zones pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.

3.2.1.3.4 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige})

Lors de cette analyse, le pré-chauffage et le pré-refroidissement de la tige sont étudiés pour deux températures initiales du ciment : $T_{ciment} = 24\text{ °C}$ et 6 °C . Le tableau 3.15 présente les valeurs moyennes avec les écart-type de chaque paramètre analysé (le nombre de pores, la surface de porosité et la taille moyenne de pores) ainsi que les résultats d'analyse statistique obtenus pour le ciment entreposé à la température pièce ($T_{ciment} = 24\text{ °C}$).

Selon les résultats, lorsque $T_{ciment} = 24\text{ °C}$, le pré-chauffage de la prothèse ($T_{tige} = 50\text{ °C}$) a pour effet d'augmenter de façon significative ($p < 0,001$) près de l'interface tige/ciment le

nombre de pores et de diminuer la taille moyenne des pores. Conséquemment, une réduction significative ($p < 0,05$) de pourcentage de porosité, dans cette zone est observée. Cependant, près de l'interface os/ciment, la taille moyenne des pores augmente de manière significative ce qui entraîne l'augmentation de la surface de porosité. La zone centrale semble ne pas être influencée par le pré-chauffage de la tige. Le refroidissement de la prothèse n'a pas d'effet sur la microstructure du ciment osseux sauf pour le pourcentage de porosité dans la zone centrale où les résultats démontrent une réduction significative ($p < 0,05$).

Tableau 3.15

Résultats de la microstructure du Simplex P mélange à la main lorsque $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$.

		$T_{\text{tige}} = 24 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$
Paramètre	Zone	Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Nombre de pores	Tige/Ciment	18 \pm 5	28 \pm 9 ***	16 \pm 4 ^{NS}
	Centrale	11 \pm 5	11 \pm 6 ^{NS}	7 \pm 3 ^{NS}
	Os/Ciment	17 \pm 6	17 \pm 10 ^{NS}	13 \pm 8 ^{NS}
% de porosité	Tige/Ciment	10,7 \pm 3,8	6,3 \pm 1,5 *	12,4 \pm 4,4 ^{NS}
	Centrale	11,9 \pm 6,4	15,0 \pm 8,8 ^{NS}	8,6 \pm 7,2 *
	Os/Ciment	4,7 \pm 1,1	11,8 \pm 8,4 **	4,7 \pm 3,1 ^{NS}
Taille moyenne de pores [μm] (min-max)	Tige/Ciment	136 \pm 34 (90-232)	80 \pm 9 *** (66-101)	155 \pm 32 ^{NS} (102-195)
	Centrale	177 \pm 56 (123-301)	211 \pm 134 ^{NS} (132-708)	198 \pm 88 ^{NS} (95-330)
	Os/Ciment	89 \pm 15 (59-119)	129 \pm 46 *** (85-250)	98 \pm 16 ^{NS} (67-127)

DS \Rightarrow déviation standard

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0,05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0,01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0,001$

Le tableau 3.16 regroupe les valeurs moyennes avec les écart-type de chaque paramètre analysé (le nombre de pores, la surface de porosité et la taille moyenne de pores) ainsi que les résultats d'analyse statistique obtenus pour le ciment entreposé à la basse température ($T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$).

Le pré-chauffage de l'implant ($T_{\text{tige}} = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$) n'a pas d'influence significative sur le nombre de pores dans aucune zone. Par contre, la surface de porosité augmente significativement dans la zone centrale ainsi que près de l'interface os/ciment. De plus, dans cette dernière zone, la taille moyenne des pores est plus grande. Le refroidissement de la prothèse ($T_{\text{tige}} = 6\text{ }^{\circ}\text{C}$) augmente significativement la taille moyenne des pores et réduit simultanément le nombre de pores près de l'interface tige/ciment. Par conséquent, la surface de porosité ne change pas de façon significative.

Tableau 3.16

Résultats de la microstructure du Simplex P mélange à la main lorsque $T_{\text{ciment}} = 6\text{ }^{\circ}\text{C}$.

		$T_{\text{tige}} = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 6\text{ }^{\circ}\text{C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Nombre de pores	Tige/Ciment	19 \pm 4	14 \pm 5 ^{NS}	12 \pm 5 *
	Centrale	7 \pm 3	10 \pm 3 ^{NS}	10 \pm 4 ^{NS}
	Os/Ciment	10 \pm 5	12 \pm 5 ^{NS}	11 \pm 4 ^{NS}
% de porosité	Tige/Ciment	10,3 \pm 2,8	8,2 \pm 3,4 ^{NS}	13,9 \pm 5,0 ^{NS}
	Centrale	11,5 \pm 5,4	23,8 \pm 18,7 **	13,7 \pm 6,8 ^{NS}
	Os/Ciment	7,2 \pm 5,5	13,7 \pm 6,8 *	5,3 \pm 3,2 ^{NS}
Taille moyenne de pores [μm] (min-max)	Tige/Ciment	126 \pm 15 (103-167)	125 \pm 29 ^{NS} (91-180)	183 \pm 27 *** (138-231)
	Centrale	221 \pm 61 (126-354)	266 \pm 76 ^{NS} (175-407)	215 \pm 44 ^{NS} (148-286)
	Os/Ciment	133 \pm 48 (89-253)	177 \pm 83 *** (101-423)	120 \pm 36 ^{NS} (82-234)

DS \Rightarrow déviation standard

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

3.2.1.3.5 Effet du refroidissement du ciment osseux

L'effet du refroidissement du ciment osseux ($T_{\text{ciment}} = 6^{\circ}\text{C}$) est analysé pour trois différentes températures initiales de la tige soit 24°C , 50°C et 6°C . Les résultats sont présentés à l'annexe III. Lorsque $T_{\text{tige}} = 24^{\circ}\text{C}$, le refroidissement du ciment osseux ($T_{\text{ciment}} = 6^{\circ}\text{C}$) influence très peu la microstructure du PMMA. Seul le nombre de pores et la taille moyenne des pores dans la zone os/ciment, est respectivement réduit ($p < 0,01$) et augmentée ($p < 0,01$) de façon significative. Toutefois, la surface de porosité demeure sans changement significatif. Lorsque $T_{\text{tige}} = 50^{\circ}\text{C}$, le refroidissement du ciment augmente significativement la taille des pores dans les trois zones. De plus, dans la zone centrale le nombre de pores n'est pas influencé tandis que dans les deux zones interfaciales, une réduction significative de nombre de pores est observée. Par conséquent, la surface des pores exprimée en pourcentage de porosité change de façon significative seulement dans la zone centrale. Une augmentation de 60 % est alors notée. Finalement, lorsque $T_{\text{tige}} = 6^{\circ}\text{C}$, le refroidissement a un effet suivant. La surface de porosité augmente significativement ($p < 0,01$) dans la zone centrale de 60 %. Toutefois, le nombre de pores et la taille moyenne des pores dans cette zone augmentent, mais de façon non significative. Dans les deux zones interfaciales, seule la taille des pores change de manière significative ($p < 0,05$).

3.2.1.4 Microstructure du Simplex P - mélange sous-vide

La même procédure d'analyse de la microstructure qui a été utilisée pour le Simplex P mélangé à la main est ici employée pour le Simplex P mélangé sous-vide. La figure 3.24 présente la microstructure du Simplex P mélangé sous-vide et polymérisé sous les différentes conditions initiales de la tige et du ciment. Un total de 72 échantillons de quatre combinaisons de température initiale de la tige et du ciment est étudié.

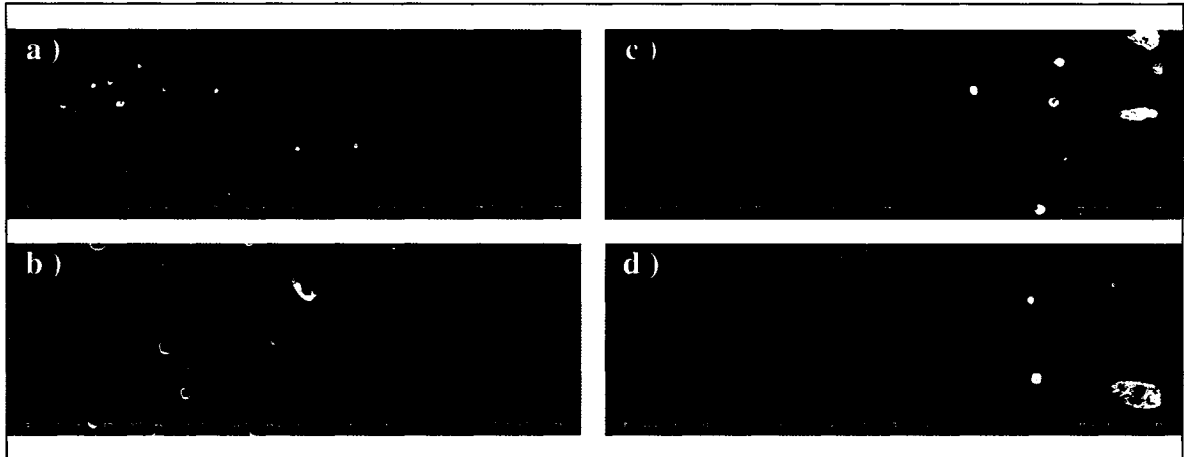


Figure 3.24 *Microstructure du Simplex P mélange sous-vide et polymérisé sous les conditions suivantes : a) $T_{tige} = 50\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$; b) $T_{tige} = 50\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ °C}$; c) $T_{tige} = 24\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$; d) $T_{tige} = 24\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ °C}$.*

3.2.1.4.1 Nombre de pores

La figure 3.25 présente les résultats concernant le nombre de pores obtenus pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment.

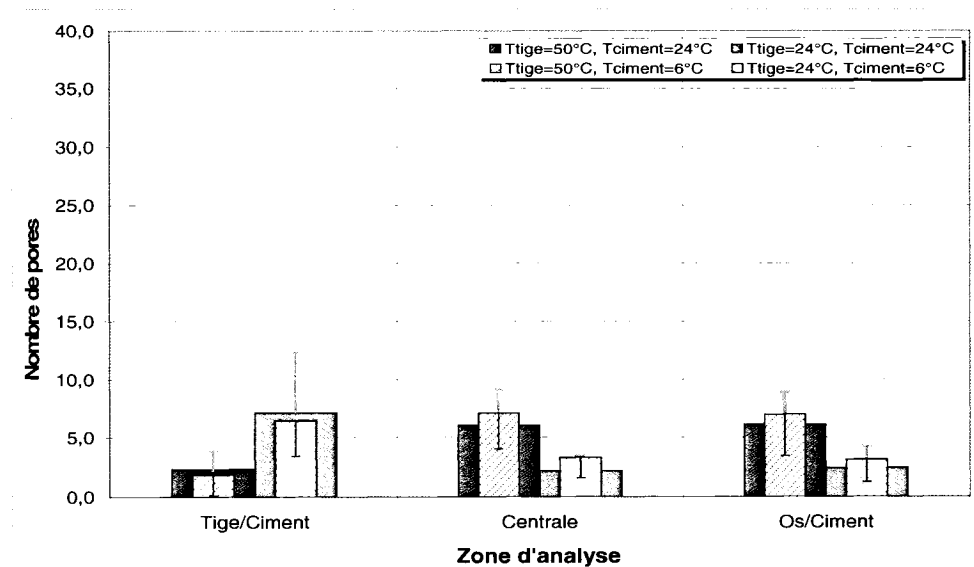


Figure 3.25 *Nombre de pores dans les trois zones pour le Simplex P mélangé sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales.*

Nous remarquons que le Simplex P mélangé sous-vide résulte en un nombre de pores peu élevé (comparativement au même ciment mélangé à la main). Deux tendances peuvent être observées d'après les résultats. Premièrement, lorsque la tige est à 24 °C (colonnes vertes pleines et rayées), le nombre de pores est distribué de façon semblable dans la zone centrale et os/ciment. Cependant le nombre de pores mesuré dans la zone tige/ciment est plus élevé. Finalement, le phénomène inverse se produit dans le cas où la tige est à 50 °C (colonnes roses pleines et rayées).

3.2.1.4.2 Surface de porosité

Les résultats de la microstructure (figure 3.26) démontrent que la zone adjacente à l'interface tige/ciment n'est quasiment pas couverte par les pores lorsque la tige est à 50 °C (colonnes roses pleines et rayées).

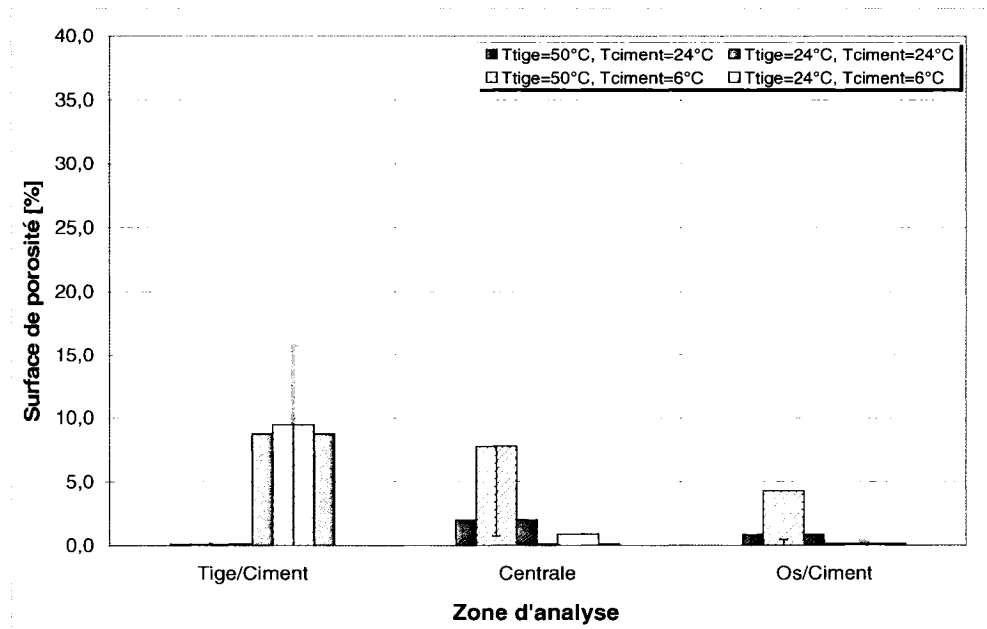


Figure 3.26 Surface de porosité dans les trois zones pour le Simplex P mélangé sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales.

Pour cette même température de la tige, dans les deux autres zones, une légère augmentation est notée lorsque le ciment est à 24 °C (colonnes roses pleines), mais une augmentation plus

importante survient quand le ciment est à 6 °C (colonnes roses rayées). Pour la tige implantée à 24 °C, la surface de porosité est très peu élevée (dépendamment de T_{ciment} de 0,1 à 0,9%) dans la zone centrale et os/ciment. Cependant, environ 9% de la zone adjacente à l'interface tige/ciment est couverte par la porosité.

3.2.1.4.3 Taille moyenne de pores

Les mêmes tendances concernant la taille moyenne de pores que celles présentées lors de l'analyse de nombre de pores sont observées. Lorsque la tige est à 50 °C (figure 3.27, colonnes roses pleines et rayées), la taille moyenne des pores dans la zone tige/ciment est d'environ 40 μm tandis que dans les deux autres zones les pores sont plus grands; leurs tailles varient entre 60 et 160 μm dépendamment de la température initiale du PMMA. Dans le cas où la tige est à 24 °C (figure 3.27, colonnes vertes pleines et rayées), des plus grands pores (taille d'environ 170 μm) se trouvent dans la zone tige/ciment. Dans les deux autres zones, les pores sont beaucoup plus petits (environ 40 μm).

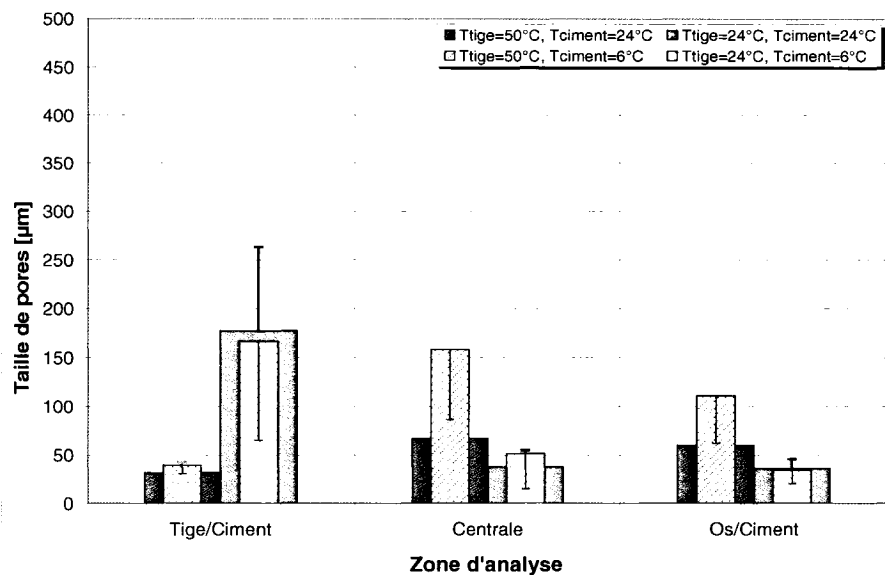


Figure 3.27 Taille moyenne de pores dans les trois zones pour le Simplex P mélangé sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales.

3.2.1.4.4 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige})

Les tableaux 3.17 et 3.18 regroupent les résultats de l'analyse de l'effet du pré-chauffage de la tige (T_{tige}), lorsque $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$ respectivement, sur chacun des trois paramètres (le nombre de pores, la surface de porosité et la taille moyenne de pores).

Tableau 3.17

Résultats de la microstructure du Simplex P mélange sous-vide lorsque $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$.

Paramètre	Zone	$T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Nombre de pores	Tige/Ciment	7 \pm 5	2 \pm 1 ***
	Centrale	2 \pm 1	6 \pm 3 ***
	Os/Ciment	2 \pm 2	6 \pm 3 ***
% de porosité	Tige/Ciment	8,8 \pm 7,0	0,1 \pm 0,1 ***
	Centrale	0,1 \pm 0,1	2,0 \pm 3,2 ***
	Os/Ciment	0,1 \pm 0,2	0,8 \pm 0,6 ***
Taille moyenne de pores [μm] (min-max)	Tige/Ciment	178 \pm 86 (40-330)	32 \pm 10 *** (19-61)
	Centrale	38 \pm 17 (20-96)	67 \pm 39 ** (18-172)
	Os/Ciment	36 \pm 10 (23-57)	60 \pm 23 *** (34-123)

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

Lorsque $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$, le pré-chauffage de la tige ($T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$) entraîne des changements sur les trois paramètres analysés dans les trois zones de façon très significative. Dans la zone adjacente à l'interface tige/ciment, une réduction significative ($p < 0,001$) du nombre de pores de 70 % ainsi que de la taille moyenne de pores de 82% est observée. Par conséquent, la surface de porosité dans cette zone est réduite aussi de façon significative ($p < 0,001$) de 91 %. Néanmoins, dans les deux autres zones (adjacente à l'interface os/ciment et centrale), le pré-

chauffage de la tige augmente significativement le nombre de pores et leur taille moyenne. Cela résulte en une surface de porosité plus importante.

Tableau 3.18

Résultats de la microstructure du Simplex P mélange sous-vide lorsque $T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$.

Paramètre	Zone	$T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Nombre de pores	Tige/Ciment	6 \pm 3	2 \pm 2 ***
	Centrale	3 \pm 2	7 \pm 3 ***
	Os/Ciment	3 \pm 2	7 \pm 4 ***
% de porosité	Tige/Ciment	9,5 \pm 11,2	0,1 \pm 0,1 ***
	Centrale	0,9 \pm 1,7	7,8 \pm 7,1 ***
	Os/Ciment	0,1 \pm 0,1	4,3 \pm 3,9 ***
Taille moyenne de pores [μm] (min-max)	Tige/Ciment	167 \pm 101 (55-471)	40 \pm 9 *** (28-53)
	Centrale	52 \pm 37 (16-141)	158 \pm 72 *** (75-311)
	Os/Ciment	34 \pm 14 (20-83)	111 \pm 49 *** (36-242)

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

La même tendance est observée lorsque la température initiale du ciment est de 6 °C . Le pré-chauffage de la tige ($T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$) diminue de façon significative dans la zone près de l'interface tige/ciment tous les paramètres soit : le nombre de pores, leur taille moyenne et la surface de porosité de 67 %, 76 % et 99 % respectivement. De plus, une augmentation de ces mêmes paramètres est notée dans les deux autres zones, soit centrale et os/ciment.

3.2.1.4.5 Effet du refroidissement du ciment osseux

Selon les données recueillies (annexe III), le refroidissement du PMMA ($T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$), indépendamment de T_{tige} , n'influence pas la microstructure en termes de nombre de pores

dans aucunes des trois zones. Dans la zone centrale, une augmentation significative ($p < 0,05$ et $p < 0,001$) de la surface de porosité est observée pour la température initiale de la tige de 24 °C et de 50 °C respectivement. De plus, lorsque la tige est à 50 °C, la surface de porosité augmente aussi ($p < 0,001$) dans la zone os/ciment. La taille moyenne de pores, n'est pas influencée lorsque la tige est à 24 °C, mais elle augmente de façon significative dans toutes les zones lorsque la tige est pré-chauffée à 50 °C.

3.2.1.5 Microstructure du Palacos R - mélange à la main

Un total de 66 échantillons de trois combinaisons de conditions initiales de la tige et du PMMA est analysé. La microstructure du Palacos R mélangé à la main polymérisant sous les différentes conditions initiales de la tige et du ciment est présentée sur la figure 3.28.

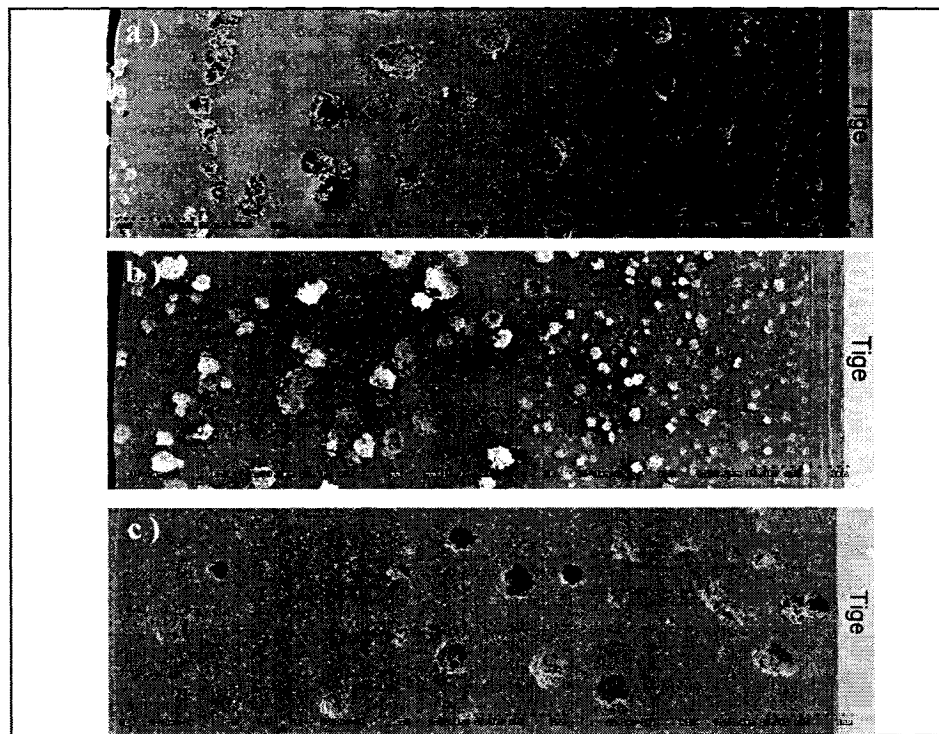


Figure 3.28 *Microstructure du Palacos R mélangé à la main et polymérisé sous les conditions suivantes : a) $T_{tige} = 50\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$; b) $T_{tige} = 50\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ °C}$; c) $T_{tige} = 24\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$.*

La forme des pores observés à l'intérieur du Palacos R diffère de celle observée à l'intérieur du Simplex P. Les pores dans le Simplex P sont plutôt ronds avec un contour lisse et bien défini. Toutefois, les pores dans le Palacos R ont une forme plus irrégulière.

3.2.1.5.1 Nombre de pores

La figure 3.29 regroupe les résultats concernant le nombre de pores obtenus pour différentes conditions initiales. Le plus grand nombre de pores est observé dans la zone tige/ciment lorsque la tige initialement à 50 °C est implantée dans le ciment entreposé à 6 °C (colonne rose rayée). Lorsque la tige est pré-chauffée à 50 °C, indépendamment de T_{ciment} , une tendance générale est notée (colonnes roses pleines et rayées). En se déplaçant radialement de l'interface tige/ciment vers le centre de l'épaisseur du ciment osseux, le nombre de pores diminue d'abord pour ensuite augmenter en se rapprochant vers l'interface os/ciment. Une similarité est remarquée pour la tige de 24 °C (colonnes vertes), à l'exception que le nombre de pores dans la zone centrale et os/ciment est relativement semblable.

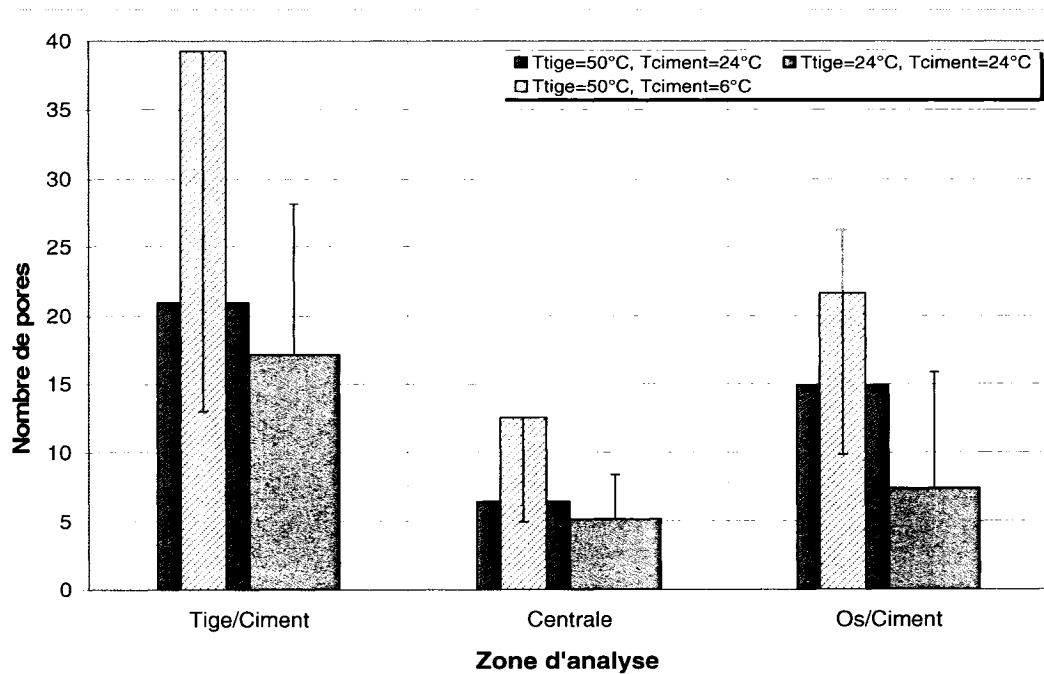


Figure 3.29 Nombre de pores dans les trois zones pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.

3.2.1.5.2 Surface de porosité

Les résultats concernant la surface de porosité obtenus pour différentes conditions initiales sont regroupés et présentés sur la figure 3.30. Lorsque la tige est pré-chauffée à 50 °C, indépendamment de T_{ciment} (colonnes roses pleines et rayées), la surface de porosité augmente successivement de l'interface tige/ciment vers l'interface os/ciment. Dans le cas où la tige est à 24 °C, le phénomène inverse se produit. La plus grande surface de porosité est observée dans la zone os/ciment lorsque la tige préchauffée à 50 °C est implantée dans le ciment entreposé à 6 °C.

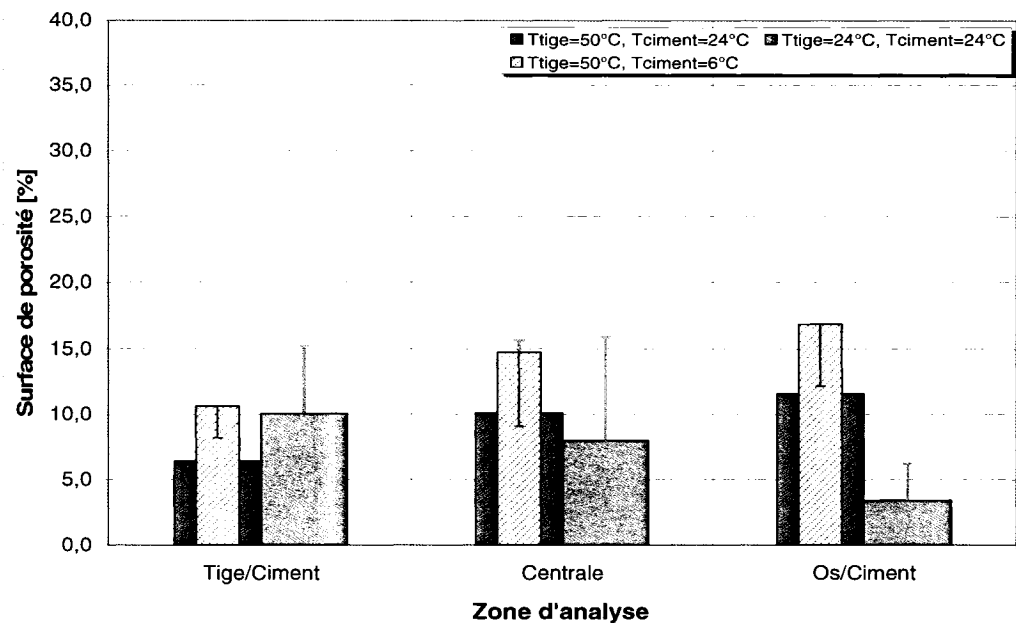


Figure 3.30 Surface de porosité dans les trois zones pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.

3.2.1.5.3 Taille moyenne de pores

La figure 3.31 regroupe les résultats concernant la taille moyenne de pores obtenus pour différentes conditions initiales. Une tendance générale est observée indépendamment de la température initiale de la tige et du ciment. Une augmentation de la taille des pores est notée

dans la zone centrale par rapport aux deux zones interfaciales. La taille moyenne de pores varie de 120 μm à 245 μm , de 123 μm à 220 μm et de 109 μm à 223 μm respectivement dans la zone tige/ciment, zone centrale et zone os/ciment.

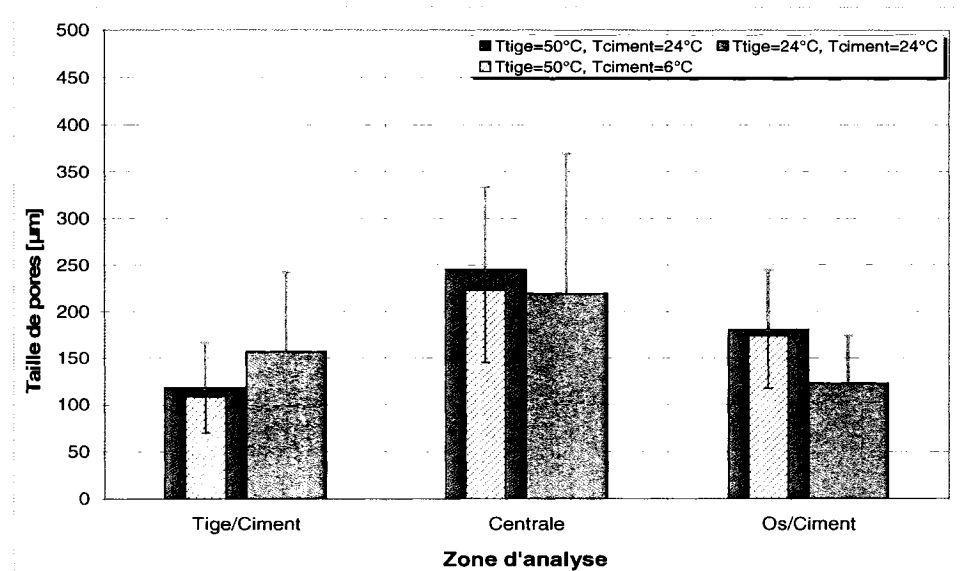


Figure 3.31 *Taille de pores dans les trois zones pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.*

3.2.1.5.4 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige})

Le nombre limité de combinaisons des températures initiales de la tige et du ciment osseux effectué lors de l'utilisation du Palacos R mélangé à la main permet de présenter les résultats de deux analyses (effet du pré-chauffage de la tige et effet du refroidissement du PMMA) dans un seul tableau (soit le tableau 3.19), contrairement au Simplex P. La combinaison $T_{\text{tige}} = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$ sert de condition de référence. L'étude statistique est réalisée de même manière que précédemment.

Le pré-chauffage de la tige ($T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$) n'influence aucun des trois paramètres analysés dans la zone centrale. Pourtant, dans la zone adjacente à l'interface tige/ciment, des réductions significatives ($p < 0,05$) de la taille moyenne de pores et de la surface de porosité sont observées de 25 % et 37 % respectivement. Finalement, dans la zone adjacente à l'interface os/ciment, la taille moyenne augmente significativement ($p < 0,001$) de 47 %. De plus, un plus grand nombre de pores est observé dans cette zone. Par conséquent, la surface de porosité est plus de 3 fois supérieure par rapport au cas où la tige est implantée à la température de la pièce (24 °C).

Tableau 3.19

Résultats de la microstructure du Palacos R mélangé à la main.

		$T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$ $T_{\text{pièce}} = 24\text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$ $T_{\text{pièce}} = 24\text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$ $T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$
Paramètre	Zone	Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Nombre de pores	Tige/Ciment	21 \pm 18	17 \pm 11 ^{NS}	39 \pm 26 ^{**}
	Centrale	6 \pm 3	5 \pm 3 ^{NS}	13 \pm 8 ^{**}
	Os/Ciment	15 \pm 11	7 \pm 8 ^{**}	22 \pm 12 [*]
% de porosité	Tige/Ciment	6,4 \pm 4,1	10,1 \pm 5,1 [*]	10,6 \pm 2,4 ^{***}
	Centrale	10,1 \pm 5,6	8,0 \pm 7,9 ^{NS}	14,7 \pm 5,6 ^{**}
	Os/Ciment	11,6 \pm 4,7	3,4 \pm 2,8 ^{***}	16,9 \pm 4,7 ^{***}
Taille moyenne de pores [μm] (min-max)	Tige/Ciment	119 \pm 48 (75-243)	158 \pm 85 [*] (83-434)	109 \pm 39 ^{NS} (66-189)
	Centrale	245 \pm 88 (78-504)	220 \pm 150 ^{NS} (67-676)	223 \pm 77 ^{NS} (115-418)
	Os/Ciment	181 \pm 63 (105-366)	123 \pm 50 ^{***} (27-255)	174 \pm 57 ^{NS} (109-336)

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0,05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0,01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0,001$

3.2.1.5.5 Effet du refroidissement du ciment osseux (T_{ciment})

Selon les résultats de l'analyse statistique présentés en bleu dans le tableau 3.19, l'entreposage du ciment osseux à basse température ($T_{\text{ciment}} = 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$) avant l'implantation, n'a pas d'effet significatif sur sa microstructure en termes de taille de pores dans aucune des trois zones. Toutefois, le nombre de pores augmente de façon significative, indépendamment de la zone. Cette augmentation résulte en une surface de porosité significativement plus élevée de 46 % dans la zone os/ciment ($p < 0,001$) et centrale ($p < 0,01$) et de 65 % dans la zone adjacente à l'interface tige/ciment ($p < 0,001$).

3.2.1.6 Effet de la méthode de mélange et du type de ciment osseux sur la porosité massique

Les résultats de l'analyse statistique de l'effet de la méthode de mélange ainsi que le type de ciment osseux sur le nombre de pores sont présentés dans le tableau 3.20. Selon les résultats, l'effet du type de ciment dépend principalement de la température initiale de la tige et du ciment. Lorsque la tige est initialement à $50 \text{ }^{\circ}\text{C}$ et le ciment à $24 \text{ }^{\circ}\text{C}$, aucune différence significative au niveau du nombre de pores n'est observée dans aucune des zones. Lorsque le ciment osseux est refroidi à $6 \text{ }^{\circ}\text{C}$ et la tige est initialement à $50 \text{ }^{\circ}\text{C}$, le Palacos R résulte en un nombre de pores significativement plus élevé dans la zone tige/ciment et os/ciment. Cependant, dans le cas où la tige et le ciment sont initialement à $24 \text{ }^{\circ}\text{C}$, le plus grand nombre de pores est observé dans la zone centrale et os/ciment dans le cas du Simplex P.

En ce qui concerne l'effet de la méthode de mélange, les résultats démontrent que dans le cas du Simplex P, le mélange sous-vide réduit de nombre de pores de façon significative dans toutes les zones et pour toutes les conditions initiales étudiées, à l'exception de la zone centrale et os/ciment lorsque la tige est initialement à $50 \text{ }^{\circ}\text{C}$ et le ciment à $6 \text{ }^{\circ}\text{C}$.

Tableau 3.20

Résultats de la microstructure en termes de nombre de pores du Simplex P mélangé à la main et sous-vide et du Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales

			Simplex P mélangé à la main	Simplex P mélangé sous-vide	Palacos R mélangé à la main
			Moyenne ± DS		
			Nombre de pores		
T_{tige} 50 °C	T_{ciment} 24 °C	Tige/Ciment	28 ± 9	2 ± 1 ***	21 ± 18^{NS}
		Centrale	11 ± 6	6 ± 3 ***	6 ± 3^{NS}
		Os/Ciment	18 ± 10	6 ± 3 ***	15 ± 11^{NS}
	T_{ciment} 6 °C	Tige/Ciment	14 ± 5	2 ± 2 ***	39 ± 26 **
		Centrale	10 ± 3	7 ± 3^{NS}	13 ± 8^{NS}
		Os/Ciment	12 ± 5	7 ± 4^{NS}	22 ± 12 **
T_{tige} 24 °C	T_{ciment} 24 °C	Tige/Ciment	18 ± 5	7 ± 5 ***	17 ± 11^{NS}
		Centrale	11 ± 5	2 ± 1 ***	5 ± 3 **
		Os/Ciment	17 ± 6	2 ± 2 ***	7 ± 8 ***
	T_{ciment} 6 °C	Tige/Ciment	19 ± 4	6 ± 3 ***	
		Centrale	7 ± 3	3 ± 2 *	
		Os/Ciment	10 ± 5	3 ± 2 **	

NS ⇒ non significatif;

* ⇒ seuil de signification $p < 0.05$; ** ⇒ seuil de signification $p < 0.01$; *** ⇒ seuil de signification $p < 0.001$

Le tableau 3.21 regroupe les résultats de l'analyse concernant l'effet de la méthode de mélange et du type de ciment osseux sur la surface de porosité dans les zones spécifiques. Selon les résultats, la surface couverte de porosité dans le cas du Simplex P et du Palacos R mélangés à la main est semblable. Ce n'est toutefois pas le cas dans la zone centrale lorsque la tige est initialement à 50 °C et le ciment à 6 °C ainsi que dans la zone centrale et os/ciment lorsque la tige et le ciment sont initialement à 24 °C.

En ce qui concerne l'effet de la méthode de mélange, les résultats démontrent que le mélange sous-vide du Simplex P résulte en une surface de porosité inférieure à celle trouvée pour le mélange à la main pour toutes les conditions initiales et les zones analysées, à l'exception de la zone tige/ciment lorsque la tige est initialement à 24 °C.

Tableau 3.21

Résultats de la microstructure en termes de surface de porosité du Simplex P mélangé à la main et sous-vide et du Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales

			Simplex P mélangé à la main	Simplex P mélangé sous-vide	Palacos R mélangé à la main
			Moyenne ± DS	Moyenne ± DS	Moyenne ± DS
			% de porosité		
T_{tige} 50 °C	T_{ciment} 24 °C	Tige/Ciment	6,4 ± 1,6	0,1 ± 0,1 ***	6,4 ± 4,1^{NS}
		Centrale	14,9 ± 8,8	2,0 ± 3,2 ***	10,1 ± 5,6^{NS}
		Os/Ciment	10,4 ± 6,5	0,8 ± 0,6 ***	11,6 ± 4,7^{NS}
	T_{ciment} 6 °C	Tige/Ciment	8,2 ± 3,4	0,1 ± 0,1 ***	10,6 ± 2,4^{NS}
		Centrale	23,8 ± 18,7	7,8 ± 7,1 ***	14,7 ± 5,6 ***
		Os/Ciment	13,7 ± 6,8	4,3 ± 3,9 ***	16,9 ± 4,7^{NS}
T_{tige} 24 °C	T_{ciment} 24 °C	Tige/Ciment	10,7 ± 3,8	8,8 ± 7^{NS}	10,1 ± 5,1^{NS}
		Centrale	11,9 ± 6,4	0,1 ± 0,1 ***	8,0 ± 7,9 *
		Os/Ciment	10,4 ± 6,5	0,1 ± 0,2 ***	3,4 ± 2,8 *
	T_{ciment} 6 °C	Tige/Ciment	10,3 ± 2,8	9,5 ± 11,2^{NS}	
		Centrale	11,5 ± 5,4	0,9 ± 0,7 ***	
		Os/Ciment	13,7 ± 6,8	0,1 ± 0,1 ***	

NS ⇒ non significatif;

* ⇒ seuil de signification $p < 0.05$; ** ⇒ seuil de signification $p < 0.01$; *** ⇒ seuil de signification $p < 0.001$

Le tableau 3.22 regroupe les résultats de l'analyse de l'effet de la méthode de mélange ainsi que du type de ciment osseux sur la taille moyenne de pores dans les zones spécifiques. Selon les résultats, la taille de pores des deux types de ciment mélangés à la main, soit Simplex P et Palacos R, est significativement différente lorsque la tige est pré-chauffée à 50 °C et que le ciment est initialement à 24 °C. Pour cette condition, la taille de pores observée pour le Palacos R est supérieure à celle trouvée pour le Simplex P.

Tableau 3.22

Résultats de la microstructure en termes de la taille moyenne de pores du Simplex P mélangé à la main et sous-vide et du Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales

			Simplex P mélangé à la main	Simplex P mélangé sous-vide	Palacos R mélangé à la main
			Moyenne ± DS	Moyenne ± DS	Moyenne ± DS
Taille moyenne de pores [µm]					
T_{tige} 50 °C	T_{ciment} 24 °C	Tige/Ciment	80 ± 10	32 ± 10 ***	119 ± 48 ***
		Centrale	214 ± 132	67 ± 39 ***	245 ± 88 *
		Os/Ciment	126 ± 46	60 ± 23 ***	181 ± 63 ***
	T_{ciment} 6 °C	Tige/Ciment	125 ± 29	40 ± 9 ***	109 ± 39^{NS}
		Centrale	266 ± 76	158 ± 72 ***	223 ± 77^{NS}
		Os/Ciment	177 ± 83	111 ± 49 **	174 ± 57^{NS}
T_{tige} 24 °C	T_{ciment} 24 °C	Tige/Ciment	136 ± 34	178 ± 86^{NS}	158 ± 85^{NS}
		Centrale	177 ± 56	38 ± 17 ***	220 ± 150^{NS}
		Os/Ciment	89 ± 15	36 ± 10 ***	123 ± 50 *
	T_{ciment} 6 °C	Tige/Ciment	126 ± 15	167 ± 101^{NS}	
		Centrale	221 ± 61	52 ± 37 ***	
		Os/Ciment	133 ± 48	34 ± 14 ***	

NS ⇒ non significatif;

* ⇒ seuil de signification $p < 0.05$; ** ⇒ seuil de signification $p < 0.01$; *** ⇒ seuil de signification $p < 0.001$

En ce qui concerne l'effet de la méthode de mélange sur la taille moyenne de pores, les résultats démontrent que le mélange sous-vide réduit de façon significative la taille de pores dans toutes les zones et ce pour toutes les conditions initiales de la tige et du ciment, à l'exception de la zone tige/ciment lorsque la tige est initialement à 24 °C.

3.2.2 Porosité interfaciale

Lors de l'inspection visuelle des spécimens pour la porosité interfaciale, c'est-à-dire celle qui se trouve à la surface du ciment osseux qui est en contact direct avec la surface de la tige, de grandes variations entre les échantillons sont remarquées (figure 3.32 a-d).

Il est à noter que la forme de pores diffère entre les échantillons préparés sous les différentes conditions initiales de la tige et du ciment. Pour certaines conditions initiales aucun pore n'est observé à la surface du ciment osseux (figure 3.32 c), pour d'autres condition plusieurs pores sont remarqués, mais bien séparés un de l'autre comme sur la figure 3.32 d). Un autre exemple est présenté sur la figure 3.32 a), où un nombre abondant de pores est observé. Les pores se trouvent visiblement à la surface et le contour de chaque pore est bien défini. À certains endroits, des agglomérations de pores sont formées là où la délimitation entre les pores est difficile à établir.

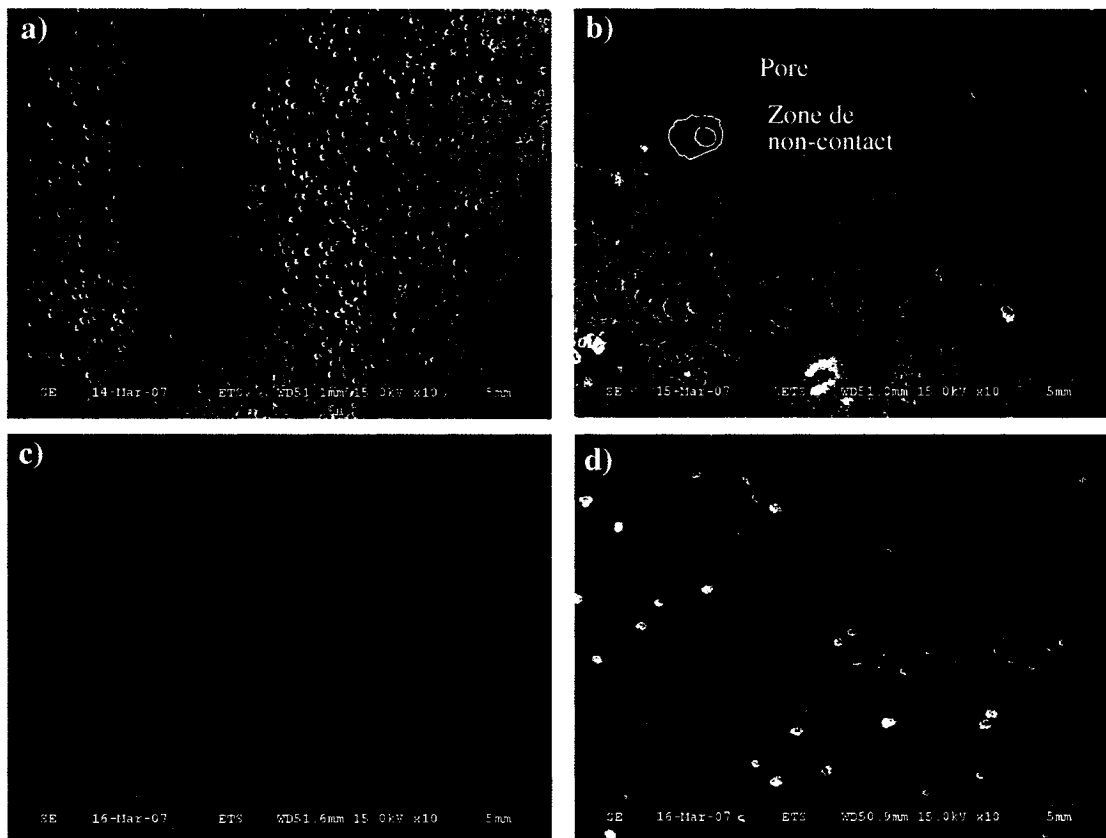


Figure 3.32 Porosité interfaciale a) Simplex P mélangé à la main - $T_{tige} = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$; b) PalacosR mélangé à la main - $T_{tige} = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$; c) Simplex P mélangé sous-vide - $T_{tige} = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ }^{\circ}\text{C}$; d) Palacos R mélangé à la main - $T_{tige} = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ et $T_{ciment} = 6\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Finalement, la figure 3.32 b) présente la surface du ciment sur laquelle les pores ont été formés à un certain stade de la polymérisation du PMMA et par la suite elles se sont enfoncées plus à l'intérieur de la masse du ciment en formant une sorte de cratère.

Étant donné que la délimitation des pores dans plusieurs échantillons est très difficile, voire impossible, le nombre de pores et leur taille moyenne ne sont pas étudiés. L'analyse de la porosité interfaciale comprend alors seulement l'analyse de la surface de porosité exprimée en pourcentage, appelé aussi la surface de non-contact, puisqu'à ces endroits il n'y a pas de contact entre le ciment osseux et la tige.

3.2.2.1 Porosité interfaciale du Simplex P - mélange à la main

La figure 3.33 présente les résultats de la surface de porosité obtenus pour les différentes conditions initiales du ciment et de la tige. La plus grande surface de porosité est observée lorsque la tige et le ciment sont initialement à 24 °C. Contrairement, la surface la plus petite est notée lorsque $T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$

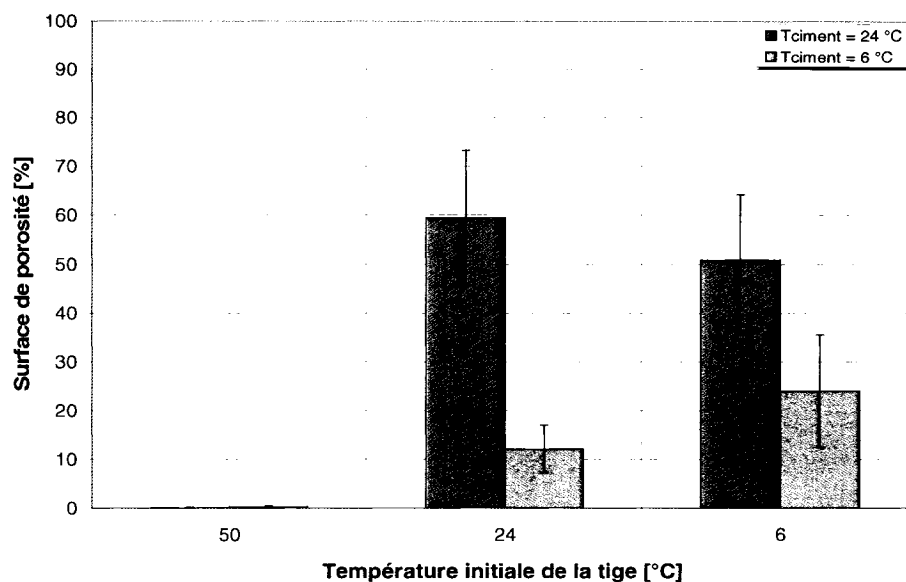


Figure 3.33 Surface de porosité à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.

3.2.2.1.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment osseux (T_{ciment})

Selon les résultats présentés dans le tableau 3.23, le pré-chauffage de la tige ($T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$) diminue de façon significative la porosité à l'interface tige/ciment indépendamment de la température initiale du ciment ($p < 0,01$ et $p < 0,05$ pour $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$ respectivement). La surface de porosité est de $0,1\% \pm 0,1$ et de $0,3\% \pm 0,2$ ce qui signifie une réduction de la surface de porosité de 99,8% et 97,5% pour $T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$ et 6 °C respectivement. Lorsque la tige est pré-refroidie à 6 °C , une réduction non significative de la surface de porosité est observée par rapport à la tige de 24 °C .

Tableau 3.23

Résultats de la porosité à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main.

		$T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 6\text{ °C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
% de porosité à l'interface tige/ciment	$T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$	59,5 \pm 13,8	0,1 \pm 0,1 **	51,0 \pm 13,3 ^{NS}
	$T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$	12,1 \pm 5,0	0,3 \pm 0,2 *	24,0 \pm 11,5 ^{NS}
		***	NS	*

DS \Rightarrow déviation standard

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0,05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0,01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0,001$

Les résultats de l'analyse de l'effet du refroidissement du ciment osseux sont présentés en bleu dans le tableau 3.23. L'entreposage du ciment à basse température ($T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$) n'a pas d'effet significatif lorsque la température initiale de la tige (T_{tige}) est de 50 °C . Pour les deux autres cas où la tige implantée est à 24 °C et 6 °C , une réduction significative ($p < 0,001$ et $p < 0,05$), de la surface de porosité est observée de 79,7 % et 52,9 % respectivement.

3.2.2.2 Porosité interfaciale du Simplex P - mélange sous-vide

La figure 3.34 regroupe les informations (les valeurs moyennes et les écarts-type) concernant la surface de porosité pour quatre différentes combinaisons de conditions initiales. Indépendamment de la combinaison de conditions initiales de la tige et du ciment, la surface de porosité à l'interface tige/ciment est peu élevée comparativement au Simplex P mélangé à la main (figure 3.33).

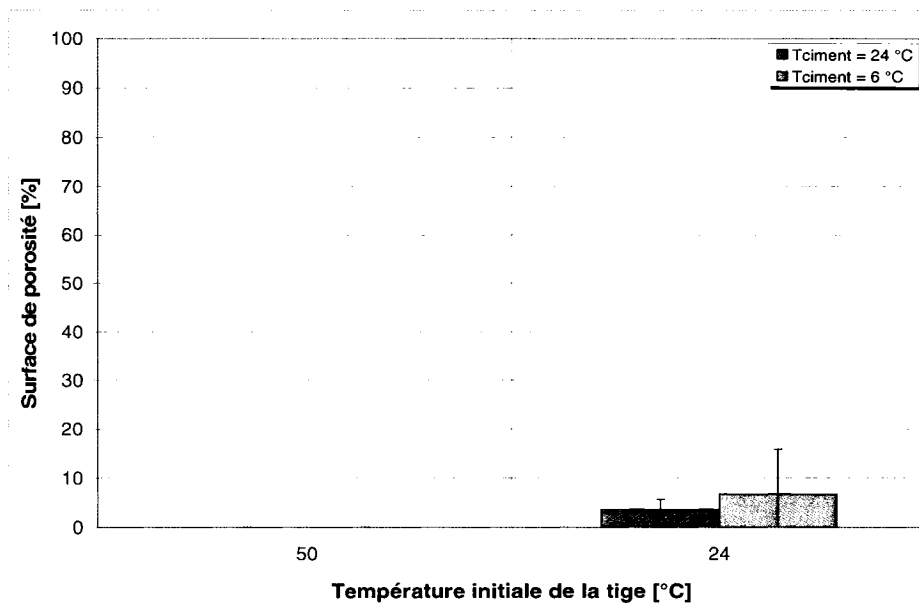


Figure 3.34 Surface de porosité à l'interface tige/ciment pour le Simplex P sous-vide polymérisé sous les différentes conditions initiales.

3.2.2.2.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment osseux (T_{ciment})

Le pré-chauffage de la tige ($T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$) élimine de façon significative ($p < 0,01$) la surface de porosité, indépendamment de la température initiale du ciment osseux (tableau 3.24). Plus précisément, aucune porosité n'est observée à la surface du PMMA qui est en contact avec la surface de la tige.

Les résultats de l'analyse de l'effet du refroidissement du ciment sont présentés en bleu dans le tableau 3.24. Lorsque la température initiale de la tige (T_{tige}) est de 50 °C, indépendamment de T_{ciment} , la porosité interfaciale est éliminée complètement. Dans le cas où la tige est à 24 °C, une augmentation de la valeur moyenne de la surface de porosité est remarquée lors de l'utilisation du ciment entreposé à 6 °C. Toutefois, aucun effet significatif n'est observé dû au refroidissement du ciment osseux à basse température avant l'implantation.

Tableau 3.24

Résultats de la porosité à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé sous-vide.

		$T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
% de porosité à l'interface tige/ciment	$T_{\text{ciment}} = 24\text{ °C}$	3,6 \pm 2,1	0,0 \pm 0,0 **
	$T_{\text{ciment}} = 6\text{ °C}$	6,8 \pm 9,1 NS	0,0 \pm 0,0 ** NS

DS \Rightarrow déviation standard

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

3.2.2.3 Porosité interfaciale du Palacos R - mélange à la main

Les résultats de l'analyse de la porosité interfaciale, pour les trois conditions initiales de la tige et du ciment sont présentés sur la figure 3.35.

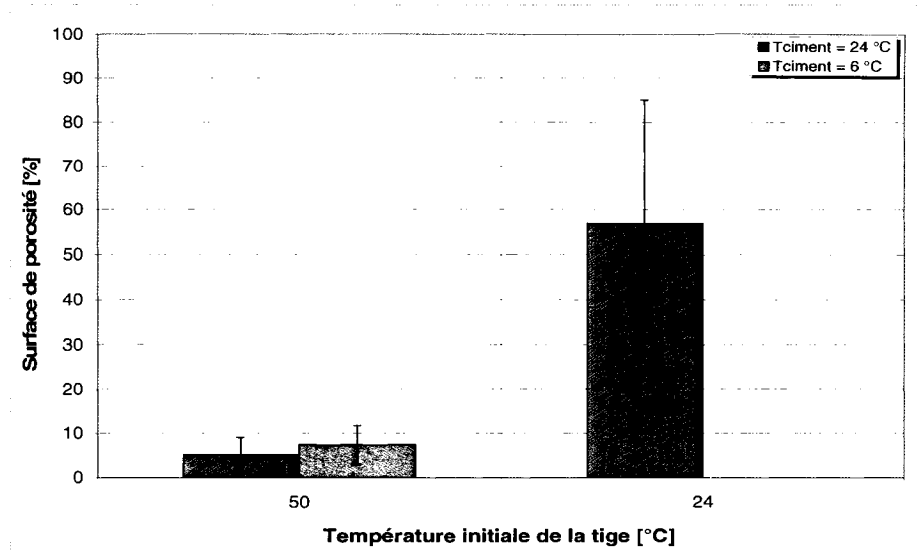


Figure 3.35 Surface de porosité à l'interface tige/ciment pour le Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.

De grandes variations de la surface couverte par la porosité sont observées entre les échantillons lorsque la température initiale de la tige et du ciment est de 24 °C.

3.2.2.3.1 Effet de la température initiale de la tige (T_{tige}) et du ciment osseux (T_{ciment})

D'après les résultats présentés dans le tableau 3.25, le pré-chauffage de la tige, lorsque $T_{\text{ciment}} = 24^{\circ}\text{C}$ diminue de façon significative de 56,8 % à 5,2 % la surface couverte par la porosité.

L'entreposage du PMMA à basse température ($T_{\text{ciment}} = 6^{\circ}\text{C}$), lorsque $T_{\text{tige}} = 50^{\circ}\text{C}$, n'a pas d'effet significatif à l'interface tige/ciment sur la surface de porosité exprimé en pourcentage (présenté en bleu dans le tableau 3.25).

Tableau 3.25

Résultats de la porosité à l'interface tige/ciment pour le Palacos R mélangé à la main.

		$T_{\text{tige}} = 24^{\circ}\text{C}$	$T_{\text{tige}} = 50^{\circ}\text{C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
% de porosité à l'interface tige/ciment	$T_{\text{ciment}} = 24^{\circ}\text{C}$	56,8 \pm 28,2	5,2 \pm 3,9 **
	$T_{\text{ciment}} = 6^{\circ}\text{C}$	- -	7,4 \pm 4,3 ^{NS}

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

3.2.2.4 Effet de la méthode de mélange et du type de ciment osseux sur la porosité interfaciale

Les résultats de l'analyse statistique de l'effet de la méthode de mélange ainsi que du type de ciment osseux sur la porosité interfaciale sont présentés dans le tableau 3.26. Selon les données, il n'y a pas de différence significative entre la surface de porosité du Simplex P mélangé à la main et du Palacos R mélangé aussi à la main, lorsque la tige et le ciment sont initialement à 24°C . Cependant, lorsque la tige est pré-chauffée (indépendamment de la température initiale du ciment), la surface couverte par la porosité est significativement plus grande ($p < 0,01$) dans le cas du Palacos R.

En ce qui concerne l'effet de la méthode de mélange, les résultats démontrent que le mélange sous-vide résulte en une surface de porosité significativement plus petite pour toutes les conditions initiales à l'exception du cas où la tige est initialement à 24°C et le ciment à 6°C .

Tableau 3.26

Résultats de la porosité à l'interface tige/ciment pour le Simplex P mélangé à la main et sous-vide et du Palacos R mélangé à la main polymérisé sous les différentes conditions initiales.

		Simplex P mélangé à la main	Simplex P mélangé sous-vide	Palacos R mélangé à la main
		Moyenne ± DS	Moyenne ± DS	Moyenne ± DS
		% de porosité à l'interface tige/ciment		
T_{tige} 50 °C	T _{ciment} = 24 °C	0,1 ± 0,1	0 ± 0 **	5,2 ± 3,9 **
	T _{ciment} = 6 °C	0,3 ± 0,2	0 ± 0 *	7,4 ± 4,3 **
T_{tige} 24 °C	T _{ciment} = 24 °C	59,5 ± 13,8	3,6 ± 2,1 ***	56,8 ± 28,2^{NS}
	T _{ciment} = 6 °C	12,1 ± 5,0	6,8 ± 9,1^{NS}	

NS ⇒ non significatif;

* ⇒ seuil de signification $p < 0.05$; ** ⇒ seuil de signification $p < 0.01$; *** ⇒ seuil de signification $p < 0.001$

3.3 Tests d'extraction de la tige ("push-out" test)

L'évolution typique de la charge en compression appliquée sur la tige versus le déplacement obtenu lors de son extraction est présentée sur la figure 3.36. La valeur maximale de la charge appliquée correspond au moment auquel le descellement de la tige est observé et seul ce paramètre est étudié lors de cette analyse. Il est important de rappeler que l'extraction de la tige n'est réalisée qu'avec la coupe n°5 (distale), puisque à ce niveau le ciment est en contact direct avec la tige et donc les résultats ne peuvent pas être influencés par la présence des capteurs. Étant donné que la hauteur de chaque coupe varie légèrement l'une de l'autre, les résultats sont normalisés selon la surface de contact entre la tige et le ciment. Au total, l'extraction de la tige est réalisée sur les 37 coupes provenant des spécimens des différents groupes

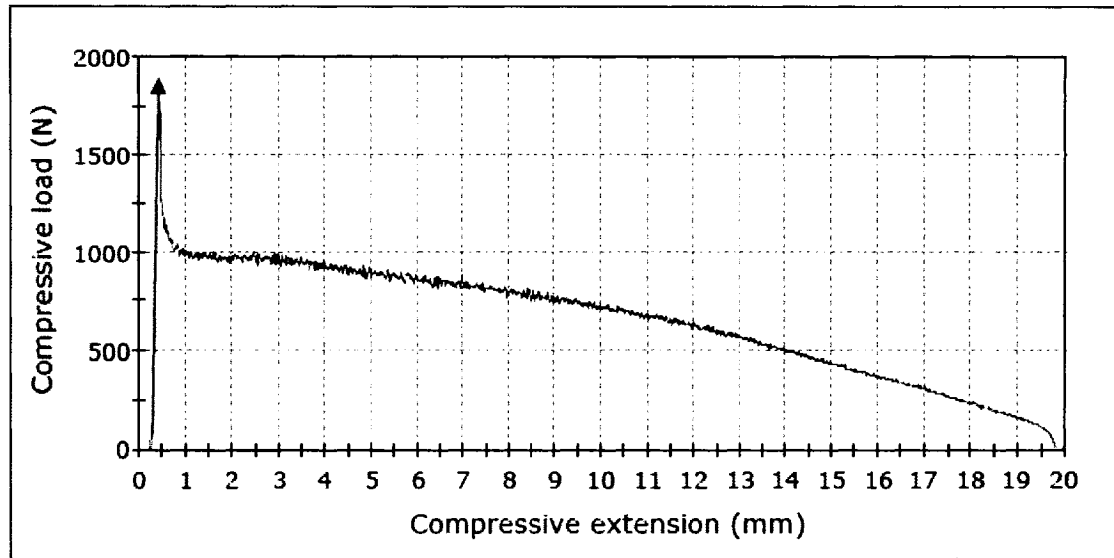


Figure 3.36 Profil typique du test push-out de l'extraction de la tige.

3.3.1 Résistance de l'interface tige/ciment

La figure 3.37 présente les résultats de la résistance de l'interface tige/ciment obtenus pour les différentes conditions initiales de la tige et du ciment. La porosité interfaciale n'est pas considérée lors de cette analyse.

La résistance de l'interface tige/ciment varie légèrement selon les conditions initiales de la tige et du ciment ainsi que selon le type de ciment ou encore la méthode de mélange utilisée. Toutes les valeurs se trouvent entre 1 MPa et 2 MPa. En général, la résistance de l'interface varie peu entre les spécimens ayant les mêmes conditions initiales.

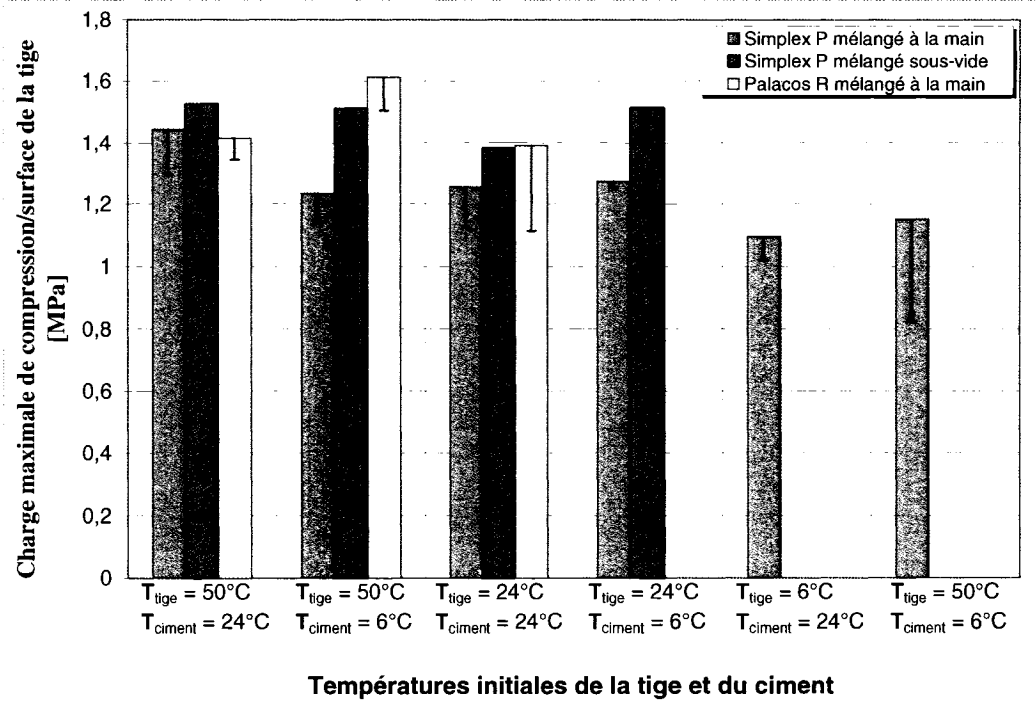


Figure 3.37 Résistance de l'interface pour le Simplex P mélangé à la main, Simplex P mélangé sous-vide et Palacos R mélangé à la main polymérisés sous les différentes conditions initiales.

Les résultats de l'analyse statistique de l'effet de la température initiale de la tige (pré-chauffage ou pré-refroidissement) et du ciment osseux (l'entreposage à basse température) sont présentés dans le tableau 3.27.

Pour le Simplex P mélangé à la main, l'interface tige/ciment semble être la plus faible lorsque la tige initialement à 6 °C est implanté dans le ciment entreposé à 24 °C. Toutefois, l'interface la plus résistante est observée lorsque la tige est pré-chauffée à 50 °C et le ciment est à 24 °C. Malgré ces observations, d'un point de vue statistique, ni le pré-chauffage ni le pré-refroidissement de la tige n'a d'effet significatif sur la résistance de l'interface tige/ciment et ce ni pour $T_{ciment} = 24\text{ °C}$, ni pour $T_{ciment} = 6\text{ °C}$. De plus, l'entreposage du ciment à basse température ($T_{ciment} = 6\text{ °C}$) n'a pas non plus d'effet significatif (résultats en bleu) sur la résistance de l'interface tige/ciment

Tableau 3.27

Résistance de l'interface pour les trois ciments polymérisés sous les différentes conditions initiales de la tige

		$T_{\text{tige}} = 24\text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 50\text{ °C}$	$T_{\text{tige}} = 6\text{ °C}$
		Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS	Moyenne \pm DS
Simplex P - mélange à la main				
Résistance de l'interface tige/ciment [MPa]	$T_{\text{ciment}} 24\text{ °C}$	1,26 \pm 0,132	1,45 \pm 0,151^{NS}	1,10 \pm 0,074^{NS}
	$T_{\text{ciment}} 6\text{ °C}$	1,27 \pm 0,019^{NS}	1,23 \pm 0,094^{NS}	1,15 \pm 0,325^{NS}
Simplex P - mélange sous-vide				
Résistance de l'interface tige/ciment [MPa]	$T_{\text{ciment}} 24\text{ °C}$	1,38 \pm 0,267	1,53 \pm 0,110^{NS}	
	$T_{\text{ciment}} 6\text{ °C}$	1,52 \pm 0,100^{NS}	1,51 \pm 0,075^{NS}	
Palacos R - mélange à la main				
Résistance de l'interface tige/ciment [MPa]	$T_{\text{ciment}} 24\text{ °C}$	1,39 \pm 0,816	1,42 \pm 0,109^{NS}	
	$T_{\text{ciment}} 6\text{ °C}$		1,61 \pm 0,071^{NS}	

NS \Rightarrow non significatif;

* \Rightarrow seuil de signification $p < 0.05$; ** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.01$; *** \Rightarrow seuil de signification $p < 0.001$

Pour le Simplex P mélangé sous-vide, les mêmes résultats statistiques sont obtenus : aucun effet significatif, tant au niveau de la température initiale de la tige que celle du ciment osseux (en bleu), n'est obtenu pour le Simplex P. Toutefois, la résistance de l'interface tige/ciment paraît plus faible lorsque la tige et le ciment sont initialement à 24 °C.

Finalement, dans le cas du Palacos R, le pré-chauffage de la tige augmente légèrement, mais de façon non significative, la résistance à l'interface tige/ciment. De plus, contrairement au cas au Simplex P, l'entreposage du ciment à basse température lorsque $T_{\text{tige}} = 50^{\circ}\text{C}$ augmente aussi la résistance de cette interface. Toutefois, tout comme dans les analyses précédentes, aucune différence statistiquement significative n'est observée entre les résultats.

CHAPITRE 4

DISCUSSION

4.1 Température maximale à l'interface os/ciment.

Les résultats expérimentaux démontrent que les températures maximales mesurées à l'interface os/ciment varient en fonction des conditions initiales telles que la température initiale de la tige et du ciment osseux et ce indépendamment du type de ciment et de la technique de mélange. La plus faible température maximale mesurée à cette interface est de 60 °C pour le Simplex P mélangé à la main lorsque la tige et le ciment sont initialement à 24 °C. Cependant, une température maximale de 96 °C est obtenue pour le Simplex P mélangé sous-vide lorsque la tige est initialement à 50 °C et le ciment à 6 °C. Une comparaison directe avec les autres études est difficile à faire, car les modèles expérimentaux varient entre eux au niveau de la géométrie du système (diamètre de l'implant et matériaux utilisés), l'épaisseur du ciment, du type de ciment utilisé, de la méthode de mélange employée, etc.

Le modèle expérimental d'Iesaka et al. (2003; 2004; 2005), composé d'une tige métallique insérée dans un os synthétique rempli avec du Simplex P mélangé sous-vide, est très similaire au modèle idéalisé (tige métallique cimentée à l'intérieur de l'os synthétique) présenté dans la présente étude, surtout au niveau des propriétés thermiques. En général, les températures maximales à l'interface os/ciment sont moins élevées que celles obtenues lors de la présente étude (tableau 4.1). Il est étonnant d'observer que le pré-chauffage de la tige augmente la température maximale à l'interface os/ciment de seulement 4 °C, tandis que lors de la présente étude cette température augmente de plus de 20 °C. Ces grandes différences peuvent résulter des conditions de polymérisation. Dans le présent travail, les spécimens sont placés dans l'enceinte thermique où la température est maintenue à 37°C. Toutefois, dans le cas des études d'Iesaka (2003; 2004; 2005), la plus grande partie du spécimen est immergée dans un bain d'eau à 37 °C, mais le reste demeure exposé à l'air libre.

Tableau 4.1

Comparaison des températures maximales à l'interface os/ciment

Étude	Endroits des mesures	Type de ciment	Type de mélange	Condition de T_{tige} et T_{ciment}	T_{max} [°C]	T_{max} [°C] Étude présente
(Iesaka et al., 2003)	Interface o/c	Simplex P	VM	$T_{\text{tige}} = \text{RT}$ $T_{\text{ciment}} = \text{RT}$	50 ± 2	62 ± 2
				$T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$ $T_{\text{ciment}} = \text{RT}$	54 ± 6	87 ± 2
(Iesaka et al., 2004)	Interface o/c	Simplex P	VM	$T_{\text{tige}} = \text{RT}$ $T_{\text{ciment}} = 6 \text{ °C}$	49 ± 2	61 ± 9

VM \Rightarrow mélange sous-vide (Vacuum Mixed)RT \Rightarrow température pièce (Room Temperature)

Les résultats de la présente étude démontrent que le pré-chauffage de la tige avant l'implantation augmente de façon significative la température maximale à l'interface os/ciment ce qui est en accord avec les observations expérimentale d'Iesaka et al. (2003; 2005) ainsi que les prédictions numériques de Li et al. (2003). Cette tendance est observée pour les trois groupes de ciment étudiés : le Simplex P mélangé à la main, le Simplex P mélangé sous-vide et le Palacos R mélangé à la main. Toutefois, selon Bishop et al. (1996), qui mesurent la température à mi-chemin de l'épaisseur de l'os cortical, le pré-chauffage de la tige à 44 °C avant l'implantation n'a pas d'influence sur la température maximale atteinte à cet endroit.

Les prédictions numériques de Li et al. (2003) suggèrent que la procédure du refroidissement du ciment osseux et/ou la prothèse avant l'implantation diminue la température maximale à l'interface os/ciment. Cependant, les résultats de la présente étude démontrent que ni le pré-refroidissement de la tige, ni celui du PMMA n'ont d'effets significatifs sur la réduction de la température maximale atteinte à l'interface os/ciment. De plus, lorsque la tige est pré-chauffée à 50 °C, une augmentation non significative jusqu'à environ 10 °C dûe au refroidissement du ciment est observé dans le cas du Simplex P mélangé à la main.

Les résultats expérimentaux démontrent un risque très élevé de nécrose thermique de l'os peu importe les conditions initiales, mais surtout lorsque la tige est préchauffée à 50 °C avant l'implantation. Le temps d'exposition de l'os à des températures plus élevées que 50 °C, 60 °C et 70 °C, présenté à l'annexe IV, dépend des conditions initiales de la tige et du ciment. Il est possible d'observer que le temps d'exposition à une température de 50 °C, est environ deux fois plus long lorsque la tige est préchauffée et ce indépendamment du type de ciment et de la méthode de mélange. De plus, une température de 70 °C et plus est maintenue à cette interface pendant environ 30 secondes ce qui peut mener à endommager la capacité régénérative de l'os. Le pré-chauffage, en plus d'augmenter la température maximale à l'interface os/ciment, allonge le laps de temps durant lequel l'os est exposé à des températures très élevées. Par conséquent, la procédure de pré-chauffage de la tige augmente le risque de nécrose thermique. Le pré-refroidissement de la tige réduit quant à lui d'environ 50 % le temps d'exposition à la température de 50 °C.

L'entreposage du ciment à basse température semble avoir différents effets selon le type de ciment et la méthode de mélange utilisée. Dans le cas du Simplex P mélangé à la main, le refroidissement du ciment résulte en une réduction de 12 % et 27 % du temps d'exposition à une température supérieure à 50 °C lorsque la tige est initialement à 50 °C et 6 °C respectivement. Pour la tige à la température pièce, une augmentation de ce temps est observée lors du refroidissement du PMMA. Concernant le Simplex P mélangé sous-vide et le Palacos R mélangé à la main, l'entreposage du PMMA à basse température ne semble pas avoir une grande influence sur le laps de temps durant lequel l'os est exposé à une température plus élevée que 50 °C. Cependant, dans le cas du Palacos, le temps d'exposition à 60 °C et plus est réduit de 50 %. Par surcroît, les températures au-dessus de 70 °C sont observées dans un seul cas et ce durant seulement 2 secondes.

En comparant les résultats obtenus selon le même type de ciment (Simplex P), mais mélangé différemment (à la main vs sous-vide), il est possible de noter que le mélange sous-vide prolonge le temps d'exposition de l'os à une température de 50 °C et plus de une à trois minutes tout dépendamment des conditions initiales de la tige et du ciment. De plus, pour le

pré-chauffage de la tige, le mélange sous-vide augmente aussi le temps d'exposition à des températures plus élevées que 60 °C. Ceci signifie que le risque de la nécrose est plus grand lorsque la procédure de pré-chauffage de la tige est combinée avec le mélange à main du Simplex P. Une analyse réalisée pour les deux types de ciment (Simplex P vs Palacos R), mais mélangés de la même façon (à la main) démontre que le période de temps durant laquelle la température est maintenue au-dessus de 50 °C est semblable lorsque $T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$. Le refroidissement du Palacos R avant l'implantation élimine presque complètement l'exposition de l'os à une température de 70 °C et plus, ce qui n'est pas le cas pour le Simplex P où une période de 30 secondes est observée.

Lors de la présente étude, nous pouvons remarquer certaines tendances. Toutefois, une corrélation directe entre la température mesurée à l'interface os/ciment et la nécrose thermique ne peut être réalisée, car certains paramètres diffèrent de la réalité et d'autres peuvent être variés. Par conséquent, ceci peut résulter en des températures moins importantes et en un temps d'exposition plus court à l'interface os/ciment ce qui va contribuer à réduire le risque d'une telle nécrose. Premièrement, l'os du fémur dans le modèle expérimental est représenté par de l'os synthétique dont le coefficient de diffusion thermique est environ 50 % inférieur (Iesaka et al., 2003) à celui de l'os fémoral humain. De plus, l'os synthétique, contrairement à l'os humain, est un matériau non poreux et donc aucune interdigitation n'est permise. En effet, les irrégularités de l'os augmentent la surface réelle de contact avec le ciment. C'est un avantage qui contribue à la dispersion de chaleur (Talbot & Shaw, 2005). Deuxièmement, lors de cette étude, la température maximale est mesurée directement à l'interface os/ciment. Cependant, Charnley (1970) suggère qu'il est peut être plus important de mesurer la température dans l'os (de 0 à 5 mm) qu'à l'interface même, car le ciment osseux qui entre en contact avec l'os vivant détruit une couche d'os spongieux sur une épaisseur d'environ 0 à 5 mm. Les prédictions numériques de Li et al. (2003) démontrent que la température mesurée à mi-chemin de l'épaisseur de l'os est beaucoup moins élevée qu'à l'interface. De plus, lors de la préparation du fémur à une insertion de la composante fémorale, Salvati et al. (2003) ont observé que la température à la surface de l'os au moment de l'injection du ciment osseux diminue à environ 32-33 °C. Ceci est causé par l'exposition

de l'os à la température ambiante de la salle opératoire et l'irrigation des fluides. Lors de la présente étude, l'os est maintenu à 37°C jusqu'à l'injection du ciment et le spécimen est placé à l'intérieur de l'enceinte thermique tout de suite après l'insertion de la tige ce qui ne donne pas beaucoup de temps pour que l'os puisse refroidir. De plus, la température maximale dépend de la masse du ciment polymérisant (Charnley, 1970). Généralement, la couche du ciment osseux formée entre l'implant et l'os a une épaisseur de 3 à 5 mm et elle est uniforme. Lors de cette étude, l'épaisseur du ciment varie entre 5 mm, à l'endroit où la température est mesurée, et 8 mm, à l'endroit où la force est mesurée. Par conséquent, la masse du ciment polymérisant est plus grande ce qui peut résulter en une température maximale à l'interface os/ciment plus élevée.

Pour conclure, le modèle expérimental avec les paramètres présentés, résulte en des températures très élevées à l'interface os/ciment et en un risque d'une nécrose thermique. En réalité, il semble que les températures à cette interface et à l'intérieur de l'os soient moins importantes dans la PTH, tel qu'expliqué ci-dessus. Toutefois, afin de prédire de façon plus précise les températures maximales ainsi que le facteur de dommage thermique de l'os, lorsque différentes procédures sont employées, il est nécessaire de concevoir un modèle expérimental qui représente mieux le milieu tige/ciment/os ou encore d'employer un modèle numérique validé sur des données expérimentales.

4.2 Température maximale à l'interface tige/ciment et les changements volumiques du ciment osseux lors de la réaction de polymérisation

Lors des expériences, deux profils d'évolution de la température et des contraintes radiales en compression à l'interface tige/ciment sont observés et ils sont classés selon la méthode de mélange utilisé lors de la préparation du PMMA. Le premier profil, caractéristique pour le mélange à la main (indépendamment de la marque commerciale testée), est présenté sur la figure 4.1. Il est possible de retrouver les différents stades de changement volumique, tel que décrit dans la section 1.3.2.3, corrélés à l'évolution de la température et des contraintes transitoires générées lors de la polymérisation.

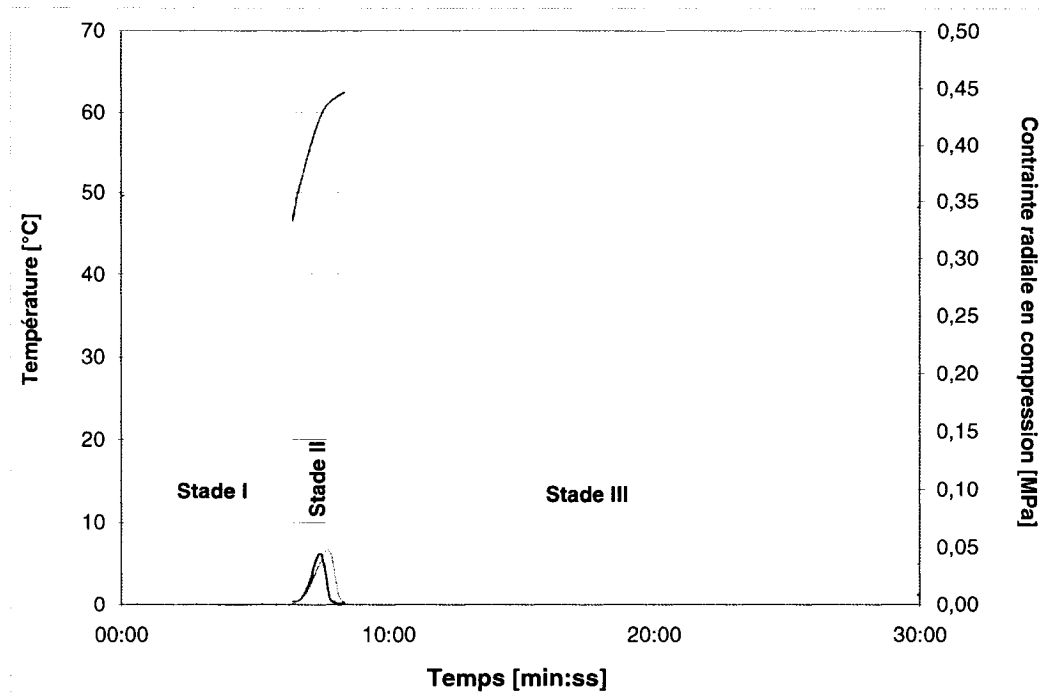


Figure 4.1 *Profil de l'évolution de la température et des contraintes radiales en compression à l'interface tige/ciment lors de la préparation du PMMA à la main.*

La réaction de polymérisation débute par une contraction massique (Stade I). Cette contraction n'est pas mesurée durant l'étude présente, car elle se produit immédiatement lorsque les deux composantes du ciment rentrent en contact. Cette étape est suivie par le stade II, durant lequel une expansion est observée, qui correspond à peu près à l'augmentation rapide de la température. Durant cette période, le pic des contraintes transitoires radiales en compression est observé. Ce dernier confirme les résultats de Muller et al. (2002) qui démontrent une expansion du volume du PMMA juste avant sa solidification. Plamondon (2005) a trouvé que le pic des contraintes transitoires correspond remarquablement bien au pic de la température à l'interface tige/ciment. La même tendance est retrouvée dans le travail d'Ahmed et al. (1982a) ainsi que Roques et al. (2004). Cependant, lors de la présente étude, le pic des contraintes transitoires est observé généralement avant que la température atteigne la valeur maximale à l'interface tige/ciment. Cet écart peut être expliquée par la différence de l'épaisseur du ciment à l'endroit où la température et les contraintes sont mesurées, soit respectivement 5 mm et 8 mm. La couche

du ciment dans le modèle des autres études est uniforme et mesure 8 mm, 5 mm et 2 mm respectivement dans les études d’Ahmed (1982a), de Plamondon (2005) et de Roques et al. (2004). Finalement, le stade III correspond à la contraction finale due à la superposition de l’effet de la contraction thermique et de la contraction massique causée par la polymérisation (Ahmed et al., 1982a). C’est à ce moment-là que les contraintes résiduelles sont générées.

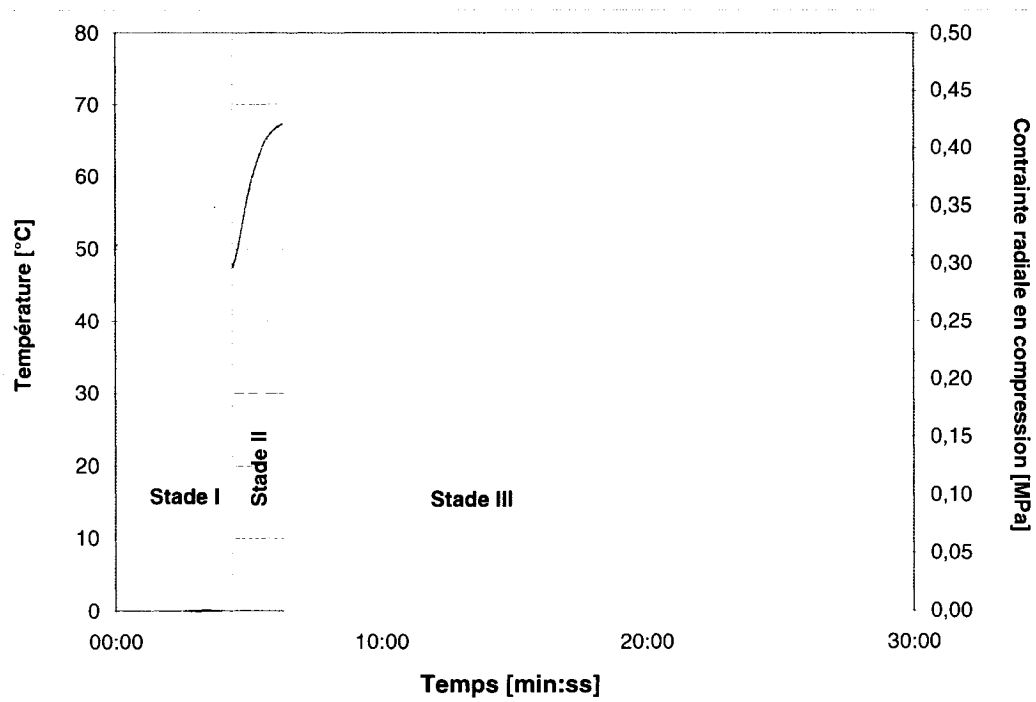


Figure 4.2 Profil de l'évolution de la température et des contraintes radiales en compression à l'interface tige/ciment lors de la préparation du PMMA sous-vide.

Le deuxième profil, caractéristique pour le mélange sous-vide, est présenté sur la figure 4.2. Il est possible de remarquer que l'évolution de la température à l'interface tige/ciment n'est pas accompagnée par une variation de la force radiale et donc aucune contrainte transitoire en compression n'est enregistrée à cette même interface. Le pic présent dans le stade I correspond à l'insertion de la tige. L'absence de contraintes transitoires à l'interface tige/ciment concorde avec les données de Muller et al. (2002) qui démontrent que lorsque le mélange sous-vide est réalisé, le ciment osseux ne prend pas d'expansion et ce même durant la période de l'augmentation rapide de la température. Toutefois, il est important de

mentionner que le modèle expérimental de la présente étude permet de mesurer seulement les contraintes radiales en compression et donc aucune information n'est disponible sur l'évolution des contraintes transitoires radiales en tension ou encore sur des contraintes circonférentielles.

Tel que mentionné dans la section 1.3.2.3, les différences entre les deux profils peuvent être expliquées par la contraction globale après la réaction de polymérisation ainsi que par la présence de la porosité parce que l'expansion massique observée durant le stade II lorsque le PMMA est mélangé à la main est causé principalement par la formation de bulles d'air (Ahmed et al., 1982a).

L'évolution des contraintes transitoires ainsi que la température pendant le processus de la polymérisation sont étudiées de façon expérimentale par trois auteurs soit Ahmed et al. (1982a; 1982b), Roques et al. (2004) et Plamondon (2005). Les résultats de ces études et de la présente étude sont illustrés sur la figure 4.3. Le modèle expérimental ainsi que la méthodologie proposée par le dernier auteur ressemble le plus à ceux présentés dans le cadre ce projet.

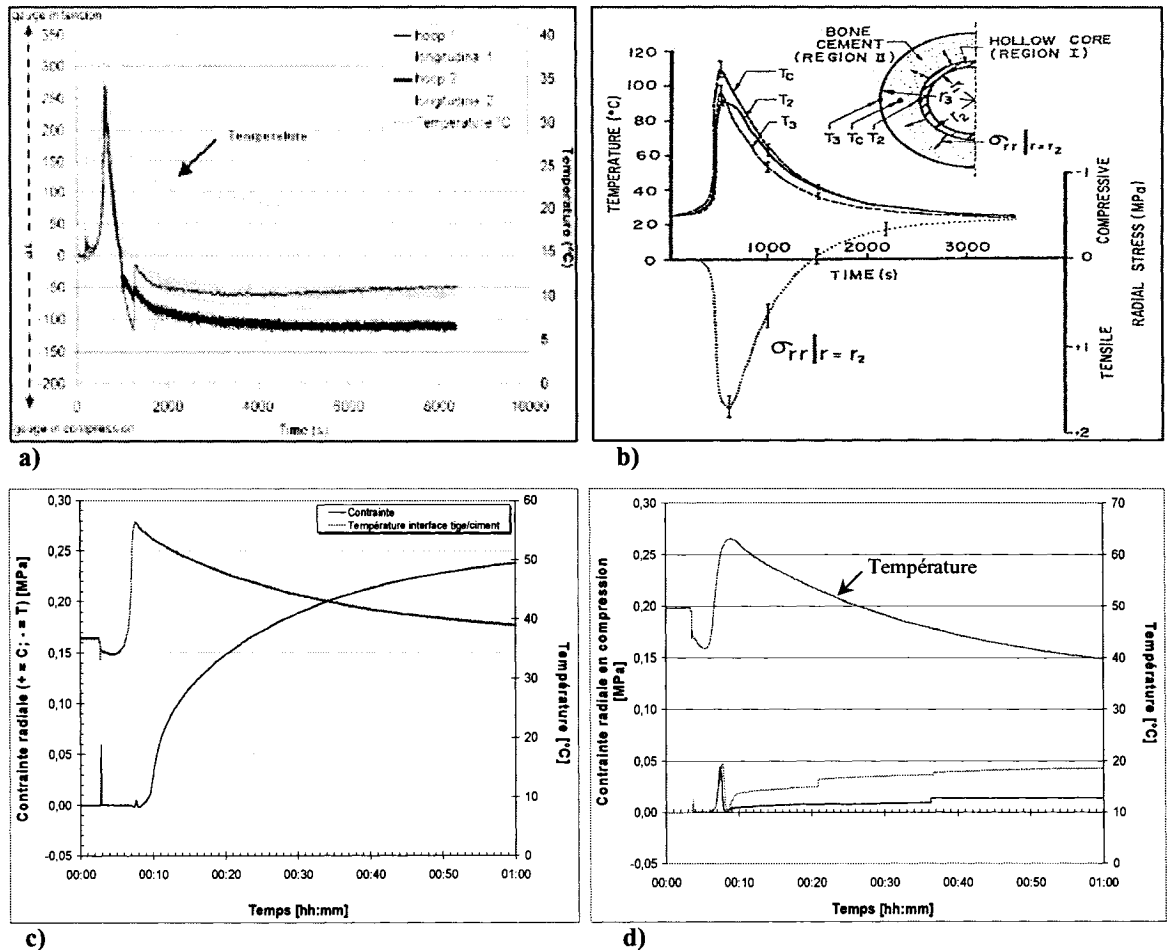


Figure 4.3 Évolution des contraintes transitoires et de la température de l'étude de
 a) Roques et al. (2004), b) Ahmed et al. (1982a),
 c) Plamondon (2005) et d) de la présente étude.

Les résultats de la présente étude démontrent que lors d'une augmentation rapide de la température à l'interface tige/ciment, un pic de contraintes radiales en compression est observé. Cela est en accord avec les résultats de Plamondon (2005). Toutefois, il est possible d'observer que les deux autres auteurs mesurent des contraintes transitoires en tension à l'interface tige/ciment. Les modèles expérimentaux de ces deux études sont similaires. Plus précisément, l'implant fémoral est simulé par une tige métallique creuse (1 mm et 1,2 mm d'épaisseur dans l'étude de Roques (2004) et Ahmed (1982a) respectivement), à l'intérieur de laquelle des jauges de déformation mesurent indirectement les changements volumiques du ciment polymérisant.

4.3 Contraintes résiduelles à l'interface tige/ciment

La comparaison directe des résultats avec la majorité des études dans la littérature est très difficile, voir impossible. Ces difficultés résultent principalement des différences entre les modèles, tels que : la géométrie et les dimensions de la tige ou de l'os, le matériau utilisé pour simuler l'os (carton, aluminium, Sawbones[®]) ou la tige (acier inoxydable, acier standard, Ti6Al4V), la rugosité de la surface de l'os, l'épaisseur du ciment, la marque du ciment, la méthode de mélange ainsi que la température initiale des composantes. Malgré ces différences, il est possible de constater que la présence des contraintes résiduelles radiales en compression à l'interface tige/ciment signifie que le ciment osseux, lors de la réaction de polymérisation, se contracte autour de la tige fémorale ce qui est en accord avec d'autres auteurs (Ahmed et al., 1982a; Ahmed et al., 1982b; Nuño & Amabili, 2002; Orr et al., 2003; Li et al., 2004b; Roques et al., 2004; Plamondon, 2005). Toutefois, même si les résultats ne sont pas tout à fait comparables, les contraintes radiales mesurées lors de la présente étude sont dans l'ensemble beaucoup plus faibles que celles mesurées ou calculées par les autres auteurs (Ahmed et al., 1982b; Lennon & Prendergast, 2002; Nuño & Amabili, 2002; Orr et al., 2003; Li et al., 2004b; Roques et al., 2004). Les valeurs des contraintes la présente étude varient entre 0,001 MPa à 0,96 MPa et elles sont dans le même ordre de grandeur que celles mesurées par Plamondon (2005).

4.3.1 Effet des conditions initiales sur la grandeur des contraintes résiduelles à l'interface tige/ciment

Lorsque la procédure classique d'implantation, c'est-à-dire avec la tige à la température pièce (condition neutre), ou lorsque le pré-refroidissement de la tige est employé, aucune contrainte résiduelle radiale en compression n'est enregistrée à l'interface tige/ciment à la fin de polymérisation. Ces résultats semblent confirmer les données rapportées par Plamondon (2005) dont le modèle expérimental et la méthodologie présentent le plus de similarité avec le présent projet. En général, lorsque la température initiale de la tige était égale ou moins élevée que la température de l'os, les cellules de charges n'ont enregistré aucune force radiale exercée par le ciment osseux sur la surface de la tige à la fin de la polymérisation.

Toutefois, Ahmed et al. (1982a) obtiennent indirectement à la fin de la polymérisation des contraintes radiales en compression d'environ 0,5 MPa. Nuño and Amabili (2002) ont trouvé aussi indirectement pour les mêmes conditions neutres des contraintes radiales en compression de l'ordre de 2,3 à 3,3 MPa. De plus, le modèle numérique de Li et al. (2004b) prédit à cette même interface des contraintes radiales en compression de l'ordre de 4 MPa lorsque la tige est initialement à la température pièce. Prendergast et al. (2002) prédisent de façon numérique que la contraction du ciment génère aux interfaces des contraintes normales en tension qui varient entre 1,6 et 3,6 MPa. Roques et al. (2004) ont obtenu avec un modèle par éléments finis des contraintes maximales circonférentielles (et non radiales) en tension de 10 MPa. De plus, Ahmed et al. (1982b) démontrent que la réduction de la température initiale de la tige résulte en une augmentation significative des contraintes résiduelles circonférentielles en tension. Le modèle expérimental de la présente étude ne permet de mesurer que les contraintes radiales et il est donc impossible de confirmer ces résultats. Un modèle numérique validé sur les données expérimentales serait donc nécessaire afin de connaître la distribution des contraintes dans les autres directions, soit circonférentielles ou encore longitudinales.

Les résultats expérimentaux de la présente étude démontrent la présence de contraintes résiduelles radiales en compression à la fin de la polymérisation exclusivement lorsque la procédure du pré-chauffage de la tige est combinée avec le mélange à la main du PMMA, et ce indépendamment du type de ciment employé. Cela signifie que le ciment osseux se contracte autour de la tige idéalisée ce qui confirme la théorie de Bishop et al. (1996). Ces derniers suggèrent que le pré-chauffage de la tige cause l'inversion de la direction de polymérisation ce qui entraîne la formation d'une coquille rigide en premier à l'interface tige/ciment vers laquelle le ciment rétrécit. De plus, les résultats expérimentaux sont en accord avec les simulations de Li et al. (2004b) et les données expérimentales de Plamondon (2005) qui démontrent que la procédure de pré-chauffage de la tige augmente les contraintes radiales en compression à l'interface tige/ciment. Li et al. (2004b) prédisent que la valeur de ces contraintes est de l'ordre de 5MPa, ce qui signifie une augmentation de 1 MPa par rapport au cas neutre décrit dans le paragraphe précédent. Toutefois, les valeurs obtenues

expérimentalement par Plamondon (2005) ainsi que lors de la présente étude sont beaucoup moins élevées et varient entre environ 0,001 et 1MPa. De plus, des valeurs plus élevées sont observées lorsque le ciment est entreposé à la température ambiante, ce qui signifie que l'entreposage du ciment à basse température réduit les contraintes radiales en compression à l'interface tige/ciment.

La formation des contraintes radiales à l'interface tige/ciment, lorsque la procédure de préchauffage de la tige est employée, peut être expliquée en partie par la vitesse de polymérisation. Les résultats de cette analyse (voir l'annexe V) démontrent que le préchauffage de la tige réduit la vitesse de polymérisation à l'interface tige/ciment de 43 °C/min à 16 °C/min, 42 °C/min à 18 °C/min et de 32 °C/min à 13 °C/min dans le cas du Simplex P mélangé à la main, du Simplex P mélangé sous-vide et du Palacos R mélangé à la main respectivement. De plus, il est possible de remarquer que lorsque la tige est initialement à la température pièce, le ciment polymérise plus rapidement ce qui ne signifie toutefois pas nécessairement plus tôt, à l'interface tige/ciment (42 °C/min) qu'os/ciment (35 °C/min). Cependant, le préchauffage de la tige à 50 °C inverse ce phénomène, c'est-à-dire que cette fois-ci le ciment polymérise beaucoup plus rapidement à l'interface os/ciment (180 °C/min) qu'à l'interface tige/ciment (18 °C/min).

Dans la présente étude, les valeurs des contraintes radiales varient beaucoup entre les spécimens de mêmes conditions initiales. La même tendance est observé par Plamondon (2005) qui constate que les valeurs des contraintes radiales à l'interface tige/ciment sont difficilement comparables et ce même si les conditions initiales de la tige et de l'os étaient les mêmes. De plus, cette étendue des résultats est aussi présente dans l'étude de Roques et al. (2004) où les contraintes circonférentielles (et non radiales), correspondant aux déformations mesurées, variaient entre 0,6 et 9,8 MPa. Plamondon (2005) suggère que le ciment osseux polymérisent de façon non homogène ce qui, en conséquence, génère différentes valeurs de contraintes. Cette hypothèse peut être confirmée par les résultats de la présente étude dans laquelle les contraintes radiales sont mesurées à deux endroits opposés de la tige. Seulement dans quatre des 13 échantillons où des contraintes sont observées, les valeurs des deux côtés

de la tige sont semblables. De plus, dans le cas du Palacos, la formation des contraintes sur un seul côté est observée.

Finalement, la méthode de mélange, à la main versus sous-vide, joue un rôle important lors de la formation des contraintes radiales à l'interface tige/ciment. Notamment, lorsque le Simplex P est mélangé sous-vide, aucune contrainte transitoire ni résiduelle radiale en compression n'est enregistrée à l'interface tige/ciment et ce indépendamment des conditions initiales de la tige et du ciment. Cela peut être expliqué par le rétrécissement important du volume du ciment. Plusieurs auteurs, dont Gibert et al. (2000) et Muller et al. (2002), rapportent un rétrécissement autour de 7 %.

4.4 Porosité

Les résultats expérimentaux démontrent que la formation de porosités à l'interface tige/ciment ainsi que dans la masse du ciment dépend grandement des conditions initiales du système, soit la température initiale de la tige et du ciment. L'inspection visuelle de l'interface tige/ciment confirme la présence de porosités abondantes dans les spécimens où la tige est initialement à la température pièce figure 4.4 ce qui est en accord avec la littérature (James et al., 1993; Bishop et al., 1996; Iesaka et al., 2003; Iesaka et al., 2005). Toutefois, la surface de porosité dépend de la méthode de mélange du PMMA.

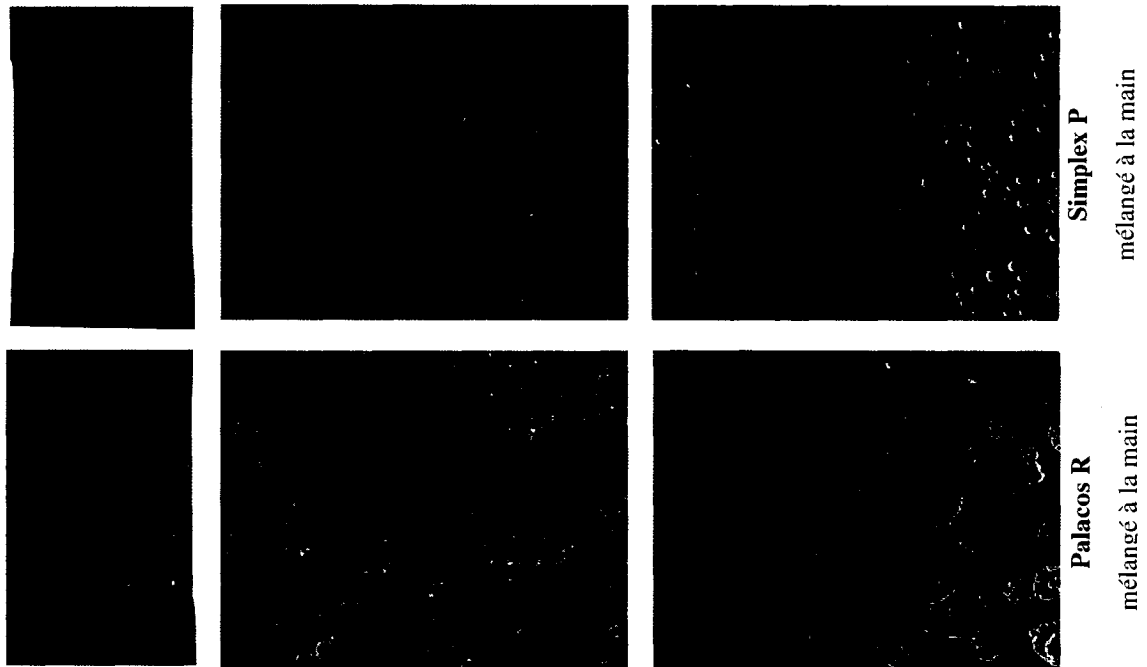


Figure 4.4 Porosité à l'interface tige/ciment du Simplex P et Palacos R mélangé à la main lorsque $T_{tige} = 24\text{ °C}$ et $T_{ciment} = 24\text{ °C}$.

Selon l'analyse microscopique, lorsque le ciment osseux est mélangé à la main, indépendamment du type de ciment, 60 % de l'interface (en moyenne) est couverte par les pores. Des valeurs semblables sont observées par James et al. (1993) ainsi que Bishop et al. (1993). Cependant, lorsque le ciment osseux est préparé sous-vide, la porosité couvre entre 3,6 % et 6,8 % des surfaces analysées, tout dépendamment de la température initiale du ciment, ce qui est inférieur à la valeur de 16,4 % trouvée par le Iesaka et al. (2003). La différence peut résulter du fait que la porosité interfaciale lors de l'étude présente est mesurée seulement dans la section distale et non pas sur toute la longueur de l'interface. Malgré la différence entre les études, les résultats démontrent que le mélange sous-vide réduit significativement la porosité à l'interface tige/ciment ce qui confirme les données de Bishop et al. (1996). De plus, la porosité interfaciale est distribuée de manière plutôt uniforme des deux côtés de la tige. Seulement quelques spécimens démontrent une surface de porosité plus grande d'un côté de la tige par rapport à l'autre. Aucune information sur ce phénomène n'est trouvée dans la littérature.

Lors de l'observation visuelle de l'interface des spécimens du Palacos R mélangé à la main où la tige et le ciment sont initialement à la température pièce, une morphologie intéressante des pores est notée (figure 4.4). Les pores ont la forme d'un cratère qui peut suggérer que les pores formés à un certain stade de la polymérisation à l'interface tige/ciment se sont par la suite enfoncés à l'intérieur de la masse du ciment. James et al. (1993), qui observent la formation de pores en temps réel, rapportent que les pores créés à l'interface tige/ciment prennent de l'expansion lors de l'augmentation rapide de la température. Après avoir observé le pic de la température, donc lorsque le ciment commence à refroidir, les pores s'enfoncent. De plus, l'entreposage du ciment à basse température lorsque la tige est à la température pièce n'a pas d'effet significatif sur la porosité interfaciale ce qui est en accord avec les données d'Iesaka et al. (2004).

En ce qui concerne la porosité massique, il est difficile de comparer les résultats de la présente étude avec les données de la littérature principalement parce que cette porosité est souvent analysée globalement dans toute l'épaisseur du ciment. Lors de la présente étude, la couche de ciment est divisée en trois zones, soit tige/ciment, centrale et os/ciment. Jasty et al. (1990) mesurent 9,4 % et 9,7 % de porosité respectivement dans le Simplex P et Palacos R mélangé à la main. James et al. (1993) rapportent que la porosité massique couvre 8 % de l'épaisseur du ciment. Ces résultats sont comparables avec les valeurs de 4,7 à 11,9 % et 3,4 à 10 % obtenues lors de la présente étude, dépendamment de la zone analysée pour le Simplex P mélangé à la main et le Palacos R respectivement. Les études d'Iesaka et al. (2003; 2004; 2005) présentent le plus de similarité avec ce travail au niveau du modèle et de la méthodologie. Pour le Simplex P mélangé sous-vide où la tige et le ciment sont à la température ambiante, ces auteurs ont trouvé que 11,3 % de la surface qui se trouve à proximité de l'interface (≤ 2 mm) et 2,6 % de la surface plus éloignée (> 2 mm) est couverte par la porosité. Les résultats de la présente étude démontrent un pourcentage de porosité similaire dans la zone près de l'interface (8,8 %). Toutefois, seulement 0,1 % de la surface dans la zone centrale et os/ciment est recouverte par la porosité. De plus, James et al. (1993) rapportent que la taille de la porosité massique varie entre 100 μ m à 300 μ m. Lors de la

présente étude, la taille varie entre 18 μm et 708 μm , tout dépendamment des conditions initiales, de la méthode du mélange et du type du ciment.

De plus, Jasty et al. (1990) démontrent que dans le cas du Simplex P et du Palacos R mélangé à la main, le pré-refroidissement du monomère avant le mélange résulte en une plus grande porosité en termes de surface couverte par la porosité. Cependant les résultats de la présente étude, obtenus pour le Simplex P mélangé à la main lorsque la tige est initialement à la température pièce, suggèrent que l'entreposage du ciment à basse température n'influence pas la structure en termes de pourcentage de porosité et ce dans aucune des trois zones analysées.

L'observation visuelle et microscopique démontre la présence d'espace (*gap*) entre la tige et la couche de ciment figure 4.5, seulement dans le cas du Palacos R lorsque la tige et le ciment osseux sont initialement à la température pièce.

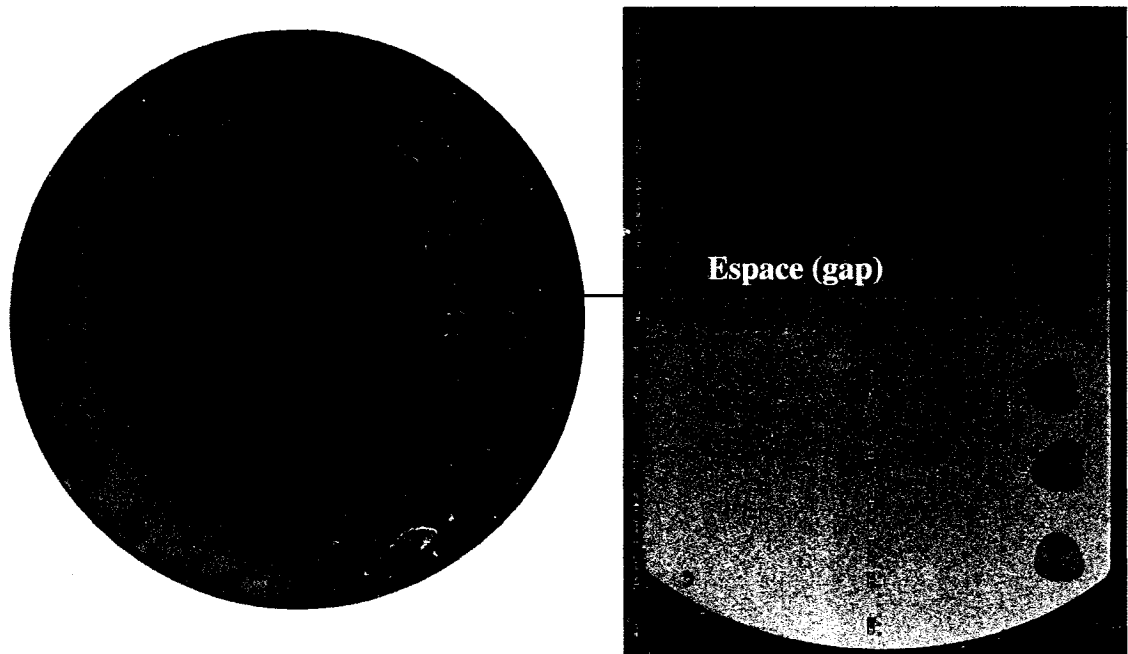


Figure 4.5 *Espace (gap) à l'interface tige ciment.*

La présence d'un espace à l'interface tige/ciment est aussi rapporté par d'autres auteurs (Mann et al., 1991; Wang et al., 1999; Race et al., 2002; Mann et al., 2004). Ahmed et al. (1982b) suggèrent que l'espace à l'interface tige/ciment peut être formé durant le durcissement du ciment lorsque la résistance de l'interface en tension n'est pas suffisante afin de résister aux contraintes transitoires radiales en tension, qui sont de l'ordre 0,5 à 1,5 MPa selon ces auteurs. Cependant, les espaces formés lors de la présente étude semblent résulter d'un autre phénomène, car les résultats démontrent la formation de contraintes transitoires radiales à l'interface tige/ciment, mais en compression.

4.4.1 Effet des conditions initiales sur la porosité formée à l'interface tige/ciment ainsi qu'à l'intérieur du ciment.

Les résultats de l'analyse de la microstructure démontrent que la température initiale de la tige et du ciment joue un rôle très important dans la formation de porosités et ce non seulement à l'interface tige/ciment, mais aussi à l'intérieur de la masse de ciment. L'effet de plusieurs facteurs est présenté dans les sections suivantes.

4.4.1.1 Pré-chauffage de la tige

Lors de l'analyse visuelle et microscopique, il est possible d'observer que le pré-chauffage de la tige élimine complètement ou presque la porosité à l'interface tige/ciment et ce indépendamment du type de ciment et la technique de mélange (figure 4.6). La même tendance est observée dans les autres études (Bishop et al., 1996; Iesaka et al., 2003; Iesaka et al., 2005).

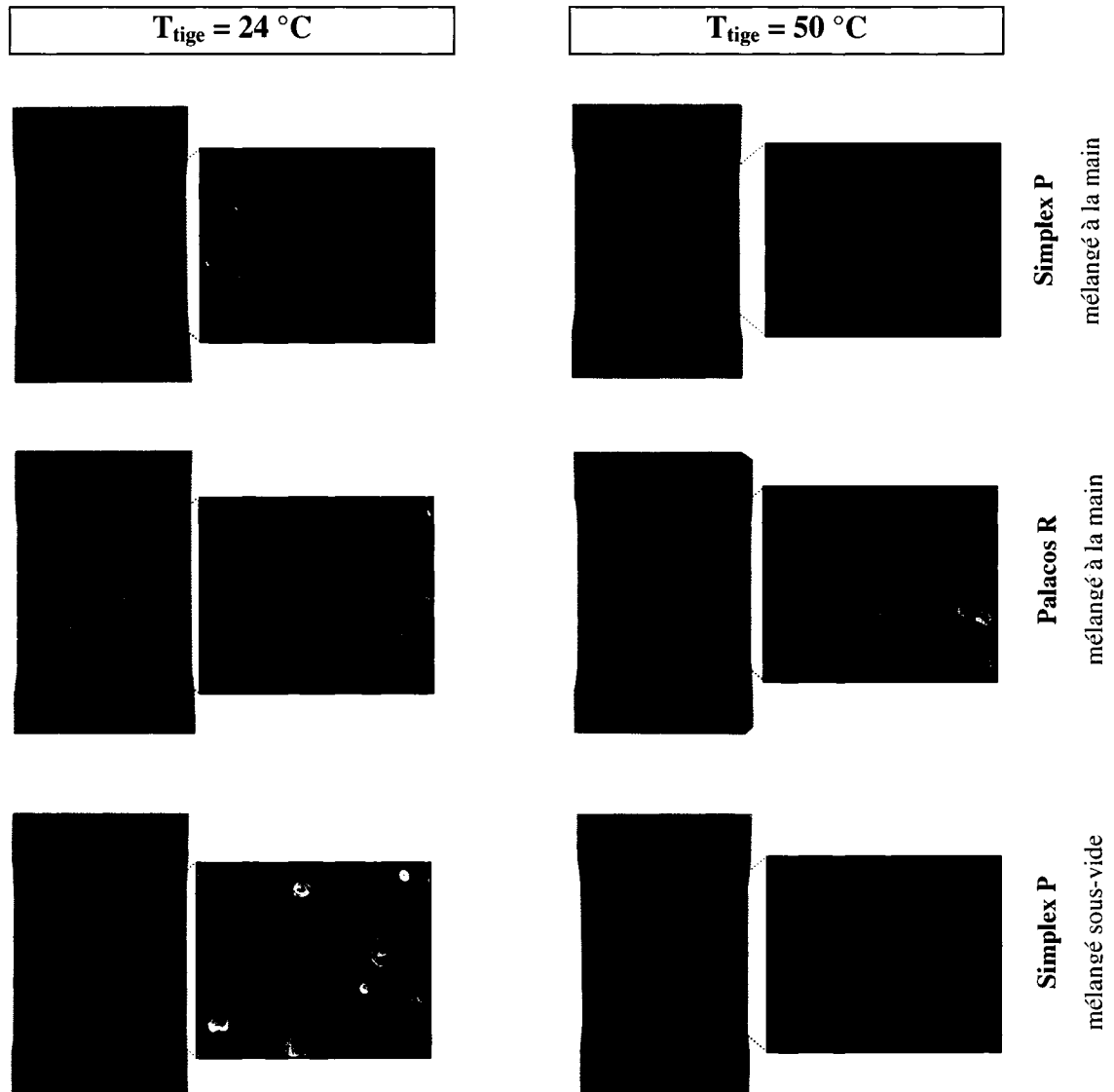


Figure 4.6 *Effet du pré-chauffage de la tige sur la porosité interfaciale du Palacos R mélangé à la main et Simplex P mélangé à la main et sous-vide.*

Ceci confirme en quelque sorte la théorie de Bishop et al. (1996) selon laquelle le pré-chauffage de la prothèse avant l'implantation inverse la direction de polymérisation et par conséquent éloigne la porosité de l'interface. Selon ce dernier auteur, la porosité à l'interface tige/ciment peut être causée par la polymérisation préférentielle à l'interface plus chaude des deux interfaces du ciment. Cependant, l'efficacité de la procédure du pré-chauffage sur la réduction de porosité semble dépendre du type de ciment et de la méthode de mélange. Lorsque le ciment est à la température pièce, une réduction de 59,5 à 0,2 %, 3,6 à 0 %

et 56,8 à 5,2 % de la surface couverte par la porosité est observée pour le Simplex P mélangé à la main, le Simplex P mélangé sous-vide et le Palacos R mélangé à la main respectivement. Les résultats sont en accord avec Iesaka et al. (2003) qui rapportent une réduction de porosité interfaciale à 0,1 % pour le Simplex P mélange sous-vide. De plus, l'entreposage du ciment à basse température lorsque la tige est pré-chauffée a démontré ne pas avoir d'effet significatif sur la porosité interfaciale.

En ce qui concerne la porosité massique, il est difficile de visualiser l'effet du pré-chauffage de la tige sur la porosité créée à l'intérieur du ciment mélangé à la main (figure 4.7). Les résultats de l'analyse microstructurale suggèrent que cet effet dépend de plusieurs facteurs tels que le type du ciment, la méthode de mélange, la température initiale du PMMA ainsi que la zone d'analyse. Cependant, quelques tendances sont observées. Ainsi, le pré-chauffage de la tige augmente le nombre de pores dans la zone adjacente à l'interface tige/ciment lors de la préparation à la main du ciment initialement à la température pièce. Cependant, lorsque le ciment est entreposé à basse température, cela a pour effet de diminuer le nombre de pores dans cette même zone.

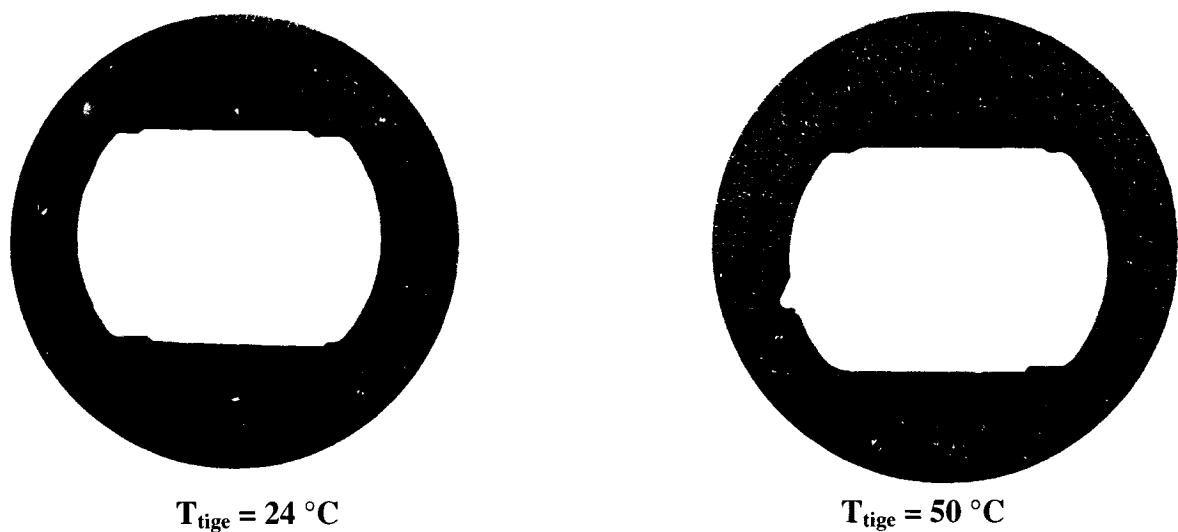


Figure 4.7 Effet du pré-chauffage de la tige sur la porosité massique présentée pour le Simplex P mélangé à la main.

Lorsque la tige est pré-chauffée à 50 °C, une réduction du nombre de pores est aussi observée dans la zone tige/ciment lors du mélange sous-vide du Simplex P et ce indépendamment de la température initiale du PMMA. De plus, une augmentation du nombre de pores dans les deux autres zones, soit centrale et os/ciment, est remarquée et est illustrée sur la figure 4.8. Toutefois, lorsque le PMMA est préparé à la main, il semble que le pré-chauffage de la tige n'ait pas une grande influence sur le nombre de pores dans la zone centrale et os/ciment.

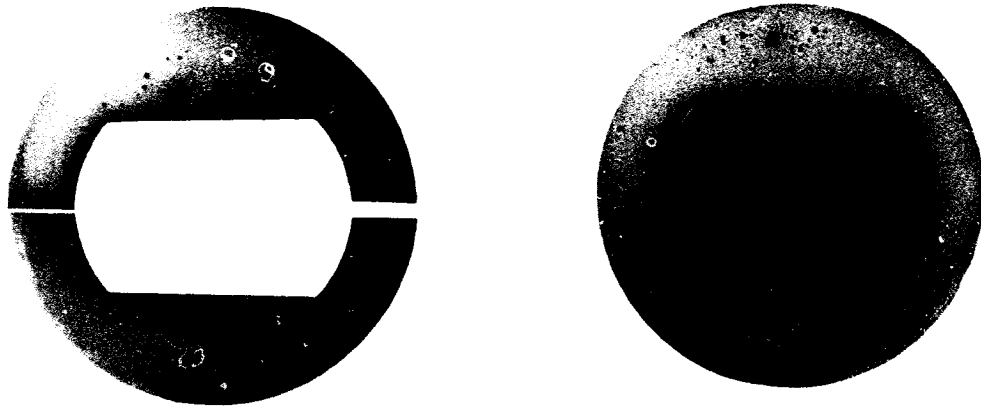


Figure 4.8 *Effet du pré-chauffage de la tige sur la porosité massique présenté pour le Simplex P mélangé sous-vide.*

Généralement, le préchauffage de la tige diminue significativement la taille moyenne des pores dans la zone adjacente à l'interface tige/ciment et l'augmente dans la zone os/ciment. De plus, lorsque le ciment est mélangé sous-vide une augmentation significative de la taille moyenne est observée. Cependant, dans le cas du mélange à la main, indépendamment du type de ciment le pré-chauffage du ciment n'a pas d'influence significative sur la taille de pores. Toutefois, l'auteur n'a pas trouvé dans la littérature les études similaires analysant en détail la microstructure du ciment polymérisant sous les différentes conditions initiales.

Finalement, la porosité massique en termes de pourcentage de porosité semble être aussi influencée par le pré-chauffage de la tige. La réduction de la surface de porosité est observée dans la zone tige/ciment, mais en même temps une augmentation de la surface couverte par la porosité est notée dans la zone os/ciment et dans certain cas aussi dans la zone centrale. Cela confirme des résultats d'Iesaka et al. (2003) qui observent une réduction de 11,3 à 1,9 % et

une augmentation de 2,6 à 6,9 % dans les zones qui se trouvent respectivement à ≤ 2 mm et > 2 mm de l'interface tige/ciment.

4.4.1.2 Pré-refroidissement de la tige

Dans cette étude, la procédure du pré-refroidissement de la tige est employée seulement lorsque le Simplex P est mélangé à la main. D'après les résultats, l'implantation de la tige à basse température n'a presque pas d'influence sur la porosité massique. Cependant, cette procédure semble influencer la porosité interfaciale. Lorsque le ciment est initialement à la température pièce, une réduction, toutefois non-significative, de la surface de porosité d'environ 9 % est observée. Cependant, quand le ciment mélangé est initialement à basse température, une augmentation de la surface de porosité de 12 à 24 % a été mesurée ce qui pourrait affaiblir la résistance de l'interface.

4.4.2 Mélange à la main versus sous-vide, l'effet de la méthode de mélange sur la formation de la porosité interfaciale et massique.

Il est démontré dans la littérature que le mélange sous-vide du ciment osseux réduit significativement la porosité et en même temps augmente sa résistance en fatigue (Lidgren et al., 1984; Wixson et al., 1987; Smeds et al., 1997). Cette tendance est aussi observée lors de la présente étude et ce indépendamment des conditions initiales de la tige et du ciment. Pour le Simplex P entreposé à la température ambiante, les résultats démontrent une réduction de la porosité interfaciale de 60 à 4 % et de 0,1 à 0 % lorsque la tige est initialement à 50 °C et 24°C respectivement (figure 4.6). Cependant, pour le PMMA refroidi à 6 °C le mélange sous-vide semble être moins efficace en diminuant la porosité de 12 à 7% et de 0,3 à 0 % lorsque la tige est initialement à 50 °C et 24°C respectivement. Bishop et al. (1996) démontrent aussi une réduction importante de la porosité à l'interface tige/ciment causé par le mélange sous-vide lors de l'utilisation du Palacos et du Sulfix.

Les résultats démontrent aussi que le mélange sous-vide réduit significativement la porosité non-seulement à l'interface tige/ciment, mais aussi l'intérieur du ciment. Lorsque la tige est

pré-chauffée, une réduction globale de la porosité exprimée en nombre de pores, de surface de porosité et de taille moyenne des pores est observée et ce indépendamment de la zone analysée. Dans le cas de la tige implantée à la température pièce, une réduction significative de porosité est notée dans la zone centrale et os/ciment. Toutefois, ce type de mélange résulte en des pores de taille moyenne plus grande dans la zone tige/ciment, ce qui résulte en une surface de porosité semblable à celle mesurée lors du mélange à la main. Dans cette zone, 9 % de la surface est couverte par la porosité et seulement 0,1 % dans la zone centrale et os/ciment ce qui signifie qu'il y a une concentration de pores dans la zone adjacente à l'interface tige/ciment. Murphy et Prendergast (Murphy & Prendergast, 2000) suggèrent que la distribution de la porosité, plutôt que la quantité, est un facteur jouant un rôle important sur la vie du ciment en fatigue.

Malgré que le mélange sous-vide élimine la majorité des petits pores, quelque grands pores restent dans le ciment (Wixson et al., 1987; Wang et al., 1996; Iesaka et al., 2003). La même tendance est observée dans l'étude présente. Des grands vides sont notés pratiquement dans tous les spécimens où le ciment est mélangé sous-vide (figure 4.9).

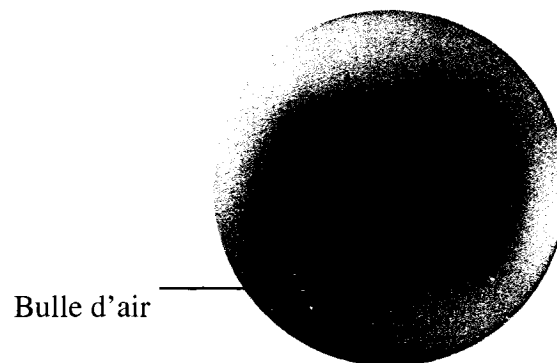


Figure 4.9 *Présence d'une grande bulle d'air à l'intérieur du ciment.*

Par contre, il est intéressant de noter que la majorité des très grandes bulles d'air se trouve dans la partie distale au niveau de la quatrième coupe. Cependant, l'auteur suggère que le manque d'expérience au niveau de l'injection du ciment dans l'os avec le pistolet d'injection peut en être la cause. Il est possible que lors du transfert du ciment à l'os, le bout de la buse d'injection n'a pas été retiré au fur et à mesure du remplissage, et par conséquent, c'est-à-dire

que cette buse finit par se retrouver entourée par le ciment osseux. Dalury (2005) rapporte que le retrait d'instrument d'injection du ciment à ce moment laisse des défauts à l'intérieur du PMMA.

4.5 Contraintes résiduelles versus la porosité

La disparité des valeurs de contraintes radiales peut être causée par une distribution non-uniforme de la porosité autour de la tige. Malgré que l'analyse statistique ne démontre pas une différence significative entre la porosité formée des deux côtés de la tige, il est important de rappeler que cette analyse est plutôt globale, c'est-à-dire que les zones spécifiques telles que tige/ciment, centrale et os/ciment ne sont pas prises en compte. Cependant, afin de vérifier s'il existe une corrélation entre la grandeur des contraintes mesurées et la porosité, une analyse détaillée est réalisée. Le tableau 4.2, regroupe les données concernant les contraintes radiales en compression mesurées de chaque côté de la tige ainsi que la porosité massique exprimée en nombre de pores et le pourcentage de porosité observé dans la zone adjacente à l'interface tige/ciment à la proximité des capteurs de forces. De plus, le pourcentage de porosité observé à l'interface se trouve également dans ce tableau. Il faut rappeler que la porosité interfaciale est analysée seulement au niveau de la cinquième coupe et non la troisième où les forces radiales sont enregistrées.

Les résultats démontrent que les valeurs des contraintes résiduelles radiales en compression semblent être plutôt indépendantes de la porosité interfaciale et massique. Aucune corrélation n'est observée. En regardant le spécimen CN_01, il est possible de remarquer que malgré que la porosité interfaciale couvre le même pourcentage de la surface des deux côtés de la tige, les contraintes radiales d'un côté sont beaucoup plus élevées que celles mesurées de l'autre côté. Par contre, il est possible de noter que la porosité massique en terme de nombre de pores ainsi que le pourcentage de porosité, sont supérieurs du côté de la tige où les plus grandes contraintes sont observées. Cela peut suggérer que la valeur de ces contraintes à l'interface tige/ciment dépend de la porosité massique formée dans la zone adjacente à cette même interface.

Tableau 4.2

Regroupement des résultats des contraintes résiduelles, de la porosité interfaciale et de la porosité massique de la zone tige/ciment

Conditions initiales	Spec#	Porosité massique près de l'interface tige/ciment		Porosité interfaciale [%]	Contrainte radiale [MPa]		Contrainte radiale [MPa]	Porosité interfaciale [%]	Porosité massique près de l'interface tige/ciment	
		% de porosité	Nb de pores						Nb de pores	% de porosité
Simplex P						TIGE	Simplex P			
$T_{\text{tige}} = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ $T_{\text{ciment}} = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$	CN_01	8,3	41	0,1	0,436		0,029	0,1	22	6,0
	CN_02				0,052		0,049			
	CN_14	6,4	35	0,0	0,96		0,081	0,3	36	7,7
	CN_43	7,2	27	0,1	0,035		0,017	0,1	25	7,5
$T_{\text{tige}} = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ $T_{\text{ciment}} = 6\text{ }^{\circ}\text{C}$	CN_05				0,013		0,003			
	CN_06	4,4	15	0,2	0,045		0,014	0,0	18	8,6
	CN_07				0,001		0,001			
	CN_15	6,8	8	0,5	0,190		0,028	0,4	10	12,6
Palacos R							Palacos R			
$T_{\text{tige}} = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ $T_{\text{ciment}} = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$	CN_34	9,2	34	12,4	0		0	3,7	24	8,8
	CN_35	0,7	3	2,1	0,010		0,006	4,3	4	5,3
	CN_37	5,8	27	2,4	0,028		0,027	10,0	5	6,0
	CN_41	5,8	28	4,3	0,007		0	2,1	26	10,6
$T_{\text{tige}} = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ $T_{\text{ciment}} = 6\text{ }^{\circ}\text{C}$	CN_38	9,1	41	9,5	0		0	3,3	24	10,0
	CN_39	12,7	75	2,9	0,027		0	3,1	34	9,3
	CN_40	12,2	81	9,9	0	0	15,0	69	11,7	
	CN_42	12,5	21	9,6	0,046	0,001	5,8	15	7,7	

Cependant ce n'est pas le cas du spécimen CN_14 dans lequel les contraintes d'un côté de la tige sont aussi supérieures à celles mesurées de l'autre côté où le nombre de pores des deux côtés de la tige est semblable, mais le pourcentage de porosité est moins élevé du côté des

plus grandes contraintes. Toutefois, il n'existe aucune étude qui porte sur la mesure des contraintes résiduelles tout en analysant la microstructure du ciment et donc aucune comparaison n'est possible.

4.6 Temps de durcissement

Les résultats démontrent que lors de l'implantation classique, où la tige et le ciment sont initialement à la température pièce, le temps de durcissement est légèrement plus court à l'interface os/ciment ce qui signifie que le ciment osseux polymérise en premier à cette interface plutôt qu'à l'interface tige/ciment. Bishop et al. (1996) ont trouvé que le pré-chauffage de la prothèse avant l'implantation inverse la direction de polymérisation, c'est-à-dire que le ciment polymérise plus rapidement à l'interface tige/ciment que l'os/ciment. Li et al. (2003) démontre aussi, de façon numérique, que la procédure de pré-chauffage de l'implant change la direction de polymérisation. Il est donc attendu que lorsque la procédure de pré-chauffage de la tige est employée, le temps de durcissement à l'interface tige/ciment soit plus court qu'à l'interface os/ciment. En effet, d'après les résultats, lorsque la tige est pré-chauffée à 50 °C, le temps de durcissement devient plus court à l'interface tige/ciment qu'à l'interface os/ciment, mais seulement dans le cas du Simplex P, peu importe la méthode de mélange. Dans le cas du Palacos, le ciment semble polymériser en même temps aux deux interfaces. Cependant, les résultats peuvent varier dépendamment de la façon dont le temps de durcissement est déterminé, c'est-à-dire quelle température est considérée comme température ambiante du moule.

Ainsi, il est important de rappeler que le temps de durcissement est calculé selon la norme ISO 5833, tel que décrit dans les résultats. Ce temps correspond à la température de durcissement qui elle, est défini comme la température à mi-chemin entre T_{maximale} et T_{ambiante} et cette dernière correspond à la température ambiante du moule. Cependant, il est plus difficile de déterminer la valeur exacte de cette dernière. La figure 4.10 a présente l'évolution de la température du ciment osseux mélangé à la température pièce dans un bol aussi à cette même température et qui polymérise dans un moule entreposé à la température de la pièce.

Dans ce cas-là, aucune variation de la température ambiante du moule n'est observée, car toutes les composantes sont à la même température. Le choix de la température ambiante permettant de déterminer le temps de durcissement est facile. Cependant, le choix de cette température « ambiante » devient plus complexe lorsque le ciment polymérise dans des conditions reflétant mieux le milieu biologique où l'os est environ à 37°C, ce qui signifie a priori que la température ambiante du moule est théoriquement de 37°C. Par contre, lors de l'injection du ciment, qui est à la température pièce, dans la cavité osseuse, la température de l'os et donc du moule se trouve à diminuer (figure 4.10 b).

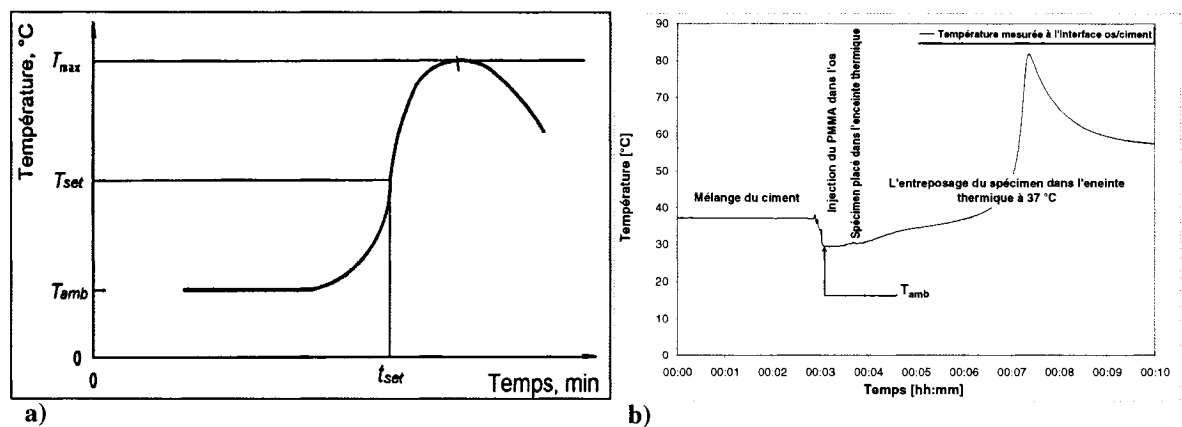


Figure 4.10 *Température ambiante considérée lors des calculs du temps de durcissement.*

Par conséquent, dans la présente étude, la température mesurée à l'interface os/ciment tout de suite après l'injection du ciment est considérée comme la température ambiante dans les calculs du temps de durcissement à l'interface os/ciment. La même logique est suivie afin de calculer le temps de durcissement à l'interface tige/ciment lors de l'insertion de la tige à différentes températures initiales.

Les résultats expérimentaux démontrent qu'indépendamment du type de ciment et de la méthode de mélange, le pré-chauffage de la tige diminue de façon significative le temps de durcissement aux deux interfaces ce qui signifie une réduction globale du temps de polymérisation du ciment osseux, ce qui concorde avec les résultats d'Iesaka et al. (2003) et par conséquent entraîne la réduction du temps de manipulation pour le chirurgien. Pour cette

raison, Salvati et al. (2003) recommandent la procédure de pré-chauffage lorsque la chirurgie est exécutée par un chirurgien expérimenté. De plus, il suggère un pré-chauffage modéré de la tige au début de l'utilisation de cette technique. Une fois que le chirurgien est à l'aise avec un temps de polymérisation plus court, la température initiale de la tige peut être progressivement augmentée jusqu'à 44°C tel que proposé par Bishop et al. (1996). Contrairement au pré-chauffage, le pré-refroidissement de la tige augmente le temps de durcissement, ce qui confirme les données de Toksvig-Larsen et al. (1991) et Li et al. (2003).

Hansen et Jensen (1990) ont trouvé que le refroidissement du ciment et le mélange sous-vide prolongent le temps de durcissement et maintiennent la basse viscosité du PMMA durant la période de manipulation. La même tendance est observée lors de la présente étude. Les résultats démontrent qu'indépendamment de la méthode de mélange, l'entreposage du ciment à basse température (refroidissement) augmente le temps de durcissement et donc le temps de manipulation pour les chirurgiens. De plus, le mélange sous-vide semble avoir un effet significatif sur le temps de durcissement aux deux interfaces lorsque le ciment osseux est initialement à la température pièce.

4.7 Push-out test

La résistance de l'interface obtenue suite aux tests d'extraction de la tige varie entre 1,1 et 1,6 MPa selon le type de ciment, la méthode de mélange ainsi que les conditions initiales de la tige et du ciment. Iesaka et al. (Iesaka et al., 2005) ont obtenu des valeurs du même ordre 1,4 et 1,8 MPa.

Dans la littérature, il est démontré que la résistance statique et en fatigue du ciment osseux diminue avec l'augmentation de la porosité (James et al., 1992) et l'interface tige/ciment semble être affectée de la même manière (James et al., 1993). Bishop et al. (1996) démontrent la réduction de la porosité à l'interface tige/ciment lorsque la tige est pré-chauffée. Les études de Li et al. (2004b), Plamondon (2005) ainsi que les résultats de la présente étude démontrent que la procédure du pré-chauffage de la tige augmente les

contraintes radiales en compression à l'interface tige/ciment. Mann et al. (1991) démontre, lors de leurs push-out tests que le comportement force-déplacement du système tige/ciment peut être entièrement décrit en termes de la friction à l'interface et des contraintes résiduelles normales à cette même interface. Puisque le pré-chauffage de la tige augmente les contraintes radiales à l'interface tige/ciment, il est donc attendu que la résistance de l'interface tige/ciment augmente aussi.

En effet, les résultats des tests de type « push-out » d'Iesaka et al. (2003; 2005) démontrent que le pré-chauffage de la tige avant l'implantation augmente de façon significative la résistance de l'interface. Les auteurs suggèrent que cette augmentation est reliée à la réduction de porosité. Cependant, lors de la présente étude, seule une légère augmentation de la résistance de l'interface est observée, indépendamment du type de ciment ou de la méthode de mélange, pour la tige pré-chauffée lorsque le ciment entreposé à la température pièce. Toutefois, les résultats ne font pas ressortir d'effet significatif de la procédure de pré-chauffage de la tige sur la résistance de l'interface tige/ciment et ce même si la porosité à l'interface tige/ciment est réduite de façon significative. Par conséquent, ces observations confirment les résultats de (Wang et al., 2003; Damron et al., 2006) et qui sont contradictoires à ceux d'Iesaka (2003; 2005). Wang et al. (2003) rapportent que le pré-chauffage diminue la porosité à l'interface tige/ciment de 6 fois et influence très peu la résistance statique de cette interface. En général, aucune corrélation entre la porosité et la résistance interfaciale n'est trouvée. De plus, les résultats de Damron et al. (2006) démontrent que ni le pré-chauffage ni la rugosité de la tige n'a d'effet significatif sur le descellement de l'interface en fatigue (fatigue debond response).

De plus, Iesaka et al. (2004) démontrent que le refroidissement du PMMA à 4 °C avant l'implantation diminue significativement la résistance de l'interface tige/ciment et ce même si la surface de porosité demeure inchangée. Cependant, l'effet inverse est observé lors de la présente étude pour le Simplex P mélangé à la main, c'est-à-dire que le refroidissement du ciment osseux n'influence pas la résistance de l'interface même si une réduction significative de la surface de porosité est observée à cette même interface. De plus, dans le cas du

Simplex P mélangé sous-vide où la tige est initialement à la température pièce, l'entreposage du ciment à basse température augmente significativement la surface de porosité à l'interface, ce qui est accompagné par une augmentation, mais non-significative, de la résistance de cette même interface. Par conséquent, les résultats de la présente étude suggèrent que la résistance de l'interface est indépendante de la porosité interfaciale et des contraintes résiduelles radiales. De plus, Iesaka et al. (2003), démontrent une augmentation significative de la résistance de l'interface suite à une réduction rapide de la porosité, observent une augmentation de cette résistance de 50 % tandis que la surface de porosité est réduite seulement de 16 % et donc, ils constatent que d'autres facteurs comme par exemple les contraintes résiduelles circonférentielles affectent la résistance de l'interface tige/ciment.

CONCLUSION

Le protocole et le montage expérimental développés lors de ce projet de recherche permettent de mesurer de façon directe et en temps réel les contraintes transitoires et résiduelles radiales en compression générées à l'interface tige/ciment par le ciment osseux durant le phénomène de polymérisation. Il est important de noter que lors de cette étude, les contraintes (forces) sont mesurées directement à l'interface tige/ciment et sans aucun intermédiaire ce qui jusqu'à présent n'avait jamais été présenté dans la littérature. Grâce au thermocouple placé à l'interface os/ciment, il a été possible d'évaluer le risque d'une nécrose thermique en fonction des différentes conditions initiales. Le modèle expérimental idéalisé permet d'évaluer dans un premier temps l'effet de plusieurs paramètres tels que le type de ciment, la méthode de mélange ainsi que la température initiale de la tige et du ciment sur la formation des contraintes transitoires et résiduelles radiales en compression lors de la solidification du PMMA. Par la suite, ces spécimens sont utilisés afin de déterminer l'effet de ces mêmes paramètres sur la résistance de l'interface tige/ciment ainsi que la microstructure en termes de porosité interfaciale et massique (inverser et mettre résistance en dernier lieu). Ces résultats permettent d'établir une corrélation entre les contraintes radiales générées à l'interface tige/ciment, la porosité (surtout à l'interface tige/ciment) et la résistance de l'interface tige/ciment.

Les résultats démontrent que la température maximale atteinte à l'interface tige/ciment est fortement influencée par la température initiale de la tige et ce particulièrement lors du pré-chauffage de la tige. Notamment, une augmentation significative de cette température de 60 °C à 83 °C et 61 °C à 96 °C est observée pour le Simplex P, dépendamment de la méthode de mélange. Les températures maximales ainsi que le temps d'exposition à des températures très élevées signifient que le pré-chauffage de la tige peut contribuer à la présence d'une nécrose thermique. Cependant, il est impossible de prédire directement la nécrose thermique car le modèle expérimental est idéalisé et ne reflète pas tout à fait les propriétés thermiques réelles du système implant/ciment/os, surtout au niveau de l'os.

La formation des contraintes résiduelles radiales en compression est fortement influencée par le type de ciment, la méthode de mélange utilisée et les conditions initiales du système qui, dans le cas de la présente étude, sont la température initiale de la tige et du ciment. Lorsque la tige est initialement à la température pièce ou à basse température (6°C), aucune contrainte résiduelle n'est enregistrée. Toutefois, lorsque la procédure de pré-chauffage est employée (tige à 50°C), il est observé que le ciment osseux polymérise autour de la tige fémorale idéalisée en générant des contraintes résiduelles radiales en compression à l'interface tige/ciment. Ces contraintes varient entre 0,001 et 1MPa ce qui signifie que la grandeur des contraintes radiales en compression dépend non seulement des conditions initiales de la tige et du ciment, mais aussi d'autres facteurs qui ne sont pas étudiés lors de cette étude.

La porosité formée à l'interface tige/ciment et dans la masse du ciment dépend aussi grandement du type de ciment, de la méthode de mélange utilisée et des conditions initiales du système. Les résultats confirment que le pré-chauffage de la tige avant l'implantation réduit significativement la porosité à l'interface tige/ciment et en même temps influence fortement la distribution de porosités créées à l'intérieur du ciment. De plus, cette procédure semble être la plus efficace en ce qui concerne la réduction de porosité interfaciale lors de l'utilisation du Simplex P : cette réduction est de 80 % et 100% pour le mélange à la main et sous-vide respectivement.

Lors de la présente étude, aucune corrélation n'a pu être établie entre les grandeurs des contraintes radiales en compression à l'interface tige/ciment et la résistance de cette même interface. De plus, les résultats suggèrent que la résistance de l'interface est indépendante de la porosité interfaciale. Cela signifie que d'autres facteurs, comme par exemple les contraintes circonférentielles générées à l'interface tige/ciment, peuvent affecter la résistance de l'interface tige/ciment. Par conséquent, ces contraintes peuvent avoir un rôle dominant dans la prédiction de la longévité du système tige/ciment/os. Cependant, le modèle expérimental ne permet pas d'évaluer la grandeur de ces contraintes ni leurs variations en fonction des conditions initiales.

Les résultats de la présente étude démontrent que chaque ciment analysé est différemment influencé par les conditions initiales du système au niveau des températures maximales aux deux interfaces, des contraintes transitoires et résiduelles radiales à l'interface tige/ciment ainsi qu'au niveau de la microstructure en termes de la porosité massique et interfaciale. Il est alors possible d'établir certains points positifs ou points négatifs relatif à l'utilisation de certaines combinaisons de conditions initiales quant aux aspects mentionnés précédemment.

La procédure de refroidissement de la prothèse ne semble pas être avantageuse, car elle n'a ni pour effet la diminution de la température maximale à l'interface os/ciment, ni la réduction de la porosité interfaciale ou massique. De plus, un point négatif concernant l'implantation de la tige refroidie peut être rapporté. Le refroidissement de la tige augmente de façon significative le temps de durcissement d'environ 2 à 3 minutes, ce qui signifie que le temps d'exposition de l'os vivant au monomère non-polymérisé est prolongé et donc le risque d'une nécrose thermique est plus élevée.

Quelques points positifs sont observés concernant l'utilisation du Simplex P mélangé sous-vide lorsque le cas neutre des conditions initiales est analysé ($T_{\text{tige}} = 24^{\circ}\text{C}$ et $T_{\text{ciment}} = 24^{\circ}\text{C}$). Premièrement, une réduction significative de la porosité interfaciale par rapport au Simplex P mélangé à la main est notée. De plus, le mélange sous-vide réduit le nombre de pores à l'intérieur du ciment. Par conséquent, le mélange sous-vide semble contribuer à augmenter la durée de vie du ciment osseux en termes de fatigue.

En ce qui concerne le choix entre les deux types de ciment mélangé à la main, soit le Simplex P ou le Palacos R, pour les conditions neutres, il n'y a pas beaucoup de différences entre les résultats au niveau de la température maximale à l'interface os/ciment ainsi que la microstructure du ciment en termes de la porosité massique et interfaciale. Ceci tend a priori à démontrer que ces deux ciments devraient se comporter de façon semblable à long terme. Toutefois la présence d'espace à l'interface tige/ciment dans le cas du Palacos R peut compromettre la résistance de l'interface tige/ciment et donc la fixation à long terme.

Finalement, la procédure de pré-chauffage de la tige semble être favorable du point de vue de la microstructure du ciment. En effet, les résultats démontrent une réduction significative de la porosité interfaciale et en même temps une diminution de la surface de porosité à l'intérieur du PMMA, surtout près de l'interface tige/ciment. Par conséquent, une plus grande surface de contact du ciment avec la tige et la présence de moins de pores (donc moins de concentration de contraintes) peuvent améliorer la durée de vie de la PTH. Toutefois, les résultats expérimentaux ont démontré une augmentation significative de la température maximale à l'interface os/ciment. Ainsi, une augmentation d'environ 20 °C et 10 °C est observée dans le cas du Simplex P et Palacos R respectivement, ce qui suggère que l'utilisation de Palacos R devrait diminuer le risque d'une nécrose thermique par rapport au Simplex P.

Le mélange à la main du ciment combiné avec la procédure du pré-chauffage de la tige entraîne la formation des contraintes résiduelles radiales en compression à l'interface tige/ciment. D'un côté, la présence de ces contraintes peut être positive, car elles augmentent (mais de façon non-significative) la résistance de l'interface tige/ciment. D'un autre côté, ces contraintes peuvent contribuer à l'initiation hâtive de fissures à l'interface tige/ciment lors du chargement. Afin de connaître l'effet exact des contraintes radiales avec la porosité à l'interface tige/ciment et dans le ciment sur la longévité du ciment osseux, il deviendrait nécessaire de développer un modèle numérique. Ceci permettrait aussi de déterminer la combinaison optimale du type de ciment et de la méthode de mélange pour les différentes conditions initiales du ciment osseux.

En somme, les résultats de la présente étude apportent des informations importantes sur la nature de la réaction de polymérisation pour les différentes conditions initiales au niveau des températures générées à l'interface tige/ciment et os/ciment, des contraintes radiales créées à l'interface tige/ciment ainsi que de la formation de porosités à l'interface tige/ciment et à l'intérieur du ciment. Par conséquent, ce projet peut contribuer au développement d'un modèle numérique plus réaliste capable de prédire de façon plus adéquate la performance d'une prothèse de hanche cimentée à long terme.

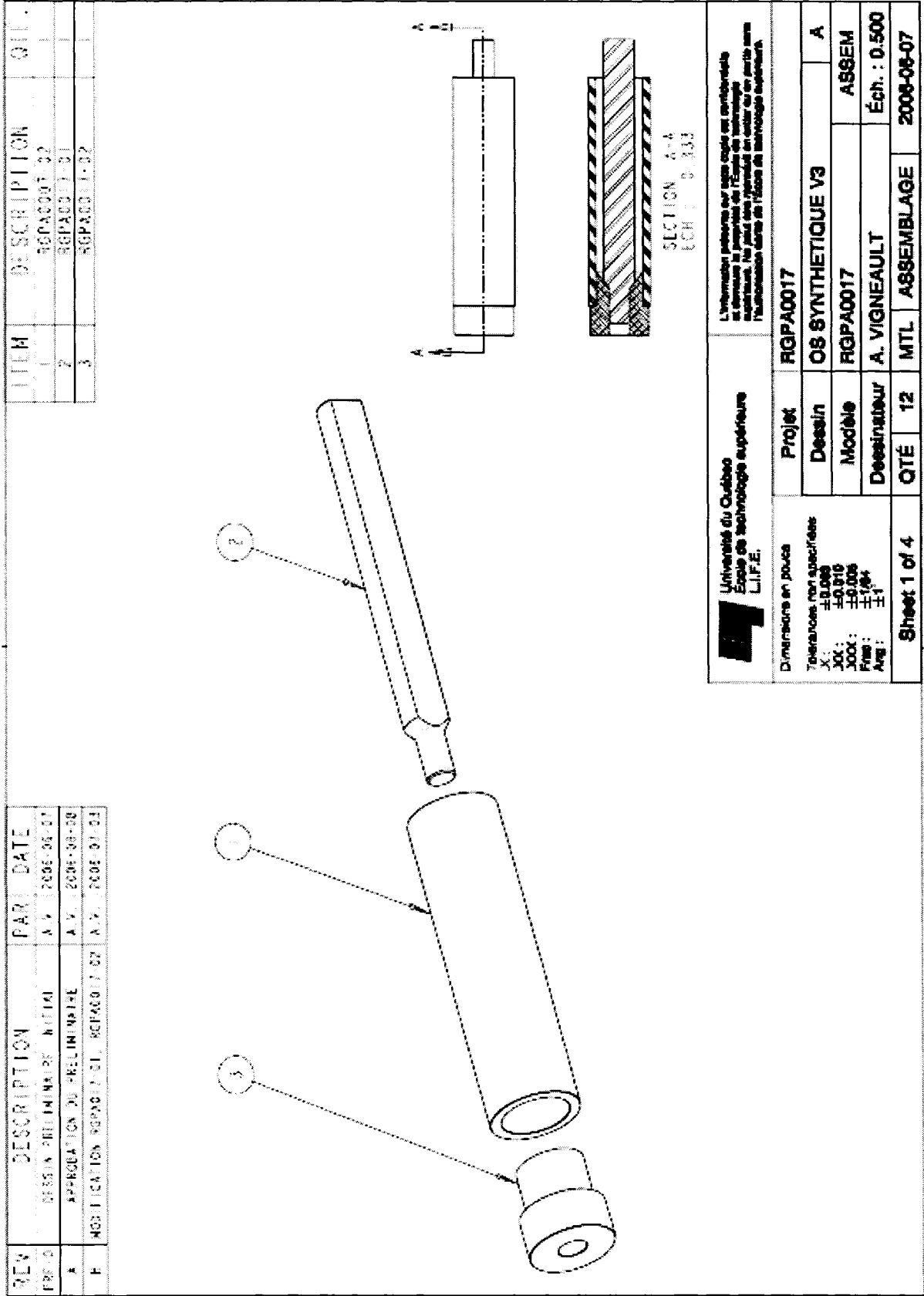
RECOMMANDATIONS


Les recommandations faisant suite à ce projet de recherche sont les suivantes :

- réaliser un plus grand nombre d'expériences de spécimens pour chaque combinaison de T_{tige} et T_{ciment} afin de mieux déterminer les tendances concernant les contraintes résiduelles radiales, d'un point de vue statistique;
- utiliser des capteurs pouvant mesurer autant la compression que la tension, de façon à mieux comprendre si les contraintes considérées nulles dans la présente étude sont inexistantes ou si elles s'avèrent être en tension qui pourrait expliquer la formation d'une ouverture à l'interface tige/ciment;
- développer des capteurs capables de mesurer simultanément les forces radiales tout le long de la tige afin de déterminer la distribution de ces forces;
- simuler l'os avec un matériau dont les propriétés thermiques se rapprochent de celles du fémur;
- développer un modèle plus réaliste dont la géométrie de la tige refléterait de façon plus réaliste le système tige/ciment/os ;
- déterminer le degré de polymérisation du ciment osseux selon les différentes conditions;
- développer un modèle numérique dont la cinétique de la réaction de polymérisation serait pris en considération, afin de prédire les contraintes résiduelles à l'interface tige/ciment dans d'autres directions que radiale (circonférentielles et axiales) et d'analyser la distribution des contraintes à l'intérieur de la couche du ciment en fonction des différents paramètres. Ceci permettrait de prédire le comportement mécanique de la PTH, en particulier la résistance en fatigue.

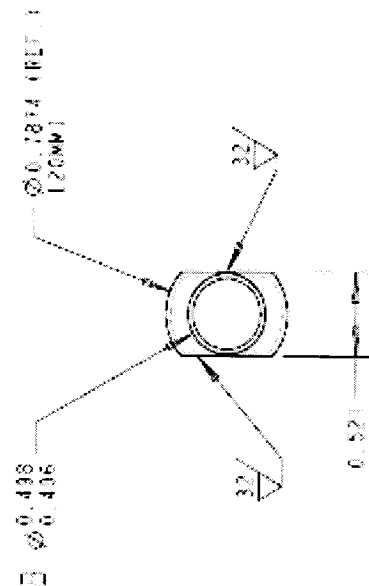
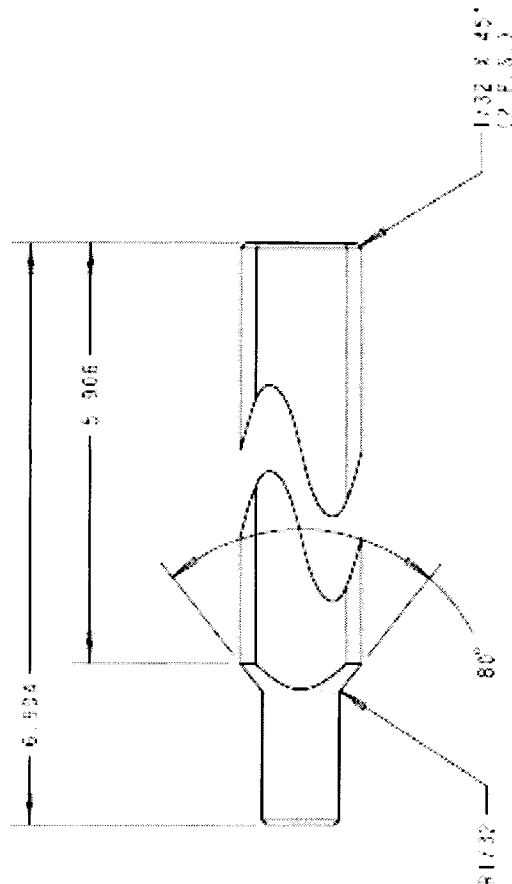
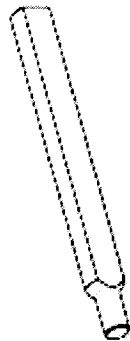
ANNEXE I

**DESSINS DE DÉTAILS DES COMPOSANTES DU MODÈLE EXPÉRIMENTAL
FINAL**

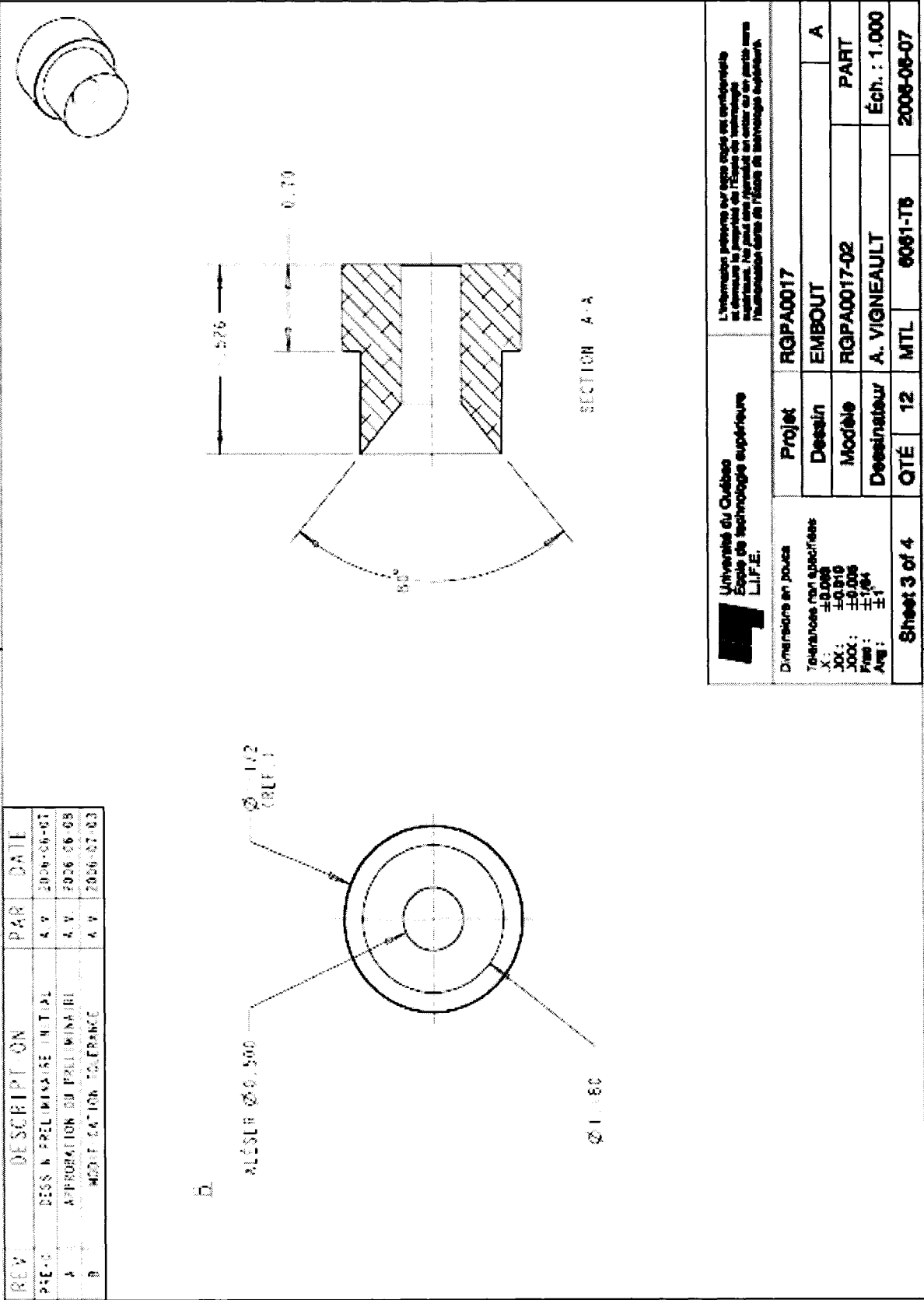


 Université du Québec École de technologie supérieure L.I.F.E.	Projet	90PA0017	
	Dimensiones en pouces		
	Tolérances non spécifiées		
	X: ±0.008 XX: ±0.010 XXX: ±0.008 Fins: ±1/64 Ang: ±1		
OS SYNTHETIQUE V3 ASSEM		Éch. : 0.500 2008-06-07	
Dessin Modèle Dessinateur		12 MTL ASSEMBLAGE	A ASSEM Éch. : 0.500 2008-06-07
Sheet 1 of 4			

REV	DESCRIPTION	PAR	DATE
PRE-C	DESSIN PRELIMINAIRE INITIAL	A.V.	2006-06-07
A	APPROBATION DU PRELIMINAIRE	A.V.	2006-06-08
B	MODIFICATION TOULANCE	A.V.	2006-07-03



	Université du Québec École de technologie supérieure L.I.F.E.		L'information présentée sur cette copie est confidentielle et destinée au personnel de l'École de Technologie Supérieure. Ne pas la reproduire ni utiliser sur un autre sans l'autorisation écrite de l'École de Technologie Supérieure.	
	Dimensions en pouce Tolérances non spécifiées X: ±0.008 XX: ±0.010 XXX: ±0.008 Fin: ±1/64 Ang: ±1	Projet: RGPA0017 Dessin: TIGE FÉMORALE Modèle: RGPA0017-01 Dessinateur: A. VIGNEAULT	OTÉ: 12 MTL: W1 POLI	A PART Éch.: 1.000
Sheet 2 of 4				

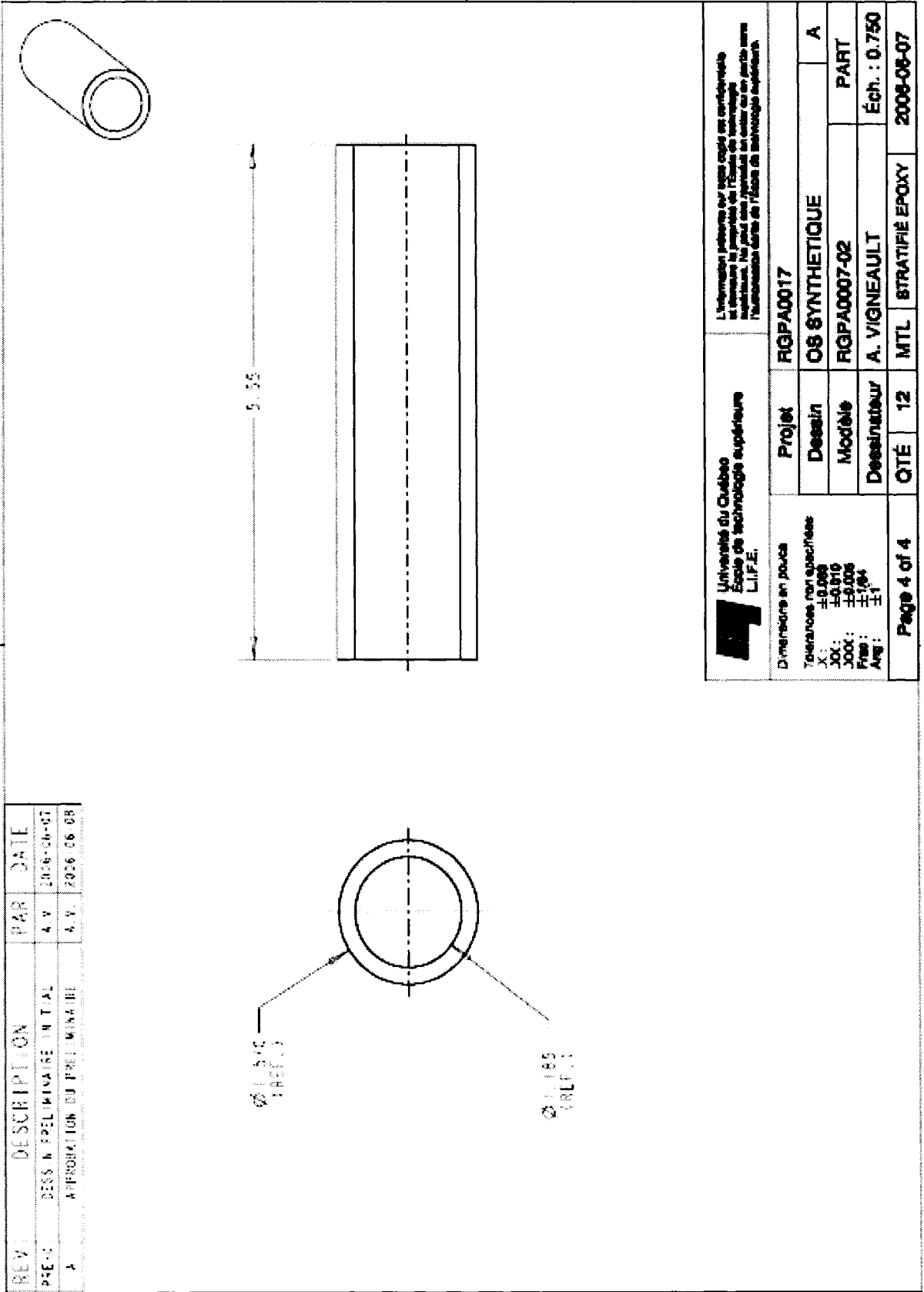


REV	DESCRIPTION	PAR	DATE
PSE-C	DESSIN PRELIMINAIRE INITIAL	A.V.	2006-06-07
A	APPROBATION DU PRELIMINAIRE	A.V.	2006-06-08
B	MODIFICATION TOLERANCE	A.V.	2006-07-03

Université du Québec
École de technologie supérieure
L.I.F.E.

L'information présentée sur cette page est confidentielle et destinée à l'usage exclusif de l'individu ou de l'entité mentionnée dans le titre de l'ouvrage en question.

Dimensions en pouces		Projet		RGPA0017	
Tolérances non spécifiées	±0.008	Dessin	EMBOUT		
X	±0.010	Module	RGPA0017-02		
XX	±0.015	Destinateur	A. VIGNEAULT		
XXX	±0.020	QTE	12	MTL	6081-TB
Fin	±1/64	Éch. : 1.000		2006-06-07	
Avg	±1	Sheet 3 of 4			



ANNEXE II

PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL LORS DE LA CIMENTATION DES SPÉCIMENS

PROTOCOLE D'EXPÉRIENCE
LORS DE LA PRÉPARATION D'UN SPÉCIMEN CIMENTÉ

Capteurs

- L'interface prothèse/ciment : _____
- L'interface os/ciment : _____

Calibration spécimen : OUI (date) _____ NON

Ciment

- Type : _____
- Méthode mélange : _____
- Équipement mélange : _____
- Temps de préparation : _____

Tige

- Numéro et/ou description : _____
- Matériau : _____
- Design : _____
- Pellicule : OUI NON
- Température initiale : _____ °C

Os

- Matériau : _____
- Design : _____
- Température initiale : _____ °C

Thermocouple :

- l'interface prothèse/ciment : OUI (type) _____ NON
- l'interface os/ciment : OUI (type) _____ NON

Début de la mesure (acquisition) : Mélange des composants poudre et liquide

Pré-mélange (temps) _____

Post-mélange (temps) _____

Remarques et détails supplémentaires : _____

ANNEXE III

RÉSULTATS DE L'ANALYSE DE L'EFFET DU REFROIDISSEMENT DU CIMENT OSSEUX SUR LA MICROSTRUCTURE DU SIMPLEX P MÉLANGÉ À LA MAIN ET SOUS-VIDE

Simplex P – mélange à la main

	Nombre de pores			% de porosité			Taille moyenne de pores [µm]		
	t/c	c	o/s	t/c	c	o/s	t/c	c	o/s
T_{tige} = 24 °C	18	11	17	10,7	11,9	4,7	136	177	89
T _{ciment} = 24 °C	±5	±5	±6	±3,8	±6,4	±1,1	±34	±56	±15
T_{tige} = 24 °C	19 NS	7 NS	10 **	10,3 NS	11,5 NS	7,2 NS	126 NS	221 NS	133 *
T _{ciment} = 6 °C	±4	±3	±5	±2,8	±5,4	±5,5	±15	±61	±48
T_{tige} = 50 °C	28	11	17	6,3	15,0	11,8	80	211	129
T _{ciment} = 24 °C	±9	±6	±10	±1,6	±8,8	±8,4	±9	±134	±46
T_{tige} = 50 °C	14 **	10 NS	12 *	8,2 NS	23,8 *	13,7 NS	125 ***	266 **	177 **
T _{ciment} = 6 °C	±5	±3	±5	±3,4	±18,7	±6,8	±29	±76	±83
T_{tige} = 6 °C	16	~	13	12,4	8,6	4,7	155	198	98
T _{ciment} = 24 °C	±4	±3	±8	±4,4	±7,2	±3,1	±32	±88	±16
T_{tige} = 6 °C	12 NS	10 NS	11 NS	13,9 NS	13,7 **	5,3 NS	183 *	215 NS	120 *
T _{ciment} = 6 °C	±5	±4	±4	±5,0	±6,8	±3,2	±27	±44	±36

t/c – zone tige/ciment; c – zone centrale; o/s – zone os/ciment

NS

– non significative

* seuil de signification p<0.05

** seuil de signification p<0.01

*** seuil de signification p<0.001

Simplex P – mélange sous-vide												
	Nombre de pores				% de porosité				Taille moyenne de pores [µm]			
	t/c	c	o/s	o/s	t/c	c	o/s	o/s	t/c	c	o/s	o/s
$T_{tige} = 24^{\circ}C$	-	2	2	2	8,8	0,1	0,1	0,1	178	38	36	
$T_{ciment} = 24^{\circ}C$	± 5	± 1	± 2	± 2	$\pm 7,0$	$\pm 0,1$	$\pm 0,2$	± 10	± 86	± 17	± 10	
$T_{tige} = 24^{\circ}C$	6 NS	3 NS	3 NS	3 NS	9,5 NS	0,9*	0,1 NS	0,1 NS	167 NS	52 NS	34 NS	
$T_{ciment} = 6^{\circ}C$	± 3	± 2	± 2	± 2	$\pm 11,2$	$\pm 0,7$	$\pm 0,1$	$\pm 0,1$	± 101	± 37	± 14	
$T_{tige} = 50^{\circ}C$	2	6	6	6	0,1	2,0	0,8	0,8	32	67	60	
$T_{ciment} = 24^{\circ}C$	± 1	± 3	± 3	± 3	$\pm 0,1$	$\pm 3,2$	$\pm 0,6$	$\pm 0,6$	± 10	± 39	± 23	
$T_{tige} = 50^{\circ}C$	2 NS	7 NS	7 NS	7 NS	0,1 NS	7,8***	4,3***	4,3***	40*	158***	111***	
$T_{ciment} = 6^{\circ}C$	± 2	± 3	± 4	± 4	$\pm 0,1$	$\pm 7,1$	$\pm 3,9$	$\pm 3,9$	± 9	± 72	± 49	

t/c – zone tige/ciment; c – zone centrale; o/s – zone os/ciment

NS – non significative

* seuil de signification $p < 0,05$

** seuil de signification $p < 0,01$

*** seuil de signification $p < 0,001$

ANNEXE IV

**TEMPS D'EXPOSITION DE L'OS À DES TEMPÉRATURES
PLUS ÉLEVÉES QUE 50 °C, 60 °C ET 70 °C POUR
LE SIMPLEX P MÉLANGÉ À LA MAIN ET SOUS-VIDE
ET LE PALACOS R MÉLANGÉ À LA MAIN**

SIMPLEX P MÉLANGÉ À LA MAIN

Conditions initiales		> 50 °C	> 60 °C	> 70 °C
SEHP $T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$ $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$	CN 01-SEHP	16:27	01:42	00:35
	CN 02-SEHP	17:19	01:50	00:33
	CN 14-SEHP	17:35	01:52	00:32
	CN 43-SEHP	19:25	02:05	00:32
	Moyenne ± Deviation standard	17:42 ±01:15	01:52 ±00:10	00:33 ±00:01
SEHC $T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$ $T_{\text{ciment}} = 6 \text{ °C}$	CN 06-SEHC	14:25	01:46	00:35
	CN 07-SEHC	15:44	01:38	00:32
	CN 15-SEHC	16:10	01:21	00:19
	Moyenne ± Deviation standard	15:26 ±00:55	01:35 ±00:13	00:29 ±00:09
SEPP $T_{\text{tige}} = 24 \text{ °C}$ $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$	CN 03-SEPP	05:38	00:10	00:00
	CN 04-SEPP	06:14	00:43	00:00
	CN 18-SEPP	09:04	00:00	00:00
	Moyenne ± Deviation standard	06:59 ±01:50	00:18 ±00:23	00:00 ±00:00
SEPC $T_{\text{tige}} = 24 \text{ °C}$ $T_{\text{ciment}} = 6 \text{ °C}$	CN 08-SEPC	07:25	00:00	00:00
	CN 09-SEPC	09:28	01:34	00:33
	CN 19-SEPC	07:40	00:13	00:00
	Moyenne ± Deviation standard	08:11 ±01:07	00:36 ±00:51	00:11 ±00:19
SECP $T_{\text{tige}} = 6 \text{ °C}$ $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$	CN 10-SECP	03:11	00:57	00:00
	CN 11-SECP	02:51	00:31	00:00
	CN 17-SECP	04:09	00:36	00:00
	Moyenne ± Deviation standard	03:24 ±00:41	00:41 ±00:14	00:00 ±00:00
SECC $T_{\text{tige}} = 6 \text{ °C}$ $T_{\text{ciment}} = 6 \text{ °C}$	CN 12-SECC	02:29	00:30	00:00
	CN 13-SECC	02:25	01:06	00:10
	CN 16-SECC	02:50	00:48	00:00
	Moyenne ± Deviation standard	02:35 ±00:13	00:48 ±00:18	00:03 ±00:06

SIMPLEX P MÉLANGÉ SOUS-VIDE

Conditions initiales		> 50 °C	> 60 °C	> 70 °C
SEHP T _{tige} = 50 °C T _{ciment} = 24 °C	CN 22-SEHP_VM	18:23	04:44	01:08
	CN 23-SEHP_VM	18:33	02:43	-
	CN 29-SEHP_VM	19:31	03:05	00:49
	Moyenne [mm:ss] ± Deviation standard	18:49 ±00:37	03:31 ±01:04	00:59 ±00:13
SEHC T _{tige} = 50 °C T _{ciment} = 6 °C	CN 24-SEHC_VM	16:54	02:03	00:47
	CN 25-SEHC_VM	20:30	04:16	01:24
	CN 31-SEHC_VM	18:28	03:53	01:11
	Moyenne [mm:ss] ± Deviation standard	18:37 ±01:48	03:24 ±01:11	01:07 ±00:19
SEPP T _{tige} = 24 °C T _{ciment} = 24 °C	CN 20-SEPP_VM	09:16	00:17	00:00
	CN 21-SEPP_VM	10:16	01:06	00:00
	CN 26-SEPP_VM	10:30	01:14	00:00
	Moyenne [mm:ss] ± Deviation standard	10:01 ±00:39	00:52 ±00:31	00:00 ±00:00
SEPC T _{tige} = 24 °C T _{ciment} = 6 °C	CN 27-SEPC_VM	09:16	00:45	00:00
	CN 28-SEPC_VM	08:12	00:00	00:00
	CN 30-SEPC_VM	09:36	00:56	00:00
	Moyenne [mm:ss] ± Deviation standard	09:01 ±00:44	00:34 ±00:30	00:00 ±00:00

PALACOS R MÉLANGÉ À LA MAIN

Conditions initiales		> 50 °C	> 60 °C	> 70 °C
SEHP $T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$ $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$	CN 34-SEHP_Pal	17:56	01:33	00:15
	CN 35-SEHP_Pal	18:54	00:59	00:00
	CN 37-SEHP_Pal	14:35	04:49	01:13
	CN 41-SEHP_Pal	19:37	01:07	00:04
	Moyenne [mm:ss] ± Deviation standard	17:45 ±02:14	02:07 ±01:49	00:23 ±00:34
SEHC $T_{\text{tige}} = 50 \text{ °C}$ $T_{\text{ciment}} = 6 \text{ °C}$	CN 38-SEHC_Pal	18:01	01:00	00:00
	CN 39-SEHC_Pal	18:29	00:59	00:02
	CN 40-SEHC_Pal	16:50	00:48	00:00
	CN 42-SEHC_Pal	19:15	01:25	00:00
	Moyenne [mm:ss] ± Deviation standard	18:09 ±01:01	01:03 ±00:16	00:01 ±00:01
SEPP $T_{\text{tige}} = 24 \text{ °C}$ $T_{\text{ciment}} = 24 \text{ °C}$	CN 32-SEPP_Pal	09:18	00:00	00:00
	CN 33-SEPP_Pal	10:46	00:45	00:00
	CN 36-SEPP_Pal	10:17	00:24	00:00
	Moyenne [mm:ss] ± Deviation standard	10:07 ±00:47	00:23 ±00:23	00:00 ±00:00

ANNEXE V

**VITESSE DE POLYMÉRISATION À L'INTERFACE TIGE/CIMENT ET
OS/CIMENT POUR LE SIMPLEX P MÉLANGÉ À LA MAIN, LE SIMPLEX P
MÉLANGÉ SOUS-VIDE ET LE PALACOS R MÉLANGÉ À LA MAIN**

La vitesse de polymérisation est obtenue de la façon suivante. Tout d'abord, une droite est tracée sur la partie correspondant à une augmentation rapide de la température de son évolution. Ensuite, les températures T_1 et T_2 sont déterminées ainsi que les temps respectifs de leur apparition. La vitesse de polymérisation est calculée comme suit :

$$v_{polym} = \frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{T_2 - T_1}{t_2 - t_1} \left[\frac{^\circ C}{min} \right]$$

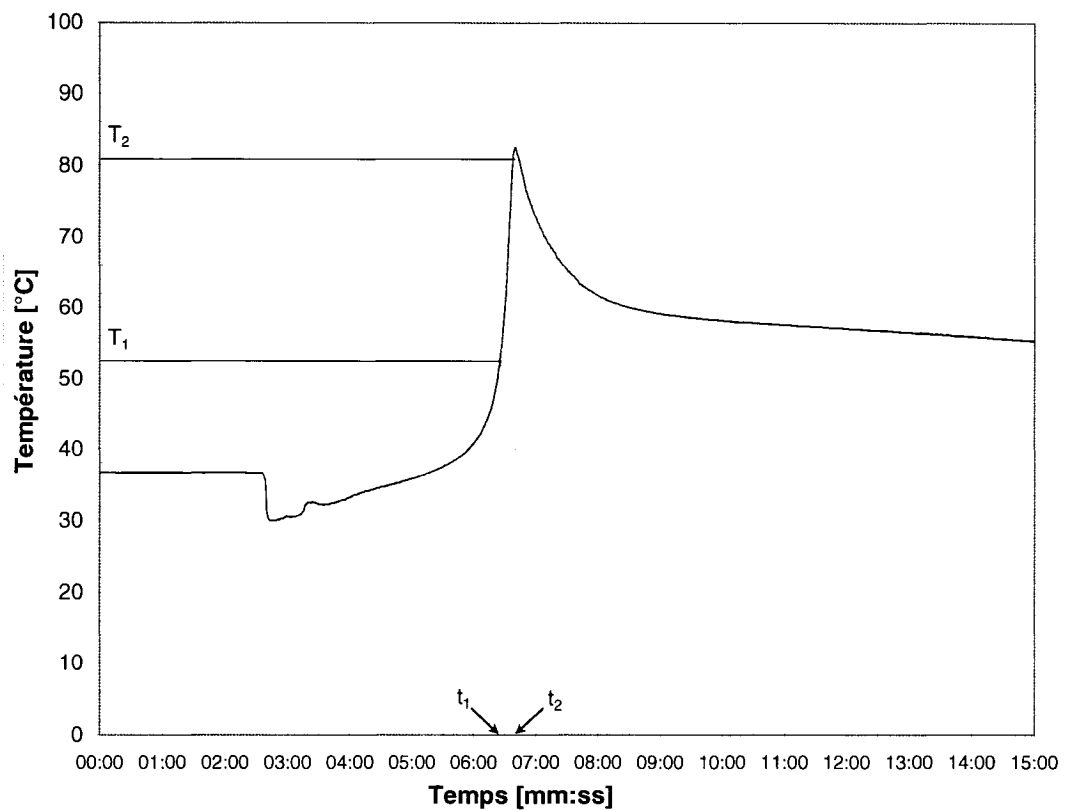


Figure V.1 *Évolution typique de la température à l'interface os/ciment lors de la réaction de polymérisation.*

Les figures V.1 à V.4 regroupent les résultats de la vitesse de polymérisation à l'interface tige/ciment et os/ciment respectivement pour le Simplex P mélangé à la main, le Simplex P mélangé sous-vide et Palacos R mélangé à la main, polymérisant sous les différentes conditions initiales.

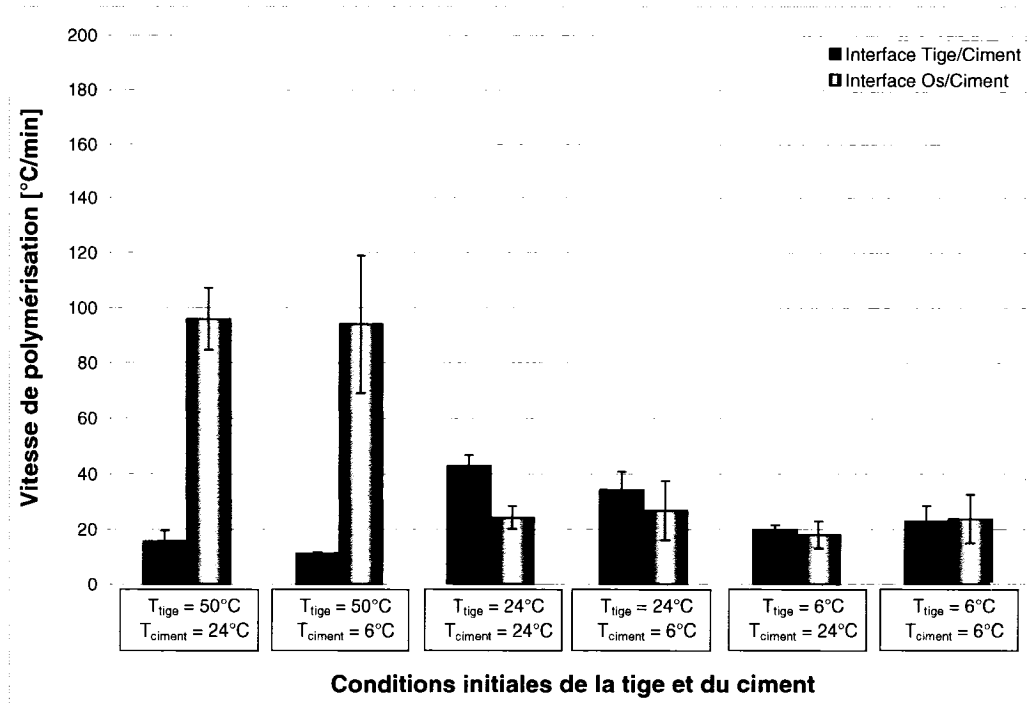


Figure V.2 *Vitesse de polymérisation du PMMA à deux interfaces du Simplex P mélangé à la main.*

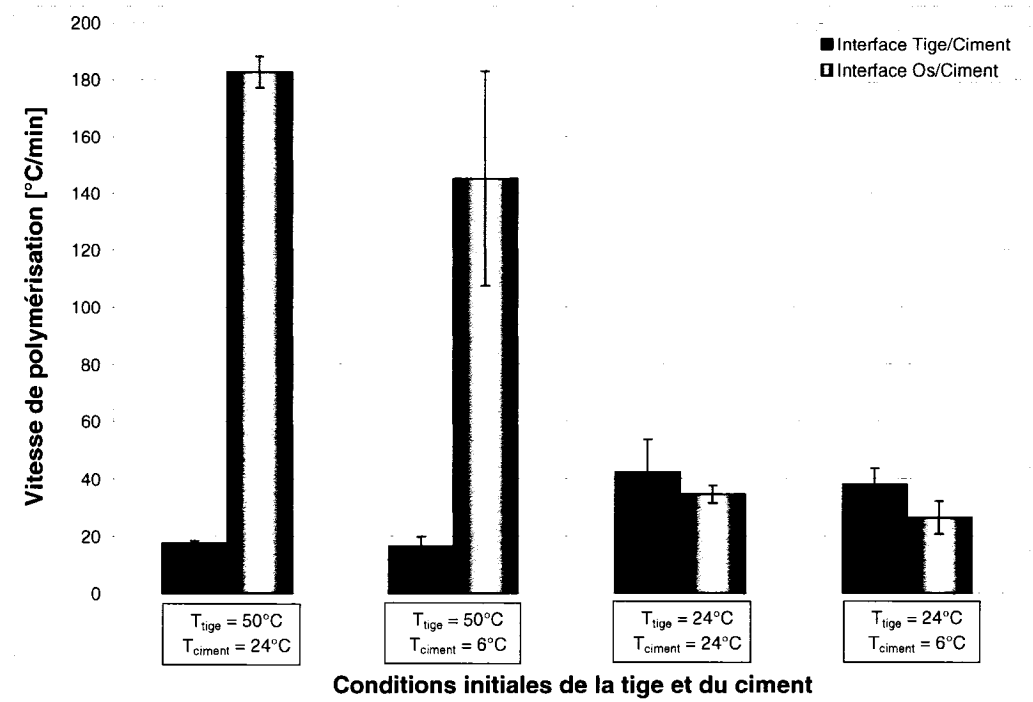


Figure V.3 *Vitesse de polymérisation du PMMA à deux interfaces du Simplex P mélangé sous-vide.*

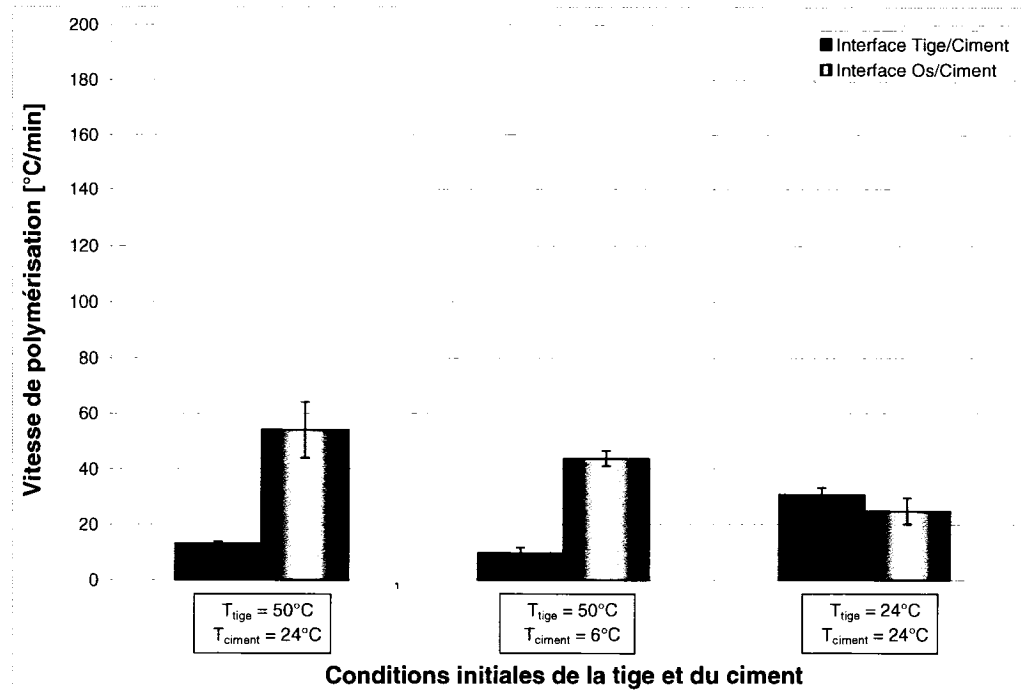


Figure V.4 *Vitesse de polymérisation du PMMA à deux interfaces du Palacos R mélangé à la main.*

LISTE DE RÉFÉRENCES

- 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". Vol. 104, n° 1, 1982a. P. 21-28.
- 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." Vol. 104, n° 1, 1982b. P. 28-37.
- Algers, J., Maurer, F. H. J., Eldrup, M., & Wang, J. S. "Free volume and mechanical properties of Palacos (R) R bone cement". *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*. Vol. 14, n° 11, 2003. P. 955-960.
- Armstrong, M. S., Spencer, R. F., Cunningham, J. L., Gheduzzi, S., Miles, A. W., & Learmonth, I. D. "Mechanical characteristics of antibiotic-laden bone cement". *Acta Orthopaedica Scandinavica*. Vol. 73, n° 6, 2002. P. 688-690.
- Baleani, M., Fognani, R., & Toni, A. "The influence of stem insertion rate on the porosity of the cement mantle of hip joint replacements". *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. Vol. 217, n° 3, 2003. P. 199-205.
- Beaudoin, A. J., Mihalko, W. M., & Krause, W. R. "Finite element modelling of polymethylmethacrylate flow through cancellous bone". *Journal of Biomechanics*. Vol. 24, n° 2, 1991. P. 127-136.
- Belkoff, S. M., Sanders, J. C., & Jasper, L. E. "The effect of the monomer-to-powder ratio on the material properties of acrylic bone cement". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 63, n° 4, 2002. P. 396-399.
- 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.
- Branson, J. J., & Goldstein, W. M. "Primary total hip arthroplasty." *Aorn J*. Vol. 78, n° 6, 2003. P. 947-953.
- Charnley, J. *Acrylic cement in orthopaedic surgery*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1970. 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.

- CIHI. *Cnadian Joint Replacement Registry (CJRR) - Hip and Knee Replacements in Canada*, 2006. 88 p.
- Dalury, D. F. "The technique of cemented total hip replacement". *Orthopedics*. Vol. 28, n° 8, 2005. P. S853-S856.
- Damron, L. A., Kim, D.-G., & Mann, K. A. "Fatigue debonding of the roughened stem-cement interface: Effects of surface roughness and stem heating conditions". *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. Vol. 78B, n° 1, 2006. P. 181-188.
- Dowd, J. E., Schwendeman, L. J., Macaulay, W., Doyle, J. S., Shanbhag, A. S., Wilson, S., et al. "Aseptic loosening in uncemented total hip arthroplasty in a canine model". *Clin Orthop*. Vol., n° 319, 1995. P. 106-121.
- Dunne, N. J., & Orr, J. F. "Curing characteristics of acrylic bone cement". *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*. Vol. 13, n° 1, 2002. P. 17-22.
- Dunne, N. J., Orr, J. F., Mushipe, M. T., & Eveleigh, R. J. "The relationship between porosity and fatigue characteristics of bone cements". *Biomaterials*. Vol. 24, n° 2, 2003. P. 239-245.
- E. Mc Grath, I. de <http://www.emcgrath.com/catalog/images/VES/VES3780.jpg>. (Page consulté le 18 décembre 2007)
- Emitech. "The K550X Automatic Sputter Coater with Rotating Specimen Stage". tiré de <http://www.emitech.co.uk/sputtering-coating.htm>. (Page consulté le 18 Décembre 2006)
- Evans, S. L. "Effects of porosity on the fatigue performance of polymethyl methacrylate bone cement: an analytical investigation". *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine*. Vol. 220, n° H1, 2006. P. 1-10.
- Feith, R. "Side effects of acrylic cement implanted into bone". *Acta Orthop Scand*. Vol. [Suppl], n°, 1975. P.
- 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.
- Ginebra, M. P., Albuixech, L., Fernandez-Barragan, E., Aparicio, C., Gil, F. J., San Roman, J., et al. "Mechanical performance of acrylic bone cements containing different radiopacifying agents". *Biomaterials*. Vol. 23, n° 8, 2002. P. 1873-1882.

- Graham, J., Ries, M., & Pruitt, L. "Effect of bone porosity on the mechanical integrity of the bone-cement interface". *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*. Vol. 85A, n° 10, 2003. P. 1901-1908.
- Hansen, D., & Jensen, J. S. "Prechilling and vacuum mixing not suitable for all bone cements. Handling characteristics and exotherms of bone cements". *Journal of Arthroplasty*. Vol. 5, n° 4, 1990. P.
- Harrigan, T. P., & Harris, W. H. "Three-dimensional non-linear finite element study of the effect of cement-prosthesis debonding in cemented femoral total hip components". *Journal of Biomechanics*. Vol. 24, n° 11, 1991. P. 1047-1058.
- Harrigan, T. P., Kareh, J. A., Oconnor, D. O., Burke, D. W., & Harris, W. H. "A Finite-Element Study of the Initiation of Failure of Fixation in Cemented Femoral Total Hip Components". *Journal of Orthopaedic Research*. Vol. 10, n° 1, 1992. P. 134-144.
- Hasenwinkel, J. M., Lautenschlager, E. P., Wixson, R. L., & Gilbert, J. L. "A 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.
- Hasenwinkel, J. M., Lautenschlager, E. P., Wixson, R. L., & Gilbert, J. L. "Effect of initiation chemistry on the fracture toughness, fatigue strength, and residual monomer content of a novel high-viscosity, two-solution acrylic bone cement". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 59, n° 3, 2002. P. 411-421.
- He, S. L., Scott, C., & Higham, P. "Mixing of acrylic bone cement: effect of oxygen on setting properties". *Biomaterials*. Vol. 24, n° 27, 2003. P. 5045-5048.
- <http://www.totaljoints.info/>. "FACTS ABOUT TOTAL JOINTS". tiré de <http://www.totaljoints.info/3M1.jpg>. (Page consulté le 24 mars 2007)
- Huiskes, R., & Hollister, S. J. "From structure to process, from organ to cell: Recent developments of Fe-analysis in orthopaedic biomechanics". *Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME*. Vol. 115, n° 4 pt B, 1993. P. 520-527.
- Iesaka, K., Jaffe, W. L., Jones, C. M., & Kummer, F. J. "The effects of fluid penetration and interfacial porosity on the fixation of cemented femoral components." *J Bone Joint Surg Br*. Vol. 87-B, n° 9, 2005. P. 1298-1302.
- Iesaka, K., Jaffe, W. L., & Kummer, F. J. "Effects of Preheating of Hip Prostheses on the Stem-Cement Interface". *J Bone Joint Surg Am*. Vol. 85, n° 3, 2003. P. 421-427.
- Iesaka, K., Jaffe, W. L., & Kummer, F. J. "Effects of the initial temperature of acrylic bone cement liquid monomer on the properties of the stem-cement interface and cement polymerization". *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. Vol. 68B, n° 2, 2004. P. 186-190.

- Ishihara, S., Goshima, T., Kanekasu, K., & McEvily, A. J. "The static and cyclic strength of a bone-cement bond". *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*. Vol. 13, n° 5, 2002. P. 449-455.
- ISO-5833. *Implants chirurgicaux - Ciments à base de résine acrylique*, 2002. p.
- James, S. P., Jasty, M., Davies, J., Piehler, H., & Harris, W. H. "A Fractographic Investigation of Pmma Bone-Cement Focusing on the Relationship between Porosity Reduction and Increased Fatigue Life". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 26, n° 5, 1992. P. 651-662.
- James, S. P., Schmalzried, T. P., McGarry, F. J., & Harris, W. H. "Extensive porosity at the cement-femoral prosthesis interface: A preliminary study". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 27, n° 1, 1993. P. 71-78.
- Jasty, M., Davies, J. P., Oconnor, D. O., Burke, D. W., Harrigan, T. P., & Harris, W. H. "Porosity of Various Preparations of Acrylic Bone Cements". *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Vol., n° 259, 1990. P. 122-129.
- 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.
- Jeffers, J. R. T., Browne, M., Roques, A., & Taylor, M. "On the importance of considering porosity when simulating the fatigue of bone cement". *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*. Vol. 127, n° 4, 2005. P. 563-570.
- Joshi, M. G., Santare, M. H., & Advani, S. G. "Survey of stress analysys of the femoral hip prosthesis". *ASME Applied Mechanics Reviews*. Vol. 53, n°, 2000. P. 1-18.
- Kuehn, K. D., Ege, W., & Gopp, U. "Acrylic bone cements: mechanical and physical properties". *Orthopedic Clinics of North America*. Vol. 36, n° 1, 2005. P. 29-+.
- Lee, A. J. C., Ling, R. S. M., Gheduzzi, S., Simon, J. P., & Renfro, R. J. "Factors affecting the mechanical and viscoelastic properties of acrylic bone cement". *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*. Vol. 13, n° 8, 2002. P. 723-733.
- Lennon, A. B., & Prendergast, P. J. "Evaluation of cement stresses in finite element analyses of cemented orthopaedic implants". *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*. Vol. 123, n° 6, 2001. P. 623-628.
- 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. "Effect of mixing method and storage temperature of cement constituents on the fatigue and porosity of acrylic bone cement". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 48, n° 2, 1999. P. 143-149.
- 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. 66B, n° 1, 2003. P. 457-486.
- Lewis, G., & Janna, S. "Effect of test specimen cross-sectional shape on the in vitro fatigue life of acrylic bone cement". *Biomaterials*. Vol. 24, n° 23, 2003. P. 4315-4321.
- Lewis, G., Janna, S., & Carroll, M. "Effect of test frequency on the in vitro fatigue life of acrylic bone cement". *Biomaterials*. Vol. 24, n° 6, 2003. P. 1111-1117.
- Lewis, G., Nyman, J. S., & Trieu, H. H. "Effect of mixing method on selected properties of acrylic bone cement". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 38, n° 3, 1997. P. 221-228.
- Li, C., Mason, J., & Yakimicki, D. "Thermal characterization of PMMA-based bone cement curing". *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*. Vol. 15, n° 1, 2004a. P. 85-89.
- Li, C., Schmid, S., & Mason, J. "Effects of pre-cooling and pre-heating procedures on cement polymerization and thermal osteonecrosis in cemented hip replacements". *Medical Engineering & Physics*. Vol. 25, n° 7, 2003. P. 559-564.
- Li, C., 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, 2004b. P. 30-36.
- Lidgren, L., Drar, H., & Möller, J. "Strength of polymethylmethacrylate increased by vacuum mixing". *Acta Orthop Scand*. Vol. 55, n° 5, 1984. P. 536-541.
- Lidgren, L., & Robertson, O. "Acrylic bone cements: clinical developments and current status: Scandinavia". *Orthopedic Clinics of North America*. Vol. 36, n° 1, 2005. P. 55-+.
- Lucile Packard Children's Hospital. "Pediatric Arthritis & Other Rheumatic Diseases". tiré de <http://www.lpch.org/DiseaseHealthInfo/HealthLibrary/arthritis/joint.html>. (Page consulté le 27 mai 2007)
- Lundskog, J. "Heat and bone tissue". *Scand. J. Plastic Reconstr. Surg*. Vol. 9, n° 1, 1972. P. Suppl.
- Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M., & Ingraffea, A. R. "Mechanical Characteristics of the Stem-Cement Interface". *Journal of Orthopaedic Research*. Vol. 9, n° 6, 1991. P. 798-808.

- Mann, K. A., Damron, L. A., Race, A., & Ayers, D. C. "Early cementing does not increase debond energy of grit blasted interfaces". *Journal of Orthopaedic Research*. Vol. 22, n° 4, 2004. P. 822-827.
- McCormack, B. A. O., & Prendergast, P. J. "Microdamage accumulation in the cement layer of hip replacements under flexural loading*1". *Journal of Biomechanics*. Vol. 32, n° 5, 1999. P. 467-475.
- McCormack, B. A. O., Prendergast, P. J., & O'Dwyer, B. "Fatigue of cemented hip replacements under torsional loads". *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures*. Vol. 22, n° 1, 1999. P. 33-40.
- Miller, M. A., Race, A., Gupta, S., Higham, P., Clarke, M. T., & Mann, K. A. "The Role of Cement Viscosity on Cement-Bone Apposition and Strength: An In Vitro Model with Medullary Bleeding". *The Journal of Arthroplasty*. Vol. 22, n° 1, 2007. P. 109-116.
- Moreo, P., Perez, M. A., Garcia-Amar, J. M., & Doblare, M. "Modelling the mixed-mode failure of cement-bone interfaces". *Engineering Fracture Mechanics*. Vol. 73, n° 10, 2006. P. 1379-1395.
- 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.
- Muller-Wille, P., Wang, J.-S., & Lidgren, L. "Integrated system for preparation of bone cement and effects on cement quality and environment". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 38, n° 2, 1997. P. 135-142.
- Murphy, B. P., & Prendergast, P. J. "On the magnitude and variability of the fatigue strength of acrylic bone cement". *International Journal of Fatigue*. Vol. 22, n° 10, 2000. P. 855-864.
- 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.
- National Instruments. "What is Data Acquisition". tiré de <http://www.ni.com/dataacquisition/whatis.htm>. (Page consulté le 16 avrile 2007)
- 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.

- Nussbaum, D. A., Gailloud, P., & Murphy, K. "The chemistry of acrylic bone cements and implications for clinical use in image-guided therapy". *Journal of Vascular and Interventional Radiology*. Vol. 15, n° 2, 2004. P. 121-126.
- 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, J. B., & D., B. J. *Biomaterials - principales and applications*, 2003. p.
- Park, S. H., Llinás, A., & Goel, V. K. "Hard Tissue Replacements - Bone Repair and Joint Implants". Dans: *Biomaterials - Principles and Applications*, J. B. Park & J. D. Bronzino (Eds.). CRC Press, 2003. P. 173-194
- Perez, M. A., Garcia-Aznar, J. M., Doblare, M., Seral, B., & Seral, F. "A comparative FEA of the debonding process in different concepts of cemented hip implants". *Medical Engineering & Physics*. Vol. 28, n° 6, 2006. P. 525-533.
- Perez, M. A., Nuño, N., M'drala, A., Plamondon, D., Garcia-Aznar, J. M., & Doblare, M. (2007). *Computational simulation of residual stresses of an idealized hip implant*. Paper presented at the III International congress on computational bioengineering, Isla de Margarita, Venezuela.
- Plamondon, D. (2005). *Mesure des contraintes résiduelles à l'interface implant-ciment des prothèses de hanche cimentées*. Unpublished MR09010, Ecole de Technologie Supérieure (Canada), Canada.
- Prendergast, P. J., Murphy, B. P., & Taylor, D. "Discarding specimens for fatigue testing of orthopaedic bone cement: A comment on Cristofolini et al. (2000) - Fatigue Fract. Engng. Mater. Struct. 23, 953-957". *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures*. Vol. 25, n° 3, 2002. P. 315-316.
- Putz, R., Pabst, R., Weiglein, A. H., & Taylor, A. N. "Sobotta Atlas of Human Anatomy". (tiré consulté)
- Quarini, G. L., Learmonth, I. D., & Gheduzzi, S. "Numerical predictions of the thermal behaviour and resultant effects of grouting cements while setting prosthetic components in bone". *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H- Journal of Engineering in Medicine*. Vol. 220, n° H5, 2006. P. 625-634.
- Raab, S., Ahmed, A. M., & Provan, J. W. "The quasistatic and fatigue performance of the implant/bone-cement interface". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 15, n° 2, 1981. P. 159-182.

- Race, A., Miller, M. A., Ayers, D. C., Cleary, R. J., & Mann, K. A. "The influence of surface roughness on stem-cement gaps". *J Bone Joint Surg Br*. Vol. 84-B, n° 8, 2002. P. 1199-1204.
- Rieker, C. B. "Tribology in Total Hip Arthroplasty –Historical Development and Future Trends". *Business Briefing: Global Surgery 2003*. Vol., n°, 2003. P. 1-3.
- Ries, M. D., Young, E., Al-Marashi, L., Goldstein, P., Hetherington, A., Petrie, T., et al. "In vivo behavior of acrylic bone cement in total hip arthroplasty". *Biomaterials*. Vol. 27, n° 2, 2006. P. 256-261.
- Roques, A., Brown, M., Taylor, A., New, A., & Baker, D. "Quantitative measurement of the stresses induced during polymerisation of bone cement". *Biomaterials*. Vol. 25, n° 5, 2004. P. 4415-4424.
- Salvati, E. A., & Wright, T. M. "Commentary & Perspective on "Effects of Preheating of Hip Prostheses on the Stem-Cement Interface" by Kazuho Iesaka, MD, et al. 2003". tiré de http://www.jbjs.org/Comments/2003/cp_mar03_salvati.shtml. (Page consulté le 24 janvier 2007)
- Smeds, S., Goertzen, D., & Ivarsson, I. "Influence of temperature and vacuum mixing on bone cement properties". *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Vol., n° 334, 1997. P. 326-334.
- Smith, D. C. "Acrylic bone cement in the new millenium - Preface". *Orthopedic Clinics of North America*. Vol. 36, n° 1, 2005. P. XI-XII.
- Stanczyk, M. "Study on modelling of PMMA bone cement polymerisation". *Journal of Biomechanics*. Vol. 38, n° 7, 2005. P. 1397-1403.
- Stanczyk, M., & van Rietbergen, B. "Thermal analysis of bone cement polymerisation at the cement-bone interface". *Journal of Biomechanics*. Vol. 37, n° 12, 2004. P. 1803-1810.
- Stolk, J., Verdonschot, N., Cristofolini, L., Toni, A., & Huiskes, R. "Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests". *Journal of Biomechanics*. Vol. 35, n° 4, 2002. P. 499-510.
- Stolk, J., Verdonschot, N., Mann, K. A., & Huiskes, R. "Prevention of mesh-dependent damage growth in finite element simulations of crack formation in acrylic bone cement". *Journal of Biomechanics*. Vol. 36, n° 6, 2003. P. 861-871.
- Stolk, J., Verdonschot, N., Murphy, B. P., Prendergast, P. J., & Huiskes, R. "Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement". *Engineering Fracture Mechanics*. Vol. 71, n° 4-6, 2004. P. 513-528.

- Stryker. "Advanced Cement Mixing System (ACM)". tiré de <http://www.stryker.com/interventionalpain/acmcementmixer.htm>. (Page consulté le 25 mai 2007)
- Stryker Europe. de www.europe.stryker.com. (Page consulté le 25 mai 2007)
- Stryker Instruments. de <http://www.stryker.com.br/arquivos/ACM%20Poster.pdf>. (Page consulté le 25 mai 2007)
- Talbot, J. C., & Shaw, D. L. "Effects of pre-cooling and pre-heating procedures on cement polymerisation and thermal osteonecrosis in cemented hip replacements". *Medical Engineering & Physics*. Vol. 27, n° 5, 2005. P. 439-439.
- Taylor, M., Tanner, K. E., Freeman, M. A. R., & Yettram, A. L. "Finite element modelling - predictor of implant survival?" *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. Vol. 6, n° 12, 1995. P. 808-812.
- Techno-Science. "Microscopie électronique à balayage". tiré de <http://www.techno-science.net/?onglet=glossaire&definition=4606>. (Page consulté le 17 décembre 2006)
- The-Health-Pages.com. de <http://www.the-health-pages.com/topics/education/thr.html>. (Page consulté le 18 Octobre 2006)
- Toksvig-Larsen, S., Franzen, H., & Ryd, L. "Cement Interface Temperature in Hip-Arthroplasty". *Acta Orthopaedica Scandinavica*. Vol. 62, n° 2, 1991. P. 102-105.
- Vallo, C. I. "Residual monomer content in bone cements based on poly(methyl methacrylate)". *Polymer International*. Vol. 49, n° 8, 2000. P. 831-838.
- 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.
- van de Belt, H., Neut, D., Uges, D. R. A., Schenk, W., van Horn, J. R., van der Mei, H. C., et al. "Surface roughness, porosity and wettability of gentamicin-loaded bone cements and their antibiotic release". *Biomaterials*. Vol. 21, n° 19, 2000. P. 1981-1987.
- Verdonschot, N. *Biomechanical failure scenarios for cemented total hip replacement*. Nijmegen: Ponsen&Looijen bv, Wageningen, 1995. p.
- Verdonschot, N., & Huiskes, R. "The effects of cement-stem debonding in THA on the long-term failure probability of cement". *Journal of Biomechanics*. Vol. 30, n° 8, 1997. P. 795-802.

- Verdonschot, N., & Huiskes, R. "Surface roughness of debonded straight-tapered stems in cemented THA reduces subsidence but not cement damage". *Biomaterials*. Vol. 19, n° 19, 1998. P. 1773-1779.
- Verdonschot, N., & Huiskes, R. "Creep properties of three low temperature-curing bone cements: A preclinical assessment". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 53, n° 5, 2000. P. 498-504.
- Verdonschot, N., Tanck, E., & Huiskes, R. "Effects of prosthesis surface roughness on the failure process of cemented hip implants after stem-cement debonding". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 42, n° 4, 1998. P. 554-559.
- Viceconti, M., Cristofolini, L., Baleani, M., & Toni, A. "Pre-clinical validation of a new partially cemented femoral prosthesis by synergetic use of numerical and experimental methods". *Journal of Biomechanics*. Vol. 34, n° 6, 2001. P. 723-731.
- Waide, V., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Boogaard, G. J., & Toni, A. "Modelling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: Experimental and finite element methods". *Journal of Biomechanics*. Vol. 37, n° 1, 2004. P. 13-26.
- Wang, J. S., Franzen, H., & Lidgren, L. "Interface gap after implantation of a cemented femoral stem in pigs". *Acta Orthopaedica Scandinavica*. Vol. 70, n° 3, 1999. P. 234-239.
- Wang, J. S., Taylor, M., Flivik, G., & Lidgren, L. "Factors affecting the static shear strength of the prosthetic stem-bone cement interface". *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*. Vol. 14, n° 1, 2003. P. 55-61.
- Wang, J. S., Toksvig-Larsen, S., MullerWille, P., & Franzen, H. "Is there any difference between vacuum mixing systems in reducing bone cement porosity?" *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 33, n° 2, 1996. P. 115-119.
- Wirz, D., Daniels, A. U., Gopfert, B., & Morscher, E. W. "Clinical development and current status: Europe". *Orthopedic Clinics of North America Acrylic Bone Cement in the New Millenium*. Vol. 36, n° 1, 2005. P. 63-73.
- Wixson, R., Lautenschlager, E., & Novak, M. "Vacuum mixing of acrylic bone cement". *The Journal of arthroplasty*. Vol. 2, n° 2, 1987. P. 141-149.
- Zimmer Canada. de <http://www.zimmer-canada.com/z/ctl/op/global/action/1/template/PC/id/561/navid/99998>. (Page consulté le 11 mars 2004)