

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉVALUATION EXPÉRIMENTALE DE LA RÉSISTANCE  
AU FROTTEMENT DE L'INTERFACE OS TRABÉCULAIRE -  
SURFACE MÉTALLIQUE POREUSE D'UNE PROTHESE

par

DENIS RANCOURT

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU GRADE DE MAITRE ES SCIENCES APPLIQUÉES (M.SC.A.)

juin 1989

c Denis Rancourt 1989

National Library  
of Canada

Bibliothèque nationale  
du Canada

Canadian Theses Service    Service des thèses canadiennes

Ottawa, Canada  
K1A 0N4

The author has granted an irrevocable non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of his/her thesis by any means and in any form or format, making this thesis available to interested persons.

L'auteur a accordé une licence irrévocable et non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de sa thèse de quelque manière et sous quelque forme que ce soit pour mettre des exemplaires de cette thèse à la disposition des personnes intéressées.

The author retains ownership of the copyright in his/her thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without his/her permission.

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

ISBN 0-315-52710-2

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE

Ce mémoire intitulé :

ÉVALUATION EXPÉRIMENTALE DE LA RÉSISTANCE  
AU FROTTEMENT DE L'INTERFACE OS TRABÉCULAIRE -  
SURFACE MÉTALLIQUE POREUSE D'UNE PROTHESE

présenté par : Denis Rancourt

en vue de l'obtention du grade de : M. Sc. A.

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

M. André Bazergui....., Ph. D., président

M. Gilbert Drouin....., Ph. D.

M. Aboulfazl Shirazi-Adl....., Ph. D.

M. Hocine Yahia....., Ph. D.

## SOMMAIRE

Ce projet de maîtrise a comme objectif de déterminer les propriétés mécaniques de l'interface composée d'une part, d'os trabéculaire, et d'autre part, d'une surface métallique poreuse. Ces propriétés (relation contrainte - déformation, et contrainte maximale) serviront à définir un élément d'interface d'un modèle d'éléments finis d'une prothèse de genou implantée. Les propriétés mécaniques sont obtenues à partir d'un essai de frottement entre un cube d'os trabéculaire du tibia et un échantillon d'une surface métallique poreuse semblable à celle utilisée pour les prothèses de genou communément utilisées. Spécifiquement, les propriétés sont dérivées de la courbe de résistance au frottement de l'interface vs le mouvement relatif à cet interface et, de la mesure de la résistance maximale au frottement.

Les résultats des essais démontrent que la résistance au frottement est un phénomène complexe difficile à contrôler. Elle n'est pas très affectée ni par le type de surface métallique (à billes, à fibres ou polie), ni par la région anatomique du tibia d'où provient le cube d'os trabéculaire et ni par la vitesse du mouvement relatif généré à l'interface. Finalement, le coefficient

de frottement  $\mu_s$ , paraît être indépendant de la force normale de contact appliquée entre le cube d'os trabéculaire et la surface poreuse. Les coefficients de frottement mesurés varient de 0,3 à 0,9, avec un écart-type de 0,3. La grande variation rencontrée est expliquée par la présence plus ou moins importante de moelle à l'interface et par la difficulté d'établir une contrainte normale de contact standard. En effet, les techniques utilisées sont incapables de mesurer correctement l'aire réelle de contact entre les surfaces en frottement (os-métal). A cause de ses propriétés lubrifiantes, la moelle paraît être un facteur dominant de la résistance au frottement.

Une méthode est élaborée afin de définir un élément d'interface du modèle d'éléments finis. Les résultats obtenus permettent de modéliser en partie les caractéristiques de l'interface en situation in vivo d'une prothèse de genou implantée. De meilleurs résultats peuvent être obtenus en améliorant le montage et le protocole expérimentaux. Cependant, malgré ces améliorations, la résistance maximale au frottement  $F_s$ , mesurée ne varierait pas beaucoup. Les études ultérieures devraient étudier la rigidité de l'interface car elle ne semble pas assez élevée pour stabiliser adéquatement une prothèse juste après l'implantation.

## ABSTRACT

The goal of this project was to determine the mechanical properties of the interface of trabecular bone and porous metal surface. These properties will be used to define an interface element of a finite element model of a knee prosthesis implant. The mechanical properties are obtained from a friction test between a trabecular bone cube and a sample of porous metal surface commonly used for knee prosthesis. Specifically, the properties (stress-strain relation and maximum stress) are determined by the relationship of the friction resistance vs relative displacement and, by evaluating the maximum friction resistance of the interface.

The experimental results show that the friction resistance of the interface is a complex phenomena hardly controllable. It does not vary neither with the metal porous surface type (beads or fiber mesh), neither with the anatomic location in the tibia where the bone cube was obtained and neither with the speed of relative displacement at the interface. Finally, the friction coefficient  $\mu_s$  appears to be independent of the normal contact force applied between the trabecular bone cube and the porous surface. The coefficients measured vary from 0,2 to 0,9, with a standard deviation of 0,3. The large

variation encountered is explained by the variance of the amount of marrow present at the interface and by the inaccuracy in the setting of a standard normal contact stress. The former is due to the inability to correctly measure the real contact area between the surfaces undergoing friction. Due to the marrow lubricating properties, the presence of marrow appears to be a dominant factor on the frictional properties.

A method is developed in order to define the interface element of the finite element model. The results obtained are a good source of information to model certain characteristics of the interface in vivo of a knee implant. Better results can be obtained through improvements of the experimental apparatus and protocol. However, in spite of these, the maximal friction resistance  $F_s$  measured would not vary much. Further studies should focus on the study of the interface rigidity because it appears that it is not high enough to stabilize the prosthesis in the immediate post-operative period.

## REMERCIEMENTS

La réalisation de ce projet de maîtrise a été possible grâce à l'appui financier de l'institut de la recherche en santé et sécurité au travail (IRSST) et du fond FCAR qui m'ont octroyé des bourses d'études pour les années 1987 et 1988. La réalisation du projet a été aussi possible grâce à une subvention du CRSNG (OGP0005596) et à Zimmer Inc. (USA et Canada) qui a fourni les échantillons de métal poreux. L'expertise de S. M. Benabdallah a été essentielle au bon déroulement du projet.

Je remercie Saeed Shirazi-Adl, le directeur du projet, Gilbert Drouin, le co-directeur, Guy Paiement, orthopédiste et les membres du laboratoire de biomécanique de l'Ecole Polytechnique, qui, au cours du projet, ont su m'apporter des conseils qui ont été appréciés. Je tiens aussi à remercier les techniciens de l'atelier de génie mécanique pour leur disponibilité et, tout particulièrement, Guy Lavallé pour son aide de première qualité au niveau de l'électronique. L'appui et la compréhension de mon amie, Diane Lalancette, ont aidé grandement à mener ce mémoire à terme. Finalement, je dédie ce document à la mémoire de Marie-Andrée Bouillé qui m'a fourni la motivation et l'enthousiasme pour entreprendre mes études graduées.

## TABLE DES MATIERES

Sommaire.....	iv
Abstract.....	vi
Remerciements.....	viii
Liste des figures.....	xii
Liste des tableaux.....	xvii
Liste des symboles.....	xix
Liste des annexes.....	xxi
<b>CHAPITRE 1 - INTRODUCTION.....</b>	<b>1</b>
1.1 Fixation avec ciment.....	5
1.2 Fixation par croissance osseuse.....	5
1.3 Énoncé du projet de recherche.....	8
<b>CHAPITRE 2 - REVUE DE LITTÉRATURE.....</b>	<b>11</b>
2.1 Introduction.....	11
2.2 Physiologie de l'os humain.....	12
2.2.1 L'os, une structure.....	12
2.2.2 L'os, un matériau.....	18
2.3 Quelques aspects du frottement.....	22
2.3.1 Le frottement.....	22
2.3.2 Les coefficients du frottement.....	29
2.3.3 Mesure du frottement.....	33
2.3.4 Critères de glissement.....	36
2.3.5 Contact os trabéculaire - métal.....	40

2.3.6 Paramètres expérimentaux influençant la valeur de $\mu$ .....	42
2.4 Surfaces métalliques poreuses.....	45
<b>CHAPITRE 3 - DÉFINITION DE L'ÉTUDE EXPÉRIMENTALE.....</b>	<b>48</b>
<b>CHAPITRE 4 - MONTAGE EXPÉRIMENTAL.....</b>	<b>51</b>
4.1 Partie I: montage mécanique pour mesure du frottement.....	53
4.2 Partie II: machine hydraulique MTS, avec contrôle intégré.....	74
4.3 Partie III: système d'acquisition des mesures...	74
<b>CHAPITRE 5 - MÉTHODOLOGIE.....</b>	<b>78</b>
5.1 Choix et préparation des échantillons.....	78
5.2 Etablissement d'un protocole expérimental.....	88
<b>CHAPITRE 6 - RÉSULTATS.....</b>	<b>100</b>
6.1 Test typique de résistance au frottement.....	100
6.2 Valeurs expérimentales de la résistance au frottement.....	102
6.2.1 Expérience # 1: influence du type de surface métallique utilisée.....	103
6.2.2 Expérience # 2: influence de la localisation de l'os trabéculaire.....	104
6.2.3 Expérience # 3: influence de la grandeur de $F_n$ .....	105
6.2.4 Expérience # 4: influence de la vitesse de déplacement relatif.....	106

<b>CHAPITRE 7 - DISCUSSION.....</b>	<b>111</b>
7.1 Analyse des résultats.....	111
7.1.1 Evaluation de l'ordre de grandeur des résultats.....	111
7.1.2 Validation du montage expérimental.....	113
7.1.3 Lieu de rupture à l'interface os-métal poreux.....	115
7.1.4 Analyse des résultats des expériences #1 à #4.....	118
7.2 Choix de la force normale $F_n$ .....	121
7.3 Choix de la vitesse de déplacement relatif.....	122
7.4 Analyse détaillée d'une courbe de résistance au frottement lors d'un déplacement cyclique...123	
7.4.1 Explication d'une force tangentielle initiale non nulle.....	124
7.4.2 Utilité du test de déplacement cyclique...127	
7.4.3 Rigidité de l'interface en frottement.....	128
7.5 Utilisation d'une courbe de résistance au frottement pour un modèle d'éléments finis.....	130
7.6 Erreur de mesure du montage expérimental.....	134
7.7 Discussion globale des résultats.....	137
<b>CONCLUSION.....</b>	<b>141</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>142</b>

## LISTE DES FIGURES

FIGURE 1.1	Prothèse typique de remplacement du genou....	2
FIGURE 2.1	Section transverse du tibia dans la partie inférieure de la tubérosité tibiale.....	14
FIGURE 2.2	Types de structures de l'os trabéculaire....	16
FIGURE 2.3	Coupe transverse de l'épiphyse proximale du tibia sous la surface articulaire.....	17
FIGURE 2.4	Contact plan-plan entre deux matériaux.....	24
FIGURE 2.5	Situation de labourage .....	25
FIGURE 2.6	Tension de surface (champs magnétiques à la surface d'un solide).....	25
FIGURE 2.7	Courbes typiques du phénomène de frottement (contrôle de force).....	30
FIGURE 2.8	Schéma d'un test de frottement entre deux plans.....	34
FIGURE 2.9	Courbe de frottement entre platine-platine à basse vitesse (contrôle de déplacement)...	37
FIGURE 2.10	Vue macroscopique de l'interface séparé par des contaminants.....	41
FIGURE 2.11	Courbes de frottement en présence de films contaminants .....	44
FIGURE 2.12	Plaques à surfaces poreuses.....	46
FIGURE 4.1	Diagramme du système expérimental de	

	mesure du frottement.....	52
FIGURE 4.2	Schéma du montage mécanique pour mesure du frottement à l'interface os trabé- culaire - surface métallique poreuse.....	54
FIGURE 4.3	Système expérimental.....	55
FIGURE 4.4	Contrôle intégré de la MTS.....	55
FIGURE 4.5	Vue supérieure du montage expérimental.....	56
FIGURE 4.6	Autre vue supérieure du montage expérimental.....	56
FIGURE 4.7	Vue de face du montage expérimental.....	57
FIGURE 4.8	Système pneumatique.....	57
FIGURE 4.9	Bras actif avec cadre de fixation.....	58
FIGURE 4.10	Système de jauges pour mesure de la force normale $F_n$ .....	58
FIGURE 4.11	Bras d'équilibrage avec cadre de fixation...	59
FIGURE 4.12	Système de mesure du déplacement relatif ( $\Delta$ ) .....	59
FIGURE 4.13	Système de support de l'échantillon de métal poreux.....	60
FIGURE 4.14	Système de mesure de la force tangentielle ( $F_t$ ).....	60
FIGURE 4.15	Profil du système de support du cube d'os trabéculaire.....	61
FIGURE 4.16	Cale d'ajustement dans cage rotative.....	61
FIGURE 4.17	Cage rotative pour fixation du cube d'os trabéculaire.....	62

FIGURE 4.18	Système de fixation du cube d'os trabéculaire.....	62
FIGURE 4.19	Schéma du système d'acquisition des données.....	76
FIGURE 5.1	Surface en acier inoxydable polie.....	80
FIGURE 5.2	Lieux d'échantillonnage sur la surface tibiale résectée.....	82
FIGURE 5.3	Tableau synthétique des manipulations des cubes d'os trabéculaire.....	83
FIGURE 5.4	Première coupe transverse du tibia sur la scie à diamant.....	84
FIGURE 5.5	Deuxième coupe transverse du tibia.....	84
FIGURE 5.6	Section d'os trabéculaire utilisée pour fabriquer les cubes d'os.....	87
FIGURE 5.7	Coupe des cubes d'os trabéculaire.....	87
FIGURE 5.8	Tableau synthétique des manipulations du protocole expérimental.....	92
FIGURE 5.9	Courbe cyclique de déplacement utilisée dans les expériences de frottement.....	98
FIGURE 6.1	Courbe typique de résistance au frottement réalisée sur le montage expérimental.....	101
FIGURE 6.2	Courbe de la contrainte normale de contact en fonction de la contrainte de résistance au frottement pour une surface à billes.....	107
FIGURE 6.3	Courbe de la contrainte normale de	

	contact en fonction de la contrainte de résistance au frottement pour une surface à fibres.....	108
FIGURE 6.4	Courbe de la contrainte normale de contact en fonction de la contrainte de résistance au frottement pour une surface lisse.....	109
FIGURE 7.1	Courbe typique de frottement entre un cube de UHPWE et une surface d'acier inoxydable polie, $\sigma_n = 0,75$ MPa.....	114
FIGURE 7.2	Etat de surface du cube osseux avant le test.....	116
FIGURE 7.3	Etat de surface du cube osseux après le test.....	116
FIGURE 7.4	Bille incrustée dans l'os trabéculaire.....	117
FIGURE 7.5	Courbe typique de résistance au frottement réalisée sur le montage expérimental.....	126
FIGURE 7.6	Courbe typique de frottement en contrôle de force.....	129
FIGURE 7.7	Autre courbe typique de frottement en contrôle de force.....	129
FIGURE 7.8	Test de fluage de l'interface, os trabéculaire - billes.....	131
FIGURE 7.9	Courbe typique de frottement en contrôle de déplacement.....	133
FIGURE 7.10	Courbe de frottement corrigée.....	135

FIGURE III.1	Courbe de rigidité du montage expérimental.	168
FIGURE III.2	Courbe d'étalonnage du capteur déplacement.....	169
FIGURE III.3	Courbe d'étalonnage du système de jauges de contraintes.....	170
FIGURE III.4	Courbe d'étalonnage de la cellule de force.	171
FIGURE III.5	Courbe d'étalonnage de la cellule de force, petite échelle.....	172
FIGURE IV.1	Cube soumis à une contrainte de cisaillement à sa surface.....	173
FIGURE IV.2	Déformation d'un cube en cisaillement.....	174
FIGURE V.1	Vue supérieure d'une plaque métallique à billes.....	176
FIGURE VI.1	Tests successifs de frottement en contrôle de déplacement pour un même cube.....	180
FIGURE VII.1	Déviaton de la force de contact $F_n$ .....	182
FIGURE VII.2	Déviaton de la cage rotative seulement....	183

## LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1.1	Nombre et coût des arthroplastie du genou dispensées par l'ensemble des médecins, dans le cadre de l'assurance-maladie, rémunération à l'acte, Québec, 1977-87.....	3
TABLEAU 2.1	Valeurs de la porosité de l'os trabéculaire et cortical du tibia.....	13
TABLEAU 2.2	Pourcentage en volume des constituants de l'os trabéculaire et de l'os cortical humains.....	18
TABLEAU 2.3	Propriétés mécaniques de l'os trabéculaire de l'épiphyse proximale du tibia.....	21
TABLEAU 2.4	Liste des valeurs de coefficients de frottement statique $\mu_s$ pour différentes conditions expérimentales.....	32
TABLEAU 6.1	Coefficients de frottement $\mu_s$ mesurés expérimentalement pour diverses surfaces métalliques.....	104
TABLEAU 6.2	Valeurs expérimentales des coefficients de frottement $\mu_s$ pour différentes positions de l'os trabéculaire dans le tibia, surface à billes seulement.....	105
TABLEAU 6.3	Pentes des courbes ( $\mu_s$ ) des figures 6.2, 6.3 et 6.4.....	106

TABLEAU 6.4	Valeurs expérimentales du coefficient de frottement $\mu_s$ pour diverses vitesses de déplacement relatif (Patient C7-1.2).....	110
TABLEAU 7.1	Revue des études indirectes mesurant la contrainte tangentielle à l'interface os trabéculaire - surface métallique poreuse.....	112
TABLEAU VI.1	Compilation des tests de frottement successifs sur un même cube (surface à billes).....	179

## LISTE DES SYMBOLES

- $A_a$  : aire apparente de contact
- $A_r$  : aire réelle de contact
- $\sigma_m$  : contrainte à la rupture
- $\sigma_n$  : contrainte normale de contact ( $F_n/A_a$ )
- $\sigma_s$  : contrainte de résistance au frottement ( $F_s/A_a$ )
- $\tau$  : contrainte de cisaillement à l'interface
- $F_t$  : force tangentielle à l'interface
- $F_s$  : résistance au frottement statique (force de frottement)
- $F_M$  : forces maximales atteintes dans un test de frottement
- $F_{M+}$  : force tangentielle maximale atteinte
- $F_{M-}$  : force tangentielle minimale atteinte
- $F_d$  : résistance au frottement dynamique
- $F_a$  : résistance au frottement dû à l'adhésion
- $F_{df}$  : résistance au frottement dû aux déformations des aspérités
- $F_l$  : résistance au frottement dû au labourage
- $\mu_s$  : coefficient de frottement statique ( $F_s/F_n$ )
- $\mu_d$  : coefficient de frottement dynamique ( $F_d/F_n$ )
- $\mu$  : coefficient de frottement ( $F_t/F_n$ )

- $F_{t_1}$  : force tangentielle mesurée lors de l'application de  $F_n$
- $\Delta_1$  : déplacement initial mesuré, induit par l'application de  $F_n$
- $\Delta_p$  : déplacement relatif partiel
- $\Delta_r$  : déplacement relatif réel
- $\Delta$  : déplacement relatif mesuré
- $\dot{\Delta}$  : vitesse de déplacement relatif à l'interface
- $u_f$  : déflexion élastique en flexion
- $u_c$  : déflexion élastique en cisaillement
- $u$  : déflexion élastique totale
- $K$  : rigidité de l'interface
- $I$  : inertie de surface
- $K_M$  : rigidité tangentielle du montage expérimental
- : Indice de viscosité d'un liquide
- $E$  : module de rigidité
- $S$  : écart type
- $t_{c_r}$  : temps critique où le glissement débute
- $P$  : porosité de surface

## LISTE DES ANNEXES

<b>ANNEXE I</b>	- Liste des cubes osseux utilisés dans les expériences.....	159
<b>ANNEXE II</b>	- Techniques de conservation de l'os trabéculaire.....	163
<b>ANNEXE III</b>	- Test de calibrage du montage expérimental.....	166
<b>ANNEXE IV</b>	- Evaluation approximative de la déformation du cube d'os trabéculaire....	173
<b>ANNEXE V</b>	- Calcul approximatif de la porosité d'une surface à billes.....	176
<b>ANNEXE VI</b>	- Evaluation de l'écart-type sur le calcul de $F_s$ .....	178
<b>ANNEXE VII</b>	- Analyse de certaines déviations du montage expérimental.....	181

## CHAPITRE 1

### INTRODUCTION

L'arthrite, aujourd'hui très répandue, est une maladie qui mène à la dégénérescence du cartilage, élément essentiel au bon fonctionnement des articulations du corps humain. Lorsque l'arthrite est présente au niveau de l'articulation du genou, elle a de graves conséquences car cette articulation supporte jusqu'à 4 fois le poids du corps (90), provoquant ainsi sa détérioration rapide. La mobilité du patient est alors réduite sensiblement et ses capacités d'interaction avec l'environnement diminuent. Mais, depuis les années 1950, il existe un acte chirurgical pour pallier à cette déficience. L'opération consiste à remplacer l'articulation du genou par une prothèse de remplacement, telle qu'illustrée à la figure 1.1. Avec les années, les techniques opératoires de l'arthroplastie se sont améliorées sous plusieurs aspects et ses chances de succès, à long terme, ont atteint au-delà de 90% [78]. Le tableau 1.1 fournit certaines statistiques sur les arthroplasties du genou réalisées à chaque année depuis 10 ans au Québec. L'augmentation du nombre d'arthroplasties et

National Library  
of Canada

Canadian Theses Service

Bibliothèque nationale  
du Canada

Service des thèses canadiennes

NOTICE

THE QUALITY OF THIS MICROFICHE  
HEAVILY DEPENDENT UPON THE  
QUALITY OF THE THESIS SUBMITTED  
FOR MICROFILMING.

FORTUNATELY THE COLOURED  
ILLUSTRATIONS OF THIS THESIS  
WILL ONLY YIELD DIFFERENT TONES  
OF GREY.

AVIS

LA QUALITE DE CETTE MICROFICHE  
DEPEND GRANDEMENT DE LA QUALITE DE LA  
THESE SOUMISE AU MICROFILMAGE.

MALHEUREUSEMENT, LES DIFFERENTES  
ILLUSTRATIONS EN COULEURS DE CETTE  
THESE NE PEUVENT DONNER QUE DES  
TEINTES DE GRIS.

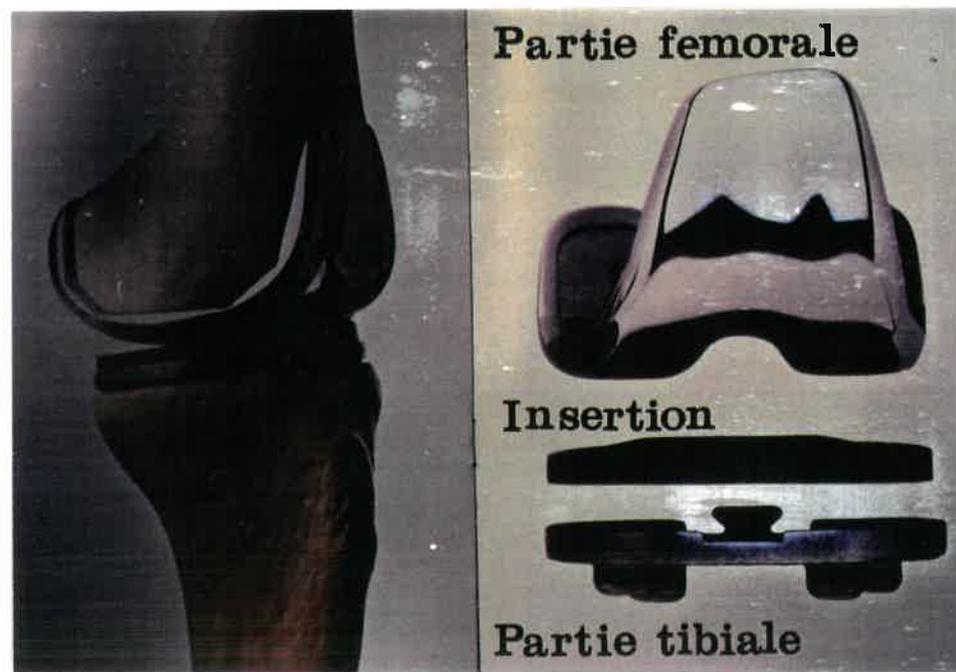


FIGURE 1.1 Prothèse typique de remplacement du genou

ANNEE	ARTHROPLASTIE DU GENOU	
	N	§
1977	197	97 775
1978	198	102 192
1979	212	109 381
1980	243	138 338
1981	231	132 387
1982	274	155 867
1983	323	232 314
1984	415	297 305
1985	395	337 162
1986	459	415 246
1987	627	533 848

**Légende:**

- N** : nombre d'actes réalisés annuellement
- §** : ensemble des honoraires annuels versés aux médecins exécutant de l'arthroplastie

**TABLEAU 1.1** Nombres et coût des arthroplasties du genou dispensées par l'ensemble des médecins, dans le cadre de l'assurance-maladie, rémunération à l'acte, Québec, 1977-1987 [79]

des coûts impliqués sont autant de motivations pour supporter les recherches qui visent à l'amélioration des implants et de la procédure chirurgicale.

Outre la biocompatibilité de l'implant et la résistance mécanique de la prothèse elle-même, une bonne fixation est recherchée afin d'obtenir un fonctionnement normal du genou et d'éviter des douleurs ou des pathologies chez le patient. Cette stabilité est obtenue en maintenant la prothèse solidaire des os (tibia, fémur, rotule). Actuellement, la fixation de la prothèse est la préoccupation majeure. En effet, des études cliniques démontrent que jusqu'à 24% [6] des prothèses se déscellent à long terme. Cette migration est connue sous le nom de "déscellement" ("Loosening Problem"). Evidemment, selon le type de prothèse, la qualité des techniques d'implantation utilisées et la qualité de l'os du patient, le pourcentage de prothèses qui se déscellent varie.

Les moyens utilisés pour fixer la prothèse sont très variables, en passant des vis, jusqu'au ciment. D'une façon générale, on peut maintenant distinguer deux écoles de pensée quant à la méthode idéale de fixation de la prothèse de genou à l'os trabéculaire : la fixation avec ciment et la fixation par croissance osseuse.

### 1.1 Fixation avec ciment

La fixation avec ciment (par ex.: le PMMA, polyméthyl-méthacrylate) technique qui est couramment employée depuis les années 60. Elle consiste à créer un interface os-ciment-implant qui se solidifie en 8 minutes au cours de l'opération. L'avantage de ce type de fixation est que la prothèse est stabilisée aussitôt après l'opération chirurgicale. Cependant, la technique présente certains désavantages :

- 1) il semblerait qu'elle ne puisse pas assurer la stabilité de l'implant pour une longue période [10] à cause de la résorption osseuse sous l'implant;
- 2) une capsule fibreuse enveloppe la couche de ciment, l'isolant du corps humain [4,10,19];
- 3) la polymérisation du PMMA cause une nécrose de l'os trabéculaire avoisinant dû à la réaction exothermique générée [20];
- 4) le ciment est de nature fragile, donc peu résistant au choc [20];
- 5) le problème de déscellement semble être plus important [20].

### 1.2 Fixation par croissance osseuse

Au cours des années 60 et 70, plusieurs recherches ont été menées afin de développer une nouvelle technique de fixation à cause de peu de succès de la méthode par ciment [20]. La plupart des études s'orientaient vers la fixation

par croissance osseuse. Cette méthode est basée sur le principe que l'os en contact avec un matériau poreux peut s'infiltrer à travers les pores et venir ainsi établir un lien mécanique avec la surface poreuse (de la prothèse en particulier). Plusieurs études ont démontré ce phénomène [2, 4, 8, 9, 12, 15, 16, 19, 20, 21, 57, 61, 62, 63, 65]. Les avantages de cette technique sont multiples :

- 1) adaptation de l'interface os trabéculaire - surface poreuse selon les conditions environnementales physico-chimiques (selon les lois de croissance de l'os);
- 2) peu de surface de contact avec lien osseux est nécessaire pour stabiliser l'implant car le lien est fort;
- 3) pas de formation d'une capsule fibreuse qui entoure l'implant;
- 4) meilleures chances de succès à long terme que les prothèses cimentées. Certains auteurs décrivent que cette technique est tout aussi bonne que celle utilisant le ciment [14, 17, 22].

La technique de fixation par croissance osseuse exige par contre :

- 1) qu'il y ait une pression de contact initiale entre l'implant et l'os trabéculaire [15,20];
- 2) que l'on assure une stabilité initiale de la prothèse pour limiter les micromouvements de celle-ci par rapport

à l'os. Ceci aurait comme conséquence de favoriser la formation d'un tissu fibreux à travers les pores de la surface poreuse [4, 12]. Cette situation est désavantageuse car les liens de tissu fibreux sont plus faibles que les liens osseux;

3) que le patient ait une bonne qualité d'os. La qualité structurale de l'os est un prérequis à une nouvelle croissance de l'os trabéculaire.

Les recherches visant à améliorer cette technique de fixation s'orientent donc à essayer d'identifier les facteurs qui favoriseront la croissance osseuse à travers les pores de la surface de l'implant. Les facteurs envisagés sont :

- 1- **la forme des pores ou des surfaces poreuses** : il existe plusieurs types de pores ou de surfaces poreuses allant des surfaces couvertes de petites billes ou de fibres jusqu'à des surfaces filetées (telle une vis);
- 2- **le diamètre des pores** : Bobyn et al.[1] ont démontré que le diamètre optimal des pores était de 50 - 400 microns. Cameron et al. [2] mentionnent aussi qu'un diamètre de 150 microns est nécessaire afin de permettre la croissance de l'ostéon à travers les pores;
- 3- **matériau de la prothèse** : le matériau dont est fabriquée une prothèse peut jouer un rôle important sur la qualité des liens osseux;
- 4- **stabilité post-opératoire de l'implant** : des études de

micromouvements induits [4, 19] sur des prothèses ont démontré qu'un implant ne devait pas se déplacer de plus de 150 microns et pas moins de 28 microns par rapport à l'os pour ne pas inhiber la croissance osseuse. De plus, un niveau de contrainte trop faible entre la prothèse et l'os peut inhiber la croissance osseuse à cause du faible transfert des stimuli mécaniques [18].

L'influence de ces facteurs sur la croissance osseuse n'est pas encore bien déterminée et d'autres études expérimentales devront être réalisées. Par contre, il a été clairement identifié que la présence de micromouvements à l'interface os trabéculaire - surface poreuse inhibait la croissance osseuse.

### 1.3 ÉNONCÉ DU PROJET DE RECHERCHE

Comment réaliser l'immobilisation de l'implant? Par l'ajout de vis ou du ciment, par des tiges intramédullaires ou par une modification du design des prothèses? Quelle est la meilleure solution? Des études expérimentales exhaustives pourraient nous le démontrer mais il est très difficile (pour des raisons d'éthique et d'ordre technique et pratique) de réaliser de telles expériences in vivo. La modélisation peut cependant nous aider à identifier l'influence relative de chacun des facteurs mentionnés

ci-haut sans trop de contraintes expérimentales.

Malheureusement, les modèles mathématiques actuels d'une prothèse de genou ne sont pas assez représentatifs. En effet, la structure qu'ils utilisent pour modéliser l'interface entre l'os trabéculaire et la surface métallique poreuse est peu valable car ils supposent une cohésion homogène des surfaces. Or, on sait bien que les surfaces sont libres de se déplacer l'une par rapport à l'autre dans une certaine mesure. Notre groupe de recherche en biomécanique, à l'École Polytechnique de Montréal, est particulièrement intéressé à l'élaboration d'un modèle mathématique plus réaliste des prothèses de genou. Il a été démontré [81] que les problèmes de migration, "Loosening", se présentent surtout au niveau de la partie tibiale (cf. figure 1.1), appelée plateau-tibial. Notre étude porte donc sur l'analyse du phénomène de micromouvements entre l'os trabéculaire du tibia et la surface métallique poreuse du plateau-tibial.

Le problème de base est de caractériser mécaniquement l'interface entre l'os trabéculaire et la surface métallique poreuse. Jusqu'à maintenant, aucune étude similaire n'a été réalisée. L'approche qui a été prise est la caractérisation expérimentale de l'interface. Ainsi, l'objet du présent mémoire est de développer un protocole

pour déterminer les propriétés mécaniques de l'interface. Les résultats serviront à déterminer les propriétés mécaniques d'un élément d'interface utilisé dans un modèle par éléments finis d'une prothèse de remplacement du genou.

L'hypothèse est la suivante : le contact entre l'os trabéculaire et la surface métallique poreuse est considéré comme celui de deux matériaux en situation de frottement. Cette hypothèse est raisonnable car on sait que la prothèse peut se déplacer sous l'effet de forces externes [81].

Ce mémoire fournira premièrement, par une revue de littérature, certaines connaissances de base pour mieux définir la situation où l'os trabéculaire est en frottement contre une surface métallique poreuse. Nous serons alors plus en mesure de définir les différentes variables à étudier dans l'expérience de frottement. Une description du montage et du protocole expérimental réalisés pour la caractérisation tribologique de l'interface suivra. Après avoir exposé globalement les résultats expérimentaux, une analyse détaillée de ceux-ci sera fournie pour décrire le phénomène de frottement. Finalement, une discussion et certaines recommandations sur l'expérience réalisée permettra de mieux évaluer la nature et la pertinence des résultats obtenus.

## CHAPITRE 2

### REVUE DE LITTÉRATURE

#### 2.1 INTRODUCTION

L'objectif de cette section est de fournir certaines connaissances pouvant amener le lecteur à mieux percevoir le phénomène de frottement entre l'os trabéculaire et une surface métallique poreuse. Ainsi, la première section concerne la physiologie de l'os de l'épiphyse proximale tibiale. La deuxième section de ce chapitre traite de certains aspects du phénomène de frottement. Finalement, la troisième section présente une brève description de la structure des surfaces métalliques poreuses communément utilisées dans l'arthroplastie du genou.

## **2.2 PHYSIOLOGIE DE L'OS HUMAIN**

La connaissance de la structure et de la constitution de l'os est essentielle à la compréhension globale du phénomène de frottement à l'étude. L'os humain est décrit dans ce chapitre à la fois en tant que structure et matériau.

### **2.2.1 L'os, une structure**

La structure de l'os peut être analysée d'un niveau macroscopique ou microscopique. Seule l'analyse macroscopique sera présentée ici. L'analyse microscopique, bien qu'elle soit d'un grand intérêt, n'est pas pertinente au phénomène de frottement étudié dans ce projet de maîtrise.

### **MACROSTRUCTURE DE L'OS DE L'ÉPIPHYSE TIBIALE PROXIMALE**

Dans l'épiphyse tibiale proximale, l'os se retrouve sous deux structures macroscopiques différentes:

- . l'os cortical
- . l'os trabéculaire

Structure	Parties du squelette	Porosité
compacte	os longs (diaphyse) et autres types d'os (plats, courts, vertèbres)	Volume: > 70% <sup>1</sup> Surface: ?
trabéculaire	os longs (partie interne des épiphyses) et partie interne des autres types d'os	Volume: < 70% <sup>1</sup> Surface: 10 - 35% <sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Gibson [75]

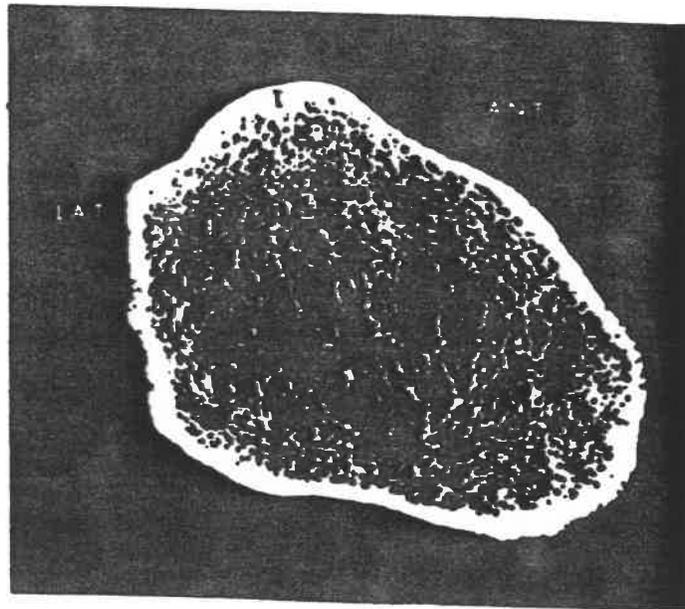
<sup>2</sup> Williams et Lewis [50]

TABLEAU 2.1 Valeurs de la porosité de l'os trabéculaire et cortical du tibia

Ces structures se différencient facilement par inspection par leur porosité volumétrique et de surface, ainsi que par leur apparence macroscopique, figure 2.1. L'os compact semble former une substance homogène continue contrairement à l'os trabéculaire qui ressemble plutôt à un nid d'abeille, ou une éponge: on y distingue des pores formées par des structures osseuses, les trabécules. Ces structures sont soit des parois ou des tiges, dépendant de la région du corps où se trouve l'os. Singh [52] et Williams et Lewis [50] ont identifié trois grands types de structure trabéculaire dans le corps humain:

1) structure tige-tige

os trabéculaire formé de tiges droites ou courbées formant un réseau tridimensionnel sans direction préférentielle (figure 2.2a).



**LÉGENDE**    T : tubérosité tibiale  
                  LAT : côté latéral  
                  ANT : côté antérieur

Note : L'os compact, en blanc uni, constitue le pourtour de la coupe. L'intérieur du pourtour est constitué d'os trabéculaire.

FIGURE 2.1 Section transverse du tibia dans la partie inférieure de la tubérosité tibiale [91]

2) structure paroi-tiges

os trabéculaire composé de plaques parallèles reliées par des tiges (figure 2.2b).

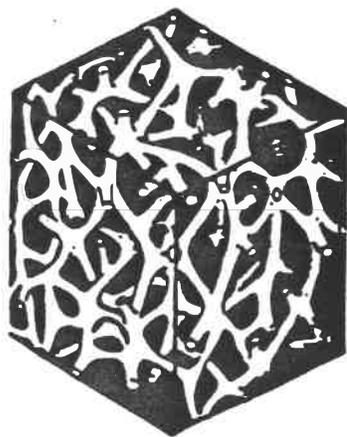
3) structure paroi-paroi

os trabéculaire formé presque'uniquement de plaques de formes et de grandeurs variées qui délimitent des espaces (figure 2.2c).

Au niveau de l'épiphyse proximale du tibia, selon Williams et Lewis [50], on rencontre ces trois structures dans les trois premiers centimètres à partir de la surface articulaire. Ils mentionnent aussi que, bien que ces structures soient différentes, elles tendent toutes à former des cavités (pores) cylindriques dont l'axe de symétrie est dirigé perpendiculairement à la surface de l'os compact du tibia.

La figure 2.3 illustre une coupe transverse de l'épiphyse tibiale proximale tout juste sous la surface articulaire. La structure mécanique de l'os trabéculaire peut être caractérisée par sa porosité et le type de structure trabéculaire. Ces deux paramètres varient selon la région où se trouve l'os trabéculaire dans l'épiphyse [91, 124]. Les études de Hall [91] ont démontré que la porosité varie comme suit :

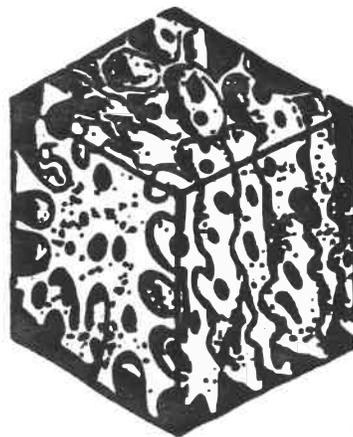
1) les régions proximales de l'épiphyse sont beaucoup moins



a) Tige - Tige



b) Paroi - Tige



c) Paroi - Paroi

**FIGURE 2.2** Types de structures de l'os trabéculaire [92]



**LÉGENDE**      ANT : côté antérieur  
                  LAT : côté latéral

**FIGURE 2.3** Coupe transverse de l'épiphyse  
tibiale proximale sous la surface  
tibiale articulaire [91]

poreuses que les régions distales.

- 2) sur une coupe transverse de l'épiphyse, figure 2.3, on constate que les régions latérale et médiale sont moins poreuses. Les régions centrale et postérieure sont, par contre, très poreuses et ne présentent presque aucun trabécule bien défini.

### 2.2.2 L'os, un matériau

L'os est une matière organique complexe. Sa composition est décrite dans le tableau suivant :

	Eau	Matière Organique	Matière Volatile Inorganique	Minéraux
Os trabéculaire	27.0	34.9	4.2	33.9
Os cortical	32.9 <sup>1</sup>	33.8	4.6	37.7

<sup>1</sup> Cette valeur est retranscrite telle que trouvée dans l'article de Gong et al.[83]. Il semble qu'elle soit erronée.

TABLEAU 2.2 Pourcentage en volume des constituants de l'os trabéculaire et de l'os cortical humains.

tableau décrit dans Vaillancourt [92]. Les données proviennent de Gong et al.[83].

L'os trabéculaire contient aussi de la moelle en grande quantité. La moelle est composée principalement d'acides

gras de viscosité équivalente à celle d'une huile à moteur médium ( $\nu = 75$  centistokes) [80,86] Les acides gras sont contenus dans des cellules et, sous l'action d'un mouvement, les cellules se brisent et libèrent les acides gras.

Selon Katz [60], l'os trabéculaire peut être généralement considéré comme un matériau non linéaire, viscoélastique, hétérogène et anisotropique dû à sa structure orientée. La structure de l'os (compacte ou trabéculaire) est assez bien reliée au niveau des forces auxquelles il est soumis [49]. Gibson [75], à l'aide d'un modèle mathématique, a déterminé les paramètres structuraux à prendre en considération pour l'évaluation des propriétés mécaniques de l'os trabéculaire:

- 1) type de structure
- 2) fraction volumique des solides
- 3) propriétés mécaniques des trabécules

Plusieurs autres facteurs connexes modifieront aussi les propriétés mécaniques de l'os lors de test expérimentaux [93]:

- . température de l'os à l'essai
- . technique de conservation de l'os
- . niveau d'humidité de l'air ambiant
- . vitesse d'application des forces pour les tests mécaniques

- . état plus ou moins grassex de l'os
- . sexe, âge du donneur
- . la provenance de l'os dans le corps humain
- . histoire du patient donneur

La multiplicité de ces paramètres explique les grandes variations rencontrées dans la littérature concernant les valeurs mesurées des propriétés mécaniques de l'os compact ou trabéculaire. En particulier, les propriétés mécaniques  $\sigma_{\square}$  (contrainte à la rupture) et E (module de rigidité) de l'os trabéculaire de l'épiphyse tibiale proximale démontrent de grandes variations, tableau 2.3. Les valeurs de  $\sigma_{\square}$  et E données dans ce tableau 2.3 sont évidemment les valeurs des propriétés moyennes de l'os trabéculaire à travers toute l'épiphyse proximale du tibia. Des études spécifiques [48] ont démontré que  $\sigma_{\square}$  et E variaient selon la région de l'épiphyse. Dans le tableau 2.3, les variations se situent entre 10% et 180% de la valeur moyenne (300 MPa). Ces variations sont causées par le type de structure (par ex.: structure tige-tige, plaque-plaque) et par la constitution de l'os trabéculaire (par ex.: contenu en minéraux).

Auteur	Méthode de conservation	Commentaires	Propriétés méc. (Mpa)
Behrens et al. (1974)	Congelé frais	Test d'indentation	$\sigma_m = 1.8 - 63.6$
Lindahl (1976)	Dégraissé et séché	Test uniaxial	$\sigma_m = 0.2 - 6.7$ $E = 1.4 - 79$
Carter et Hayes (1977)	Congelé frais	Test uniaxial à vitesse variable	$\sigma_m = 1.5 - 45$ $E = 10 - 500$
Williams et Lewis (1982)	Dégraissé et séché	Humidifié Test uniaxial	$\sigma_m = 1.5 - 6.7$ $E = 8 - 457$
Goldstein et al. (1983)	Congelé frais	Test uniaxial	$\sigma_m = 1 - 13$ $E = 4 - 430$
Hvid et Hansen (1985)	Congelé frais	Test d'indentation	$\sigma_m = 13.8 - 116.4$
Ciarelli et al. (1986)	Congelé frais	Test uniaxial	$\sigma_m = 0.52 - 11$ $E = 5 - 552$

$\sigma_m$  : résistance mécanique

E : module de rigidité

**TABEAU 2.3** Propriétés mécaniques de l'os trabéculaire de l'épiphyse proximale du tibia [48]

### 2.3 QUELQUES ASPECTS DU FROTTEMENT

Plusieurs ouvrages ont tenté de décrire analytiquement ce phénomène à l'aide de modèles théoriques pour des conditions particulières. Mais le frottement est un phénomène complexe dont les caractéristiques varient considérablement selon la géométrie des surfaces en contact ainsi que les propriétés chimiques et physiques de chacune des surfaces. Ainsi, cette section ne décrira que les mécanismes généraux par lesquels des surfaces en contact résistent au frottement. Les informations fournies sont recueillies à partir des références suivantes: [96, 97, 98, 99].

#### 2.3.1 Le frottement

Le frottement est défini comme étant la résistance au mouvement relatif entre deux corps en contact en l'absence d'obstacle apparent au mouvement. Cette résistance est mesurée par une force, parallèle à la direction du mouvement, que l'on appelle force de frottement.

Les mécanismes par lesquels cette force est générée ne sont pas encore bien établis. Mais les théories plus récentes expliquent le phénomène de frottement par des modèles d'abrasion et d'adhésion. Décrivons premièrement le

modèle d'abrasion avant d'aborder sommairement le modèle d'adhésion.

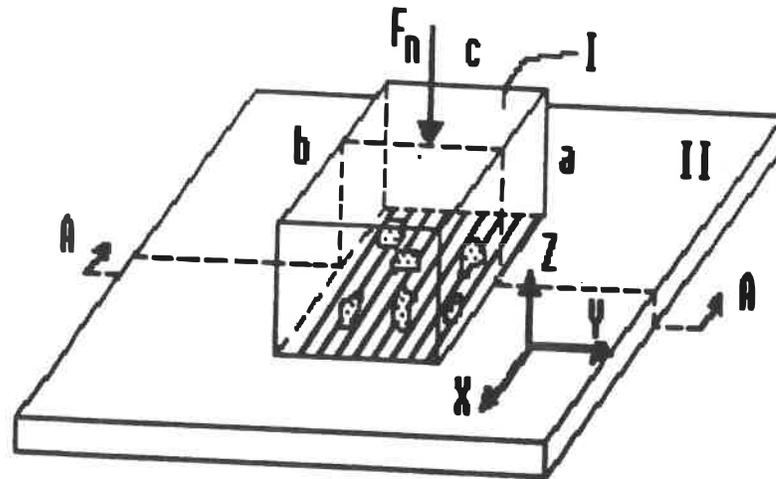
### L'ABRASION

Soit un corps I mis en contact avec un corps II sans contaminants (gaz, liquides, solides) à l'interface (figure 2.4). Chacun corps possède une surface irrégulière, dont les aspérités sont de dimensions variables. La surface réelle de contact est beaucoup plus petite que la surface apparente puisque les contacts se font à des points particuliers, i.e. aux crêtes des aspérités (aire réelle de contact). Sous l'action d'une force  $F_n$ , les aspérités se déforment élastiquement et plastiquement jusqu'à ce que la force  $F_n$  soit équilibrée.

Les aspérités doivent être déformées tangentiellement pour permettre le mouvement relatif des deux corps selon la direction  $Y$ . Les déformations se situent à deux niveaux:

1- **microscopique** : tel que sur la figure 2.4, les aspérités microscopiques des deux matériaux solides seront déformées. Ce phénomène est la déformation.

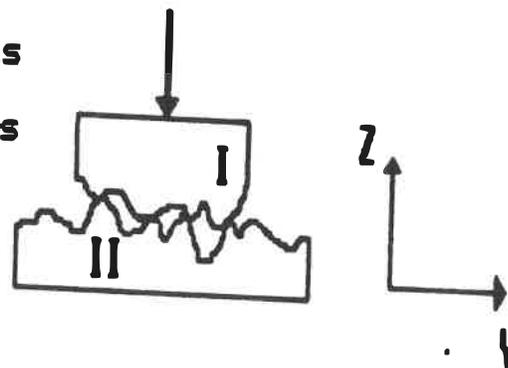
2- **macroscopique** : en présence d'un matériau solide, avec aspérités de dimension importante, en contact avec une surface "plane" de faible rigidité (figure 2.5), les aspérités devront se créer un chemin sur la surface. On appelle ce phénomène le labourage.



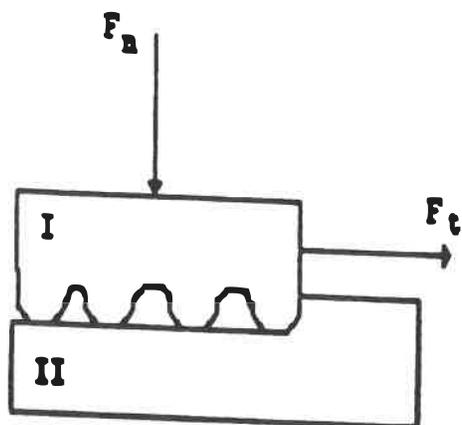
- $\Delta_r$  (aire de contact réelle) =  $\sum \Delta_i = \sum$
- $\Delta_a$  (aire apparente de contact) =  $a \cdot b$

**COUPE A - A**

Points de contact réels entre les deux surfaces



**FIGURE 2.4** Contact plan-plan entre 2 matériaux



- I : Matériau rigide avec aspérité hémisphérique  
 II : Matériau ductile plan

FIGURE 2.5 Situation de labourage

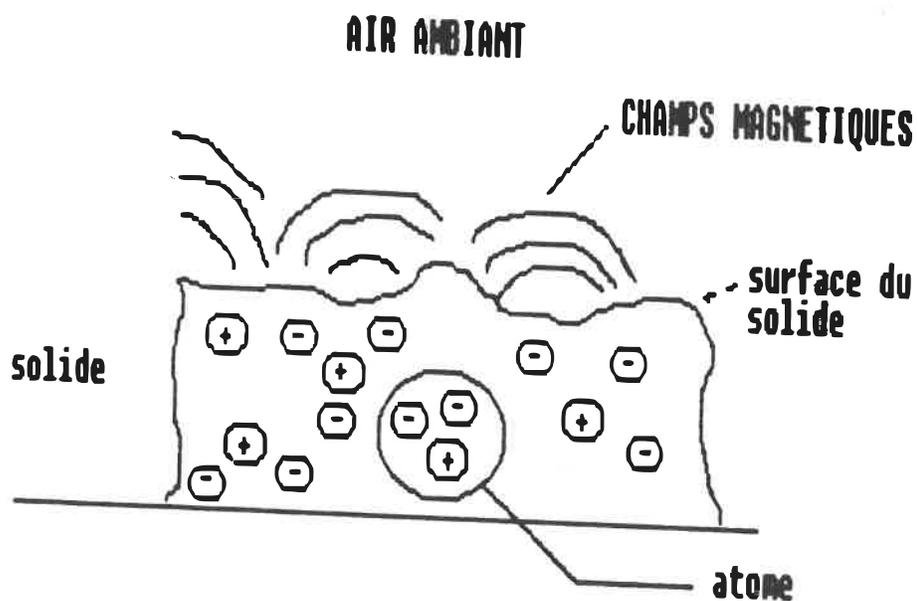


FIGURE 2.6 Tension de surface (champs magnétiques à la surface d'un solide)

Ainsi, plus la force  $F_n$  est élevée, plus les matériaux pénètrent l'un dans l'autre; l'aire de contact réelle sera plus grande et l'interaction mécanique sera plus importante lors du frottement.

## L'ADHÉSION

Dans la théorie du frottement, le modèle électromagnétique décrit les types de liens d'adhésion existant entre deux surfaces en contact. L'adhésion est un mécanisme qui empêche le mouvement relatif entre deux surfaces. Les liens d'adhésion génèrent en effet une résistance au cisaillement. Les liens électromagnétiques sont de deux types : les liens magnétiques et les liens chimiques.

### A) LIENS MAGNÉTIQUES

Un matériau solide cristallin est composé d'atomes disposés en une structure définie. La présence de défauts dans la structure occasionne une distribution débalancée des nuages électroniques des atomes. Ces déplacements des nuages produisent des champs électromagnétiques localisés à la surface du matériau, figure 2.6. Ces champs constituent ce que l'on appelle communément la tension de surface.

Deux matériaux différents ont une tension de surface différente. Lorsque mis en contact, les matériaux s'attirent plus ou moins, dépendant de leur tension de surface respectives. Ces forces d'attraction sont nommées "forces de Van der Waals"; elles constituent l'adhésion magnétique. Selon Postnikov [98], "les champs magnétiques" d'un métal ont une portée de 1 micron à partir de la surface du métal. Cette distance est donc la distance maximale du champ d'action des forces de Van der Waals. Elle est non négligeable lors du contact entre deux surfaces avec contaminants car la surface réelle de contact est plus grande.

## B) LIENS CHIMIQUES

Si deux matériaux sont rapprochés à une distance atomique, des liens chimiques peuvent se former. La nature de ces liens d'adhésion varie selon les différentes conditions physico-chimiques. Dans le cas de deux métaux en contact, on assiste à des soudures (liens covalents). Par contre, entre un métal et un matériau organique, on se retrouve en présence de liens hydrogènes. En effet, une couche d'oxyde se forme toujours à la surface d'un métal avec l'oxygène de l'air ambiant. La présence d'ions hydrogène à proximité (un matériau organique est principalement formé de groupes CH), crée un dipôle qui

établit un lien entre les atomes d'hydrogène et d'oxygène.

### FORCE DE RÉSISTANCE AU FROTTEMENT

Que ce soit à un niveau magnétique ou chimique, des liens se formeront entre deux surfaces dû aux forces d'attraction. Ces forces qui, dans la littérature, sont considérées comme de l'adhésion, empêchent le mouvement relatif entre les deux surfaces en contact.

Un modèle complet de frottement comprend à la fois le modèle d'adhésion et le modèle d'abrasion. La force de frottement est donc constituée de trois composantes:

$$F_t = F_a + F_{df} + F_l \quad (2.1)$$

- où,  $F_t$  : force de frottement  
 $F_a$  : forces dues à l'adhésion  
 $F_{df}$  : forces dues aux déformations des aspérités  
 $F_l$  : forces dues au labourage

La participation de chaque composante de force dans la genèse de  $F_t$  peut dépendre de plusieurs facteurs tels:

- type de matériaux
- fini de surface des matériaux

- propriétés mécaniques des matériaux
- température à l'interface
- humidité
- grandeur des force  $F_n$  et  $F_t$  en présence
- présence de contaminants à l'interface
- vitesse du mouvement relatif entre les deux surfaces
- ...

### 2.3.2 Les coefficients de frottement

Soit l'expérience de frottement suivante: un cube (I) est pressé contre une surface (II) sous l'action d'une force normale  $F_n$ ; on applique ensuite une force tangentielle  $F_t$ , par incréments, jusqu'à ce qu'il y ait glissement. La figure 2.7 illustre les courbes typiques des valeurs de la force tangentielle  $F_t$  et du déplacement relatif  $\Delta$  lors de cette expérience. On peut définir deux paramètres à partir de la courbe 1:

#### 1) coefficient de frottement statique:

Avant qu'il y ait glissement ( $\Delta = 0$ ), la force  $F_t$  augmente jusqu'à un maximum  $F_M$ . Le coefficient de frottement statique,  $\mu_s$ , est défini comme la force tangentielle  $F_M$  avant glissement divisée par la force normale  $F_n$ :

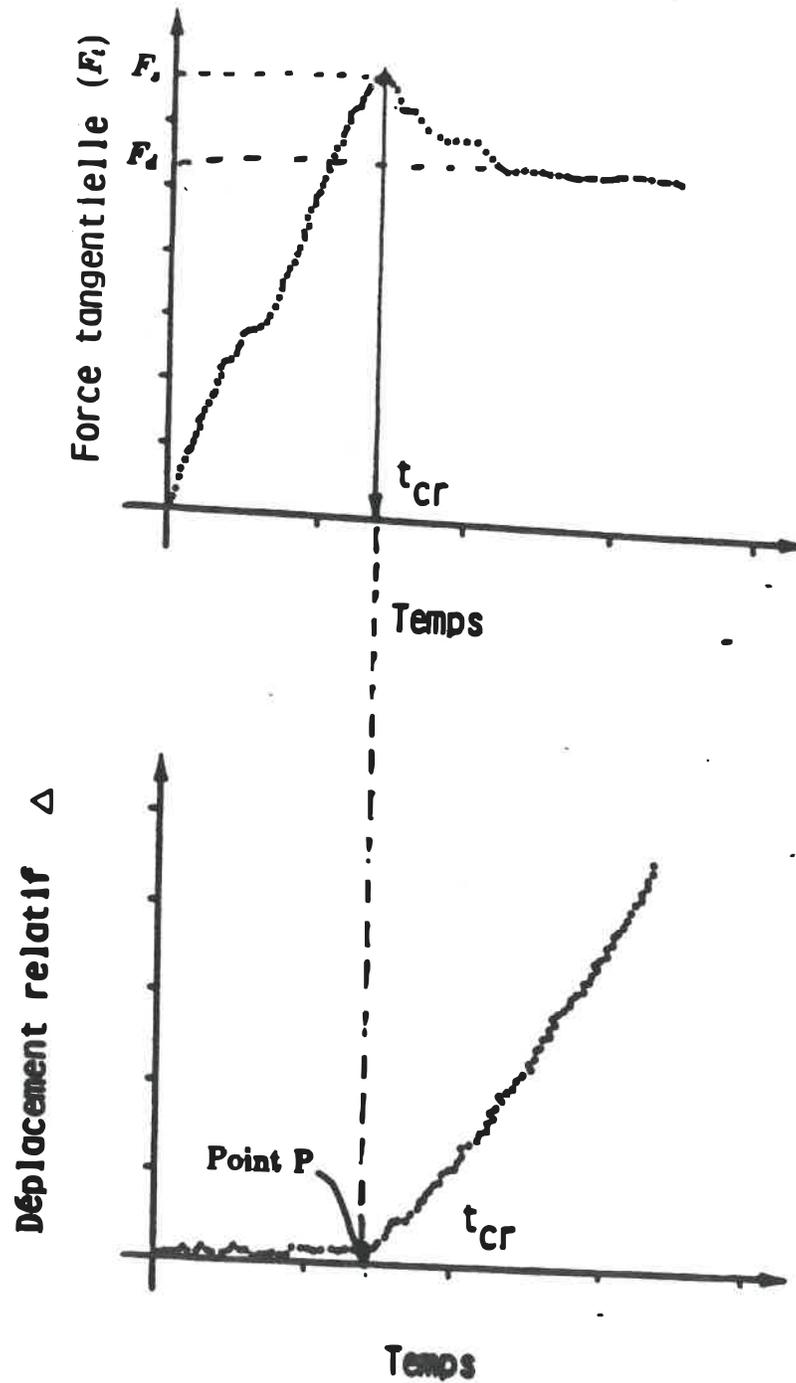


FIGURE 2.7 Courbes typiques du phénomène de frottement (contrôle de force) UHPWE - Acier inoxydable poli [94]

$$\mu_s = F_M / F_n \quad (2.2)$$

où,  $\mu_s$  : coefficient de frottement statique

$F_M$  : force tangentielle avant glissement

$F_n$  : force normale à l'interface qui reste constante

Le tableau 2.4 contient les valeurs de  $\mu_s$  pour différents matériaux en frottement en régime "sec" et "lubrifié".

## 2) coefficient de frottement dynamique:

Après qu'il y ait "décrochage" ( $\Delta > 0$ ), les deux surfaces glissent l'une par rapport à l'autre. La force tangentielle  $F_t$  passe d'un maximum  $F_M$  à une valeur  $F_d$ . Cette force  $F_d$  est la force tangentielle nécessaire pour maintenir le glissement. On définit le coefficient de frottement dynamique par:

$$\mu_d = F_d / F_n \quad (2.3)$$

où,  $\mu_d$  : coefficient de frottement dynamique

$F_d$  : force tangentielle en régime de glissement

$F_n$  : force normale à l'interface

Les études expérimentales ont démontré que les valeurs de  $\mu_s$  et  $\mu_d$  ainsi que la forme des courbes 1 et 2 sont dépendantes des conditions particulières de l'expérimentation (température, grandeur de  $F_n$ , temps de mise en contact, etc.).

Acier - Material	Coefficient of Friction, $\mu$	
	Clean	Lubricated
Steel		
Copper-lead alloy	0.8	0.16
Phosphor bronze	0.22	.....
Aluminum bronze	0.25	.....
Brass	0.43	.....
Cast iron	0.25	0.19
Bronze	0.4	0.21
Sintered bronze	.....	0.16
Hard carbon	.....	0.13
Graphite	0.14	0.11-0.14
Tungsten carbide	0.1	0.1
Plexiglas	0.4-0.6	0.1-0.2
Polystyrene	0.4-0.5	0.4-0.5
Polythene	0.3-0.35	0.2-0.25
Teflon	0.2	0.2
	0.04	0.04

\* With permission from *The Friction and Lubrication of Solids*, Vol. I, by Bowden and Tabor, Clarendon Press, Oxford, 1950.

Material Combination	Coefficient of Friction, $\mu$	
	Clean	Lubricated
Aluminum - aluminum	1.25	0.20
Cadmium - cadmium	0.5	0.05
Chromium - chromium	0.45	0.21
Copper - copper	1.0	0.05
Iron - iron	1.0	0.19-0.20
Magnesium - magnesium	0.6	0.05
Nickel - nickel	0.7	0.15
Platinum - platinum	1.2	0.25
Silver - silver	1.4	0.25
Zinc - zinc	0.6	0.04
Glass - glass	0.7-1.0	0.2-0.6
Diamond - diamond	0.5-0.7	0.2-0.3
Diamond - metal	0.1	0.05-0.1
Sapphire - sapphire	0.1-0.15	0.1
Hard carbon on carbon	0.2	0.2
Graphite - graphite (in vacuum)	0.25	0.15-0.24
Graphite - graphite	0.3-0.8	.....
Tungsten carbide - tungsten carbide	0.1	0.1
Plexiglas - plexiglas	0.5-0.25	0.15
Polystyrene - polystyrene	0.8	0.8
Teflon - teflon	0.1	0.5
Nylon - nylon	0.04	0.04
Solids on rubber	0.15-0.25	.....
Wood on wood (clean)	1-4	.....
Wood on wood (wet)	0.25-0.5	.....
Wood on metal (clean)	0.3	.....
Wood on metal (wet)	0.2-0.6	.....
Brick on wood	0.2	.....
Leather on wood	0.6	.....
Leather on metal (clean)	0.3-0.4	.....
Leather on metal (wet)	0.6	.....
Leather on metal (greasy)	0.4	.....
Brake material on cast iron	0.2	.....
Brake material on cast iron (wet)	0.4	.....
	0.2	.....

\* With permission from *The Friction and Lubrication of Solids*, Vol. I, by Bowden and Tabor, Clarendon Press, Oxford, 1950.

TABLEAU 2.4 Liste des valeurs de coefficients de frottement statiques  $\mu_s$  pour différentes conditions expérimentales [95].

### 2.3.3 Mesure du frottement

Une expérience pour mesurer les caractéristiques du frottement entre deux corps donnés se résume à deux opérations principales:

1- créer une surface de contact en mettant en contact deux corps, et en appliquant une force  $F_n$ , normale à l'interface.

2- établir un mouvement relatif entre les deux corps soit en appliquant, par incrément, une force tangentielle  $F_t$ , ou en contrôlant le déplacement relatif,  $\Delta$ .

Les types de montages utilisés pour exécuter ces deux opérations sont très variés et leur design s'oriente selon le mode de frottement spécifique qui est à étudier. Un montage ou tribomètre communément utilisé est celui qui génère un frottement plan-plan, illustré à la figure 2.8. Les variables mesurées par ce tribomètre sont:

- 1- Force tangentielle  $F_t$
- 2- Force normale  $F_n$
- 3- Déplacement relatif  $\Delta$

De grandes précautions doivent être prises pour mesurer adéquatement ces variables (cf. figure 2.8) :

- 1- les forces  $F_n$  et  $F_t$  doivent être maintenues perpendiculaires, l'une par rapport à l'autre, tout

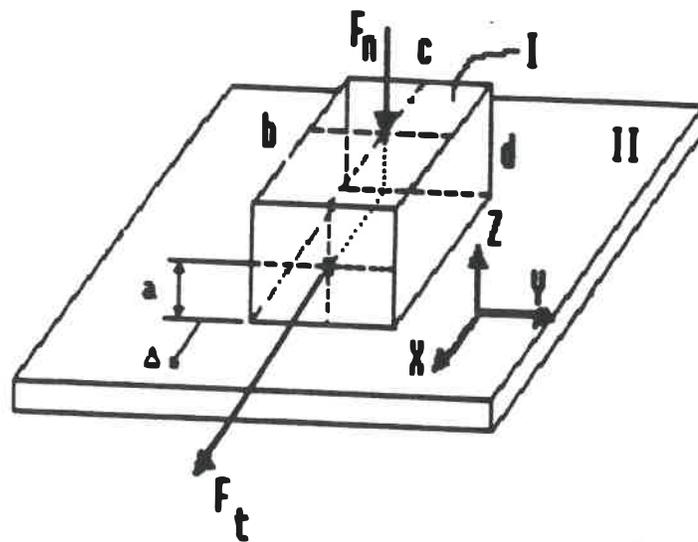


FIGURE 2.8 Schéma d'un test de frottement entre deux plans

au long du test;

- 2- la mesure de  $F_t$  doit se faire au niveau de l'interface ( $a=0$ );
- 3-  $F_n$  et  $F_t$  doivent être appliquées de manière à induire des contraintes uniformes sur tout l'interface afin qu'aucun de moment de force ne soit présent sur les échantillons.

Ce type de montage permet de contrôler facilement les niveaux des variables en jeu ( $F_n$ ,  $\Delta$ ,  $F_t$ ).

Les normes ASTM (American Society for Testing and Materials) relatives aux essais de frottement sont variées, dépendant des conditions d'opération désirées. L'ASTM ne proposent donc pas de protocole ou de montage expérimental normalisé. L'expérimentation dans le domaine du frottement est assez compliquée si on veut obtenir des résultats reproductibles. En effet, la nature exacte des surfaces des matériaux est difficile à définir. Par exemple, si l'expérience se fait à l'air libre, une couche de contaminant (gaz, particules d'oxyde) s'attache aux surfaces. Selon la qualité et le type de nettoyage utilisé pour laver les surfaces des matériaux, la quantité et la nature des contaminants restants variera d'un essai à l'autre et, par conséquent, les coefficients de frottement mesurés.

### 2.3.4 Critères de glissement

Dans un essai de frottement tel qu'illustré à la figure 2.7, il est facile de déterminer un point de glissement (P) à partir duquel on considère qu'il y a eu mouvement relatif entre les deux surfaces. Par contre, sous certaines conditions expérimentales, on obtient des courbes  $F_t$  vs  $\Delta$  telles qu'illustrées à la figure 2.9. Sur ce type de courbe, on peut déterminer deux régions I et II, caractérisées comme suit :

Région I: 1- Un déplacement relatif engendre un déplacement permanent, sans que la force de frottement  $F_t$  n'ait atteint son maximum,  $F_M$ .

2- Si on applique un faible déplacement relatif négatif, en étant à une position positive  $X$  donnée de la région I, il apparaît une force de frottement négative résiduelle faible. L'application, par la suite, d'un déplacement relatif positif (au delà de  $X$ ) provoque une augmentation de la force de frottement  $F_t$ , au delà de sa valeur originale.

Région II: 1- un faible déplacement négatif, pour une position donnée dans la région II, engendre une force de frottement résiduelle négative

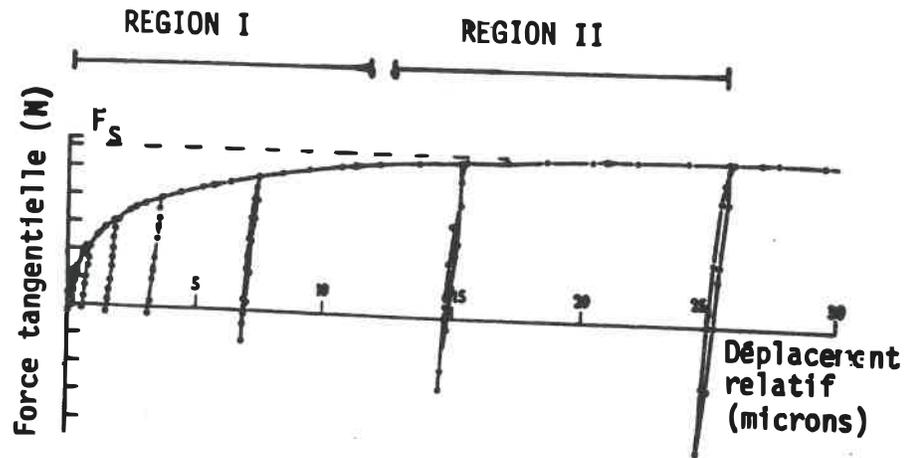


FIGURE 2.9 Courbes de frottement entre platine-platine à basse vitesse (contrôle de déplacement) [97]

élevée.

- 2- l'application d'un déplacement relatif positif, par la suite, engendre une force tangentielle identique à sa valeur originale, i.e. à la situation où
- $$F_t = F_M.$$

De ces observations, on remarque que l'interface passe d'un comportement non-linéaire à linéaire au cours d'un test cyclique et que bien avant d'atteindre la force de frottement maximale possible, un déplacement permanent apparaît. Le point de décrochage  $P$ , où  $\mu = \mu_s/\mu_d$ , ne peut donc être déterminé. Tabor [97] et Dorinson [99] mentionnent tous deux ce phénomène de déplacement permanent initial dans la région I, sans qu'il y ait glissement macroscopique. Ils l'expliquent par une déformation plastique des liens d'adhésion. Cette explication est compréhensible si on considère ces liens d'adhésion comme des liens mécaniques.

Une explication plus cohérente, soutenue sommairement par Tabor [96] et principalement par Postnikov [98], serait que, sous l'application d'une force  $F_t$  à l'interface, il y effectivement un glissement microscopique permanent qui apparaît. Mais, par ce mouvement, des liens d'adhésion supplémentaires sont créés et la force d'adhésion augmente.

Cette naissance de nouveaux liens se fait jusqu'à ce que le glissement atteigne la région II. A ce point, l'interface a atteint son maximum de résistance au frottement. L'augmentation de la résistance au frottement de l'interface se fait donc régulièrement. Ceci explique l'absence d'une crête telle qu'à la figure 2.7. Ainsi,  $F_M$  devient équivalent à  $F_d$ , i.e.:

$$\mu = \mu_s = \mu_d = \frac{F_d}{F_n} \quad (2.4)$$

De la région II de la courbe, on note la présence d'une composante de déformation élastique de l'interface. Celle-ci peut être attribuée à :

- 1- une déformation élastique tangentielle du montage expérimental
- 2- une déformation élastique tangentielle des échantillons
- 3- une déformation élastique tangentielle de l'interface

La dernière déformation s'explique par le caractère élastique des liens d'adhésion et des matériaux déformés en surface.

### 2.3.5 Contact os trabéculaire - métal

Lorsque l'os trabéculaire est mis en contact avec une surface métallique, on doit apporter une nouvelle dimension au phénomène de frottement. Cette dimension est celle du frottement en présence d'un contaminant à l'interface. Lorsqu'une interface contient une quantité de contaminants appréciable, les deux surfaces ne sont plus directement en contact, figure 2.10, mais sont séparées par la couche de contaminants. En présence d'os trabéculaire et d'une surface métallique poreuse, les types de contaminants présents sont:

1) la couche d'oxyde sur le métal:

Exposé à l'air libre, la couche superficielle du métal s'oxyde pour former des molécules de  $Ti_k O_l$ , dans le cas d'une plaque poreuse, et de  $Fe_j O_l$  dans le cas d'une plaque lisse en acier inoxydable, (où  $i, j, k, l = 1, 2, \dots$ ).

2) les graisses et autres substances organiques:

L'os trabéculaire est rempli de moelle composée principalement de graisses qui lubrifient l'interface. La quantité et la nature de la moelle est variable d'un échantillon à l'autre et ne peut être contrôlée dans un essai.

3) les liquides:

L'os trabéculaire sous l'effet de la force normale se

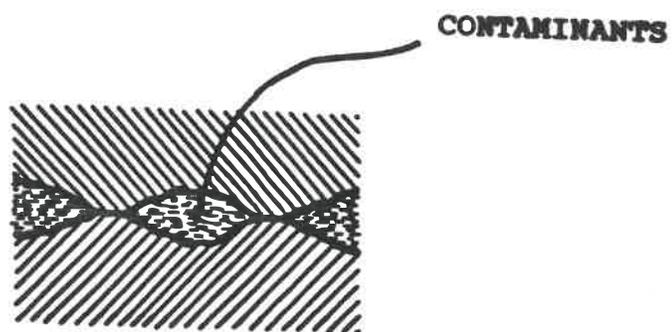


FIGURE 2.10 Vue macroscopique de l'interface séparé par des contaminants [98]

vide partiellement des graisses et liquides contenus dans les pores. Les liquides (solution saline Ringer principalement) se retrouvent évidemment à l'interface en quantité non déterminée mais substantielle.

4) les autres substances:

Tout autre gaz et contaminant contenus dans l'air ambiant.

2.3.6 Paramètres expérimentaux influençant la valeur de  $\mu$ :

Plusieurs études ont été réalisées afin de déterminer l'influence de certains paramètres sur le frottement entre divers matériaux. Quatre de ces paramètres présentent un intérêt pour l'expérience de frottement discutée dans ce mémoire :

- a) influence du fini de surface des matériaux
- b) influence de la rigidité des matériaux
- c) influence de la force  $F_n$
- d) influence de la vitesse de glissement

Bien que les études en question identifient une certaine dépendance des coefficients de frottement par rapport à ces paramètres, cette dépendance varie énormément avec les conditions physiques de l'expérience et il est alors peu pertinent de vouloir la décrire. Nous devons toutefois retenir qu'une expérience de frottement doit tenir compte de la valeur de chacun de ces paramètres afin d'établir une

expérimentation bien contrôlée.

De plus, l'interface mis à l'essai est composé d'une couche de lubrifiant (moelle). La présence de lubrifiant affecte le comportement en frottement de l'interface donné. Bowden et Tabor [96] ont d'ailleurs réalisé une expérience de frottement entre deux métaux séparés par des couches de graisses en nombre variable. Selon le nombre de couche en présence, la forme de la courbe  $F_t$  vs  $\Delta$  est différente (figure 2.11). Le glissement macroscopique se fait toujours pour une même force tangentielle  $F_t$  donnée (qui correspond à la force nécessaire pour cisailier la couche de contaminants) mais, avec la distance de glissement, cette force tangentielle résistive augmente. Ils expliquent ce phénomène en supposant qu'à mesure que l'échantillon glisse, il libère l'interface de la présence de ces contaminants, et d'autres liens d'adhésion supplémentaires peuvent se former (par réaction chimique ou par les forces de Van der Waals), ce qui augmente la résistance au frottement. Évidemment, selon leur hypothèse, plus il y a de couches de contaminant, plus longtemps l'échantillon devra glisser pour purifier l'interface et permettre la création de nouveaux liens.

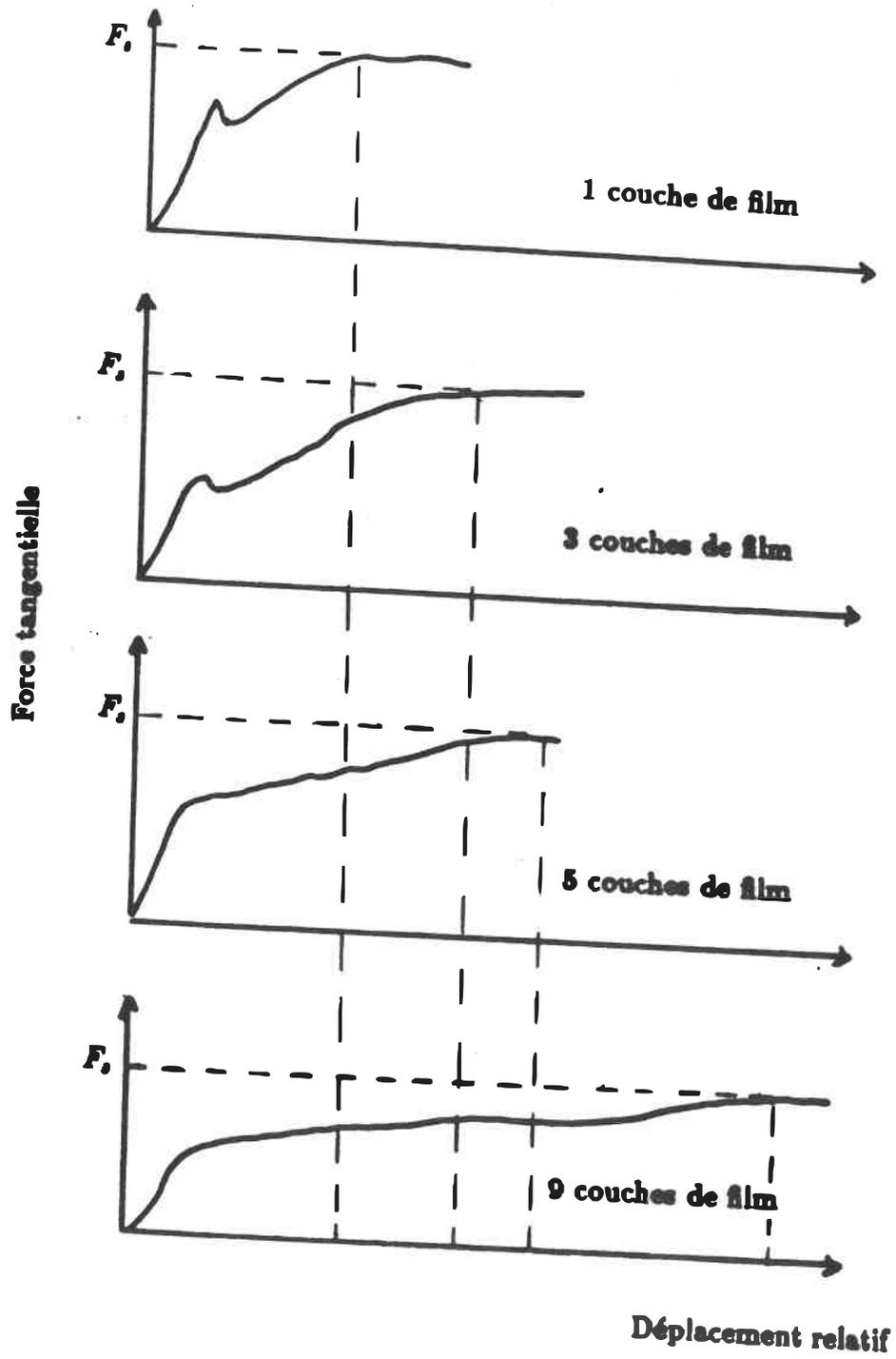


FIGURE 2.11 Courbes de frottement en présence de films contaminants [96]

## 2.4 SURFACES MÉTALLIQUES POREUSES

Les prothèses de remplacement du genou qui utilisent la croissance osseuse comme procédé de fixation sont recouvertes, sur certaines parties, de particules métalliques pour créer la surface poreuse. Les types de particules les plus communément utilisées sont les billes (Beads) et les fibres (Fiber Mesh). Les surfaces métalliques correspondantes sont les suivantes :

- 1- plaque de Ti-6Al-4V recouverte de billes de titane
- 2- plaque de titane (Ti) recouverte d'une épaisseur de fibres métalliques en titane.

La structure et les caractéristiques mécaniques de chaque surface sont décrites ci-dessous:

### 1- Plaque à billes ("Beads"):

La compagnie Zimmer Inc., USA, nous a fourni des échantillons (figure 2.12) de 25 x 50 x 8 mm d'une plaque de Ti-6Al-4V recouverte de billes en titane de diamètre équivalent à .075 mm. La porosité de cette surface, évaluée selon la méthode présentée à l'annexe V, est de 15%. Les billes sont fixées à un substrat métallique de Ti-6Al-4V par un procédé par lequel les billes métalliques (obtenues par la métallurgie des poudres) sont déposées sur la plaque et

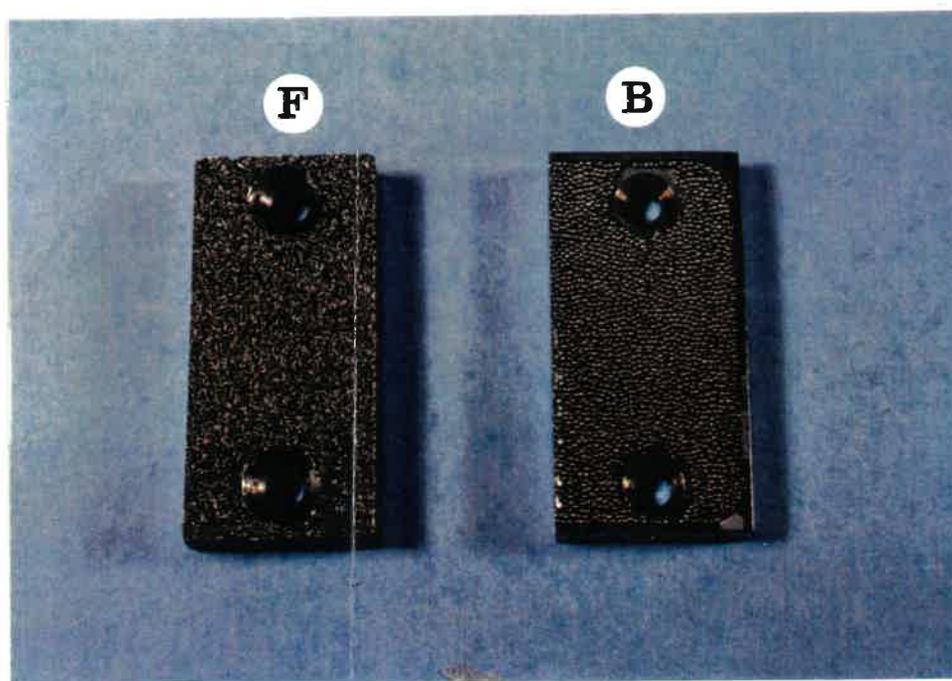


FIGURE 2.12 Plaques à surfaces poreuses  
Billes: B    Fibres: F

se soudent entre elles sous l'effet de la chaleur [13]. La résistance au cisaillement de la surface poreuse est de 12 MPa [11].

2- Plaque à fibres("Fiber Mesh") :

La compagnie Zimmer a de même fourni des échantillons de 275 x 50 x 10 mm (figure 2.12) d'une plaque de titane (Ti) recouverte d'une couche de 2 mm d'épaisseur de fibres. La porosité de cette surface n'a pas été évaluée. On l'estime à 30 - 60% [13]. Ce type de plaque est fabriqué selon la même technique que celle des plaques à billes. Les fibres sont pressées à la chaleur contre le substrat de titane. Elles sont fabriquées à partir de fils de 0.03 mm de diamètre, coupées en morceaux de longueur supérieure à 20 mm.

## CHAPITRE 3

### DÉFINITION DE L'ÉTUDE EXPÉRIMENTALE

La réalisation par éléments finis d'un modèle valide d'une prothèse de genou implantée est un outil indispensable pour l'amélioration de celle-ci. Avec un tel modèle, il serait possible d'analyser l'influence de différentes variables sur la qualité de fixation de la prothèse à l'os trabéculaire. Une modélisation valide de la prothèse implique, entre autre, que l'interface constituée de l'os trabéculaire et de la surface métallique poreuse de la prothèse soit aussi modélisée correctement i.e., que les propriétés mécaniques des éléments du modèle de l'interface soient mesurées et non estimées. Jusqu'à maintenant, aucune étude expérimentale n'a pu fournir la valeur de ces propriétés de l'interface.

Ce projet de recherche a comme objectif de déterminer expérimentalement les propriétés mécaniques de l'interface i.e. la relation contrainte - déformation et la résistance maximale en cisaillement. Ces propriétés mécaniques sont mesurées à partir d'un essai de frottement qui consiste à prélever un échantillon d'os trabéculaire de l'épiphyse

tibiale proximale du tibia, et à le frotter contre un échantillon de surface métallique poreuse donnée. Le frottement à l'interface de l'os trabéculaire et une surface métallique poreuse est complexe. Il s'agit du frottement entre deux matériaux non-homogènes, l'os et la surface poreuse, auquel se mêle un troisième matériau, la moelle. En effet, la situation à étudier est celle qui se rencontre lors de l'arthroplastie du genou: le plateau-tibial de la prothèse de genou est en contact avec l'os trabéculaire fraîchement coupé qui contient une grande quantité de moelle.

L'expérience de frottement vise à étudier la variation de la résistance au frottement de l'interface (valeur de  $F_s$ ) selon quatre variables :

- 1) selon le type de surface métallique poreuse utilisée.

En général la résistance au frottement d'une interface dépend de la géométrie et des propriétés mécaniques des surfaces en contact;

- 2) selon la localisation de l'os trabéculaire, i.e., le lieu où l'os de l'épiphyse tibiale proximale a été coupé.

La revue de littérature a démontré que les propriétés mécaniques et structurales de l'os trabéculaire variaient considérablement selon sa

- localisation dans l'épiphyse tibiale proximale;
- 3) selon la grandeur de la force de contact  $F_n$  à l'interface.

Il est reconnu (v.g. section 2.3.6) que la force de contact  $F_n$  peut faire varier la résistance au frottement de deux corps en contact;

- 4) selon la vitesse de déplacement relatif à l'interface.

Il est de même reconnu (v.g. section 2.3.6) que la vitesse de déplacement relatif à l'interface peut faire varier sa résistance au frottement.

Il s'agit donc de concevoir une expérience par laquelle on pourra caractériser l'interface os trabéculaire - surface métallique poreuse, selon les différents paramètres décrits ci-dessus. Afin de réaliser une telle expérience, nous avons construit un montage expérimental qui sera décrit dans le prochain chapitre.

## CHAPITRE 4

### MONTAGE EXPÉRIMENTAL

Le mode de frottement choisi pour tester l'os trabéculaire contre une surface métallique poreuse est le mode plan-plan tel qu'illustré à la figure 2.8. Ce mode permet d'étudier la variation des comportements en frottement de l'interface en modifiant les différentes variables mentionnées à la section 2.3.6. Le montage expérimental utilisé a été fabriqué en s'inspirant d'un montage de frottement réalisé par M. Benabdallah dans le cadre d'un doctorat à l'École Polytechnique de Montréal [94]. Le montage se divise en trois parties principales (cf. figure 4.1) :

- 1- le montage mécanique pour mesure du frottement
- 2- une machine hydraulique MTS universel avec le contrôle intégré
- 3- un système d'acquisition des mesures expérimentales

Le montage mécanique ( 1 ) est constitué de toutes les composantes structurales permettant de créer le mode de frottement plan-plan entre les échantillons de métal poreux et d'os trabéculaire. Tous les appareils de mesure des paramètres impliqués dans l'expérience et le système de

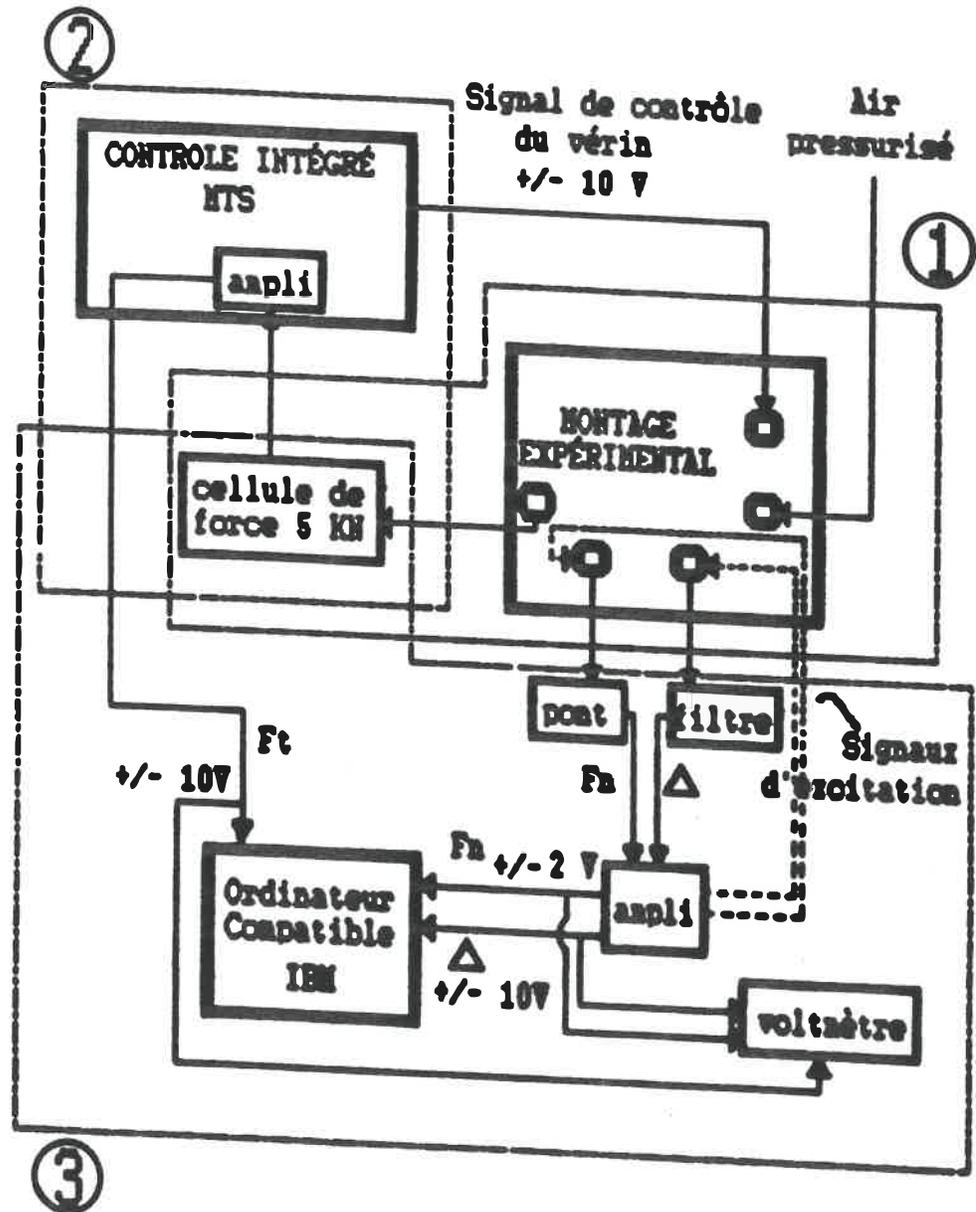


FIGURE 4.1 Diagramme du système expérimental de mesure du frottement.

contrôle de la force de contact  $F_n$  en font aussi partie.

La machine hydraulique MTS ( 2 ) est une machine de fatigue qui génère le mouvement relatif désiré à l'interface os trabéculaire-surface métallique poreuse par l'entremise d'un vérin hydraulique. La machine MTS comprend aussi le système de mesure de la force tangentielle de frottement  $F_t$ .

Finalement, le système d'acquisition ( 3 ) comprend tous les circuits électriques d'amplification des signaux de mesure et l'ordinateur avec carte d'acquisition.

Le texte qui suit analysera chacune de ces trois parties en donnant premièrement une description sommaire de leurs composantes. Deuxièmement, il donnera en détail la description et la fonction de chaque composante. Les photos des figures 4.3 à 4.18 des pages qui suivent illustrent les composantes des trois parties.

#### **4.1- PARTIE 1: MONTAGE MÉCANIQUE POUR MESURE DU FROTTEMENT**

Le montage mécanique est schématiquement illustré à la figure 4.2. Les diverses composantes peuvent être divisées en six groupes ayant chacun leur fonction particulière. Les composantes mécaniques sont identifiées par le symbole (i-j), où i est le groupe auquel elle



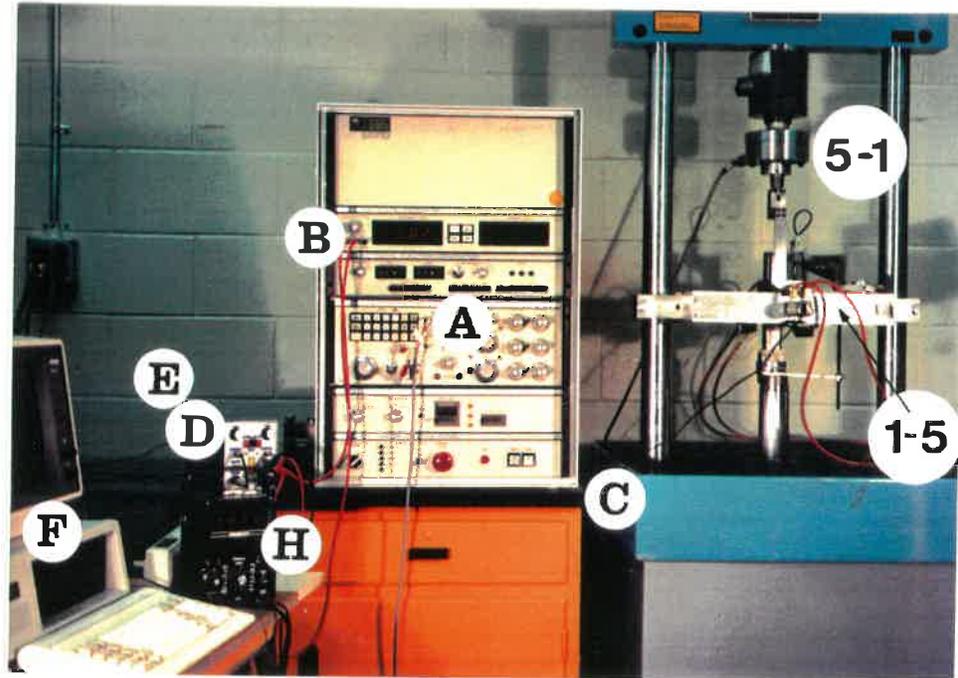


FIGURE 4.3 Système expérimental

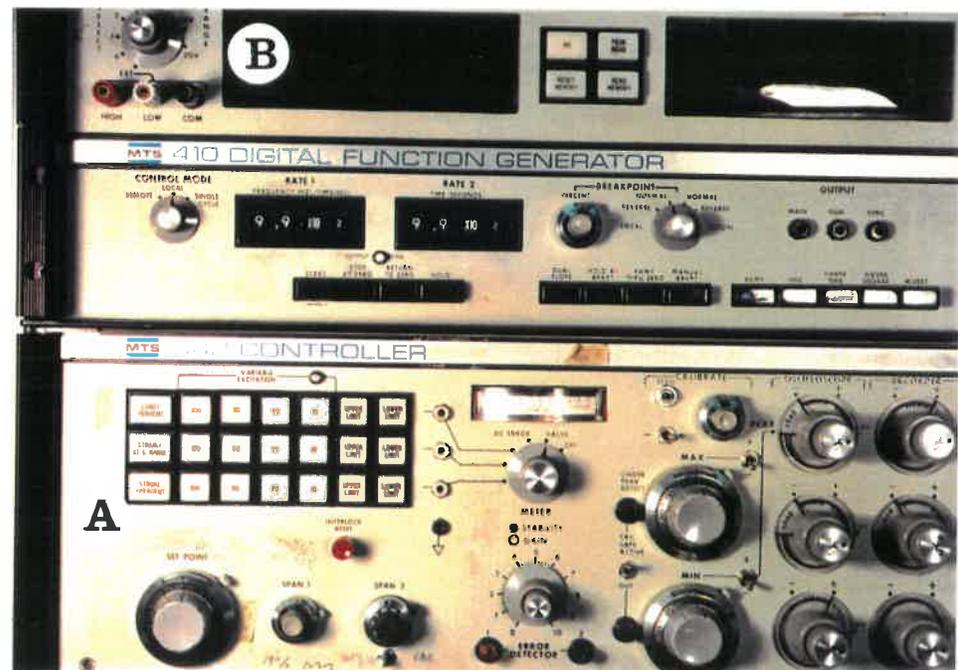


FIGURE 4.4 Contrôle intégré de la MTS

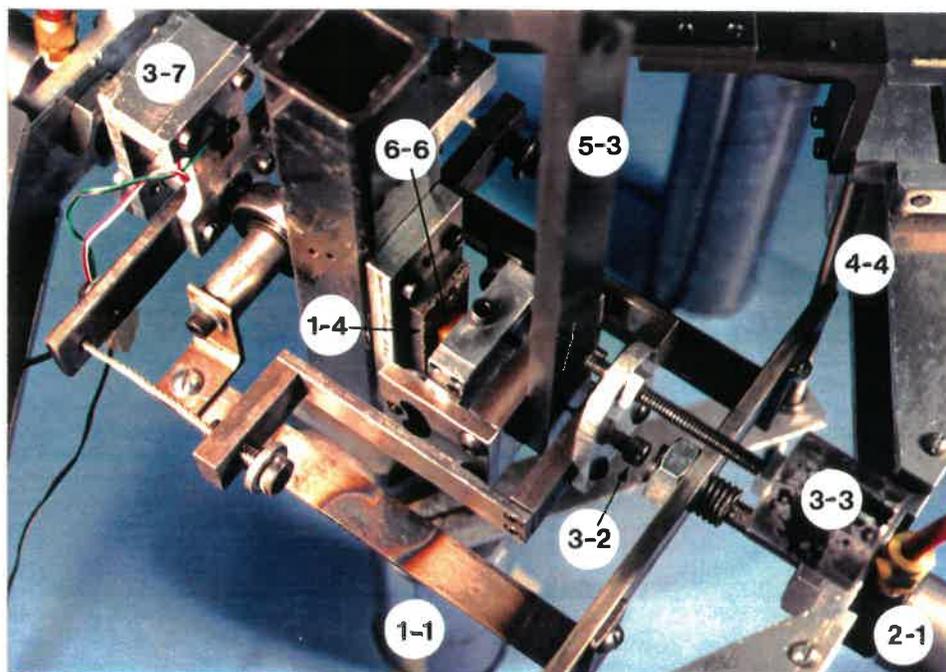


FIGURE 4.5 Vue supérieure du montage expérimental

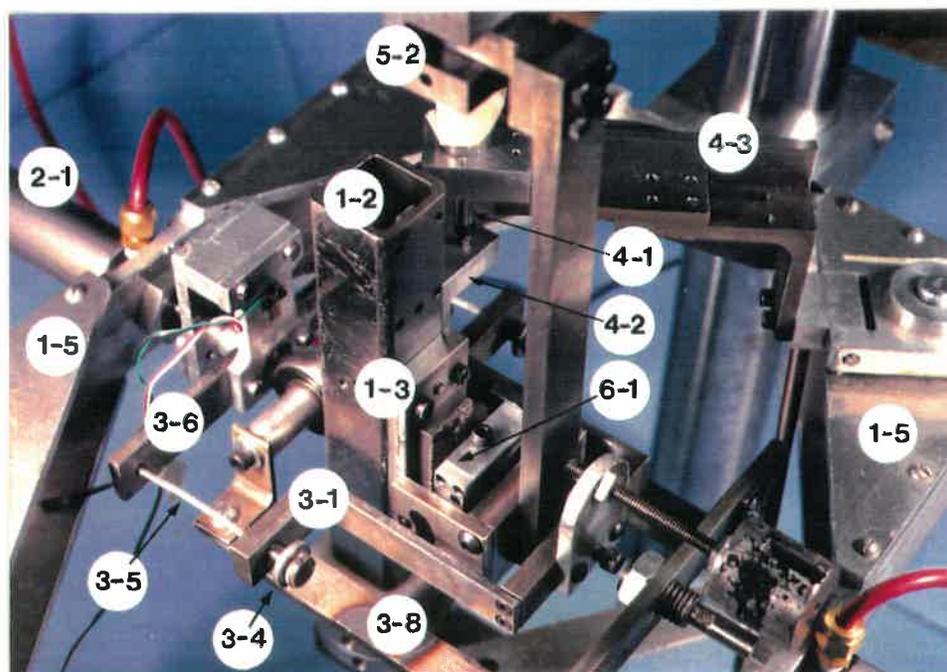


FIGURE 4.6 Autre vue supérieure du montage expérimental

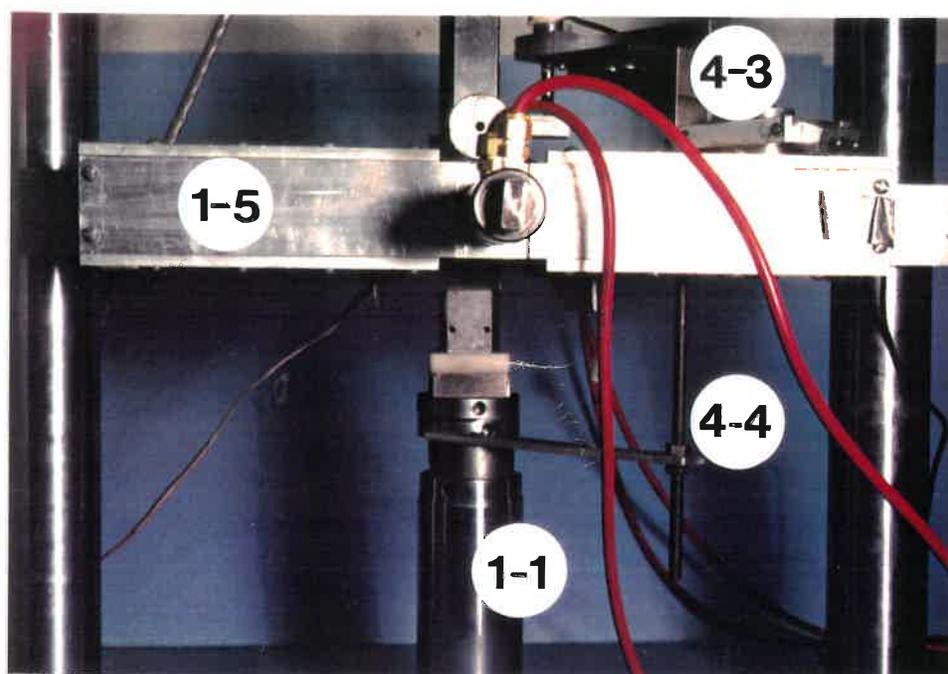


FIGURE 4.7 Vue de face du montage expérimental

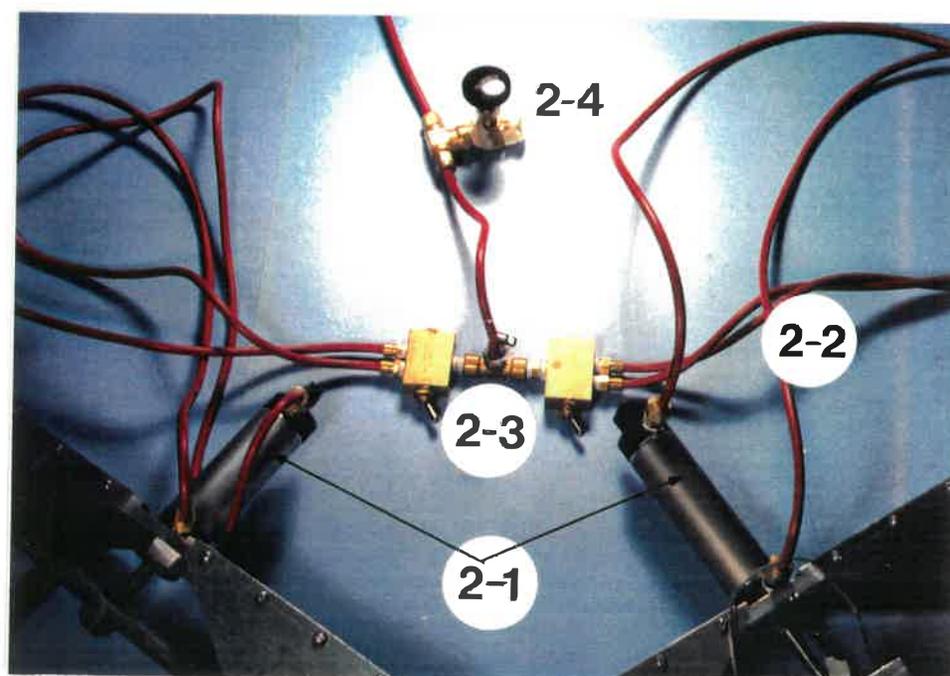


FIGURE 4.8 Système pneumatique

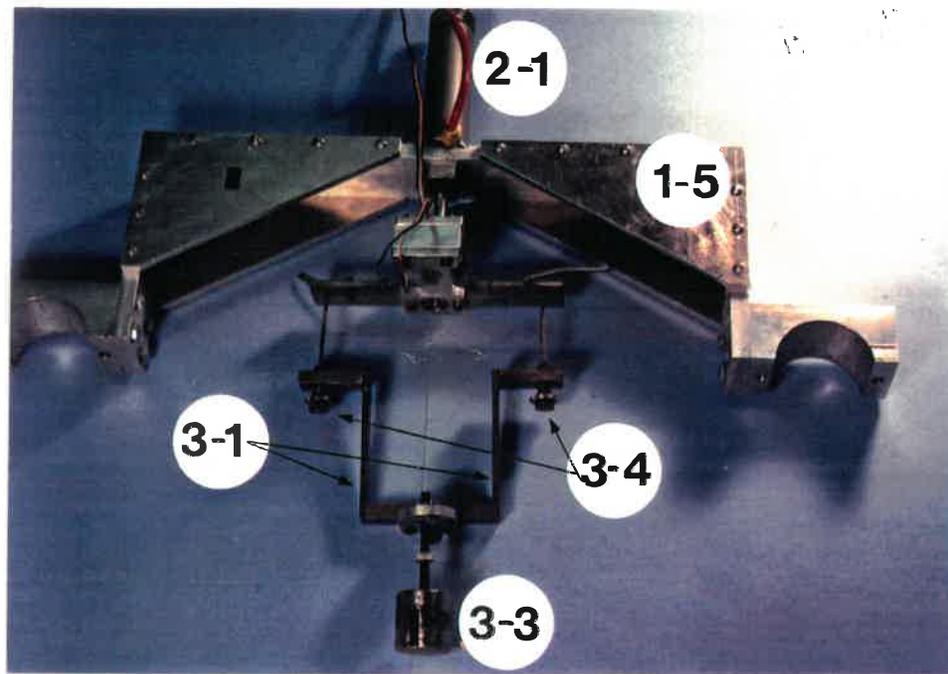


FIGURE 4.9 Bras actif avec cadre de fixation

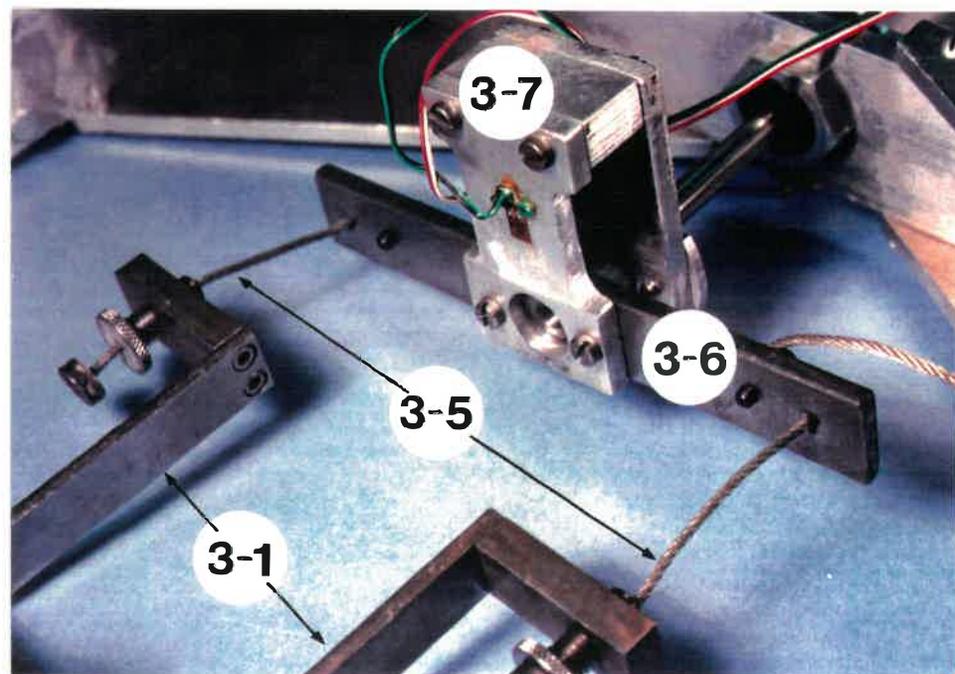


FIGURE 4.10 Système de jauges pour mesure de la force normale  $F_n$

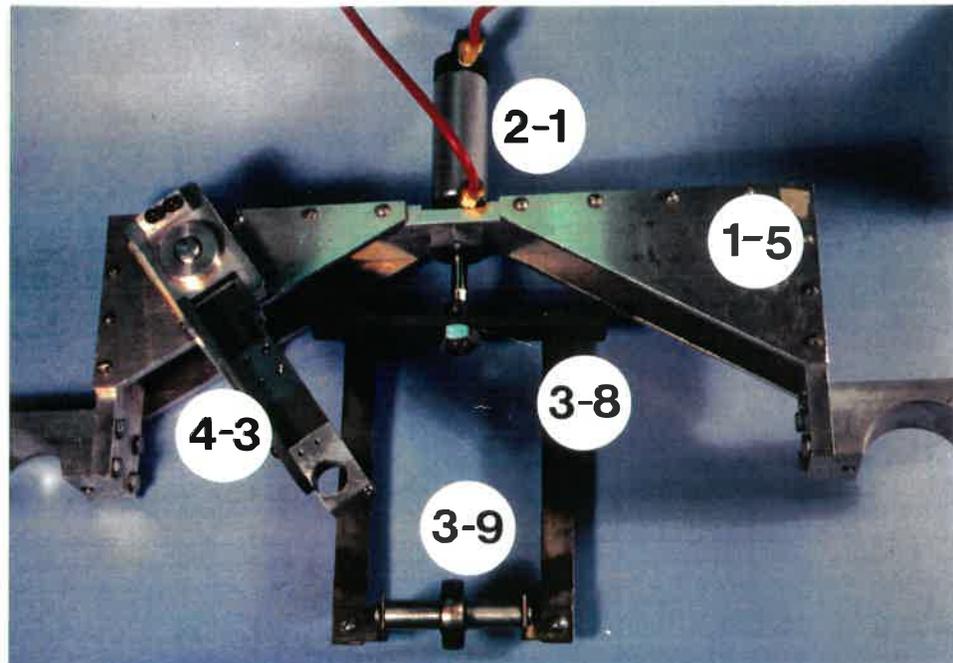


FIGURE 4.11 Bras d'équilibrage avec cadre de fixation

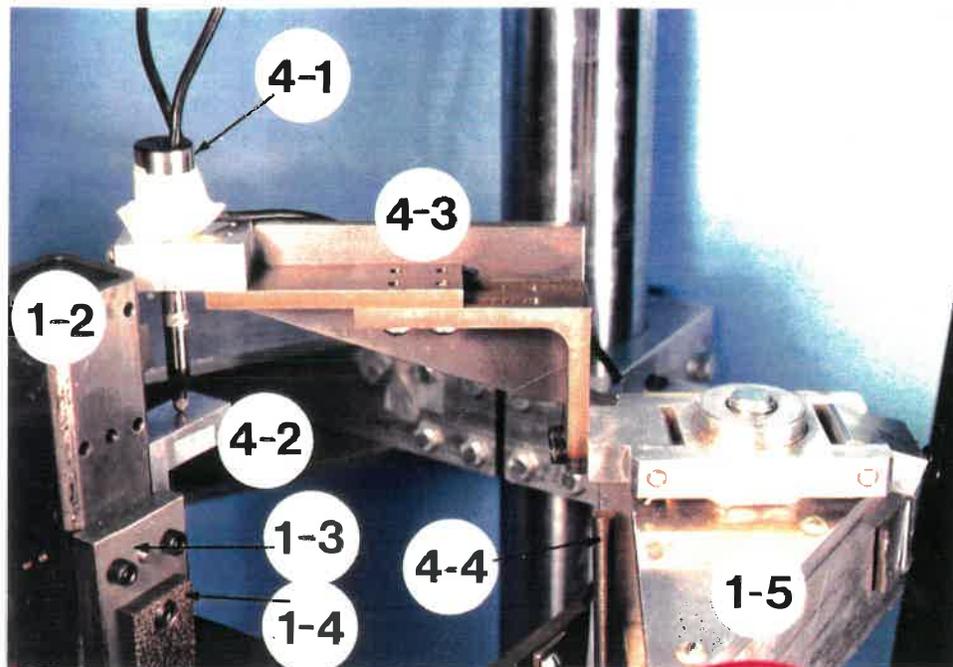


FIGURE 4.12 Système de mesure du déplacement relatif

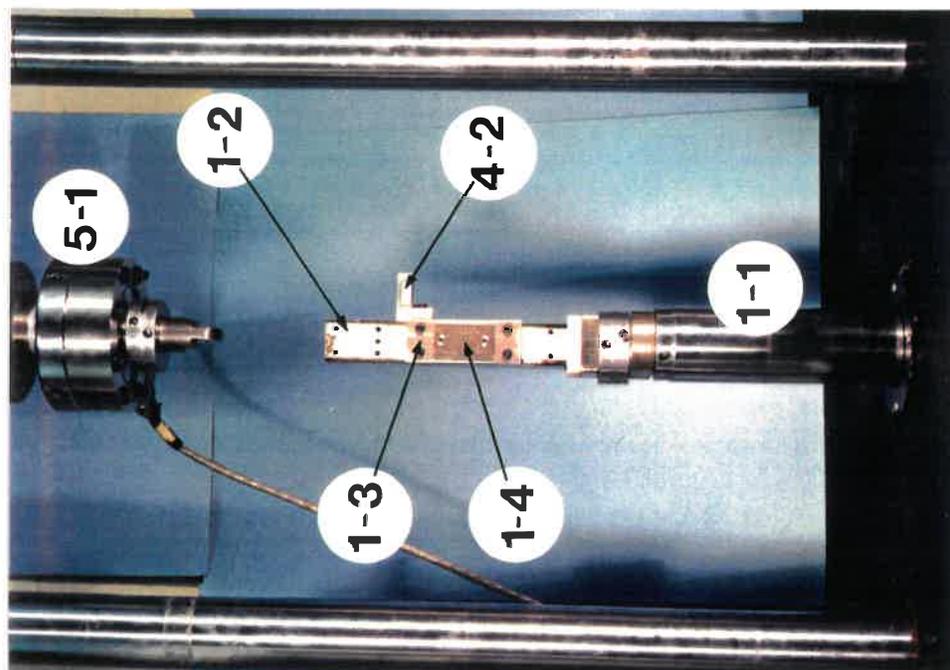


FIGURE 4.13 Système de support de l'échantillon de métal poreux

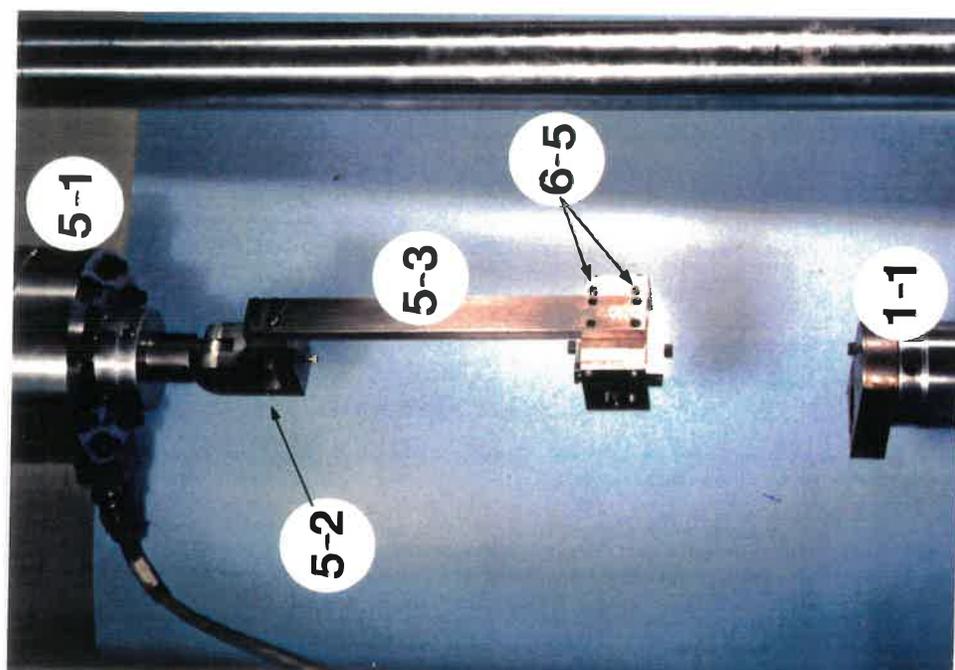


FIGURE 4.14 Système de mesure de la force tangentielle

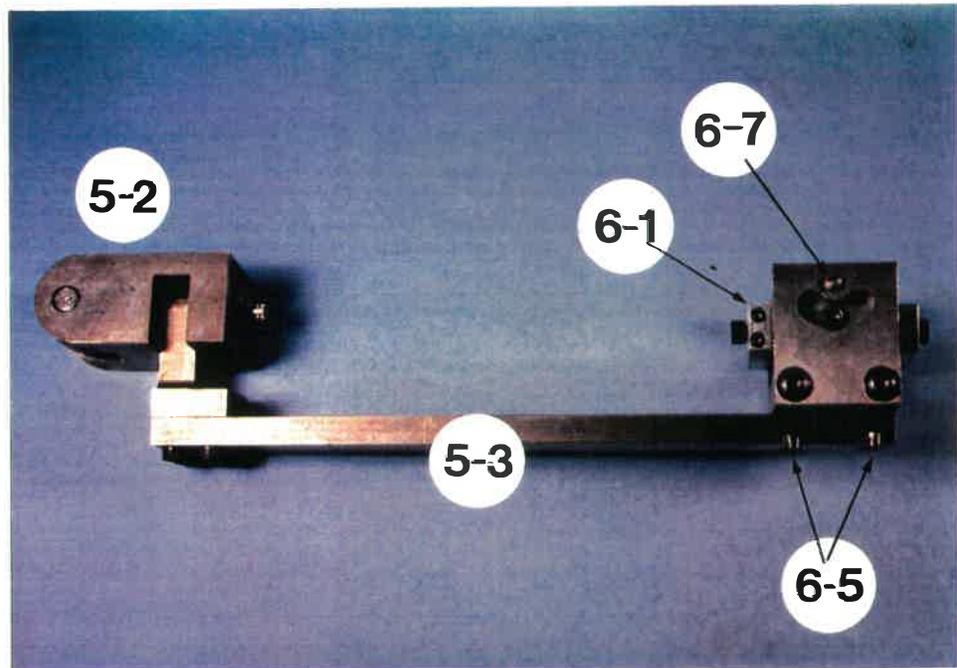


FIGURE 4.15 Profil du système de support du cube d'os trabéculaire

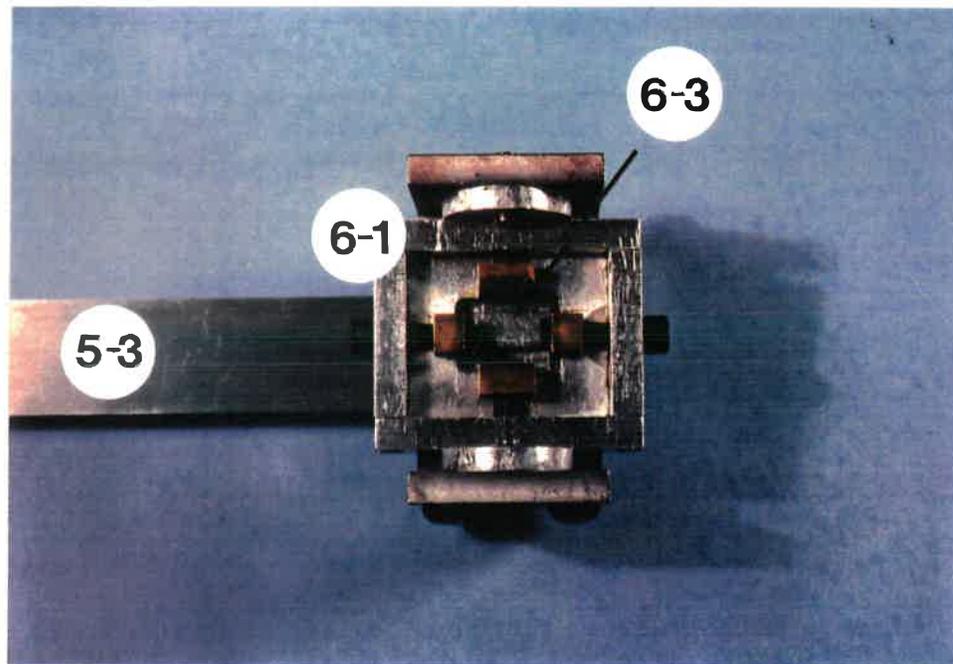


FIGURE 4.16 Cale d'ajustement dans cage rotative

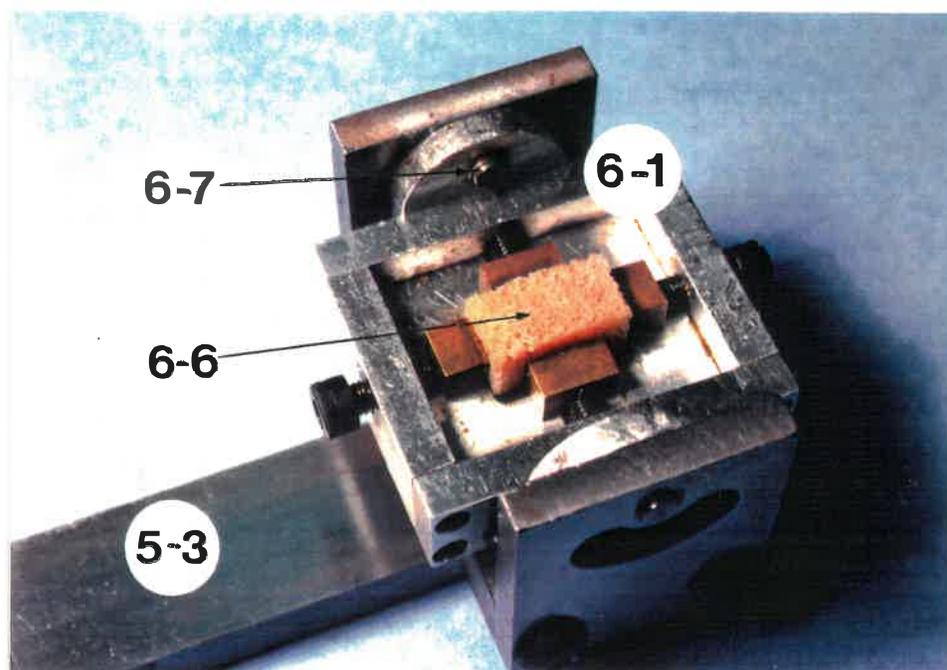


FIGURE 4.17 Cage rotative pour fixation du cube d'os trabéculaire

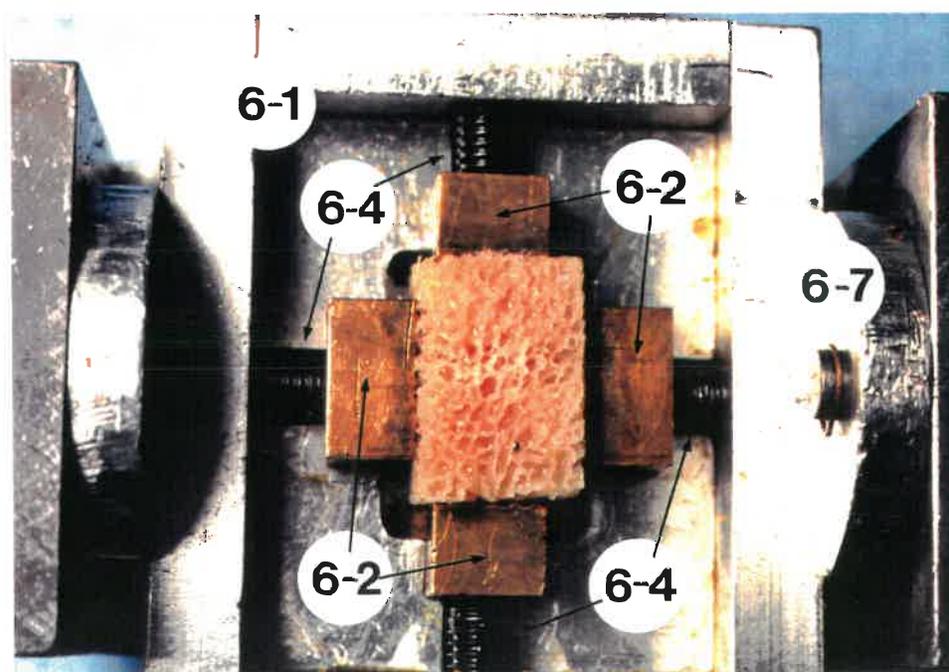


FIGURE 4.18 Système de fixation du cube d'os trabéculaire

appartient et j, le numéro de la composante.

#### **GROUPE 1 : ÉQUIPEMENT DE BASE**

C'est l'infrastructure du montage expérimental en plus du vérin hydraulique de la machine MTS qui génère le déplacement relatif à l'interface des échantillons en contact. Une description détaillée des composantes suit :

##### **(1-1) Vérin hydraulique de la machine à traction MTS**

Description : (figures 4.5, 4.7, 4.13) La machine à traction MTS universelle utilise un vérin hydraulique comme système mécanique pour établir une force de traction ou de compression (contrôle de force) ou pour créer un déplacement (contrôle de déplacement). Le vérin a une course de 1 1/4" (32 mm). Le contrôle du vérin est effectué par le contrôleur (A). En contrôle de force, le plus petit incrément de force que le contrôleur (A) peut produire est de 0,25 N. En contrôle de déplacement, le plus petit incrément de déplacement est de 8 microns (pour des conditions atmosphériques et physiques stables). Ces mesures ont été vérifiées à l'aide du montage expérimental.

Fonction : Le vérin hydraulique qui supporte l'échantillon de surface métallique poreuse (1-4), crée le mouvement tangentiel relatif voulu (en déplacement ou en force) entre l'os trabéculaire et

l'échantillon de surface poreuse (1-4).

(1-2) Potence porte-échantillon

Description : (figures 4.6, 4.12, 4.13)

Fonction : Sert de support pour fixer les échantillons de métal poreux. La potence est fixée rigidement au vérin hydraulique (1-1).

(1-3) Plaque intermédiaire de fixation

Description : (figures 4.6, 4.13)

Fonction : Sert de pièce intermédiaire pour permettre de fixer rigidement l'échantillon de surface poreuse (1-4). Cette pièce, fixée rigidement à la potence (1-2), est d'une épaisseur définie de façon à assurer que la surface poreuse soit alignée avec l'axe de mesure de la force tangentielle  $F_t$  de la cellule de force (5-1).

(1-4) Échantillon de la surface métallique poreuse

Description : Voir section 2.4. (figures 4.5, 4.12, 4.13) Chaque échantillon est fixé à la plaque intermédiaire (1-3) par deux vis de précision et une goupille de positionnement.

Fonction : Surface poreuse pour test en frottement.

(1-5) Cadre principal de fixation

Description : (figures 4.3 ,4,6 ,4.7, 4.9, 4.11, 4.12) Ces cadres doivent être rigides car ils supportent le capteur de déplacement (4-1). On considère ces cadres comme étant rigides.

Fonction : 1- fixer rigidement les différentes composantes aux montants de la MTS  
2- ajuster correctement la hauteur des pistons pneumatiques (2-1) et du capteur de déplacement (4-1).

## **GROUPE 2 : ÉQUIPEMENT PNEUMATIQUE**

Ce groupe contient les composantes pneumatiques qui génèrent la force de contact  $F_n$ . Une description détaillée des composantes suit :

### **(2-1) Pistons pneumatiques**

Description : (figures 4.5, 4.6, 4.8, 4.9, 4.11) Le montage contient 2 pistons pneumatiques de diamètre 1" (25,4 mm) et avec une course de 1.85" (47 mm).

Fonction : Le premier cylindre fournit la force nécessaire pour appliquer une pression normale entre le cube d'os trabéculaire (6-6) et la surface métallique poreuse (1-4). Le second piston est utilisé pour contrebalancer l'effet du premier afin d'équilibrer les charges transverses sur le vérin hydraulique de la MTS. Avec une source de pression de 0 - 100 psi (0 - 725 KPa), on obtient une échelle de force variant entre 0 - 415 N.

### **(2-2) Tubes pneumatiques**

Description : (figure 4.8) Tubes de plastique à

haute pression de diamètre interne de 3mm.

Fonction : Acheminer l'air pressurisé jusqu'aux pistons (2-1) en passant par le système de contrôle pneumatique (2-3).

(2-3) Valves pneumatiques à deux sorties

Description : (figure 4.8) Valves pneumatiques à deux sorties.

Fonction : Utilisées pour modifier la direction du mouvement des pistons (2-1).

(2-4) Régulateur de pression

Description : La composante manuelle de régulation est illustrée à la figure 4.8. La composante automatique n'est pas illustrée.

Fonction : Stabiliser la pression d'air fournie au laboratoire, à une valeur donnée.

**GROUPE 3 : SYSTEME D'APPLICATION DE LA FORCE NORMALE**

Le groupe 3 a comme fonction de transmettre la force  $F_n$ , générée par le groupe 2, à l'interface os trabéculaire-surface métallique poreuse. Cette transmission doit se faire sans créer de moment de force sur l'échantillon osseux. Il doit assurer une contrainte de contact  $\sigma_n$  uniforme sur toute l'interface. Une description détaillée des composantes suit :

(3-1) Bras en "U" actif

Description : (figures 4.6, 4.9, 4.10)

Fonction : Transmettre adéquatement la force normale  $F_n$  établie par les pistons (2-1) au cube d'os (6-6) par l'intermédiaire du pointeau (3-2) et du bras de support (5-3).

(3-2) Pointeau d'alignement

Description : (figure 4.5) Vis à pointe.

Fonction : Ajuster la position du bras en U actif (3-1) sur le bras de support (5-3) et concentrer la force  $F_n$  en un seul point sans appliquer de moment de force sur le bras de support (5-3).

(3-3) Balancier

Description : (figures 4.5, 4.9)

Fonction : Equilibrer la masse du bras en U actif (3-1) par rapport au point de contact entre le pointeau (3-2) et le bras de support (5-3). On agit ainsi de façon à aligner  $F_n$  perpendiculairement à la surface de contact entre le cube osseux (6-6) et l'échantillon de métal poreux (1-4). Il sert aussi à faciliter la mise à zéro de la force tangentielle.

(3-4) Vis d'ajustement

Description : (figures 4.6, 4.9)

Fonction : Permettent de varier la longueur du bras en U actif (3-1) pour s'adapter aux situations particulières d'expérimentation.

(3-5) Tendeurs

Description : (figures 4.6, 4.10)

Fonction : Transmettre la force normale  $F_n$  des pistons (2-1) au bras en U actif (3-1) sans le rigidifier dans la direction Z (cf. figure 4.2).

(3-6) Barre centrée

Description : (figures 4.6, 4.10)

Fonction : Transmettre, à part égale, la force  $F_n$  du bloc de support des jauges (3-7) à chacun des tendeurs (3-5).

(3-7) Bloc support des jauges de contraintes

Description : (figures 4.5, 4.10) Le bloc en forme de U possède une jauge de contrainte collée sur chacune des faces d'un des bras du U.

Fonction : Système de jauges permettant de mesurer la force  $F_n$  transmise du piston (2-1) à la barre centrée (3-6). Deux jauges ont été utilisées afin d'augmenter la sensibilité du système. Le pont réalisé est décrit dans la section 4.3 de ce chapitre.

(3-8) Bras en "U" d'équilibrage

Description : (figures 4.6, 4.11)

Fonction : Equilibrer les charges transverses appliquées par le bras en U actif (3-1) sur le vérin hydraulique (1-1)

(3-9) Roulement à billes

Description : (figure 4.11)

Fonction : Eviter toute force de friction entre le bras en U d'équilibrage (3-8) et la potence (1-2).

#### **GRUPE 4: SYSTEME DE MESURE DU DÉPLACEMENT RELATIF**

Le groupe 4 contient les composantes mesurant le déplacement relatif qui se produit à l'interface os trabéculaire-surface métallique poreuse au cours du test de frottement. Une description détaillée des composantes suit :

##### **(4-1) Capteur de déplacement**

Description : (figures 4.6, 4.12) Capteur Singamo  
fidélité =  $0.1\mu$  selon manuel.

résolution  $\approx 1\mu$  selon les tests réalisés.

Ressort incorporé en parallèle avec la tige de mesure.

Fonction : mesure du déplacement du vérin hydraulique, i.e. du déplacement relatif entre le cube d'os (6-6) et la surface métallique poreuse (1-4). La courbe de calibrage du capteur est illustrée à la figure III.2, annexe III.

##### **(4-2) Bloc en "L"**

Description : (figures 4.6, 4.13) Bloc d'aluminium fixé rigidement à la potence (1-2).

Fonction : Il sert de point de contact avec le capteur de déplacement (4-1).

(4-3) Support pivotant du capteur

Description : (figures 4.6, 4.7, 4.12) Support en acier.

Fonction : Le support, en pivotant, permet d'éloigner le capteur (4-1) de la trajectoire du bloc en L (4-2) et du vérin (1-1). Ce support est nécessaire afin de protéger le capteur (4-1) contre tout mouvement imprévisible du vérin (1-1).

(4-4) Tige de sécurité du capteur

Description : (figures 4.5, 4.7, 4.12) Tige filetée, fixée au vérin (1-1), à hauteur ajustable.

Fonction : Cette tige, en s'appuyant à la base du support pivotant (4-3), engendre une rotation si le vérin (1-1) se déplace trop haut.

**GROUPE 5: SYSTEME DE MESURE DE LA FORCE TANGENTIELLE**

Le groupe 5 comprend toutes les composantes mesurant la force tangentielle de frottement  $F_t$  qui apparaît à l'interface lors du test de frottement. Une description détaillée des composantes suit :

(5-1) Cellule de force

Description : (figures 4.3, 4.13, 4.14) Cellule de force de la MTS. Voir autres détails dans la section 4.2) de ce chapitre.

Fonction : Mesurer la force de frottement  $F_t$  entre le cube osseux (6-6) et l'échantillon de métal poreux (1-4). Le signal de sortie sert de signal de contrôle lorsque le vérin (1-1) est en contrôle de force.

(5-2) Joint bidirectionnel

Description : (figures 4.6, 4.14, 4.15) Pièces mécaniques jointes par des goupilles de précision. Les axes des goupilles sont situés dans le même plan que la surface de contact entre le cube d'os (6-6) et la surface métallique poreuse (1-4).

Fonction : Permet des rotations libres, sans moment de force résistant, selon les axes de rotation Y et Z seulement (cf. Fig. 4.2). On évite ainsi tout moment de force (flexion, ou torsion) sur la cellule de force qui ne doit subir que des forces axiales.

(5-3) Bras de support

Description : (figures 4.5, 4.14, 4.15, 4.16, 4.17)

Fonction : Sert de support au cube osseux (6-6) pour transmettre la force de frottement à la cellule de force (5-1). Ce bras est considéré rigide.

**GROUPE 6: SYSTEME DE FIXATION DE L'ÉCHANTILLON D'OS  
TRABÉCULAIRE**

Le groupe 6 contient toutes les composantes qui fixent rigidement l'échantillon d'os trabéculaire sans créer de

moment de force sur celui-ci.

(6-1) Cage rotative

Description : (figures 4.6, 4.15, 4.16, 4.17) La cage est fixée au bras de support (5-3) dans toutes les directions (rotations, translations) sauf en rotation selon l'axe Y (cf. figure 4.2).

Fonction : La cage supporte toutes les composantes nécessaires pour fixer le cube d'os (6-6). L'axe de rotation libre permet au cube d'os de s'ajuster à la surface métallique poreuse sans créer de moment de force sur l'os. Remarquons que les cubes d'os ne sont pas parfaitement cubiques et que l'on doit donc compenser les déviations produites.

(6-2) Blocs de serrage

Description : (figures 4.18) Quatre blocs de laiton à surface moletée glissant dans des chemins de clef usinés dans la cage rotative (6-1).

Fonction : Fixer rigidement le cube d'os (6-6)

(6-3) Cales d'ajustement

Description : (figure 4.16) Quatre blocs d'aluminium de  $1/32$ ,  $1/16$ ,  $1/8$  et  $1/4$ " d'épaisseur s'insérant dans la cavité centrale usinée dans la cage rotative (6-1).

Fonction : Les blocs servent de cale pour ajuster adéquatement la hauteur de l'os dans la cage (6-1)

afin que la surface du cube d'os soit dans le même plan que l'axe a-a (cf. Fig. 4.2) de la cellule de force (5-1).

(6-4) Vis de serrage

Description : (figures 4.18 ) Quatre vis fixées sur la cage (6-1) et s'appuyant sur les blocs de serrage (6-2).

Fonction : Ajuster la position des blocs de serrage (6-2) et permettre ainsi d'appliquer une pression des blocs (6-2) sur le cube osseux (6-6).

(6-5) Vis de fixation

Description : (figures 4.14, 4.15) Deux vis fixées au bras de support (5-3).

Fonction : Servent à fixer la cage rotative (6-1) dans une position voulue.

(6-6) cube d'os trabéculaire

Description : (figures 4.5, 4.17) Cube d'os trabéculaire de 1.5 x 2 x 1 cm. environ. Se référer à la section 4.8 pour méthode d'échantillonnage.

Fonction : Ces cubes constituent les échantillons à l'essai pour l'expérience de frottement entre l'os trabéculaire de l'épiphyse tibiale proximale et les surfaces métalliques poreuses (1-4).

(6-7) pivot de cage rotative

Description : (figures 4.18, 4.17, 4.15) Le pivot de la cage se situe au niveau de l'axe a-a (cf. figure

4.2) en situation normale (i.e. au niveau de l'axe de mesure de la force de frottement  $F_t$ ).

Fonction : Permettre au cube d'os de pivoter pour rendre sa surface parallèle à la plaque métallique poreuse (1-4). Ceci évite la présence de moments de force parasites à l'interface.

#### **4.2 PARTIE 2 : MACHINE HYDRAULIQUE MTS UNIVERSELLE, AVEC CONTROLE INTÉGRÉ**

La machine hydraulique MTS est illustrée aux figures 4.3 et 4.4. Elle comprend le contrôle électronique (A) pour générer un déplacement relatif donné à l'interface os trabéculaire - surface métallique poreuse. Elle comprend aussi l'amplificateur (B) associé au signal de la force  $F_t$  mesurée par la cellule de force (5-1). La courbe d'étalonnage de la cellule de force est donnée aux figures III.4 et III.5, annexe III.

#### **4.3 PARTIE SYSTEME D'ACQUISITION DES MESURES EXPERIMENTALES**

Le système d'acquisition des mesures expérimentales est illustré aux figures 4.3 et 4.4. Il comprend un ordinateur avec carte d'acquisition (F) ainsi que les composantes électriques (B, C, D, E, H) traitant les signaux des appareils de mesure des variables étudiées :

- 1) Force tangentielle de frottement,  $F_t$
- 2) Force normale de contact,  $F_n$
- 3) Déplacement du vérin,  $\Delta$

Le schéma du système d'acquisition est illustré à la figure 4.19. Chaque circuit a été calibré aux points indiqués sur la figure 4.19.

#### (C) Pont de Wheatstone

Description : (figure 4.3) Pont de résistances monté avec les jauges du bloc de support (3-7) ( $120 \Omega$ ,  $\pm 0,3 \Omega$ ) La courbe d'étalonnage est donnée à la figure III.3, annexe III.

Fonction : Support électrique aux jauges du bloc de support (3-7).

#### (D) Amplificateur

Description : (figure 4.3) Amplificateur à deux canaux et filtres intégrés.

Fonction : Amplifier le signal du capteur de déplacement (4-1) et du pont de Wheatstone.

#### (E) Filtre

Description : (figure 4.3) Filtre passe-bas, fréquence de coupure = 3 Hz.

Fonction : Filtrer le signal électrique du capteur de déplacement (4-1) où il y a énormément de bruit électrique. Des tests ont été réalisés afin de vérifier que ce bruit était bien un bruit électrique

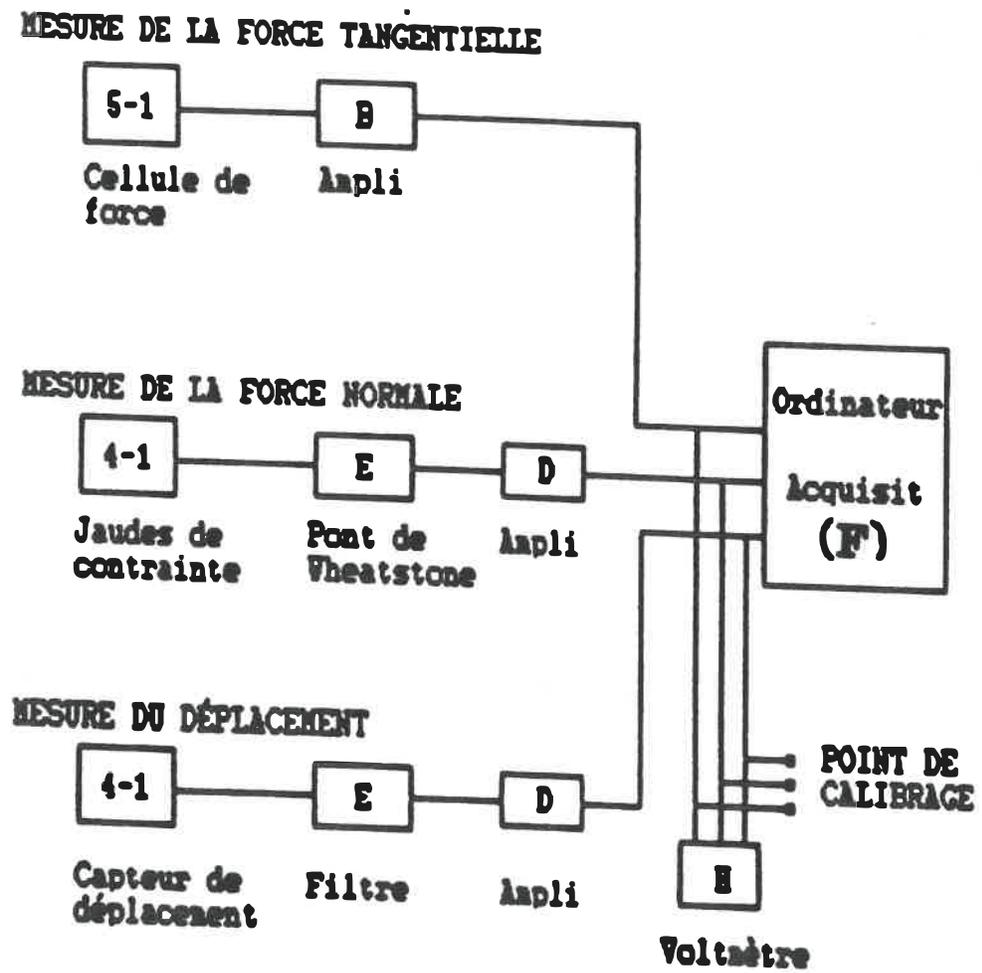


FIGURE 4.19 Schéma du système d'acquisition des données

provenant de la machine MTS et non des vibrations de la machine MTS qui seraient senties par la cellule de force (5-1).

(F) Ordinateur personnel, compatible IBM

Description : (figure 4.3) Comprend une carte d'acquisition LabMaster, précision 12 bits.

Fonction : Support informatique au logiciel UNKELSCOPE (G) pour l'acquisition des signaux électriques des variables mesurées.

(G) Logiciel UNKELSCOPE

Description : Logiciel d'acquisition à 4 canaux d'acquisition; la fréquence d'acquisition utilisée est de 1 HZ.

Fonction : Support informatique pour l'acquisition en temps réel des signaux électriques des variables mesurées.

(H) Voltmètre

Description : (figure 4.3) Voltmètre Simpson.

Fonction : Suivre la valeur des signaux électriques des variables mesurées.

## CHAPITRE 5

### MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre traite de la méthodologie utilisée pour la réalisation de l'essai de frottement entre un échantillon d'os trabéculaire et un échantillon de surface métallique poreuse avec le montage expérimental décrit au chapitre 4. Cette méthodologie se divise en deux parties :

- 1) choix et préparation des échantillons
- 2) établissement d'un protocole expérimental

#### 5.1 CHOIX ET PRÉPARATION DES ÉCHANTILLONS

##### A) ÉCHANTILLONS DE SURFACES MÉTALLIQUES

Le but final de l'expérience de frottement proposée est de réussir à déterminer les paramètres qui influencent la qualité de fixation du plateau-tibial au tibia humain. Les surfaces métalliques poreuses que nous étudierons dans l'expérience seront donc celles qui sont présentement utilisées dans les arthroplasties du genou. Nous limiteront notre choix à deux d'entre elles, les plus communément utilisées : les surfaces à billes ("Beads") et les surfaces à fibres ("Fiber Mesh") (cf. figure 2.12). La section 2.4 décrit leur structure en détail. Une troisième surface lisse (macroscopiquement), figure 5.1, en

acier inoxydable, sera testée pour établir un contrôle permettant d'évaluer la validité de nos résultats. L'état de surface des prothèses à l'implantation est celui d'une surface ayant séjourné à l'air libre, sans lavage spécifique, mais exempt de graisse ou autre substance organique.

#### B) L'OS TRABÉCULAIRE

Puisque nous recherchons une situation post-opératoire dans l'expérience de frottement, l'os trabéculaire à tester proviendra des épiphyses proximales de tibias décongelés, sans aucun lavage ou dégraissage préalable. La grandeur des échantillons d'os trabéculaire a été établie selon deux critères :

- 1) L'échantillon osseux doit être d'un ordre de grandeur beaucoup plus grand que la microstructure de l'os trabéculaire et des surfaces métalliques poreuses.
- 2) Nous avons vu que la structure de l'os trabéculaire varie selon la région anatomique où il se situe dans l'épiphyse tibiale et qu'il serait intéressant de pouvoir vérifier si les comportements en frottement varient selon la localisation du cube d'os trabéculaire. Afin de pouvoir représenter la variation de structure de l'os trabéculaire à travers une coupe transverse de l'épiphyse, la dimension choisie de l'échantillon osseux est un

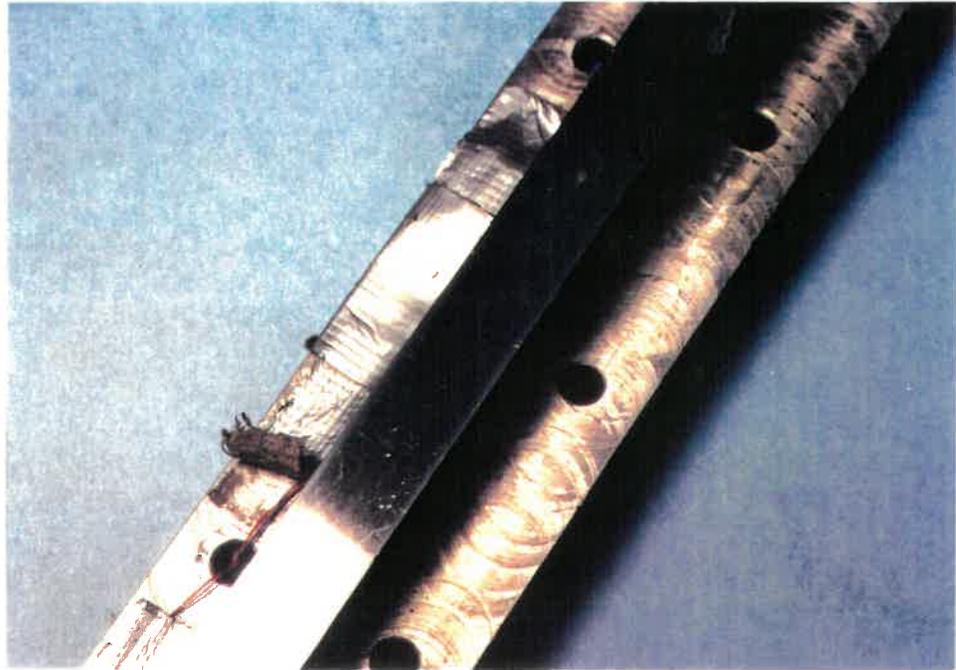


FIGURE 5.1 Surface en acier inoxydable polie

cube de 1,5 x 2 x 1 cm. Sur une telle surface, la structure du cube d'os trabéculaire apparaît assez uniforme macroscopiquement.

La surface testée en frottement est de dimension 1,5 x 2cm. Cette surface est celle qui apparaît suite à la coupe transverse du tibia réalisée au cours de l'arthroplastie. Les cubes osseux sont donc découpés à partir de cette surface à cinq endroits différents (cf. figure 5.2) :

- 1- région latérale
- 2- région médiale
- 3- région antérieure
- 4- région centrale
- 5- région postérieure

Le texte qui suit décrit toutes les manipulations nécessaires pour obtenir les échantillons de cube d'os trabéculaire à partir de tibias humains frais congelés. Chaque étape des manipulations est identifiées par le symbole <i.j>. Ce code réfère à la figure 5.3.

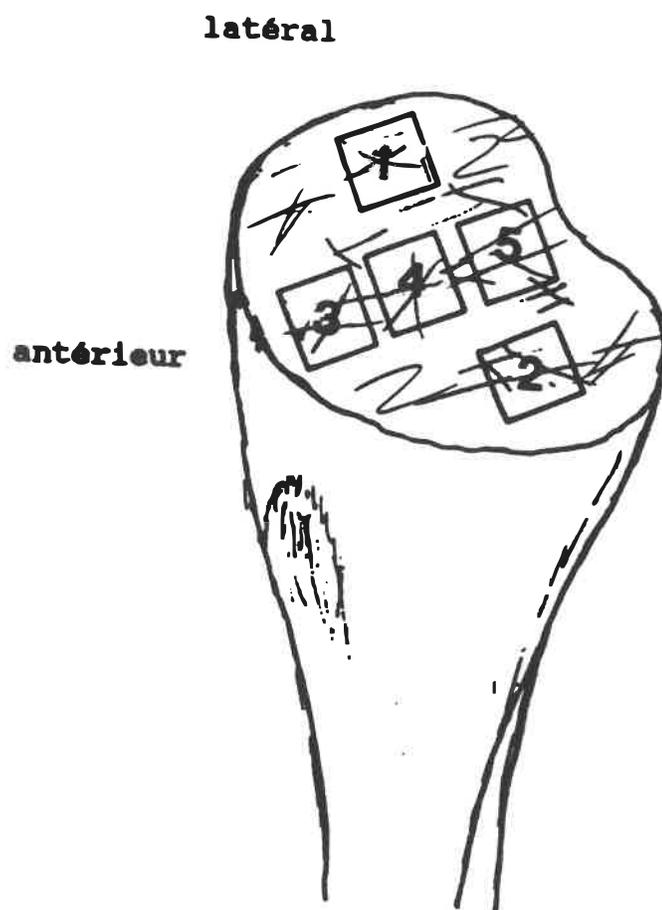
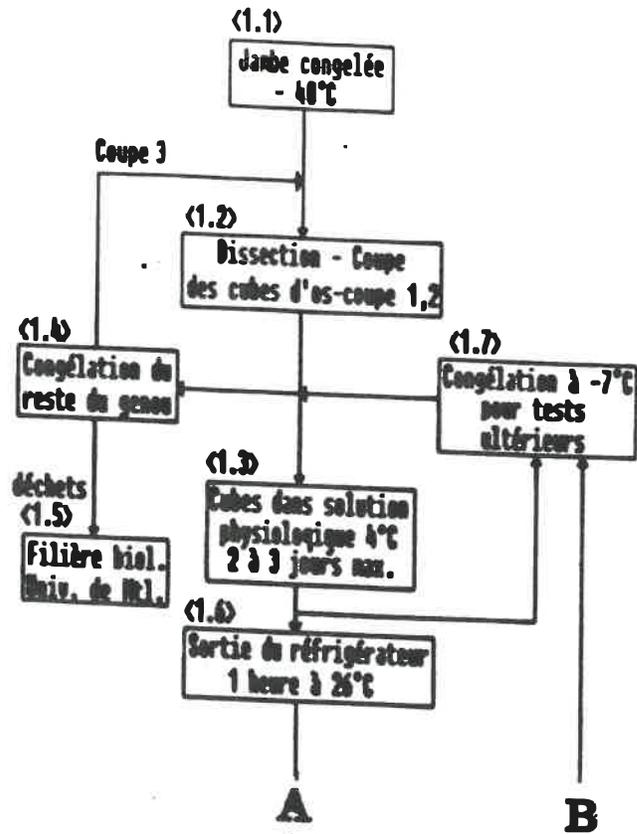


FIGURE 5.2 Lieux d'échantillonnage sur la surface tibiale résectée



(suite page 92,  
figure 5.8)

FIGURE 5.3 Tableau synthétique des manipulations des cubes d'os trabéculaire



FIGURE 5.4 Première coupe transverse du tibia sur la scie à diamant.



FIGURE 5.5 Deuxième coupe transverse du tibia

## Manipulations pour préparation des cubes d'os trabéculaire

1<sup>ère</sup> coupe transverse du tibia <1.2> : A partir de tibias amputés congelés à  $-40^{\circ}\text{C}$ , on effectue une première coupe transverse de l'épiphyse proximale du tibia à l'aide d'une scie à diamant (figure 5.4). La coupe est effectuée lorsque le tibia est congelé pour éviter des "dégâts" trop importants (les matières restent solides) et pour éviter un surchauffement de l'os, même si de l'eau arrose constamment la scie. La coupe que procure la scie à diamant est évidemment bien différente de celle réalisée par la scie oscillante utilisée par les orthopédistes au cours de l'arthroplastie du genou. La première fonctionne par abrasion tandis que la seconde par "broyage" mécanique. L'accessibilité restreinte au matériel chirurgical pour effectuer les coupes nous a forcé à utiliser plutôt la scie à diamant qui présente bien des avantages pratiques pour réaliser des coupes transverses planes et orientées spécifiquement par rapport à l'axe anatomique du tibia. Nous avons tenté d'orienter la coupe le plus possible selon la technique chirurgicale présentement utilisée. Cependant, étant donné que l'on ne possède que le tibia, il nous est impossible d'orienter la coupe d'après cette technique. La méthode utilisée se réduit à orienter la coupe de façon à ce qu'elle soit parallèle au sol lorsque le tibia est en position anatomique (l'axe du tibia est à  $3^{\circ}$  de l'axe

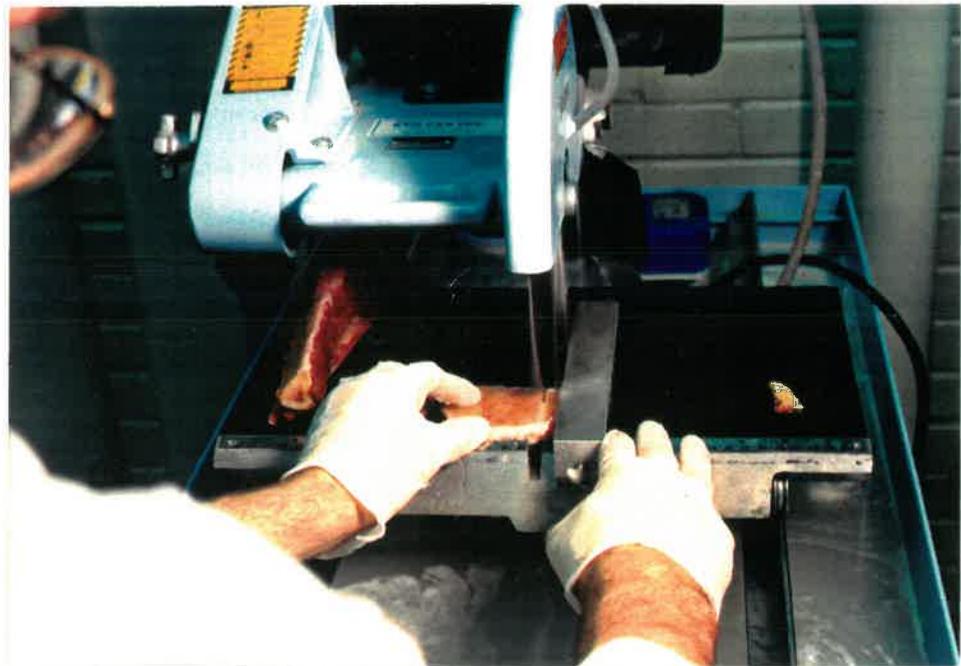
mécanique). Evidemment, cette orientation du tibia est encore subjective. La surface osseuse trabéculaire qui apparaît après cette première coupe est celle qui sera testée en frottement.

2<sup>ième</sup> coupe transverse du tibia <1.2> : Une deuxième coupe transverse de l'épiphyse est réalisée parallèlement à la première, à 10 mm plus bas (figures 5.5,5.6).

Coupe des cubes d'os <1.2> : Des cubes d'os trabéculaire de 1,5 x 2 cm de surface sont découpés sur la surface osseuse (figure 5.7). Dépendant de la grosseur du tibia, de 5 à 10 cubes peuvent être découpés. Les lieux d'échantillonnage sont illustrés à la figure 4.2. Les cubes, mesurés à l'aide d'un vernier, ne sont pas tous de grandeur égale. Leurs dimensions sont données à l'annexe I. On identifie l'orientation des cubes à l'aide d'un marqueur de couleur en mica fixé à l'os trabéculaire à l'aide d'une aiguille #2. La position du marqueur est toujours la même pour nous permettre de connaître la position exacte du cube sur la surface tibiale. Les cubes coupés et orientés sont ensuite entreposés dans des pots hermétiques au réfrigérateur à 4°C <1.3> si les spécimens sont utilisés en deçà de 48 heures. Si, par contre, la période de test est assez éloignée, les pots sont remisés dans un congélateur à -7°C <1.7>. Remarquons que de la solution physiologique Ringer est ajoutée dans les pots pour assurer que l'os conserve ses propriétés mécaniques.



**FIGURE 5.6** Section d'os trabéculaire utilisée pour fabriquer les cubes d'os



**FIGURE 5.7** Coupe des cubes d'os trabéculaire

La procédure de coupe et de conservation de l'os trabéculaire est en accord avec les techniques de conservation d'os couramment employées par différents auteurs et décrite à la l'annexe II. Avant l'expérimentation, les cubes sont sortis du réfrigérateur et laissés à la température de la pièce (26°C) pendant une heure <1.6>. Par là, on recherche à retrouver toujours les mêmes propriétés viscoélastiques de l'os et de la moelle.

## **5.2 ÉTABLISSEMENT D'UN PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL**

A la section 2.3.6, il a été dit que le frottement à l'interface os trabéculaire - surface métallique poreuse pouvait dépendre de quatre variables qui seront analysées dans ce projet : le type de surface métallique poreuse utilisée, la localisation de l'os trabéculaire, le niveau de la force normale et de la vitesse de déplacement relatif. Chaque variable fera l'objet d'une expérience particulière.

L'annexe I présente les échantillons d'os trabéculaire effectués pour ces quatre expériences. Le protocole expérimental final pour ces quatre expériences est décrit dans les prochaines lignes. Ce protocole est sensiblement le même pour toutes les expériences car celles-ci

consistent à tester un cube d'os trabéculaire sur un échantillon de surface poreuse. Chaque étape du protocole est notée (cf. figure 5.8) de la même manière que les étapes de préparation des cubes d'os trabéculaire.

**EXPÉRIENCE #1** : étude de variation selon le type de surface métallique

Les trois types de surface métallique (poreuses à billes ou à fibres, lisse) font l'objet d'analyse. Les autres conditions expérimentales sont les suivantes :

contrainte normale  $\sigma_n = 0,25$  MPa

vitesse du déplacement relatif  $\dot{\Delta} = 0,05$  cm/min.

localisation des cubes osseux = régions latérales et médiales

nombre de cubes testés = 7 cubes, chacun étant testé sur toutes les surfaces métalliques à tour de rôle

**EXPÉRIENCE #2** : étude de la variation du frottement selon la localisation de l'os.

Les conditions expérimentales retenues pour cette expérience sont les suivantes :

$\sigma_n (F_n / A_s) = 0,25$  MPa

$\dot{\Delta} = 0,05$  cm/min

surface métallique poreuse = surface à billes

L'échantillonnage choisi pour l'expérience est le suivant :

localisation de l'os	nombre de cubes
région latérale	7
région médiane	7
région antérieure	7
région centrale	7
région postérieure	7

**EXPÉRIENCE #3 : étude de la force normale**

Cette étude se fera sur les trois types de surface métallique choisis : surface à billes, surface à fibres et surface lisse. Les conditions expérimentales choisies pour l'expérience sont les suivantes :

gamme de contrainte de contact  $\sigma_n = 0 - 0,5$  MPa;

vitesse de déplacement relatif  $\dot{\Delta} = 0,05$  cm/min;

localisation des cubes = régions latérales ou médiales;

nombre de cubes testés = 7 cubes (chaque cube est testé à tour de rôle, sur chaque type de surface métallique poreuse).

EXPÉRIENCE #4 : étude de la vitesse de déplacement relatif,

$\dot{\Delta}$

Les valeurs des vitesses choisies sont les suivantes :

vitesse $i$ de déplacement	valeur cm/min. de la vitesse
$\dot{\Delta}_1$	0,1
$\dot{\Delta}_2$	0,15
$\dot{\Delta}_3$	0,55
$\dot{\Delta}_4$	1,1
$\dot{\Delta}_5$	0,05

Les autres conditions expérimentales sont les suivantes :

localisation = régions latérales ou médiales;

contrainte normale = 0,25 MPa;

type de surface poreuse = surface à billes;

nombre de cubes testés = 7 cubes.

### PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

#### Ajustement pré-expérimental du montage

L'installation du montage expérimental prend environ une heure. Le seul point important à retenir est qu'il est

(suite de page 83,  
figure 5.3)

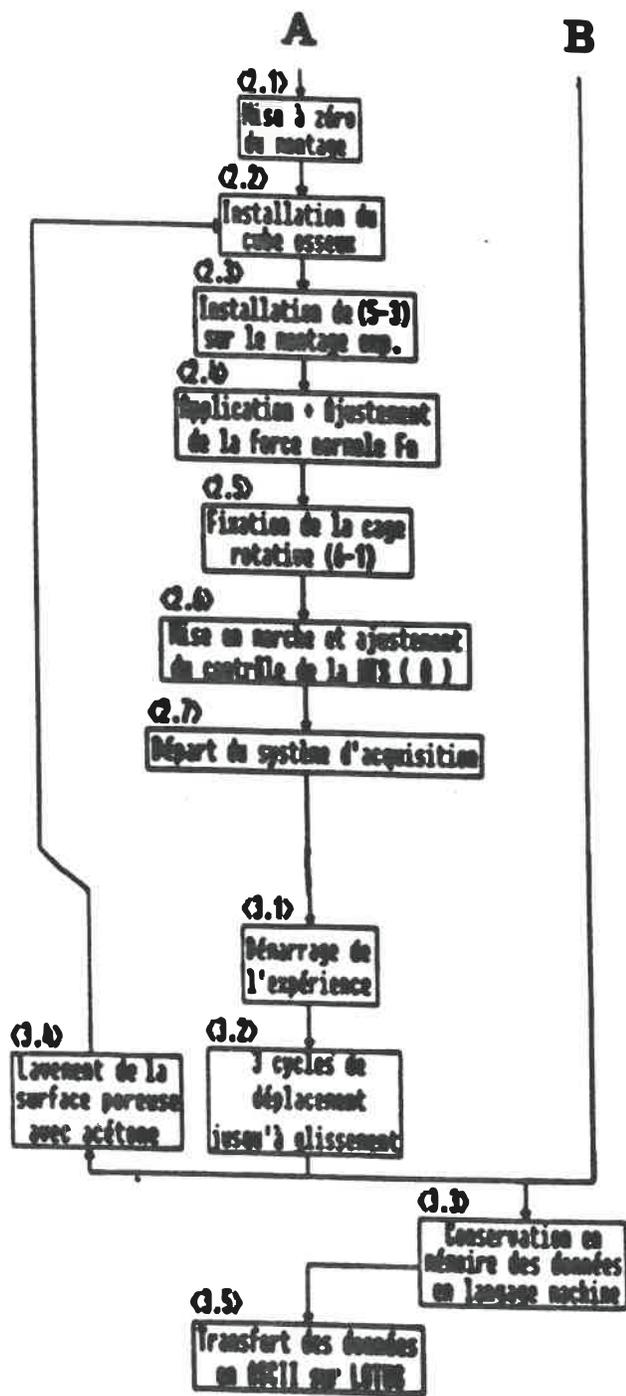


FIGURE 5.8 Tableau synthétique des manipulations du protocole expérimental

essentiel d'ajuster les cadres de fixation (1-5) à une hauteur telle que les câbles (3-5) se trouvent orientés le plus perpendiculairement possible par rapport au bras de support (5-3). Ceci assure que la force normale  $F_n$  n'induit pas une composante tangentielle significative.

Mise à zéro du montage <2.1> : Une fois que le montage expérimental est installé sur la machine MTS, il ne reste qu'à faire le "zéro" des instruments de mesure i.e. de la force normale  $F_n$  et du déplacement relatif  $\Delta$ . Le "zéro" de la force tangentielle  $F_t$  se réalise en ajustant la force normale à zéro afin de contourner la composante tangentielle  $F_t$ , que peut induire l'application d'une force normale  $F_n$  dû à une déviation du montage. La force  $F_t$  est mise à zéro après avoir fixé le bras en U actif (3-1) à l'aide du pointeau (3-2) sur le bras de support (5-3).

Installation du cube d'os <2.2> : On installe le cube osseux, environ à la température de la pièce (les propriétés mécaniques de l'os changent peu entre 21 et 37°C, voir annexe II), dans la cage rotative (6-1) en le fixant avec les blocs de serrage (6-2). La pression exercée sur l'os par ces blocs est ajustée à la main, à l'aide des vis de serrage (6-4). On doit éviter de détruire l'os trabéculaire. La surface des blocs de serrage est moletée pour améliorer la fixation de l'os trabéculaire. La procédure de fixation utilisée n'assure pas une rigidité parfaite car, bien que les blocs soient

rigides, les cubes d'os, eux, sont très flexibles et peuvent donc se déplacer microscopiquement entre les blocs de serrage, sous l'effet de forces externes. Des cales d'ajustement (6-3) sont insérées entre le cube osseux et le fond de la cage rotative afin d'ajuster la surface du cube à une position donnée par rapport à la cage. Cette position (10 mm au-dessus de la surface supérieure des blocs de serrage (6-2)) assure que la surface du cube est dans le même plan que l'axe de mesure a-a de la force tangentielle de frottement  $F_t$  (cf. figure 4.2). Remarquons que la cage rotative est solidaire du bras de support (5-3). Ainsi, pour installer le cube, il faut démonter le bras de support (5-3) du montage en enlevant une des goupilles de pivot du joint bidirectionnel (5-2).

Ajustement de la force normale  $F_n$  <2.4> : Une fois que le bras de support (5-3) est réinstallé sur la montage <2.3>, et que le bras en U actif (3-1) est fixé de nouveau au bras de support (5-3), on applique et ajuste la force normale désirée. Un certain temps d'attente (environ 30 secondes) est nécessaire afin de stabiliser la pression.

Fixation de la cage rotative(6-1) <2.5> : Des tests préliminaires ont permis de démontrer que les résultats expérimentaux étaient beaucoup plus consistants lorsque la cage rotative (6-1) était fixe en rotation. Il est nécessaire de s'assurer que la surface osseuse s'oriente, par une rotation de la cage (6-1), parallèlement à

l'échantillon de surface métallique poreuse (1-4). Puisque l'os est viscoélastique, on peut obtenir une position stable du cube osseux en laissant reposer pendant quelque temps ( $\approx 1$  minute) le cube sur la surface poreuse (1-4) jusqu'à ce que la forme du cube se soit stabilisée sous la force  $F_n$  utilisée lors du test qui suivra. Le processus est accéléré si à 3 ou 4 reprises on dépose le cube sur la surface métallique (1-4) pour ensuite le décoller de la surface.

Ajustement du contrôle de la machine MTS <2.6> :

En contrôle de déplacement, on doit partir la machine MTS lorsque le cube osseux n'est pas en contact avec la surface poreuse (1-4) car le vérin (1-1) fait un saut de 5 mm lors de la mise en marche. Le contrôle en déplacement ne cause aucun problème technique car le vérin peut être facilement stabilisé. C'est donc ce type de contrôle qui est retenu dans les tests réguliers (par opposition à un contrôle sur la force tangentielle). Les tests préliminaires ont démontré qu'avec l'incrément minimal disponible pour contrôler le vérin, on ne perdait aucune donnée sur la force tangentielle  $F_t$  en fonction du déplacement relatif  $\Delta$ .

## Expérimentation

Expérience #1 et #2:

Démarrage de l'expérience <3.1> : Le cube osseux comprimé par  $F_n$  (qui est stable) contre la surface poreuse (1-4), l'acquisition en marche (fréquence d'acquisition = 1 Hz), on démarre l'expérience à l'aide du contrôle intégré de la machine MTS (A). La courbe de déplacement (ou d'incrément de force pour des tests spécifiques) est une rampe de pente constante. A partir de tests préliminaires, il a été démontré que les caractéristiques du frottement entre l'os trabéculaire et la surface poreuse se stabilisent après 2 cycles (aller-retour) de glissement dû au déplacement relatif des deux surfaces. Le troisième cycle est celui qui est retenu pour l'analyse des résultats <2.9>. Ces résultats ne concordent pas avec les études de Linde [85] qui, dans un test de compression de l'os trabéculaire, démontre qu'au moins 10 cycles de préconditionnement doivent être effectués. On peut expliquer cette divergence en notant que dans un test de frottement, une "nouvelle surface" se présente à mesure que le glissement augmente. La forme maximale atteinte devrait être à peu près constante selon le nombre de cycles réalisés. Par contre, si on est intéressé à la rigidité de l'interface, il est important de tenir compte du nombre de cycles de préconditionnement car, en particulier,

l'interface passe d'un comportement non linéaire à linéaire. La figure 5.9 illustre la courbe de déplacement durant tout un test. Les 2 premiers cycles sont à vitesse élevée (0,15 cm/min.) pour accélérer l'expérience et le troisième cycle est à vitesse normale (0,05 cm/min.). Ce changement de vitesse, encore une fois, affectera peu la résistance au frottement  $F_s$ , mais pourrait faire varier la rigidité de l'interface. Le retour à "zéro" du vérin (1-1) est initié lorsque l'on considère que la force de frottement  $F_t$  a atteint un plateau. La grandeur du déplacement relatif nécessaire pour atteindre cette situation est variable selon les conditions physiques de l'interface os-surface poreuse. Cette particularité nécessite une présence continue de l'expérimentateur pendant le test afin d'initier manuellement le retour à "zéro" du vérin. La durée des manipulations pour un test est d'environ trois minutes. Cette période n'est pas suffisante pour que le cube se déshydrate (voir annexe III).

Fin de l'expérience : Une fois l'expérience terminée, le cube d'os est remis dans son pot initial et entreposé soit au réfrigérateur (4°C) <1.4>, si d'autres tests sont à réaliser dans une période prochaine, ou au congélateur (-7°C) <1.8>, si les prochains tests se feront dans une période éloignée. La surface métalliques est ensuite lavée à l'acétone pour la nettoyer des contaminants amassés au

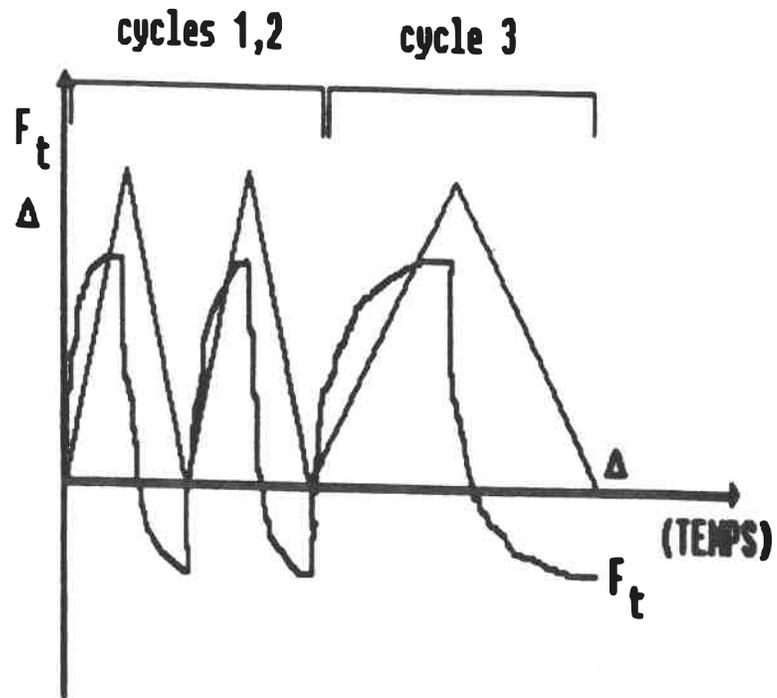


FIGURE 5.9 Courbe cyclique de déplacement utilisée dans les expériences de frottement

cours de l'expérience.

Expériences #3 et #4:

Après avoir réalisé deux cycles de préconditionnement sur le spécimen osseux, un seul cycle est réalisé pour chaque condition expérimentale. Six cubes osseux différents ont été utilisés pour ces expériences.

## CHAPITRE 6

### RÉSULTATS

#### 6.1 TEST TYPIQUE DE RÉSISTANCE AU FROTTEMENT

L'étude du frottement entre l'os trabéculaire et une surface métallique poreuse n'ayant jamais été réalisée auparavant, il a été nécessaire d'effectuer plusieurs tests préliminaires afin de déterminer un protocole de mesure de la résistance au frottement. Suite à ces tests préliminaires, le frottement sous contrôle de force (contrôle de  $F_t$ ) a été rejeté car il pouvait amener à une destruction du montage expérimental. Le frottement sous contrôle de déplacement a été retenu après avoir vérifié qu'aucune information sur le comportement de l'interface n'était perdue lors d'un tel test. Ce test consiste à appliquer un déplacement relatif cyclique à l'interface. Cette technique, utilisée par Bowden et Tabor [97] permet d'obtenir des mesures reproductibles de la résistance au frottement. Une courbe expérimentale typique réalisée sur le montage est illustrée à la figure 6.1. Trois cycles de déplacement successifs ont été effectués. Les tests préliminaires ont démontré qu'après deux cycles de

FROTTEMENT C4-1 G4-1 - SURFACE À BILLES  
(contrôle de déplacement)

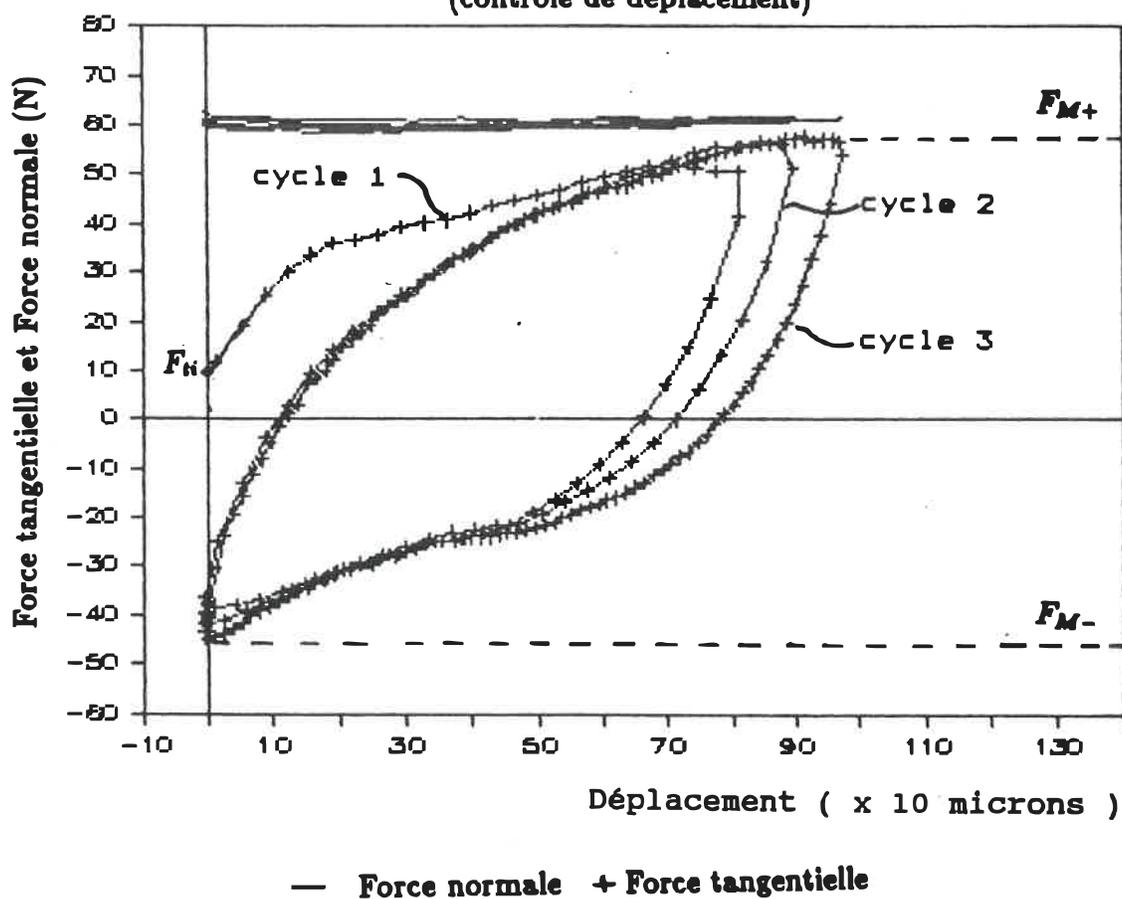


FIGURE 6.1 Courbe typique de résistance au frottement réalisée sur le montage expérimental

glissement, la résistance au frottement de l'interface atteint des valeurs limites constantes. La mesure de cette résistance au frottement,  $F_s$ , est donc prise à partir de la courbe du troisième cycle. Ainsi, on peut calculer  $F_s$  comme suit [97]:

$$F_s = \frac{F_{M+} + |F_{M-}|}{2} \quad (6.1)$$

A la figure 6.1, il est aussi important de remarquer que la valeur de la force tangentielle ( $F_t$ ) à l'interface n'est pas nulle pour un déplacement initial de zéro i.e., lors de la mise en contact des deux surfaces os et métal. Sa valeur est de  $F_{t1}$ . De même, à partir d'une certaine valeur de déplacement relatif, une réduction à zéro du déplacement implique une valeur de  $F_t$  inférieure à sa valeur initiale. Cependant, ces deux particularités ne changent en rien la mesure de  $F_s$  calculée à partir de la formule 6.1.

## 6.2 VALEURS EXPÉRIMENTALES DE LA RÉSISTANCE AU FROTTEMENT

Le but de notre projet expérimental est de mesurer l'influence de quatre paramètres sur la valeur de  $F_s$  (cf. section 2.3.6) :

- 1) selon le type de surface poreuse utilisée (à billes, à fibres, lisse)
- 2) selon la localisation de l'os trabéculaire
- 3) selon la valeur de la force normale  $F_n$
- 4) selon la valeur de la vitesse de déplacement relatif  $\dot{\Delta}$ .

Les cubes testés dans ces quatre expériences sont listés dans les tableaux à l'annexe I. Pour chacun des tests, la valeur de  $F_s$  est calculée selon la formule 6.1, quelles que soient les conditions expérimentales.

#### 6.2.1 Expérience #1: influence du type de surface métallique utilisée.

Cette expérience est une étude de la variation de la résistance au frottement de cubes osseux en fonction du type de surface métallique poreuse utilisée. Les résultats de l'expérience sont présentés au tableau 6.1. Le coefficient de frottement  $\mu_s$  est mesuré en calculant le rapport  $F_s/F_n$ . L'erreur sur le calcul de  $\mu_s$  est d'environ +/- 0,1.

Six cubes différents ont été testés à une vitesse de déplacement relatif de 0,05 cm/min et une force  $F_n$  qui produit une contrainte normale de 0,25 MPa.

CUBE	NOMBRE D'ECH.	SURFACE		
		BILLES	FIBRES	LISSE
D2-1	1	0,4	0,4	0,3
D1-1	1	0,4	0,5	0,2
G1-1	1	0,5	0,5	0,3
G2-1	1	0,6	0,4	0,3
G1-2	1	0,5	0,4	0,2
G2-2	1	0,8	0,4	0,3

Tableau 6.1 Coefficients de frottement  $\mu_s$ ,  
mesurés expérimentalement  
pour diverses surfaces métalliques

### 6.2.2 Expérience #2: influence de la localisation de l'os trabéculaire

Cette expérience est une étude de la variation de résistance au frottement de l'interface surface métallique - cubes d'os trabéculaires provenant de différents endroits sur la surface du tibia résecté, les autres conditions expérimentales étant constantes pour tous les tests ( $\sigma_n = F_n / A = 0,25$  MPa; surface à billes,  $\dot{\Delta} = 0,05$  /min). La compilation des résultats de tous les cubes testés (7 cubes par région de la surface tibiale résectée) est présentée au tableau 6.2. Seule la surface à billes a été utilisée.

POSITION DU CUBE	NOMBRE D'ECHANT.	$\mu_s$ (moy.)	$S_\mu$ *
D1 + G1	7	0,8	0,3
D2 + G2	7	0,8	0,3
D3 + G3	7	0,9	0,2
D4 + G4	7	0,8	0,1
D5 + G5	7	0,9	0,1

\*  $S_\mu$  : écart-type des mesures de  $\mu_s$

Tableau 6.2 Valeurs expérimentales des coefficients de frottement  $\mu_s$  pour différentes positions de l'os trabéculaire dans le tibia Surface à billes seulement.

### 6.2.3 Expérience #3: influence de la grandeur de $F_n$

Cette expérience est une étude de la variation de la résistance au frottement de cubes osseux sous l'effet d'une charge  $F_n$  variable. Les différentes valeurs de  $F_n$  choisies correspondent aux contraintes de contact  $\sigma_n$  suivantes :

valeur	$\sigma_n$ (MPa)
1	0,1
2	0,15
3	0,2
4	0,25
5	0,3
6	0,4

Cette expérience a été réalisée sur chaque type de surface poreuse (billes, fibres et lisse). Pour tous les tests, la vitesse de déplacement relatif,  $\dot{\Delta}$ , était maintenue constante (0,05 cm/min). Les figures 6.2, 6.3 et 6.4 illustrent les résultats obtenus pour six cubes différents. Le tableau 6.3 présente les valeurs de  $\mu_s$  pour

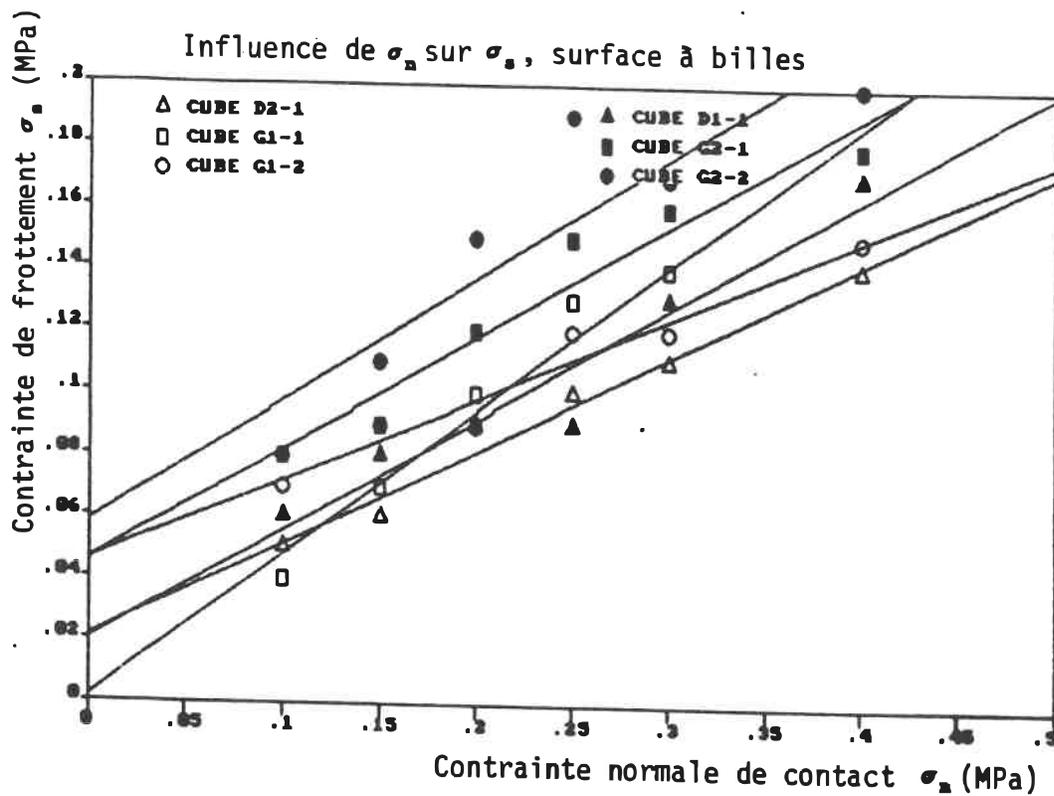
chaque expérience, considérant un modèle linéaire. La valeur de  $\mu_s$  est équivalente à la pente de la courbe.

CUBE	Nb d'éch.	SURFACE		
		BILLES	FIBRES	LISSE
D2-1	1	0,3	0,3	0,2
D1-1	1	0,4	0,5	0,2
G1-1	1	0,5	0,5	0,3
G2-1	1	0,4	0,4	0,2
G1-2	1	0,3	0,4	0,2
G2-2	1	0,4	0,4	0,3

TABLEAU 6.3 Pentes des courbes ( $\mu_s$ ) des figures 6.2, 6.3 et 6.4

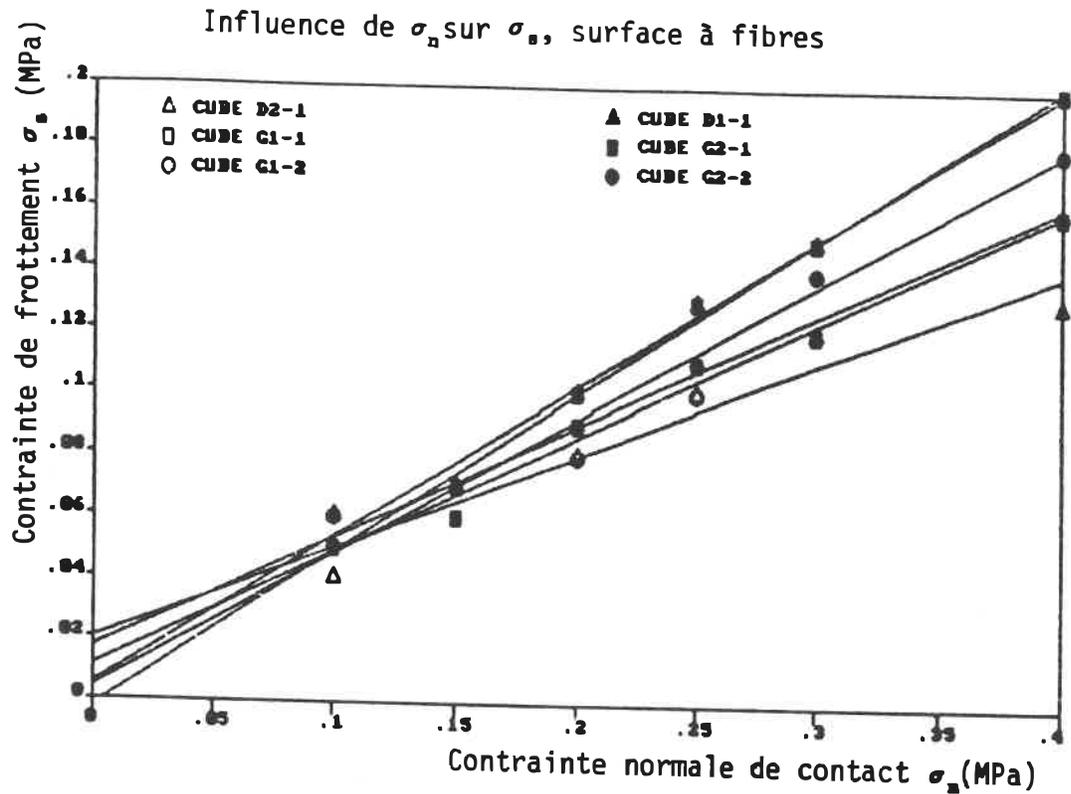
#### 6.2.4 Expérience #4: influence de la vitesse de déplacement relatif

Cette expérience est une étude de la variation de la résistance au frottement de cubes osseux en fonction de la vitesse de déplacement relatif utilisée au cours des tests. Cette expérience a été réalisée sur la surface à billes seulement, pour une contrainte normale de contact ( $\sigma_n$ ) de 0,25 MPa et pour différents cubes. Les résultats sont compilés au tableau 6.4.



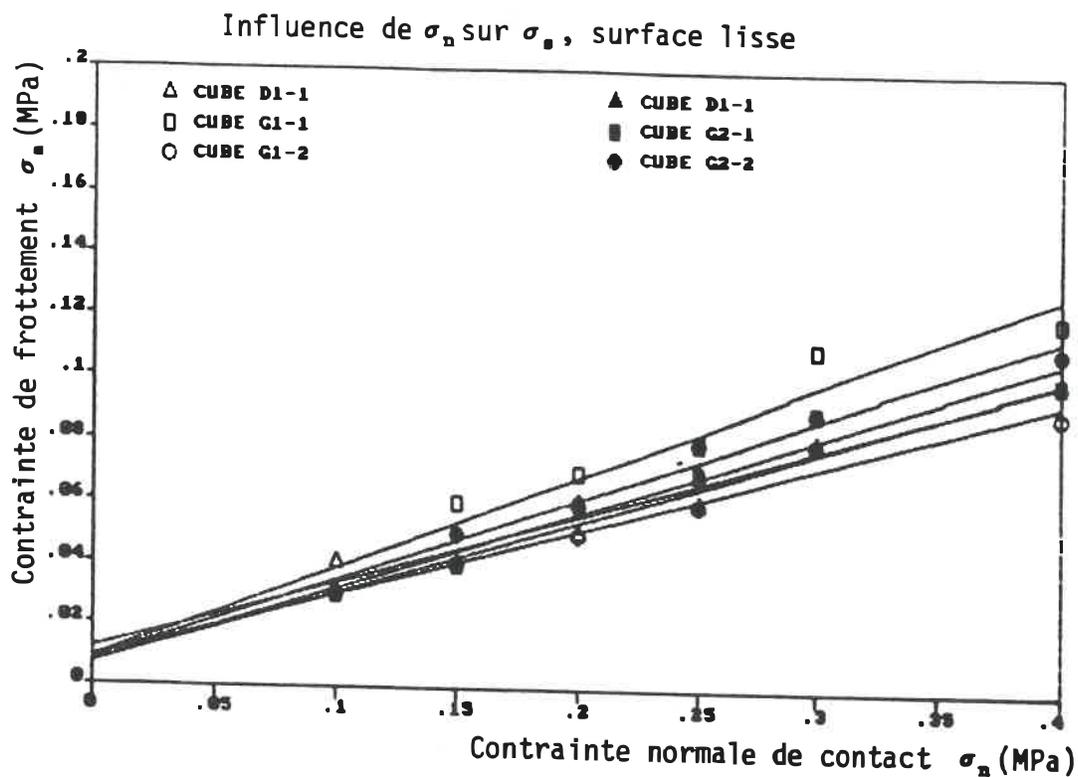
Courbe	Variance
Cube D2-1	2.2e-5
Cube D1-1	8.2e-5
Cube G1-1	5.1e-5
Cube G2-1	7.3e-5
Cube G1-2	3.2e-5
Cube G2-2	3.2e-4

Figure 6.2 Courbe de la contrainte normale de contact en fonction de la contrainte de résistance au frottement pour une surface à billes.



Courbe	Variance
Cube D2-1	5.8e-5
Cube D1-1	2.0e-5
Cube G1-1	7.7e-6
Cube G2-1	1.9e-5
Cube G1-2	6.7e-5
Cube G2-2	6.7e-6

Figure 6.3 Courbe de la contrainte normale de contact en fonction de la contrainte de résistance au frottement pour une surface à fibres.



Courbe	Variance
Cube D2-1	1.8e-5
Cube D1-1	1.3e-5
Cube G1-1	5.5e-5
Cube G2-1	2.4e-5
Cube G1-2	1.3e-5
Cube G2-2	1.4e-5

Figure 6.4 Courbe de la contrainte normale de contact en fonction de la contrainte de résistance au frottement pour une surface lisse.

CUBE (C7)	VITESSE DE DÉPLACEMENT RELATIF $\dot{\Delta}$ (cm/min)				
	0,05	0,1	0,15	0,55	1,1
<b>coupe 1</b>					
G1	1,1	1,0	0,9	1,0	1,1
G2	1,2	1,3	1,2	1,2	1,3
G3	1,2	1,1	0,9	1,2	1,1
G4	0,5	0,9	0,8	0,8	0,7
G5	0,9	0,9	0,6	0,6	0,9
<b>coupe 2</b>					
G1	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9
G2	1,22	1,1	1,1	1,1	1,2

Tableau 6.4 Valeurs expérimentales du coefficient de frottement  $\mu_s$  pour diverses vitesses de déplacement relatif (Patient C7-1,2)

## CHAPITRE 7

### DISCUSSION

#### 7.1 ANALYSE DES RÉSULTATS

##### 7.1.1 Évaluation de l'ordre de grandeur des résultats

Avant d'analyser en détails les résultats des expériences réalisées, il paraît opportun d'en analyser premièrement l'ordre de grandeur. La plage des valeurs du coefficient de frottement  $\mu_s$ , pour l'interface os-métal, s'étend de 0,2 à 1,3, ou, pour une valeur de  $F_n = 80$  N, une résistance au frottement de 15 à 100 N, i.e., de 0,1 à 0,5 MPa (pour un cube de surface de 200 mm<sup>2</sup>). Ces résultats sont de même ordre que les divers coefficients de frottement entre différents matériaux présentés au tableau 2.4. Les seuls résultats provenant de travaux antécédentes pouvant servir de référence sont ceux des tests de "pull-out" et "push-out". Le tableau 7.1 présente certains résultats de différents auteurs. Les tests de Maniatopoulos et al. [12] sont ceux qui se rapprochent le plus de nos conditions expérimentales car les essais sont réalisés immédiatement après implantation.

référence, année	Expérience	Durée d'im- plantation	$\tau^1$ (MPa)
Manley et al. (67), 1988	Pull-out Test, Tiges intramé- dullaires	5 semaines	2,6
Lavernia et al. (66), 1988	Pull-out test, Tiges trans-cor- ticales	3 semaines	4
Maniatopoulos et al. (12), (1986)	Pull-out test, dent insérée dans mâchoires, chiens	Immédiat 3 mois 6 mois	0,5 5,4 7,2
Manley et al. (11), 1985	Pull-out test, résistance de la surface poreuse	-	26
Clemow et al. (3), 1981	Push-out test, tiges intramé- dullaires	6 mois	3 - 6
Bobyn et al. (1), 1980	Push-out test, tige trans-corti- cale	4 - 12 semaines	17

où;  $\tau^1$  : contrainte de cisaillement à l'interface

TABLEAU 7.1 Revue des études indirectes mesurant la contrainte tangentielle à l'interface os trabéculaire - surface métallique poreuse

Les résultats qu'ils obtiennent sont cependant sous-estimés car dans un test de "pull-out", la contrainte de cisaillement à l'interface os-métal n'est pas uniforme [11,51]. Avec un modèle d'éléments finis, Shirazi-Adl (82) a calculé que le rapport entre la contrainte de cisaillement maximale à la contrainte moyenne peut être de 2.5 à 1, selon les conditions expérimentales de fixation des échantillons. Malgré cette sous-estimation des résultats par Maniatopoulos [12], nos résultats expérimentaux restent du même ordre de grandeur.

#### **7.1.2 Validation du montage expérimental**

Plusieurs tests préliminaires ont été réalisés afin de valider le montage expérimental. En particulier, des tests de frottement entre du UHPWE (polyéthylène à très haute densité) et une piste d'acier inoxydable polie ont été effectués. Les résultats obtenus sont similaires à ceux mesurés dans la littérature (cf. tableau 2.4) et par Benabdallah [94] ( $0,12 < \mu_s < 0,2$ ). Pour le UHPWE, la mesure de la résistance au frottement par l'équation 6.1, à partir des résultats expérimentaux, était reproductible au Newton près. Une courbe typique des tests est illustrée à la figure 7.1. Bien que ces tests aient fourni une certaine confiance dans la mesure de la résistance au frottement, la présence d'artéfacts et la variabilité rencontrés dans les résultats des tests os-métal réduisent la précision des



analyses qui peuvent être faites. La grande variabilité propriétés mécaniques de l'os trabéculaire et de la nature de l'interface (os-moelle -métal) en sont responsables. Certaines observations ont pu être faites sur l'interaction mécanique des deux surfaces. Elles sont décrites dans la section suivante.

### 7.1.3 Lieu de rupture à l'interface os-métal poreux

Certains résultats nous aident à comprendre le mécanisme de frottement entre l'os trabéculaire et une surface métallique poreuse. Par exemple, l'état de la surface d'un cube avant et après un test de frottement avec surface à billes (figures 7.2,7.3). On peut distinguer la présence de sillons (figure 7.3) créés par le passage des billes( sens de glissement : ↔). De même, la figure 7.4 démontre la présence d'une bille dans les pores de l'os après un test de frottement. Ainsi, lors du glissement, la rupture peut se situer à trois endroits :

- 1) à l'interface
- 2) au travers du cube d'os trabéculaire
- 3) au travers de la couche de métal poreux

Habituellement, on estime que la rupture se fait à l'interface i.e. que la couche de contaminants (moelle) est cisailée. Cependant, les deux autres possibilités sont envisageables car il y a un phénomène de labourage important.

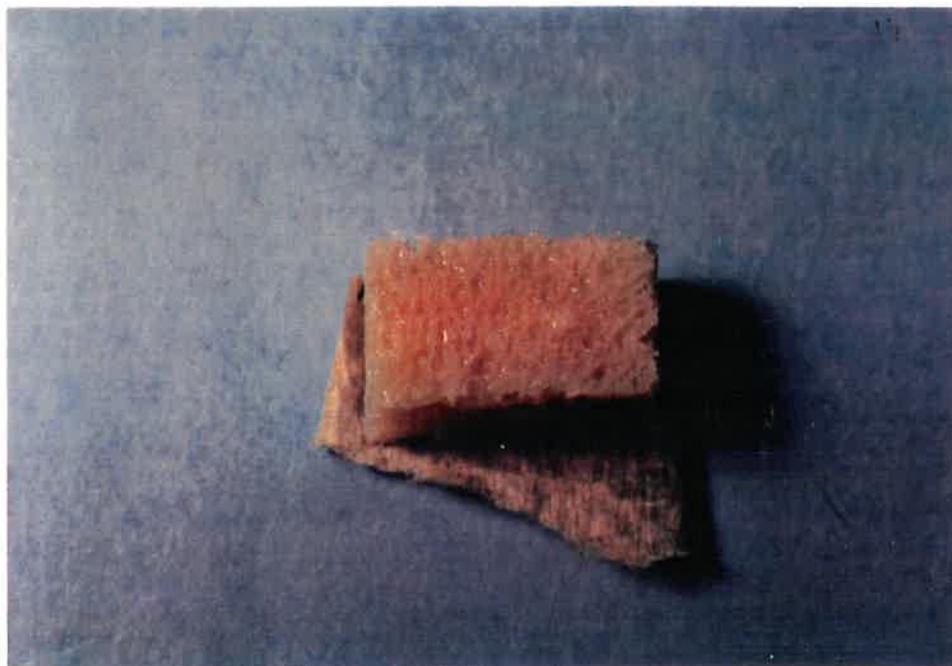


FIGURE 7.2 Etat de surface du cube osseux avant le test

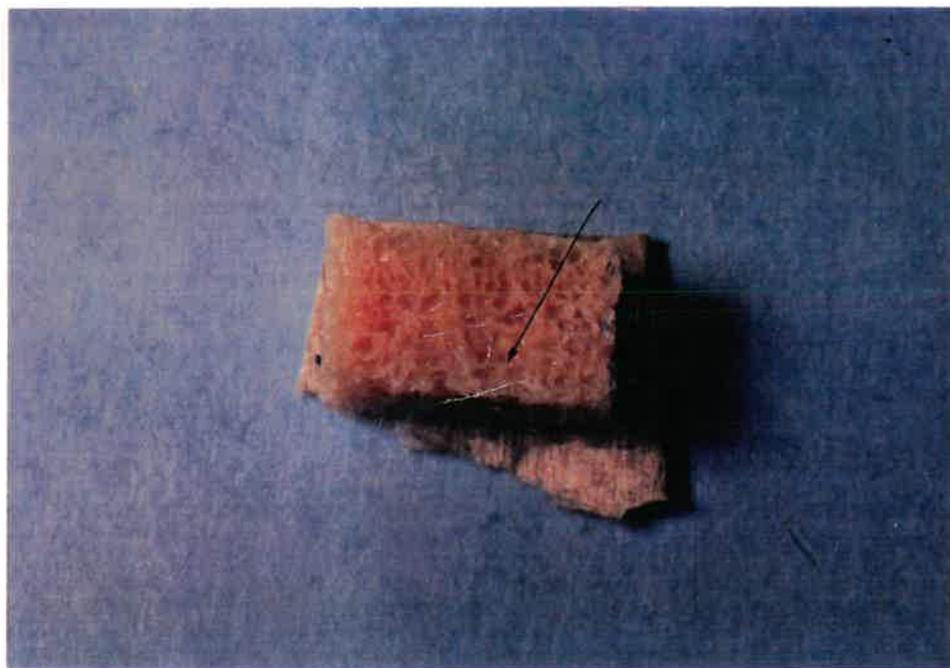


FIGURE 7.3 Etat de surface du cube osseux après le test

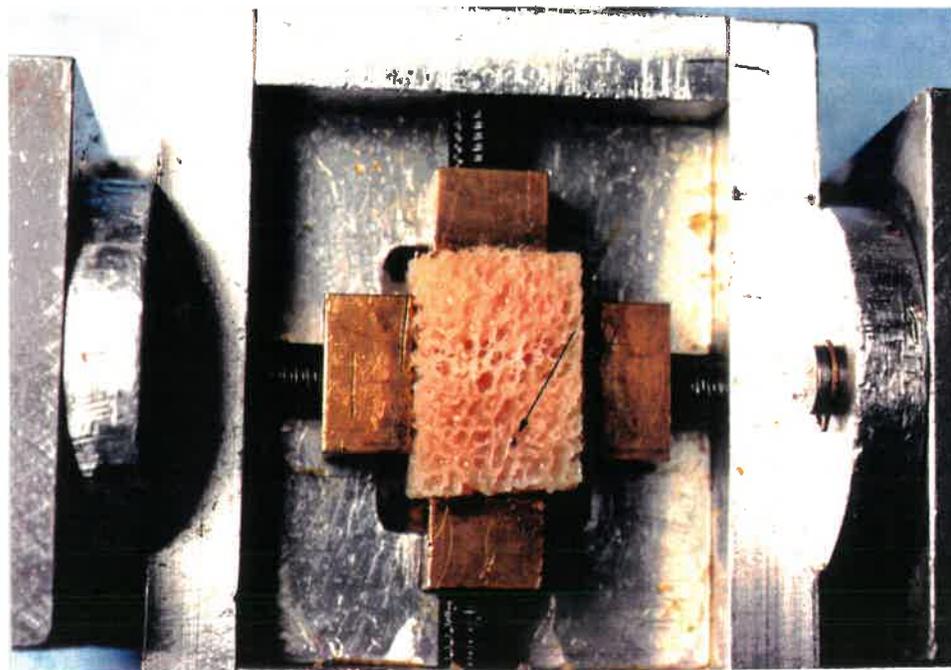


FIGURE 7.4 Bille incrustée dans l'os trabéculaire

#### 7.1.4 Analyse des résultats des expériences #1 à #4

##### ANALYSE DE L'EXPÉRIENCE #1: Influence du type de surface métallique

Les résultats de cette expérience sont une partie des résultats de l'expérience #3, mais ils sont présentés pour une contrainte normale de 0,25 MPa seulement. Ce cas particulier a été utilisé pour mieux comparer les types de surfaces poreuses car le phénomène de frottement est non-linéaire. Les résultats du tableau 6.1 démontrent qu'il n'existe aucune différence significative dans la résistance au frottement entre l'os trabéculaire et une surface métallique poreuse, qu'elle soit à billes ou à fibres. De plus, la résistance au frottement pour une surface métallique lisse semble inférieure, mais reste de même ordre de grandeur que pour une surface poreuse. Intuitivement, ce résultat paraît douteux et peut mettre en doute la validité du montage, mais nous apportons deux explications à ce phénomène :

- 1- la moelle étant en quantité appréciable à l'interface, on se trouve en situation de frottement avec contaminants: quel que soit le type de surface métallique testée, les propriétés tribologiques resteraient sensiblement les mêmes.
- 2- D'autre part, on remarque que la fréquence spatiale

et les dimensions des rugosités des surfaces poreuses à billes ou à fibres sont sensiblement les mêmes (cf. figure 2.12). On peut donc s'attendre à des propriétés tribologiques similaires.

Remarquons que la fréquence des rugosités est environ deux fois plus élevée que la fréquence spatiale des trabécules du cube osseux testé. Les fréquences étant presque similaires, on pourrait s'attendre à ce que les propriétés tribologiques restent constantes selon la grandeur du mouvement relatif, lorsque le glissement est débuté. Cette hypothèse est confirmée par les résultats car un plateau assez constant apparaît sur une courbe de  $F_t$  vs  $\Delta$ .

D'après les surfaces métalliques testées, il n'est pas possible d'identifier si c'est l'adhésion ou l'abrasion qui génère la plus grande part de résistance au frottement. La valeur élevée des écarts-types du coefficient de frottement  $\mu_s$  peut être attribuée à la constitution très variable de l'interface (propriétés mécaniques de l'os, nature et quantité de la moelle présente à l'interface, aire réelle de contact variable et difficile à contrôler).

**ANALYSE DE L'EXPÉRIENCE #2: Influence de la localisation  
de l'os trabéculaire dans le  
tibia**

Les résultats de l'expérience #2, présentés au tableau 6.2, démontrent qu'il n'existe aucune différence significative de résistance au frottement selon la localisation de l'os trabéculaire sur le tibia. Or, on sait que la porosité de l'os trabéculaire varie avec la position anatomique qu'il occupe dans le tibia. On en déduit que la fréquence spatiale des trabécules osseux du cube testé influence peu la résistance au frottement. Ceci signifie deux choses:

1- soit qu'un certain minimum de trabécules suffit à générer la résistance au frottement,

2- soit que la présence de moelle (matières grasses) est le facteur dominant dans la résistance au frottement. La résistance au frottement dépendrait donc principalement de la qualité des liens d'adhésion formés par la moelle entre l'os d'un côté, et le métal, de l'autre. Par contre, il est évident que la résistance au frottement mesurée est supérieure à la résistance de la moelle seule. Il y aurait donc présence d'une certaine interaction mécanique (abrasion) qu'on ne peut ici analyser. D'autres expériences devront être réalisées afin de déterminer le rôle exact des trabécules et de la moelle dans la genèse de la résistance au frottement.

**ANALYSE DE L'EXPÉRIENCE #3: Influence de la grandeur de la  
force normale  $F_n$**

Les résultats de l'expérience #3, présentés au tableau 6.3 et aux figures 6.2, 6.3 et 6.4 démontrent que, en effectuant une régression linéaire sur les points, le coefficient  $\mu_s$  reste presque constant quelle que soit la contrainte normale de contact  $\sigma_n$ , et quel que soit le type de surface métallique utilisée. La fréquence spatiale égales des surfaces expliquent à nouveau ces similarités.

**ANALYSE DE L'EXPÉRIENCE #4: Influence de la vitesse de  
déplacement relatif,  $\dot{\Delta}$**

Les résultats de l'expérience, présentés au tableau 6.4, démontrent que la résistance au frottement semble peu affectée pour des vitesses de déplacement relatif entre 0,05 et 1,1 cm/min. Cette échelle de vitesse semble couvrir les vitesses de déformation mesurées in vivo [33], si on considère qu'une vitesse de déformation de  $0,01 \text{ s}^{-1}$  correspondant à une vitesse de déplacement relatif de 1 cm/min.

**7.2 CHOIX DE LA FORCE NORMALE  $F_n$**

Les tests des expériences #1,2 et 4 ont été effectués avec une force normale  $F_n$  produisant une contrainte normale de contact de 0,25 MPa. Cette valeur a été

déterminée d'après les tests préliminaires. En effet, dans les expériences #3 et #4, puisque plusieurs tests ont été effectués sur un même cube, il était nécessaire de choisir une valeur de  $F_n$  qui permettait de conserver l'intégrité structurale du cube osseux. Une contrainte de 0,25 MPa ne semblait pas modifier la structure de l'os, "macroscopiquement". Remarquons cependant que cette contrainte est en deçà des forces transmises par le genou lors d'activités physiques. En effet, Paul [90] cite que la charge maximale que transmet le genou est d'environ 2,5 fois le poids du corps au cours d'activités physiques normales, i.e. 1 750 N pour une personne d'environ 70 Kg. En estimant l'aire d'un plateau tibial à 25 cm<sup>2</sup>, une telle personne, munie d'une prothèse de genou, subirait une contrainte moyenne de 0,7 MPa. Nous attribuons la "faiblesse" des cubes osseux testés aux modes de sollicitation et de fixation particuliers utilisés ainsi qu'à la variabilité des propriétés mécaniques d'un spécimen à l'autre.

### **7.3 CHOIX DE LA VITESSE DE DÉPLACEMENT RELATIF, $\Delta$**

Les tests des expériences #1, 2 et 3 ont été effectués sous une vitesse de déplacement relatif de 0,05 cm/min afin d'éliminer la composante non linéaire de l'interface.

Cette vitesse ne représente pas une situation physiologique courante et elle a été choisie afin de pouvoir comparer nos résultats avec ceux obtenus dans des tests de "pull-out" et "push-out" qui, en général, utilisent cette valeur [1, 12, 66]. De plus, à cette vitesse, les risques d'endommager le montage expérimental étaient nuls. Les normes ASTM ne sont pas spécifiques pour des tests semblables aux nôtres. Cependant, les normes relatives aux tests de résistance au cisaillement de divers interfaces (interface adhésive, structure sandwich) [71, 72, 73, 74] proposent des vitesses variant entre 0,1 et 0,15 cm/min, ce qui est près de la valeur que nous avons retenue.

#### **7.4 ANALYSE DÉTAILLÉE D'UNE COURBE DE RÉSISTANCE AU FROTTEMENT LORS D'UN DÉPLACEMENT CYCLIQUE**

A la section 5.3, il a été mentionné que les tests de frottement sont réalisés par l'application cyclique d'un déplacement relatif (cf. fig. 5.9). Le type de courbe obtenue a été présentée à la figure 6.1. Au sujet de cette on peut apporter quelques remarques :

1) pourquoi y a-t-il une force tangentielle non nulle ( $F_{t,1}$ ) initialement, sans qu'il y ait eu de déplacement relatif?

2) quelle est l'utilité d'un test de déplacement cyclique?

3) est-ce que l'interface présente un caractère élastique?

Chacune de ces questions sera analysée en se référant à la courbe de la figure 6.1.

#### 7.4.1 Explication d'une force tangentielle initiale non nulle

Il est généralement connu que, dans un test de frottement, on s'attend à mesurer une résistance au frottement  $F_t$  seulement lorsqu'un mouvement relatif est effectué à l'interface étudiée. Cependant, dans certains cas particuliers [97] comme celui étudié ici, une composante  $F_{t,i}$  apparaît aussitôt que la force normale de contact est appliquée sur les échantillons, sans qu'il y ait de mouvement relatif initié par le vérin. On peut expliquer ce phénomène par le principe de déformation du cube à volume constant. L'application de  $F_n$  induirait une déformation transverse (reliée au coefficient de Poisson) non uniforme dû à la non homogénéité du cube osseux. Cette déformation transverse se traduirait par une résultante de force  $F_{t,i}$  à l'interface et un déplacement relatif  $\Delta_1$ . Cependant, cette hypothèse est peu supportée par d'autres tests similaires utilisant des cubes orthogonaux d'aluminium et d'UHPWE. Dans ces deux cas, il y avait aussi présence d'une composante  $F_{t,i}$ . Cependant, celle-ci

était beaucoup plus faible et stable. Bien d'autres tests secondaires ont été réalisés pour déterminer une logique à cette composante mais aucun n'a pu clarifier le phénomène. Par exemple, la composante  $F_{t,i}$  semble varier (sans logique apparente) selon la grandeur de  $F_n$  et l'angle de rotation de la cage rotative (6-1).

Ainsi, en appliquant la force  $F_n$ , l'interface entrerait déjà en "régime" de frottement. Malheureusement, le montage expérimental que nous avons fabriqué ne mesure que les mouvements du vérin (1-1), et non pas strictement le mouvement relatif à l'interface, mouvement qui peut être indépendant du mouvement du vérin. C'est pour cette raison que, sur la courbe de la figure 6.1, il apparaît une composante  $F_{t,i}$  pour un déplacement nul qui, en réalité, a une valeur  $\Delta_i$ . La figure 7.5 illustre ce point. Elle représente une courbe typique de résistance au frottement lors d'un déplacement cyclique (le premier cycle seulement).

Les répercussions d'un tel phénomène se retrouvent dans le calcul de  $F_s$ . En effet, si on suppose que  $F_s$  est calculé selon la formule suivante ,

$$F_s = F_{max} - F_{t,i}, \quad (7.1)$$

alors la valeur de  $F_s$  devient dépendante de la valeur de

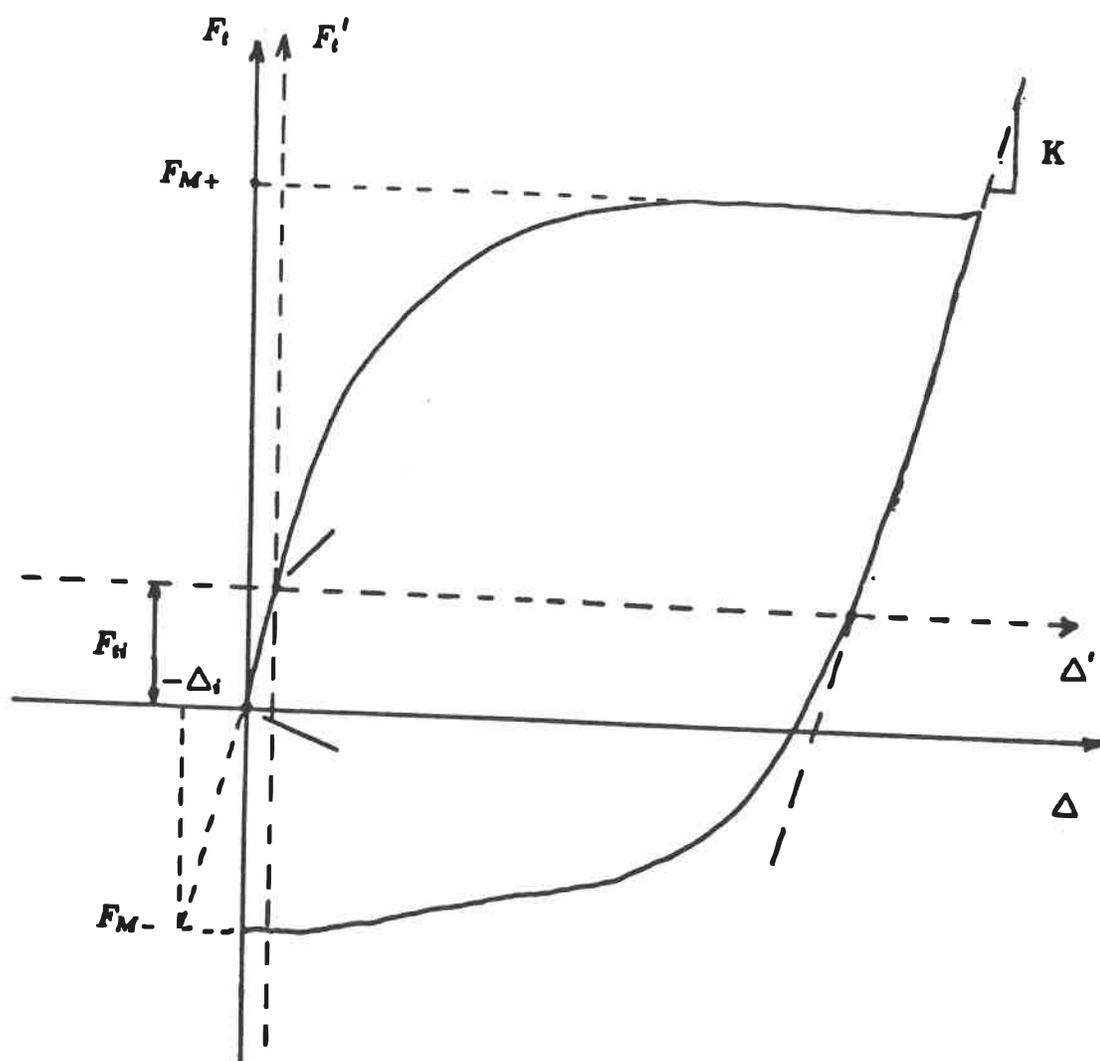


FIGURE 7.5 Courbe typique de résistance au frottement réalisée sur le montage expérimental

$F_{t,i}$ . Puisque  $F_{t,i}$  est variable pour un même cube, dans des tests distincts (d'après les tests préliminaires), la valeur de  $F_s$  n'était donc pas reproductible. Ainsi, la formule 7.1 ne peut être utilisée pour le calcul de  $F_s$ . L'utilisation d'un test de déplacement cyclique permet de faire abstraction de la valeur de  $F_{t,i}$  dans le calcul de  $F_s$ , par la formule 6.1 [97]. La valeur de  $F_{t,i}$  rencontrée dans nos résultats atteint 60% de la valeur de  $F_s$  calculée par la formule 6.1.

#### 7.4.2 Utilité du test de déplacement cyclique

Afin de pouvoir obtenir des résultats reproductibles de la mesure de  $F_s$ , la technique utilisée [97] est de réaliser des tests de frottement cyclique. Cette technique suppose que l'interface possède une résistance au frottement qui est isotropique, i.e. que les échantillons glissent dans un sens ou dans l'autre, on s'attend à mesurer la même résistance au frottement  $F_s$ . Ainsi, d'après la figure 7.5, la valeur de  $F_s$  est calculée selon la formule 6.1. Dans cette expérience de frottement cyclique, on doit par contre s'assurer qu'il y ait glissement dans les deux sens. Par la technique de déplacement cyclique, la présence de  $F_{t,i}$  n'affecte pas le calcul de  $F_s$ .

### 7.4.3 Rigidité de l'interface en frottement

D'après la figure 7.5, on peut prédire que l'interface possède une certaine rigidité tangentielle élastique expliquée par deux facteurs:

- 1) Le caractère élastique du montage de frottement (cf. figure III.1.
- 2) La déformation élastique du cube osseux (cf. annexe IV)

Ce caractère élastique de l'interface est mis en évidence dans un test de frottement en contrôle de force cyclique. Les figures 7.6 et 7.7 illustrent une courbe de résistance au frottement dans un tel test. Sur cette courbe on dénote trois particularités. Premièrement, avec un déplacement relatif initié, l'interface non linéaire devient linéaire et démontre une rigidité tangentielle élastique constante,  $K$ , indépendante de la distance de glissement ou de la résistance au frottement atteinte. Deuxièmement, pour une résistance au frottement  $F_t$  inférieure à  $F_s$ , l'interface conserve ses propriétés mécaniques même si plusieurs cycles sont réalisés. Et troisièmement, bien avant que la résistance maximale au frottement  $F_s$  ne soit atteinte, il apparaît un déplacement relatif partiel  $\Delta_p$ , proportionnel à la force tangentielle atteinte. Ce déplacement est d'ordre microscopique et ne peut être considéré comme du glissement. En effet, on considère qu'il y a glissement (déplacement continu)

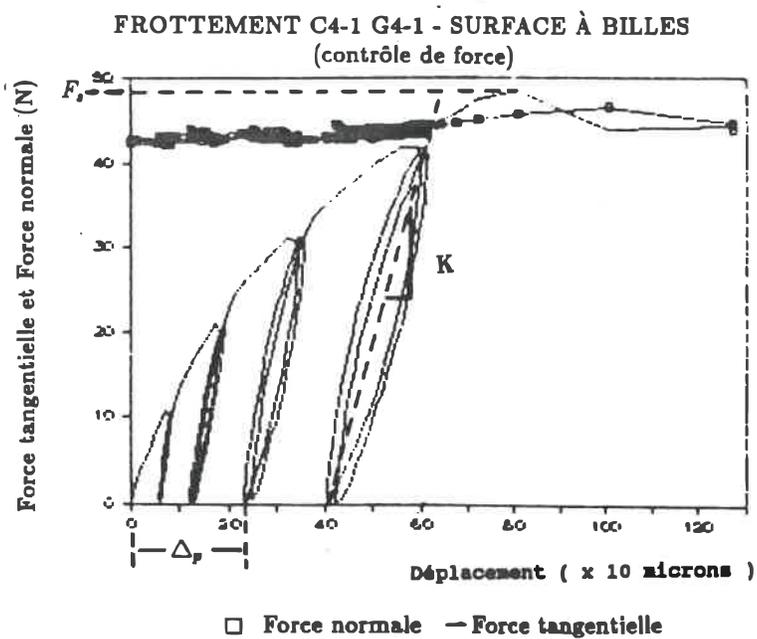


FIGURE 7.6 Courbe typique de frottement en contrôle de force

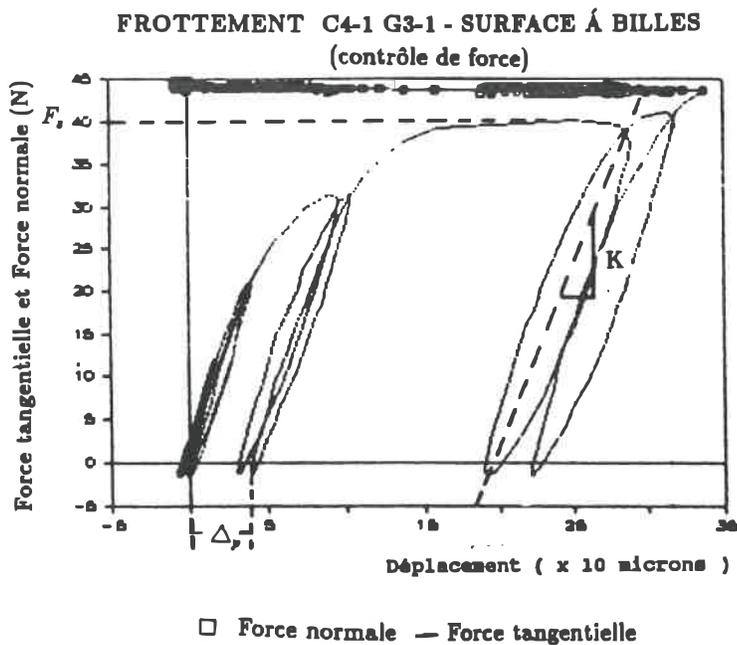


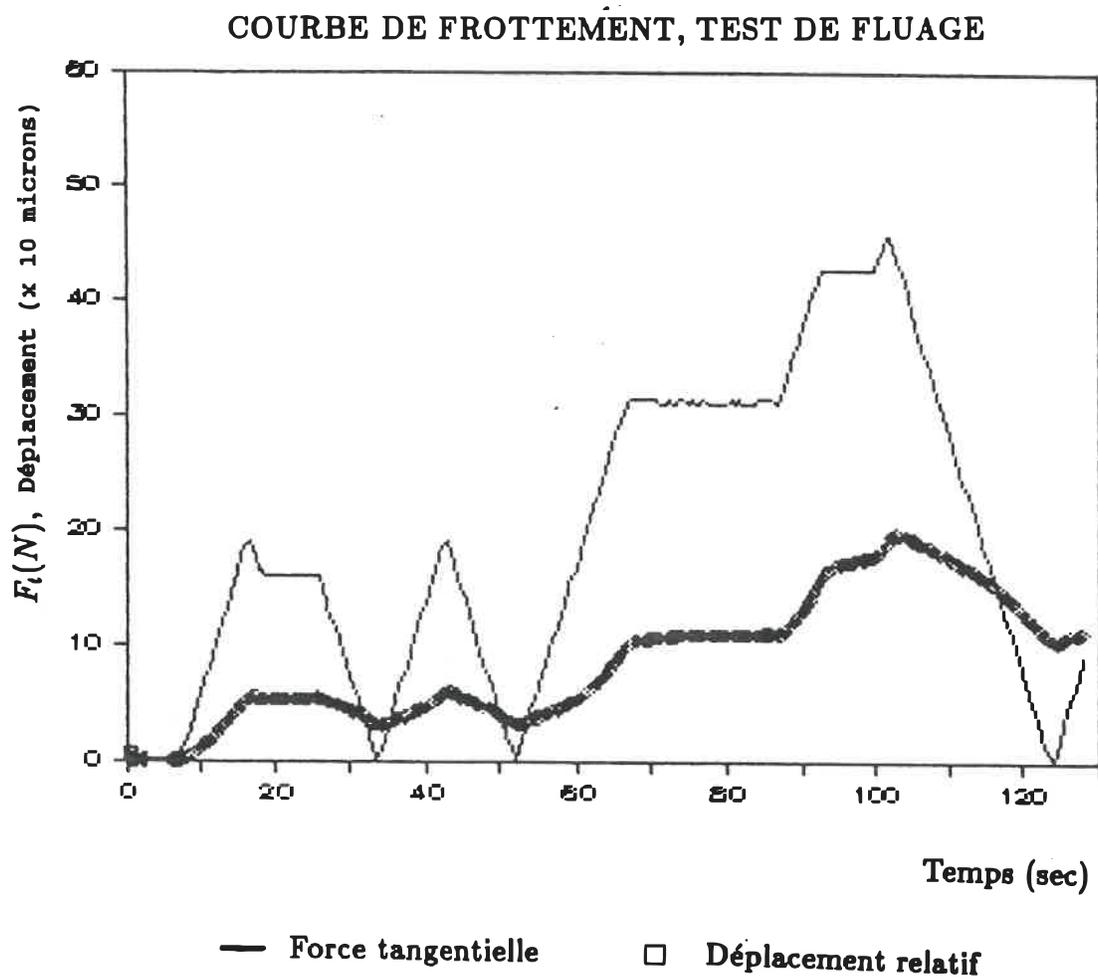
FIGURE 7.7 Autre courbe typique de frottement en contrôle de force

lorsque, pour une force tangentielle donnée, le déplacement relatif croît avec le temps. Au cours des tests préliminaires, un test de fluage de l'interface os-métal a été réalisé et a démontré qu'il n'y avait glissement que lorsque la résistance au frottement a atteint  $F_s$  (le test consiste à appliquer une force tangentielle à l'interface et à mesurer le déplacement relatif correspondant en fonction du temps. Plusieurs niveaux de forces ont été testés afin d'identifier le point de glissement). La courbe de fluage est présentée à la figure 7.8. On explique donc le déplacement microscopique permanent par la formation croissante de liens d'adhésion, théorie expliquée à la section 2.3.4. L'ordre de grandeur de  $K$ , la rigidité élastique de l'interface, est de 0,2 N/micron i.e. 10 fois plus petit que la rigidité tangentielle du montage expérimental (cf. figure III.1). D'autres études devront être réalisées afin de connaître les facteurs dont dépend la grandeur de  $K$ .

#### **7.5 UTILISATION D'UNE COURBE DE RÉSISTANCE AU FROTTEMENT POUR UN MODELE D'ÉLÉMENTS FINIS**

D'après les résultats obtenus, les informations à recueillir pour définir un élément d'interface d'un modèle par éléments finis sont les suivantes :

- 1) la valeur de la résistance au frottement maximale



**FIGURE 7.8** Test de fluage de l'interface os trabéculaire - billes

atteinte ( $F_s$ )

Cette valeur est calculée par la formule 6.1 sur une courbe de  $F_t$  vs  $\Delta$ , avec un écart-type de 6 N.

2) la courbe décrivant la relation  $F_t$  vs  $\Delta$

Cette courbe est celle qui décrit la résistance au frottement en fonction du déplacement relatif à l'interface. La portion de courbe utile est celle des points 1 à 2 indiqués sur la figure 7.9. Cependant, le déplacement relatif  $\Delta$  (ou  $\Delta_{\text{mesuré}}$ ) du graphique est constitué de deux composantes :

$$\Delta_{\text{mesuré}} = \Delta = \Delta_r + \Delta_{\text{élastique}} \quad (7.2)$$

où  $\Delta_r$  : déplacement relatif "réel" à l'interface

$\Delta_{\text{élastique}}$  : déplacement relatif dû à la déformation élastique du montage expérimental et du cube osseux.

Pour un modèle d'éléments finis, c'est la courbe décrivant  $F_t$  vs  $\Delta_r$  qui est utile. Ainsi, la courbe de  $F_t$  vs  $\Delta$  doit être modifiée en enlevant la composante  $\Delta_{\text{élastique}}$  des valeurs de  $\Delta_{\text{mesuré}}$ . Ceci est réalisé en évaluant premièrement, par méthode graphique (illustrée à figure 7.9), la rigidité tangentielle ( $K$ ) de l'interface (comprenant le montage expérimental). La rigidité est évaluée en dessinant une droite joignant les points 2 et 3.

FROTTEMENT C7-1 G3-1 - SURFACE À BILLES  
(contrôle de déplacement,  $F_n=0,25$  MPa)

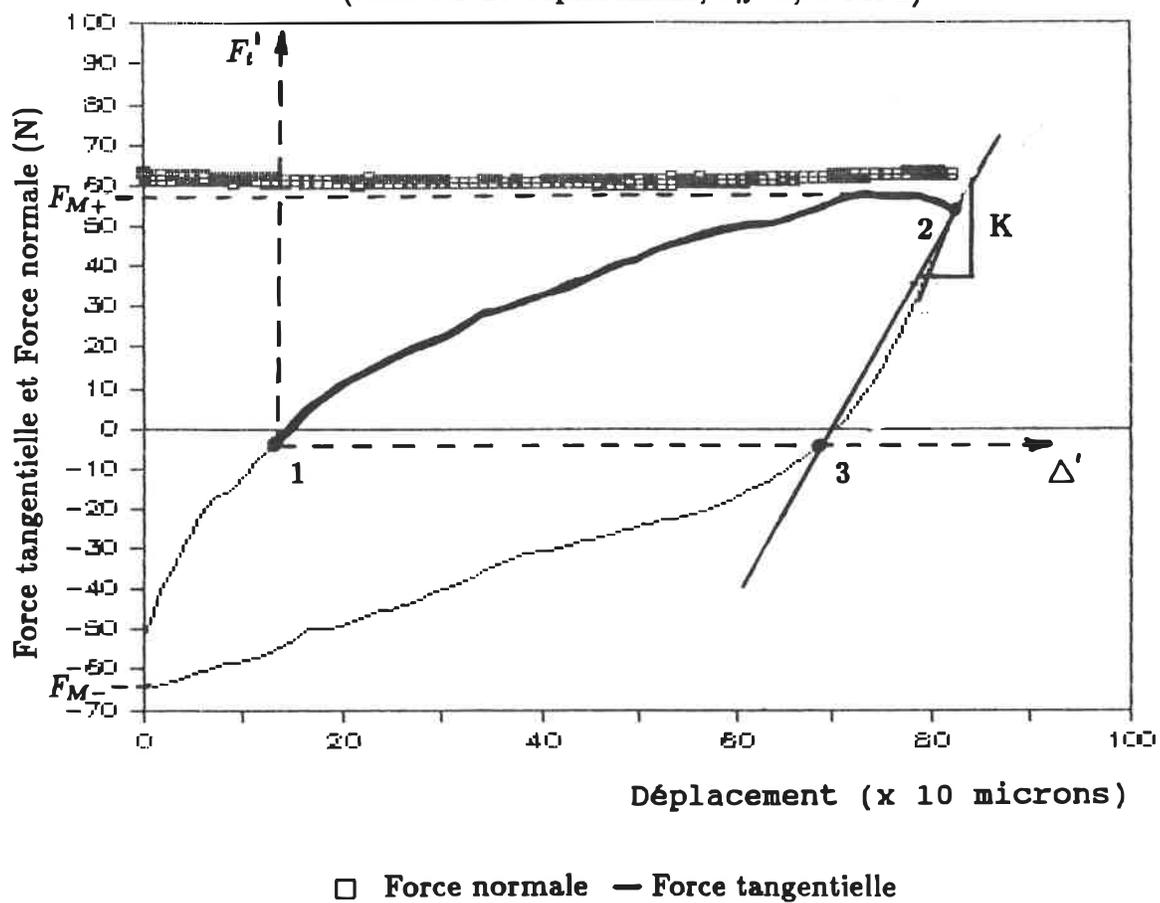


FIGURE 7.9 Courbe typique de frottement en contrôle de déplacement

Cette technique est équivalente à celle évaluant  $K$  à partir d'un test en contrôle de force. Ainsi, la valeur modifiée du déplacement relatif est calculée par la formule suivante :

$$\begin{aligned} \Delta_{\text{modifié}} = \Delta_r &= \Delta_{\text{mesuré}} - \Delta_{\text{élastique}} & (7.3) \\ &= \Delta_{\text{mesuré}} - F_t/K \end{aligned}$$

La nouvelle courbe obtenue est illustrée à la figure 7.10 (seule la portion utile (points 1 à 2) est dessinée). L'évaluation de  $\Delta_r$  par cette méthode est approximative car la valeur de  $K$  ainsi obtenue comprend aussi la composante de déformation élastique de l'interface os-métal, composante qui doit être conservée. La valeur de  $K$  est donc sous-estimée.

#### 7.6 ERREUR DE MESURE DU MONTAGE EXPÉRIMENTAL

Les erreurs de mesure sont évaluées au point d'étalonnage (cf. figure 4.20) car l'ordinateur possède une carte d'acquisition 12 bit qui fournit une précision supérieure aux capteurs. Les erreurs sur chaque mesure sont estimées comme suit :

## FROTTEMENT C7-1 G3-1 - SURFACE Á BILLES

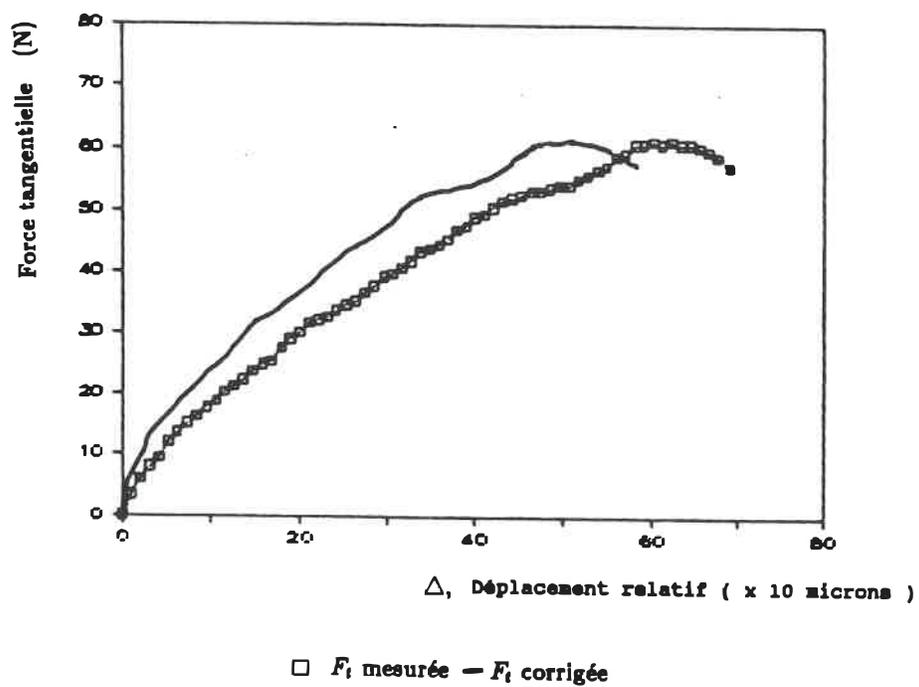


FIGURE 7.10 Courbe de frottement corrigée

- 1) erreur sur la mesure du déplacement relatif,  $\Delta$  : +/- 2 microns
- 2) erreur sur la mesure de la force tangentielle,  $F_t$  : +/- 0,5 N
- 3) erreur sur la mesure de la force normale,  $F_n$  : +/- 3 N  
(L'erreur sur la force normale est assez élevée car la pression pneumatique varie substantiellement)

Il est aussi important de remarquer que ces erreurs représentent les erreurs sur la mesure et non la validité des mesures. D'une part, d'après le montage expérimental, la mesure du déplacement relatif ne se fait pas directement au niveau de l'interface mais plutôt, indirectement par la mesure de la position du vérin de la machine MTS. Cette méthode mesure un signal de déplacement relatif comprenant la déformation du cube osseux et du montage expérimental ainsi que le déplacement relatif réel à l'interface. D'autre part, bien que  $F_n$  puisse être déterminée précisément, l'aire réelle de contact est estimée comme étant l'aire apparente. Cette hypothèse n'assure pas une bonne validité sur la contrainte normale ( $\sigma_n$ ) qui est appliquée au cours des expériences. Même empiriquement, l'aire réelle de contact peut être difficilement évaluée dans le cas d'une interface os trabéculaire - surface poreuse.

## 7.7 DISCUSSION GLOBALE DES RÉSULTATS

D'après les résultats obtenus, il apparaît que l'interface os trabéculaire - métal poreux possède une résistance au frottement significative ( $0,2 < \mu < 0,9$ ). Un modèle mécanique de cette interface devrait tenir compte de cette propriété. On doit remarquer ici que la résistance au frottement est non-linéaire (contrairement au modèle linéaire classique de Coulomb) et que les courbes mesurées, sous les conditions expérimentales choisies, ne montrent pas de "pic" (cf. figure 2.7) avant glissement. Cela se traduit par la formule  $\mu = \mu_s = \mu_d$ .

L'étude entreprise dans ce projet n'a jamais été réalisée auparavant. La préoccupation majeure était donc de s'assurer d'abord de la validité des résultats en effectuant premièrement des essais de frottement similaires à ceux présents dans la littérature et deuxièmement, par des analyses des interférences dues au montage. Il est maintenant clair que le frottement entre l'os trabéculaire et une surface métallique poreuse est très complexe et variable. La variabilité des résultats et des formes de courbes de frottement obtenus nous l'ont bien démontré. A l'aide de multiples tests préliminaires, nous avons tenté d'expliquer ces variations et de comprendre l'interaction mécanique entre l'os trabéculaire et une surface métallique

poreuse. Ainsi, la présence de moelle à l'interface semble jouer un rôle important. En effet, par ses propriétés lubrifiantes, elle interfère considérablement dans la résistance au frottement. Le rôle des trabécules et des rugosités des surfaces poreuses n'a pu être établi. L'utilisation d'os dégraissé en conjonction avec une surface métallique polie pourrait apporter des informations importantes à ce sujet.

Les résultats de l'expérience permettent d'apporter certaines observations qualitatives. Premièrement, la résistance maximale au frottement de l'interface varie peu selon le type de surface métallique poreuse utilisée, selon la localisation de l'os dans le tibia et selon la vitesse de déplacement relatif (pour l'échelle de vitesse choisie dans cette étude). Deuxièmement, la majorité des essais de frottement démontrent qu'un déplacement relatif d'environ 500 microns est nécessaire avant d'atteindre une résistance au frottement appréciable (0,25 MPa). Ce déplacement est largement supérieur à la limite de 150 microns désirée. L'amélioration de la précision du montage sur la mesure du déplacement relatif ne suffit pas à combler cette différence pour l'imputer aux interférences du montage. Ainsi, d'autres systèmes de fixation connexes (tiges, vis) doivent être utilisés pour stabiliser la prothèse après l'opération car le frottement seul ne suffit pas.

Les résultats constituent donc des informations importantes pour la compréhension des mécanismes de frottement en jeu. L'interface est un système complexe de graisse, d'os et de rugosités métalliques qui peut être difficilement décrit et contrôlé. Un modèle détaillé de l'interface apparaît donc inutile et les études ultérieures devraient se limiter à observer les caractéristiques générales de l'interface en frottement (résistance maximale, courbe  $F_t$  vs  $\Delta$ ) selon différents paramètres.

Par l'étude du frottement, il a été possible de développer certaines techniques pour arriver à définir un élément d'interface pour un modèle d'éléments finis. L'expérience étant une première, elle s'est donc voulue plus descriptive et la précision dans la définition de l'élément d'interface a été un problème secondaire. Cependant on doit s'interroger sur la nécessité d'une meilleure précision. La nature de l'interface étudiée est très variable et ne peut être contrôlée d'un test à l'autre. L'objectif premier serait plutôt d'analyser en détails le phénomène de frottement pour identifier les facteurs qui peuvent faire varier la résistance de l'interface au frottement.

Bien qu'une meilleure précision peut être obtenue par l'amélioration du montage expérimental et du protocole

expérimental, les valeurs mesurées de la résistance maximale au frottement resterait sensiblement du même ordre de grandeur. Par contre, la validité de la courbe  $F_t$  vs  $\Delta$  serait meilleure. Les prochaines études envisageables pour compléter ce projet sont :

- 1- amélioration de la validité de la mesure de K, la rigidité (non linéaire et linéaire) de l'interface;
- 2- étude de l'influence de la fréquence spatiale des rugosités des surfaces poreuses;
- 3- augmentation du nombre d'échantillon afin d'utiliser les cubes qu'une seule fois;
- 4- valider à nouveau le montage expérimental par des tests de frottement simple à analyser;
- 5- amélioration du protocole expérimental:
  - . étude détaillée des effets du préconditionnement
  - . conservation de l'os

## CONCLUSION

La réalisation de ce projet nous amènent aux conclusions suivantes :

- 1) La résistance maximale au frottement de l'interface os trabéculaire - surface métallique poreuse varie peu selon le type de surface métallique utilisée (à billes ou à fibres), selon la localisation de l'os dans le tibia (i.e. sa porosité) et selon la vitesse de déplacement relatif à l'interface.
- 2) Le coefficient de frottement de l'interface os-métal varie entre 0,2 et 0,9.
- 3) La courbe de la résistance au frottement vs le déplacement relatif suit une trajectoire non-linéaire atteignant un plateau constant pour des déplacements relatifs élevés.
- 4) La moelle semble être un facteur dominant pour ce qui est des caractéristiques de résistance au frottement.
- 5) Par un essai de frottement, il est possible de caractériser mécaniquement un élément d'interface pour un modèle d'éléments finis en définissant la résistance maximale au frottement et la courbe de la résistance au frottement vs le déplacement relatif à l'interface.

## BIBLIOGRAPHIE

1. Bobyn, J. D. et al.- "The Optimum Pore Size for the Fixation of Porous-Surfaced Metal Implants by the Ingrowth of Bone".- Clinical Orthopaedics and Related Research, #150 (1980), pp. 263-270.
2. Cameron, Hugh U. et al..- "The effect of movement on the bonding of Porous metal to bone".- Journal of Biomedical Material Research, vol. 7 (1973), pp. 301-311.
3. Clemow, A.J.T. et al.- "Interface mechanics of porous titanium implants".- Journal of Biomedical Material Research, vol. 15 (1981), pp. 73-82.
4. Pilliar, R. M. et al. - "Observations on the effect of movement of bone ingrowth into porous-surfaced implants".- Clinical Orthopaedics and Related Research, #208 (1986), pp.108-113.
5. Lee, J. M. et al.- "In vitro testing of porous-coated orthopaedic implant support in bone at 1 year: differences between fibrous tissue support and bone ingrowth".- Clinical Orthopaedics and Related Research, #208 (1986), pp. 108-113.

6. Green, D.L. et al.- "Biplane radiographic measurements of reversible displacement (including clinical loosening) and migration of total joint replacements".- Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 65-A, #8 (1983), pp. 1134-1143.
7. Walker, P.S. et al.- "Fixation of tibial components of knee prostheses".- Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 63-A, #2 (1981), pp. 258-267.
8. Homsy, Charles A. et al.- "Dynamic Stabilization of implanted prostheses".- Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 52-A (1970), pp. 604.
9. Brooker, Andrew F., Collier, J.R.- "Evidence of bone ingrowth into a porous-coated prosthesis".- Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 66-A, #4 (1984), pp. 619-621.
10. Hungerford, David S., Kena R.H. .- "Preliminary experience with a total knee prosthesis with porous coating used without cement".- Clinical Orthopaedics and Related Research, #176 (1983), pp. 95-107.
11. Manley, M.T. et al.- "Effects of repetitive loading on the integrity of porous coatings".- Clinical Orthopaedics and Related Research, #217 (1987), pp.

293-302.

12. Maniatopoulos, C. et al. .- "Threaded versus porous-surfaced designs for implant stabilization in bone-endodontic implant model".- Journal of Biomedical Material Research, vol. 20 (1986), pp. 1309-1333.

13. Pilliar R. M.- "Porous surfaced metallic implants for orthopaedic applications".- Journal of Biomedical Materials Research, vol. 21, # A1 (1987), pp. 1-33.

14. Hungerford, David S., Krackow, K. A.- "Total joint arthroplasty of the knee".- Clinical Orthopaedics and Related Research, #192 (1985), pp. 23-33.

15. Cameron, H.U. et al.- "The rate of bone ingrowth into porous metal".- Journal of Biomedical Material Research, vol. 10 (1976), pp. 295-302.

16. Bobyn, J.D., Engh C.A.- "Human histology of the bone-porous metal implant interface".- Orthopaedics, vol. 7, #9 (1984), pp. 1410-1421.

17. Waugh, Theodore R.- "Total knee arthroplasty in 1984".- Clinical Orthopaedics and Related Research, #192 (1985), pp. 40-45.

18. Hulbert, S.F. et al.- "Effect of stress on tissue ingrowth into porous aluminum oxide".- Journal of Biomedical Material Research, #5 part 1 (1974), pp. 85-97.
19. Volz, Robert G. et al.- "The mechanical stability of various noncemented tibial components".- Clinical Orthopaedics and Related Research, #226 (1988), pp. 38-42.
20. Ducheyne, P. et al.- "Influence of a functional dynamic loading on bone ingrowth into surface pores of orthopaedic implants".- Journal of Biomedical Material Research, vol. 11 (1977), pp. 811-838.
21. Hori, R.Y., Lewis, J.L.- "Mechanical properties of the fibrous tissue found at the bone-cement interface following total joint replacement".- Journal of Biomedical Material Research, vol. 16 (1982), pp. 911-927.
22. O'Connor, D. O. et al.- "Bone-implant micromotion in titanium ingrowth hip stems".- Meeting of Society for Biomaterials (1987), p. 97.
23. Hvid, Ivan, et al.- "Compressive strength of tibial cancellous bone".- Acta Orthopaedica Scandinavia (suppl.), 54 (1983), pp. 819-825.

24. Pope, M.H., Outwater, J. O.- "The fracture characteristics of bone substance".- Journal of Biomechanics, vol. 5 (1972), pp. 457-465.
25. McElhaney, James H.- "Mechanical properties of cranial bone".- Journal of Biomechanics, vol. 3 (1970), pp. 495-511.
26. Currey, J.D.- "The mechanical consequences of variation in the mineral content of bone".- Journal of Biomechanics, vol. 2 (1969), pp. 1-11.
27. Behrens, J.C et al.- "Variations in strength and structure of cancellous bone at the knee".- Journal of Biomechanics, vol. 7, (1974), pp. 201-207.
28. Whitehouse, W.J.- "The quantitative morphology of anisotropic trabecular bone".- Journal of Microscopy, vol. 101, pt 2 (1974), pp. 153-168.
29. McElhaney, James et al.- "Effect of embalming on the mechanical properties of beef bone".- Journal of applied physiology, vol. 19, # 6 (1964), pp. 1234-1236.
30. Weaver, James K.- "The microscopic hardness of

bone".- Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 48-A, # 2 (1966), pp. 273-288.

31. Weaver, James K..- "Concellous bone: its strength and changes with aging and a n evaluation so some methods for measuring its mineral content".- Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 48-A, # 2 (1966), pp. 289-298.

32. Panjabi, Manohar M. et al.- "Mechanical properties of bone as function of rate of deformation".- Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 55-A, #2 (1973), pp. 322-330.

33. Carter, Dennis R. et al.- "Uniaxial fatigue of human cortical bone. The influence of tissue physical characteristics".- Journal of Biomechanics, vol. 14 (1981), pp. 461-470.

34. Currey, J. D..- "The effects of strain rate, reconstruction and mineral content on some mechanical properties of bovine bone".- Journal of Biomechanics, vol. 8 (1975), pp. 81-86.

35. Black, Jonathan et al.- "Haversian Osteons: size, distribution, internal structure, and orientation".- Journal of Biomedical Material Research, vol. 8 (1974), pp. 299-319.

36. Frasca, Peter et al.- "Mineral and collagen fiber orientation in human secondary osteons".- Journal of Dental Research, vol. 57, # 3 (1978), pp. 526-533.
37. Ascenzi, Antonio, Bonucci, E.- "The compressive properties of single osteons".- Anatomical Record, 161, pp. 377-392.
38. Ascenzi, Antonio, Bonucci, E.- "The tensile properties of single osteons".- Anatomical Record, 158 (1967), pp. 375-386.
39. Whitehouse, W.J.- "The scanning electron microscope in studies of trabecular bone from a human vertebral body".- Journal of Anatomy, vol. 108, #3 (1971), pp. 481-496.
40. Evans, F. Gaynor.- "Factors affecting the mechanical properties of bone".- Bulletin of New York Academy of Medicine, vol. 49, #9 (1973), pp. 751-764.
41. Galante, J. et al.- "Physical properties of trabecular bone".- Calcified tissue International, vol. 5 (1970), pp. 236-246.
42. Awscenzi, Antonio.- "The shearing properties of single

osteons".- Anatomical Record, 172 (1972), pp. 499-510.

43. Lindahl,Olov.- "Mechanical properties of dried defatted spongy bone".- Acta Orthopaedica Scandinavia (suppl.), vol. 47 (1976), pp. 11-19.

44. Sedlin,E.D., Hirsch C.- "Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone".- Acta Orthopaedica Scandinavia (suppl.), 37 (1966), pp. 29-48.

45. Schaffler,M. B., Burr. D.- "Stiffness of compact bone: effects of porosity and density".- Journal of Biomechanics, vol. 21, #1 (1988), pp. 13-16.

46. Currey,J. D..- "The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone".- Journal of Biomechanics, vol. 21, #2 (1988), pp. 131-139.

47. Katz,J. Lawrence.- "The elastic anisotropy of bone".- Journal of Biomechanics, vol. 20, #11/12, (1987), pp. 1063-1070.

48. Goldstein,S. A..- "The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and

- function".- Journal of Biomechanics, vol. 20, # 11/12 (1987), pp. 1055-1061.
49. Roesler,H.- "The history of some fundamental concepts in bone biomechanics".- Journal of Biomechanics, vol. 20, #11/12 (1987), pp. 1025-1034.
50. Williams,J.L., Lewis J.L.- "Properties and an Anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibial epiphysis".- ASME, vol. 104 (1982), pp. 50-56.
51. Ducheyne,Paul.- "Factors governing the mechanical behavior of the implant-porous coating-trabecular bone interface".- Journal of Biomechanics, vol. 11 (1978), pp. 297-307.
52. Insall,John N.- "Presidential address to the knee society. Choices and compromises in total knee arthroplasty".- Clinical Orthopaedics and Related Research, #226, (1988), pp. 43-48.
53. Pope,M. H., Outwater, J.O.- "Mechanical properties of bone as a function of position and orientation".- Journal of Biomechanics, vol. 7 (1974), pp. 61-66.
54. Henshaw,R.M. et al.- "Three dimensional map of

trabecular architecture of the proximal and distal human femur and proximal human tibia".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1986), p. 41.

55. Ciarelli, M.J. et al.- "Experimental determination of the orthogonal mechanical properties, density, and distribution of human trabecular bone from the major metaphyseal..".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1986), p. 42.

56. Goldstein, S.A. et al.- "Architectural effects on trabecular bone material properties".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1986), p. 332.

57. Rivero, D.P. et al.- "Effect of pulsing electromagnetic fields on bone ingrowth in a porous material".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1986), p. 492.

58. Hvid, I. et al.- "Axial compressive strength of trabecular bone at the proximal tibia assessed by quantitative computed tomography".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1987), p. 52.

59. Struhl, S. et al.- "The distribution of mechanical properties of trabecular bone within vertebral bodies and

iliac crests: correlation with computed tomography density".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1987), p. 262.

60. Katz, I. et al.- "Qualitative bone mineral changes in osteoporosis".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1987), p. 263.

61. Cheal, E.J. et al.- "Trabecular bone remodeling around smooth and porous implants".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1987), p. 434.

62. Chao, E.Y.- "Extracortical bone bridging: a new concept for implant fixation".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1987), p. 435.

63. Manley, M.T.- "Direct observation of micromotion at the implant-bone interface with cemented and non-cemented tibial components".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1987), p. 436.

64. Hollister, S.J. et al.- "Correlation of finite element stress predictions with trabecular bone remodeling in vivo: effects of mesh refinement and mechanical property assumptions".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1988), p. 233.

65. Turner, T.M. et al.- "Cortical remodeling and bone ingrowth in proximal and full-length porous-coated canine femoral stems".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1988), p. 309.
66. Lavernia, C.J. et al.- "Effects of warfarin on the ingrowth of porous coated devices".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1988), p. 312.
67. Manley, M. T. et al.- "Fixation of porous titanium and smooth hydroxylapatite interfaces in a loaded model".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1988), p. 332.
68. Tooke, S.M. et al.- "Comparison of in vivo cementless acetabular fixation".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1988), p. 363.
69. Butler, C.A. et al.- "Initial implant stability of porous coated total hip femoral components: a mechanical study of micromovement".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1988), p. 549.
70. Murray, R.P. et al.- "Mechanical properties of the subchondral plate and the metaphyseal shell".- Proceedings of Orthopaedic Research Society, (1984), p. 197.

71. D 4501-85.- "Standard test method for shear strength of adhesive bonds between rigid substrates by the block-shear method".- ASTM, (1985), p. 482-488.
72. D 4255-83.- "Standard guide for testing inplane shear properties of composites laminates".- ASTM, (1983), p. 267-284.
73. D 4680-87.- "Standard test method for creep and time to failure of adhesives in static shear by compression loading (wood-to-wood)".- ASTM, (1987), p. 515-526.
74. D 3983-81.- "Standard test method for measuring strength and shear modulus of nonrigid adhesives bay the thick adherend tensile lap specimen".- ASTM, (1981), pp. 411-427.
75. Gibson,L. J..- "The mechanical behaviour of cancellous bone".- Journal of Biomechanics, vol. 18 #5 (1985), pp. 317-328.
76. Insall,John.- "The total condylar knee prosthesis".- Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 61-A, # 2 (1979), pp. 173-180.
77. Whitehouse,W. J..- "Scanning electron microscope

- studies of trabecular bone in the proximal end of the human femur".- Journal of Anatomy, vol. 118, # 3 (1974), pp. 417-444.
78. Clinical orthopaedics and Related Research, #192 (1987).
79. Communication personnelle, Regie de l'assurance-maladie du Quebec, service statistique, 01/89.
80. Swanson, S.A.V., Freeman, M.A.R.- "Is bone hydraulically strengthened?".- Medical and Biological Engineering, vol. 4 (1966), pp. 433-438.
81. Leif, Ryd.-"Micromotion in knee arthroplasty", Acta orthopaedica Scandinavica supplementum, no 220, vol. 57 (1986).
82. Communication personnelle, Saeed Shirazi-Adl, (nov. 1988).
83. Gong et al.- "Composition of trabecular and cortical bone".- Anatomical Record, vol. 149 (1964), pp. 325-332.
84. Carter, D.R. et al.- "The compression behaviour of bone as a two-phase porous structure".- Journal of Bone and

Joint Surgery, vol. 59A (1977), pp. 954-962.

85. Linde, F., Hvid, I.- "Stiffness behaviour of trabecular bone specimens".- Journal of Biomechanics, vol. 20, #1 (1987), pp. 83-89.

86. O'Connor, J., Boyd, J.-Handbook of lubrication engineering.- Toronto: McGraw-Hill Book Company, 1968.

87. Kafka, V.-"On hydraulic strengthening of bones".-Biorheology, vol. 20 (1983), pp. 789-793.

88. Barford, N.C.- Experimental measurements: precision, error and truth/deuxième édition.- Toronto: John Wiley & Sons, 1985, 159p.

89. Townley, C. O.-"The anatomic total knee resurfacing arthroplasty".- Clinical Orthopaedics and Related Research, vol. 192 (1985), pp. 82-96.

90. Paul, J.P.- Loading on normal hip and knee joints and on joint replacement/ dans Advances in artificial hip and knee joint technology.- New York: Springer-Verlag, 1976, pp. 53-70.

91. Hall, M. C.- The Architecture of bone.- Springfield:

Charles C. Thomas, 1966, 346p.

92. Vaillancourt, Helene.- Modélisation par éléments finis de l'os spongieux d'une vertèbre / Memoire de maitrise.- Ecole Polytechnique de Montreal, 1986, 179 p.

93. Evans, F.G.-Mechanical properties of Bone.- Springfield: Charles C. Thomas, 1973, 322 p.

94. Benabdallah, S.M.-Etude du frottement de glissement alternatif thermoplastique-métal en contact plan-plan, thèse de doctorat, Ecole Polytechnique de Montréal, 1987, 538 p.

95. Oberg, Erik et al.- Machinery's Handbook, New York: Industrial Press Inc. (1980), 2482 p.

96. Bowden, F.P., Tabor, D.- The friction and lubrication of solids, Part I.- Oxford: Clarendon Press, 1958, 372 p.

97. Bowden, F.P., Tabor, D.- The friction and lubrication of solids, Part II.- Oxford: Clarendon Press, 1964, 544 p.

98. Postnikov, S.N.- Electrochemical phenomena in

friction, cutting and lubrication/ traduit par Ben Teague.- New York: VNR, 1978, 282 p.

99. Harris, N.H.- Postgraduate textbook of clinical orthopaedics.- Boston: Wright. PSG, 1983, 1028p.

100. Hastings, G.W., Ducheyne, Paul.- Natural and living biomaterials.- Boca Raton: CRC Press, 1984, 167 p.

**ANNEXE I**

**LISTE DES CUBES OSSEUX UTILISÉS  
DANS LES EXPÉRIENCES DE  
FROTTEMENT**

**LISTE DES CUBES D'OS TRABÉCULAIRE**AIRES DE LA SURFACE DES CUBES (mm<sup>2</sup>)

PATIENT	D1-1	D2-1	D3-1	D4-1	D5-1	G1-1	G2-1	G3-1	G4-1	G5-1
<b>Coupe 1</b>										
C1	252	294	240	220	240	260	322	251	242	220
C2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
C3	-	-	-	-	-	165	176	198	216	240
C4	247	228	273	240	-	204	190	170	165	170
C5	-	-	-	-	-	234	204	198	216	209
C6	247	234	247	234	247	-	-	-	-	-
C7	-	-	-	-	-	200	220	230	220	204
<b>Coupe 2</b>										
C1	220	192	176	-	148	198	216	201	198	180
C5	-	-	-	-	-	216	204	247	216	204
C6	234	252	300	273	-	-	-	-	-	-
C7	-	-	-	-	-	240	240	216	216	216

**LÉGENDE :**

Coupe 1 : cubes provenant de la première coupe transverse du tibia

Coupe 2 : cubes provenant de la deuxième coupe

Cubes : Chaque provient d'une région définie comme suit :

**Genou droit**

D1 région latérale  
 D2 région médiale  
 D3 région antérieure  
 D4 région centrale  
 D5 région postérieure

**Genou gauche**

G1 région latérale  
 G2 région médiale  
 G3 région antérieure  
 G4 région centrale  
 G5 région postérieure

**LISTE DES CUBES D'OS TRABÉCULAIRE**  
**AIRES DE LA SURFACE DES CUBES (mm<sup>2</sup>)**

PATIENT	D1-2	D2-2	D3-2	D4-2	D5-2	G1-2	G2-2	G3-2	G4-2	G5-2
<b><u>Coupe 1</u></b>										
C1	230	264	-	-	-	299	260	-	-	-
C2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
C3	-	-	-	-	-	204	-	198	216	192
C4	-	-	-	-	-	-	-	198	198	198
C5	-	-	-	-	-	234	204	198	216	209
C6	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
C7	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b><u>Coupe 2</u></b>										
C1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
C5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
C6	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
C7	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

**LÉGENDE :**

Coupe 1 : cubes provenant de la première coupe transverse du tibia

Coupe 2 : cubes provenant de la deuxième coupe

Cubes-2 : certains tibias étaient assez gros pour fabriquer 2 cubes par régions. On identifie ces deuxièmes cubes par un "-2".

**Genou droit**

D1-2 région latérale  
 D2-2 région médiale  
 D3-2 région antérieure  
 D4-2 région centrale  
 D5-2 région postérieure

**Genou gauche**

G1-2 région latérale  
 G2-2 région médiale  
 G3-2 région antérieure  
 G4-2 région centrale  
 G5-2 région postérieure

LISTE DES PATIENTS DESQUELS PROVIENNENT LES TIBIAS

<u>PATIENT #</u>	<u>AGE</u>	<u>SEXE</u>	<u>PATHOLOGIE</u>
C1	> 30	M(?)	amputation, diabète
C2	> 30	M(?)	amputation, diabète
C3	> 30	M(?)	amputation, diabète
C4	> 30	M(?)	amputation, diabète
C5	62	M	amputation, diabète
C6	67	M	amputation, diabète
C7	35	M	amputation, diabète

## ANNEXE II

### TECHNIQUES DE CONSERVATION DE L'OS TRABÉCULAIRE

Il a été démontré que les propriétés de l'os trabéculaire varient selon la température et l'humidité de l'os, sa fraîcheur (embaumé ou non, congelé ou non), sa dimension (de l'échantillon) et sa qualité (variable d'un patient à l'autre). Ces propriétés ont été étudiées par plusieurs auteurs : [29, 30, 37, 38, 40, 41, 43, 44, 46]. Evans [40] est un des chefs de file dans le domaine. Les techniques que nous employons dans cette présente expérience sont surtout basées sur ses expériences publiées dans "Mechanical Properties of Bone", 1973 [93]. Voici donc les principes à retenir dans la conservation de l'os afin d'éviter une dégradation de ses propriétés mécaniques.

1- Les propriétés mécaniques de l'os ne varient pas à long terme lorsqu'il est congelé à au moins  $-20^{\circ}\text{C}$  dans un contenant hermétique pour éviter son assèchement. La congélation à  $-20^{\circ}\text{C}$  a été utilisée chez plusieurs auteurs : [30, 31, 32, 33, 39, 44, 45, 53, 64, 66, etc.] Certains ont même congelé l'os jusqu'à  $-70^{\circ}\text{C}$  [69]. Il est préférable d'ajouter de la solution physiologique dans le contenant scellé pour maintenir une hydratation de l'os [24, 34, 50].

- 2- Il est préférable de couper l'os lorsqu'il est congelé afin d'éviter un surchauffement qui modifierait les propriétés mécaniques de celui-ci [23, 31, 58]. Il est aussi proposé de réaliser les coupes en humidifiant l'os constamment [25, 27, 33, 44, 45, 70].
- 3- Avant le test , il est proposé de faire décongeler l'os pendant 1 à 2 jours dans une solution saline à  $-2^{\circ}\text{C}$  environ [26]. Avant le test, faire baigner l'os dans une solution saline pendant une heure à la température de la pièce [44].
- 4- Au cours du test, l'os ne doit pas rester sans humidification avec solution saline pendant plus d'une vingtaine de minutes. Sedlin et al. [44] ont démontré un grand changement des propriétés mécaniques de l'os lorsqu'il est à l'air libre pendant plus d'une heure.
- 5- Les propriétés mécaniques de l'os ne varient pas sur des tests successifs si la charge appliquée ne dépasse pas 35% de la charge à la rupture [44].
- 6- La grandeur de l'échantillon n'affecte pas les propriétés mécaniques de l'os.
- 7- Les propriétés mécaniques de l'os ne change pas sur une échelle de température de 21 à  $37^{\circ}\text{C}$ .
- 8- Plusieurs auteurs essaient de réaliser les tests avant 48 heures post-mortem [55, 56, 59, 67, 68].
- 9- L'os embaumé possède des propriétés mécaniques légèrement différentes de l'os frais [29, 40]. Les

propriétés sont toutefois assez rapprochées pour utiliser l'os embaumé dans une expérience à des fins d'étude préliminaire.

## ANNEXE III

### TESTS D'ÉTALONNAGE DU MONTAGE EXPÉRIMENTAL

#### 1) Tests de rigidité tangentielle du montage

Le montage expérimental de frottement possède une certaine rigidité tangentielle définie qui intervient dans la mesure du déplacement relatif à l'interface. Un test a été réalisé pour mesurer cette rigidité en fixant la cage rotative (6-1) à un échantillon métallique "rigide". La courbe cyclique en contrôle de force obtenue est illustrée à la figure III.1.

#### 2) Tests d'étalonnage du capteur de déplacement (4-1)

Le capteur de déplacement (4-1) a été calibré en l'installant sur un tour à usiner pouvant établir des déplacements avec une précision de  $1/10\ 000''$ . La courbe obtenue est illustrée à la figure III.2.

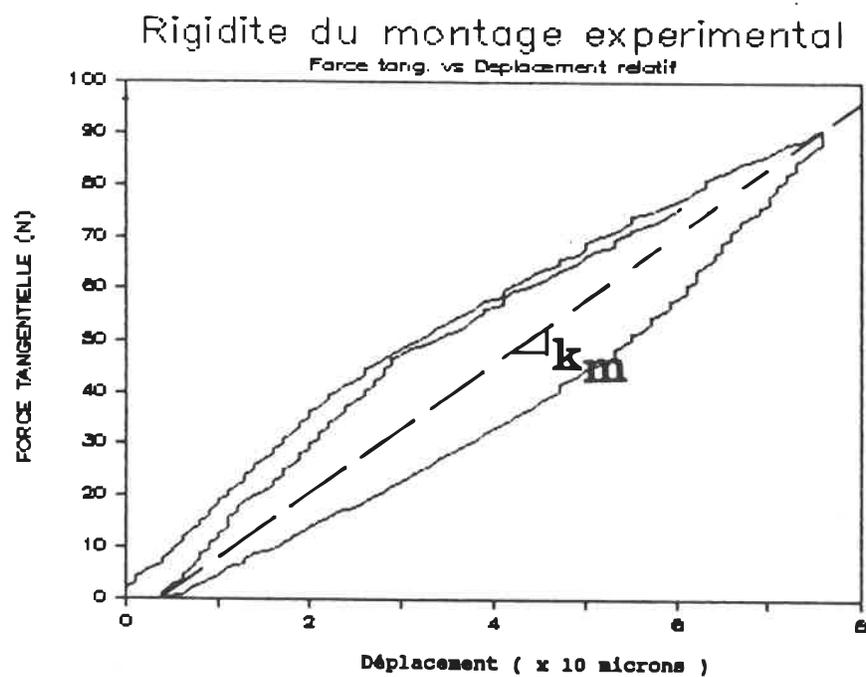
#### 3) Tests d'étalonnage du système de jauges de contraintes (C).

Le système de jauges de contraintes sert à mesurer la force  $F_n$  de contact. Il a été calibré à l'aide de masses étalon à plusieurs reprises au cours de la période

de test. La courbe d'étalonnage obtenue est illustrée à la figure III.3.

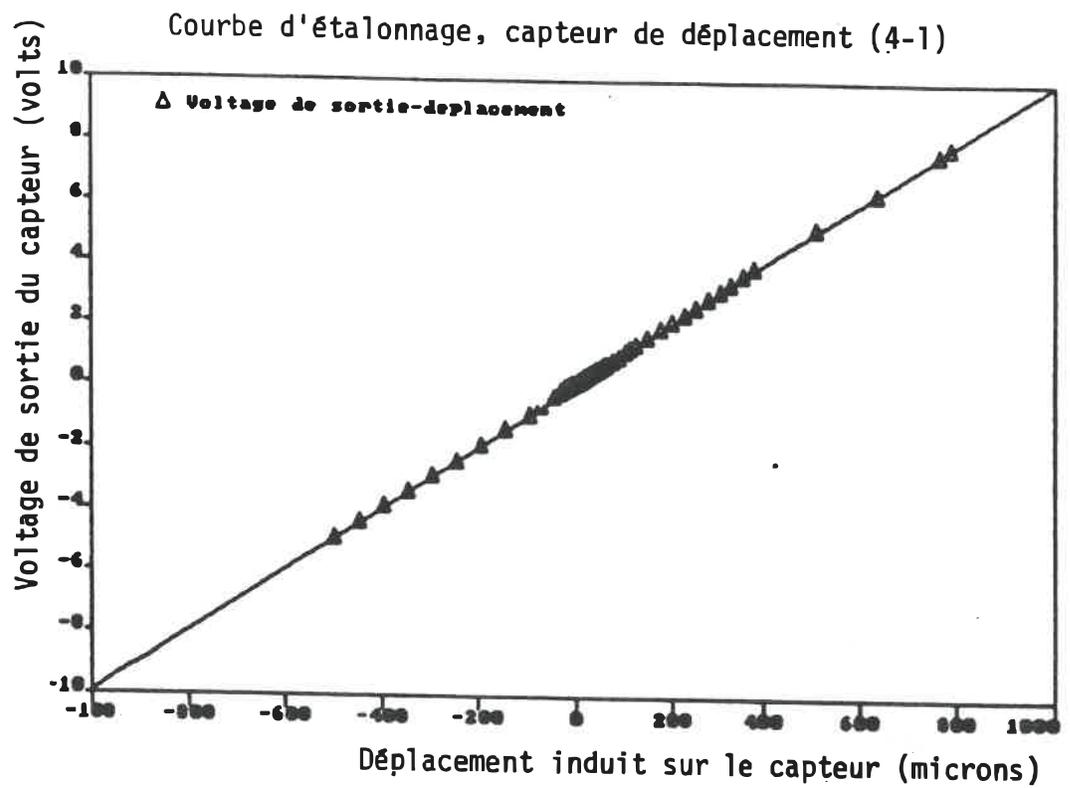
#### 4) Tests d'étalonnage de la cellule de force (5-1)

La cellule de force sert à mesurer la résistance au frottement ( $F_t$ ) de l'interface. La cellule a été calibrée à plusieurs reprises au cours de la période de test. Les courbes d'étalonnage obtenues sont illustrées aux figures III.4. et III.5. La première figure présente l'étalonnage pour des valeurs importantes de force. La deuxième présente le calibrage pour de petites valeurs. L'étalonnage s'est fait avec des masses étalon.



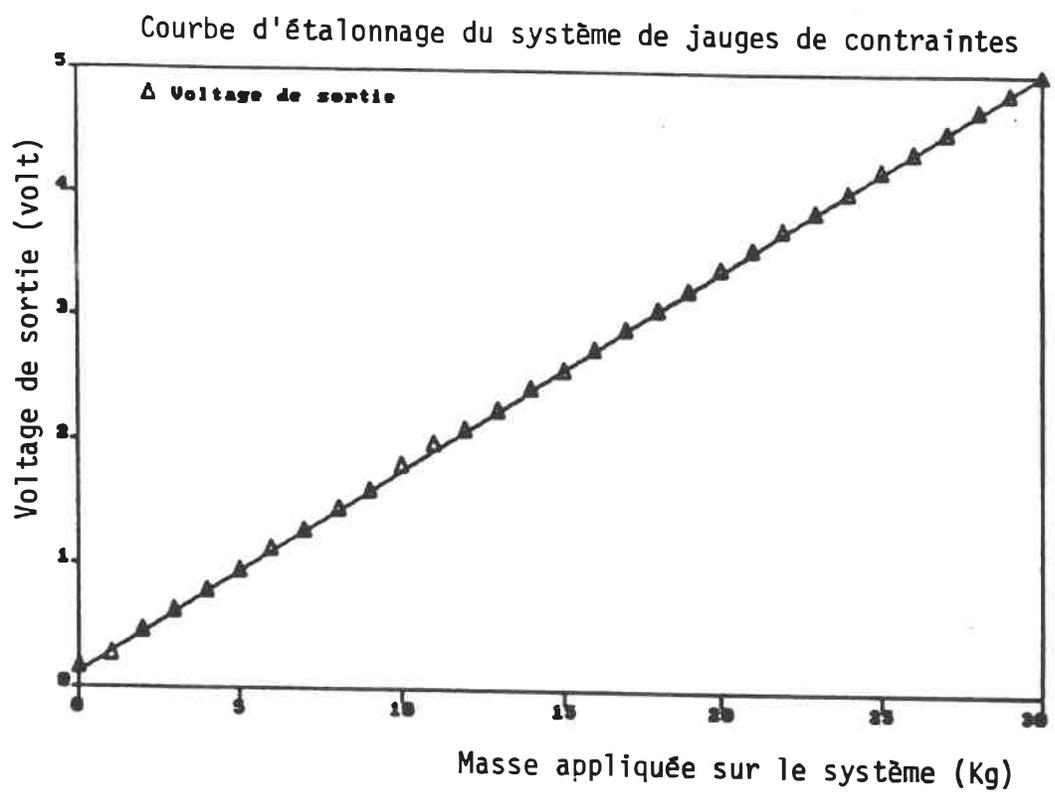
$$K_M = 1,3 \text{ N/micron}, \text{ ou } C_M = 1/K_M = 0,78 \text{ micron/N}$$

FIGURE III.1 Rigidité du montage expérimental



Equation de la courbe:  $\text{Voltage} = 9.96e-3 * \Delta + 0,016$   
variance =  $-2e-4$

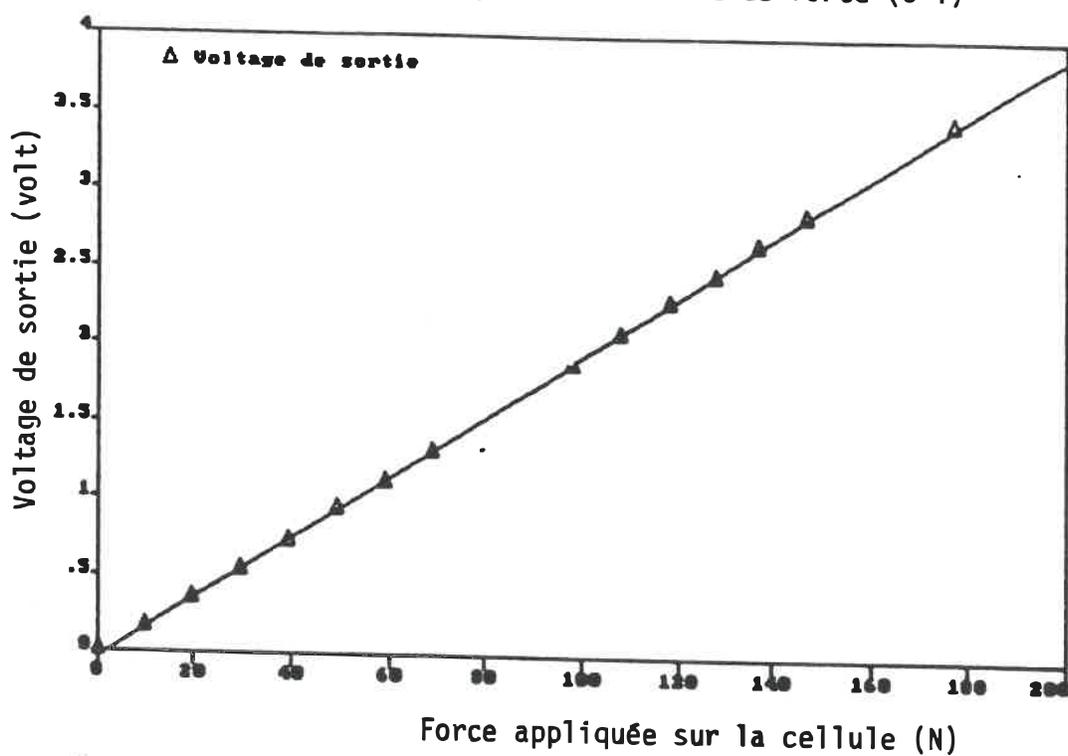
FIGURE III.2 Courbe d'étalonnage du capteur de déplacement



Equation de la courbe:  $\text{voltage} = 0,163 * m + 0,12$   
variance =  $-1.74e-a4$

FIGURE III.3 Courbe d'étalonnage du système de jauges de contraintes

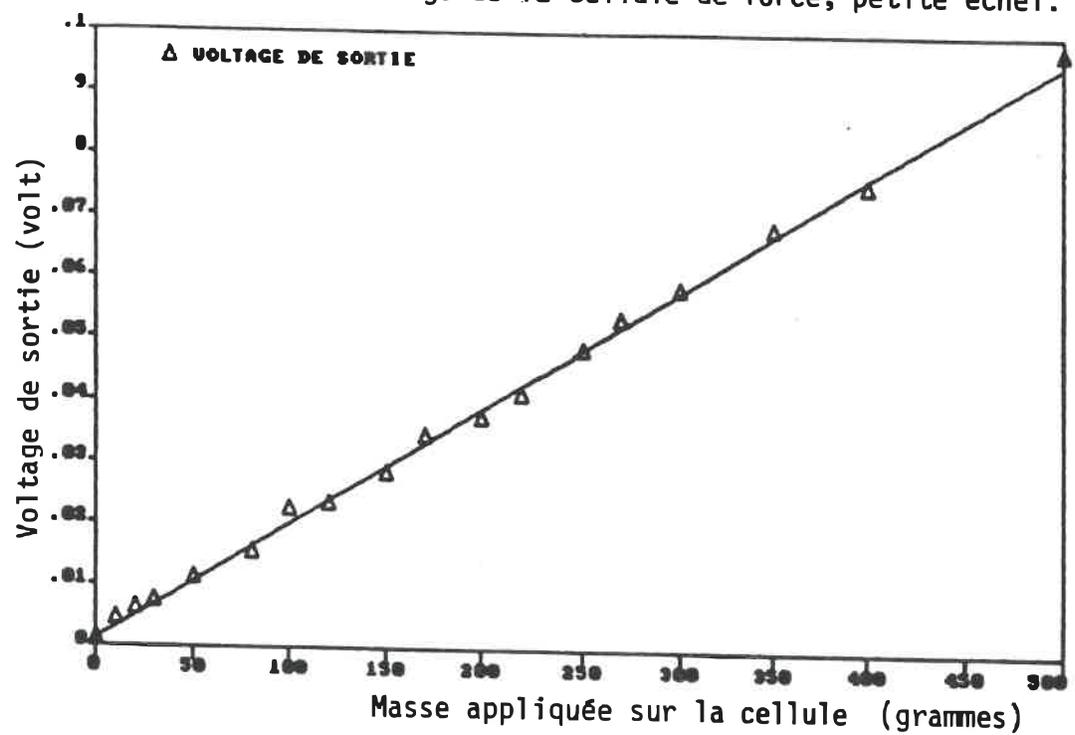
Courbe d'étalonnage de la cellule de force (5-1)



Equation de la courbe:  $\text{voltage} = 1.96\text{e-}2 * F - 3.72\text{e-}2$   
variance =  $-1.65\text{e-}4$

FIGURE III.4 Courbe d'étalonnage de la cellule de force

Courbe d'étalonnage de la cellule de force, petite échel.



Equation de la courbe:  $\text{voltage} = 1.88\text{e-}4 * m + 1.18\text{e-}3$   
variance =  $-1.33\text{e-}6$

FIGURE III.5 Courbe d'étalonnage de la cellule de force, petite échelle

## ANNEXE IV

### ÉVALUATION APPROXIMATIVE DE LA DÉFORMATION DU CUBE D'OS TRABÉCULAIRE

Selon la théorie de résistance des matériaux, nous pouvons calculé la déformation d'un cube d'un matériau homogène soumis à une contrainte de cisaillement à sa surface. Les déformations induites sont à deux niveaux : en flexion et en cisaillement

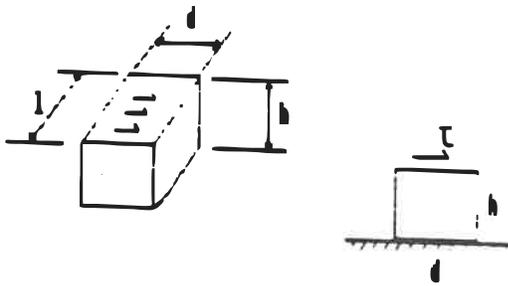


FIGURE IV.1 Cube soumis à une contrainte de cisaillement à sa surface.

1) calcul de la flèche en flexion ( $u_f$ )

$$u_f = \frac{Ph^3}{3EI} = P * K_f$$

où  $K_f$  : rigidité en flexion du cube

$P$  : force tangentielle à la surface du cube

Ainsi:

$$\begin{aligned} K_f &= \frac{h^3}{3EI} = \frac{12h^3}{3Edl^3} \\ &= \frac{4}{dE} \frac{h^3}{l^3} \end{aligned}$$

Alors:

$$u_f = \frac{4P}{dE} \left[ \frac{h}{l} \right]^3$$

Une évaluation pour un cube d os trabéculaire serait:

$$E = 300 \text{ MPa}$$

$$d = 1,5 \times 10^{-2} \text{ m}$$

$$h/l = 10 \setminus 20 = 0,5$$

$$u_f = \frac{4}{300 * 1,5 * 10^{-2}} 0,5^3 * P$$

Pour  $P = 80 \text{ N}$ ,  $u_f = 9,6 * 10^{-6} = 9 \text{ microns}$

2) Calcul de la flèche en cisaillement ( $u_s$ )

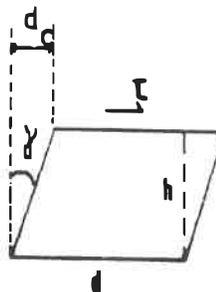


FIGURE IV.2 Déformation d'un cube en cisaillement

On a:  $u_c = h \sin \gamma$

or,

$$\gamma = \frac{\tau}{G} = \frac{\tau}{E / 2(1 + \nu)}$$

donc,

$$\begin{aligned} u_c &= h \sin \frac{2(1 + \nu) \tau}{E} \\ &= h \sin \frac{2(1 + \nu) P}{ldE} \end{aligned}$$

Pour un cube d'os trabéculaire;

$$\begin{aligned} E &= 300 \text{ MPa} \\ h &= 1 \cdot 10^{-2} \text{ m} \\ l &= 2 \cdot 10^{-2} \text{ m} \\ d &= 1,5 \cdot 10^{-2} \text{ m} \\ \nu &= 0,25 \end{aligned}$$

On obtient,

$$\begin{aligned} u_c &= 0,01 \sin (2,8 \cdot 10^{-5} P) \text{ m} \\ &= 0,01 (2,8 \cdot 10^{-5} P) \text{ m} \end{aligned}$$

Pour  $P = 80 \text{ N}$ , on a:

$$\begin{aligned} u_c &= 0,01 (2,8 \cdot 10^{-5} * 80) \text{ m} \\ &= 22 \text{ microns} \end{aligned}$$

Ainsi, sous une contrainte de cisaillement à sa surface, le cube se déformera de 31 microns, pour une force équivalente de 80 N. Evidemment, ces calculs sont directement dépendants de la valeur de E choisie. Ce qu'il faut retenir, c'est qu'on ne peut négliger cette déformation au cours de l'expérience.

## ANNEXE V

### CALCUL APPROXIMATIF DE LA POROSITÉ D'UNE SURFACE À BILLES

Soit la surface à billes suivante :

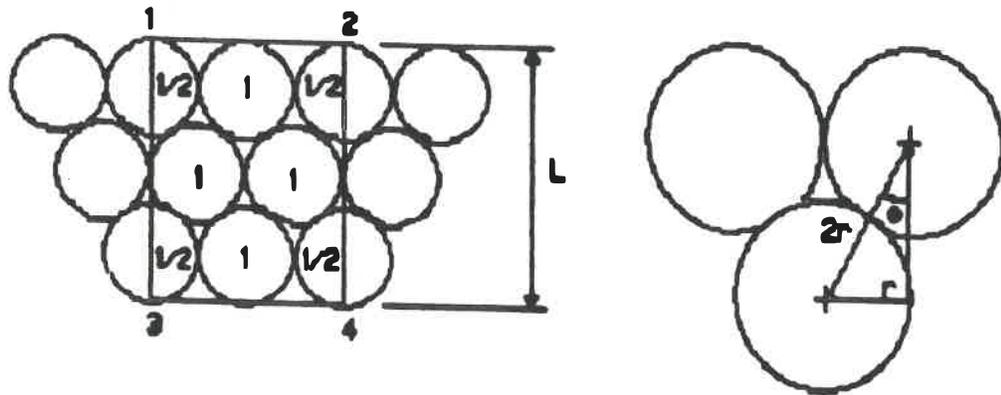


FIGURE V.1 Vue supérieure d'une plaque métallique à billes

La porosité de surface est donc :

$$P_s = \frac{A_T - A_b}{A_T}$$

où;  $A_T$  : aire totale du carré 1-2-3-4

$A_b$  : aire de la projection d'une bille dans la plan

$P_s$  : porosité de surface de la surface poreuse

Selon la Figure V.1,

$$A_b = 6 \times \pi r^2$$

et,

$$\begin{aligned} A_T &= (2 \times 2r) \times L \\ &= 4r \times 2 (r + 2r \cos\theta) \\ &= 4r \times 2r (1 + 2 \times 0,866) \\ &= 8r^2 \times 2,73 \\ &= 21,85 r^2 \end{aligned}$$

sachant que,

$$\theta = \sin^{-1}(r/2r) = \sin^{-1}(\theta)$$

Alors, la porosité de surface  $P_s$  est :

$$P_s = \frac{21,85 - 6\pi}{21,85} = 14 \%$$

## ANNEXE VI

### ÉVALUATION DE L'ÉCART-TYPE SUR LE CALCUL DE $F_s$

Il a déjà été mentionné que dans un test de frottement cyclique, la résistance au frottement est calculée par la formule 6.1. Au cours des tests préliminaires de frottement entre l'os trabéculaire et une surface métallique poreuse, des tests successifs sur un même cube ont été réalisés afin de déterminer l'écart-type de  $F_s$  sur la méthode de calcul utilisée. La figure V.1 illustre cinq tests successifs de frottement en contrôle de déplacement pour un seul cube. D'autres cubes ont été aussi testés et la valeur moyenne de  $F_s$  (calculé selon la formule 6.1) ainsi que l'écart-type de  $F_s$  sont compilés dans le tablea V.1. L'écart-type moyen est de 6 N, i.e. environ 10% de la résistance au frottement  $F_s$ . L'inspection des courbes de la figure V.1 démontre aussi la présence des artefacts chez un même cube.

SPÉCIMEN CUBE #	$F_s$ (N) (moyenne de 5 tests)	Ecart-type (N) (5 tests)
C1 G3-1	62	4,4
C1 G1-1	80	2
C1 G1-2	96	3,8
C1 G2-1	84	9,1
C1 G2-2	88	11
C1 G4-1	69	4,7
C4 D1-1	89	5,6
C4 D2-1	61	8,2
C4 D3-1	69	5,3
C4 D1-1	-	-
C4 D2-1	58	8,8
C4 D3-1	46	3,8
moyenne:		6 N

TABLEAU V.1 Compilation des tests de frottement successifs sur un même cube (surface à billes)

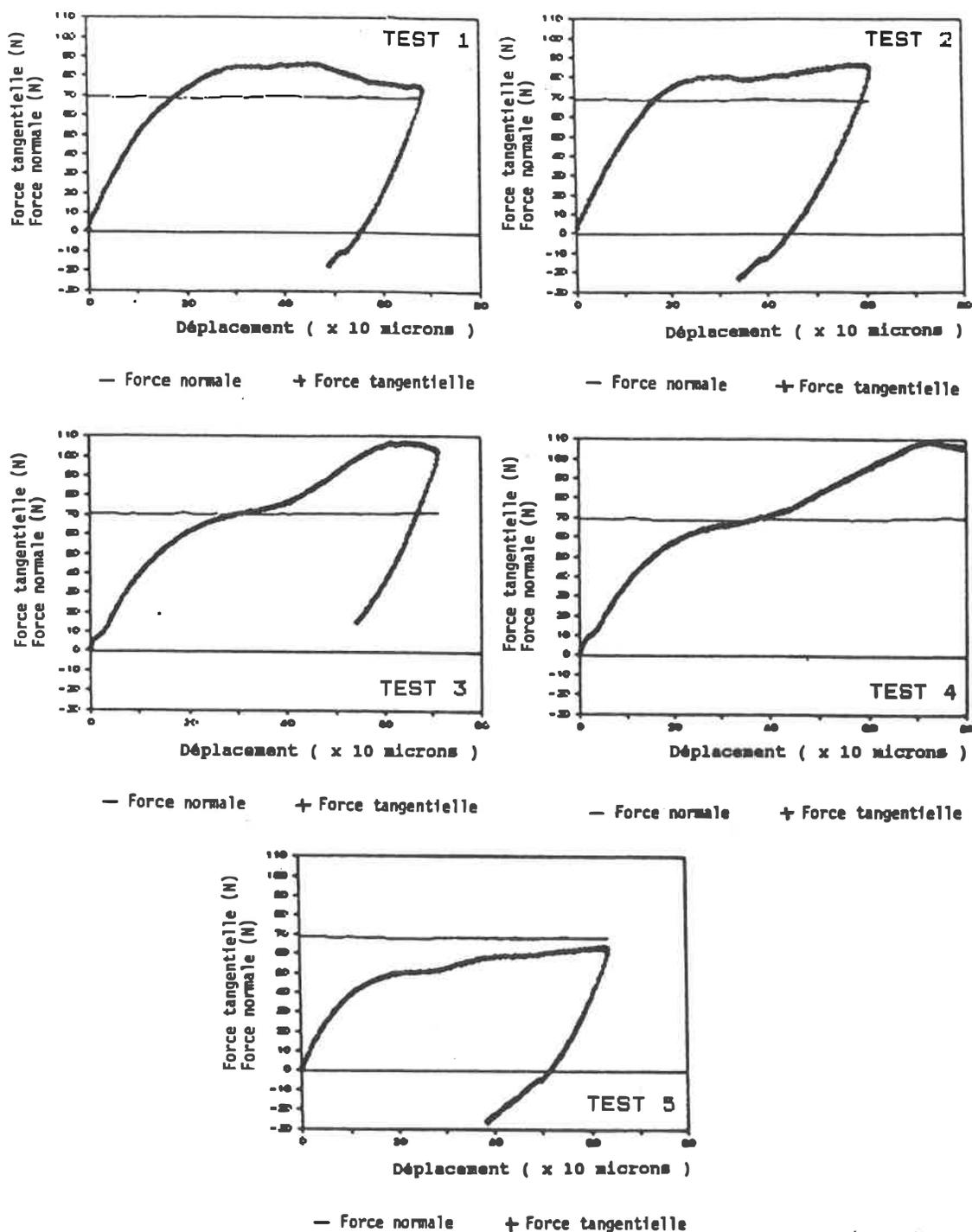


FIGURE VI.1 Tests successifs de frottement en contrôle de déplacement pour un même cube (cube C4-1 D1-1,  $\sigma_n = 0,25$  MPa, surface à billes)

## ANNEXE VII

### ANALYSE DE CERTAINES DÉVIATIONS DU MONTAGE EXPÉRIMENTAL

Le montage expérimental de frottement illustré à la figure VII.1 est sujet à certaines déviations qui peuvent éventuellement modifier de quelque façon la mesure de la résistance au frottement de l'interface os-métal. Par exemple, le montage expérimental permet d'ajuster la force normale  $F_n$  selon l'axe C-C avec une précision de  $\pm 5^\circ$ . Cette déviation de  $F_n$  selon l'axe C'-C'1 (cf. figure VII.1) induit une composante tangentielle de force n'ayant pas une contribution importante car la déviation reste mineure. De même, l'os trabéculaire, au cours du test, se vide de ses substances liquides et de la moelle. Ceci entraîne une modification de sa forme et ainsi, de l'alignement idéal recherché des échantillons présenté au chapitre 2. Cette déviation est par contre peu importante sur la mesure de la résistance au frottement car les moments induits sur le cube osseux sont de moindre importance par rapport à la grandeur des forces mesurées. Finalement, la technique de coupe des cubes d'os

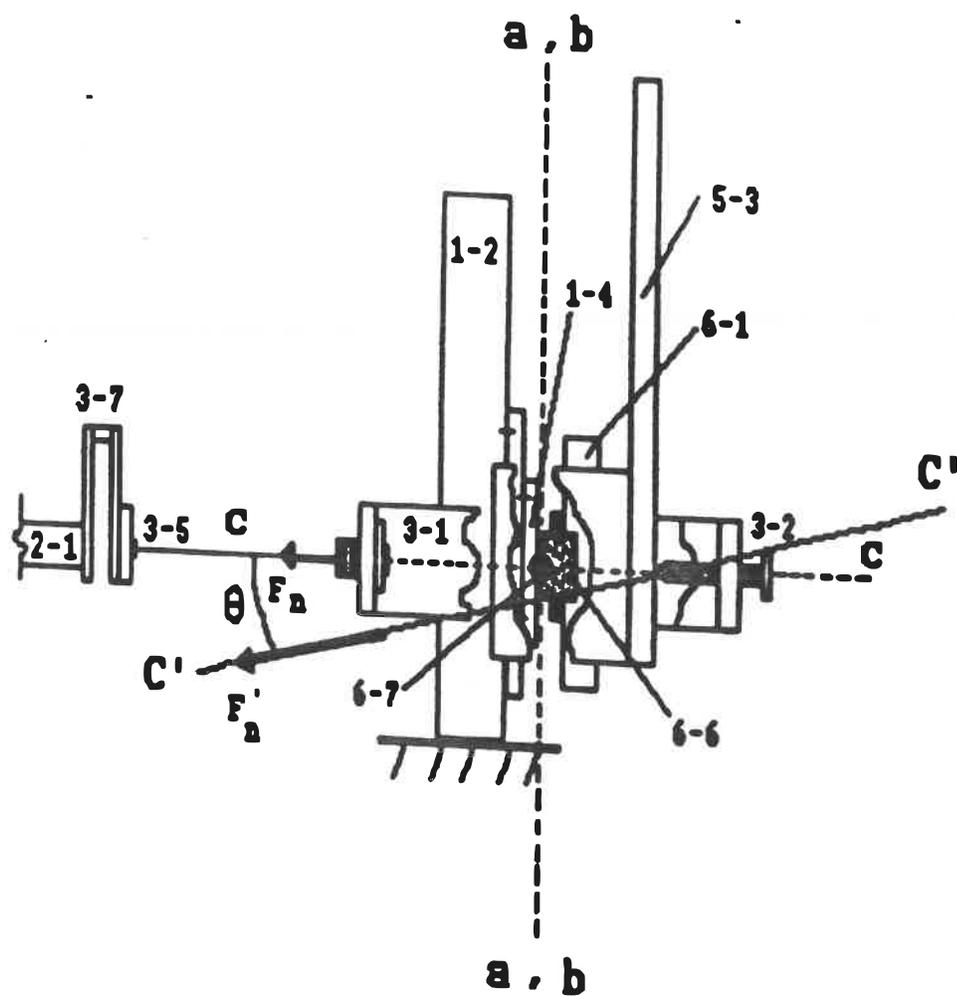


FIGURE VII.1 Déviation de la force de contact  $F_n$

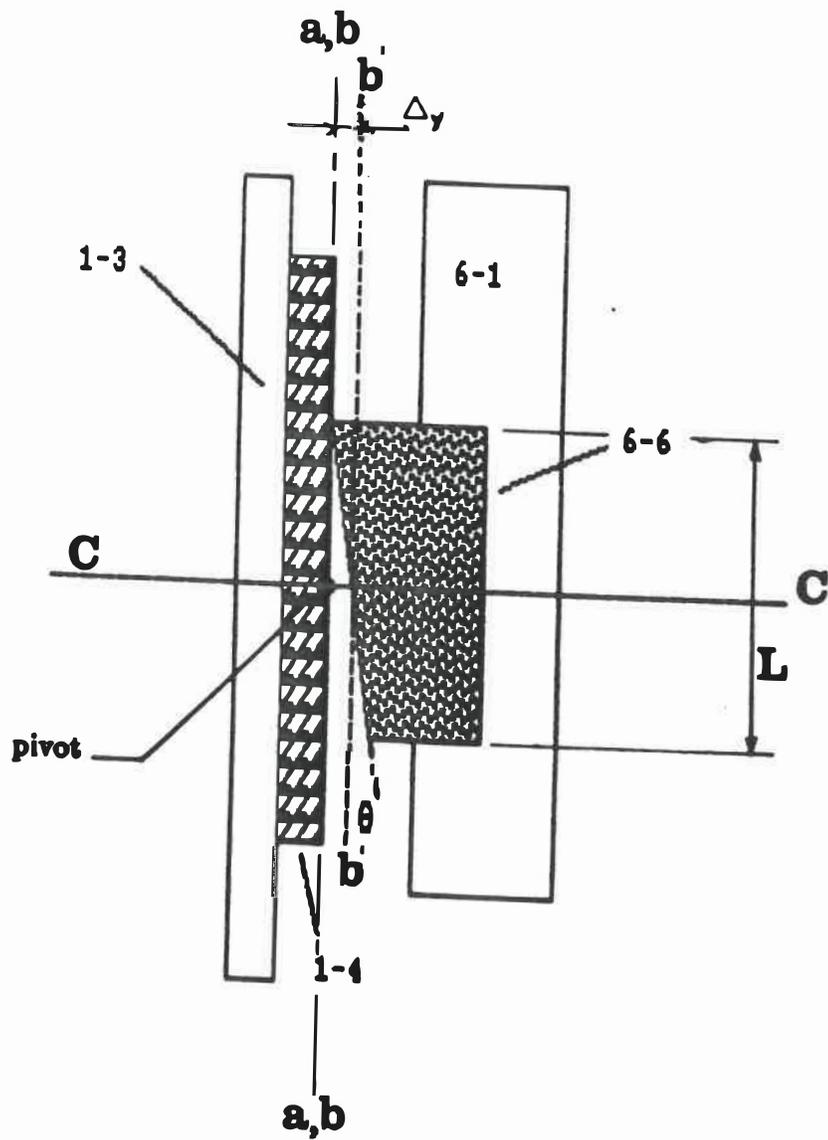


FIGURE VII.2 Déviation de la cage rotative seulement

trabéculaire assurait une précision de +/- 5° environ dans la forme des cubes. Cette situation provoque un réajustement de la cage rotative (cf. figure VII.2) et, de nouveau, une modification de l'aligement idéal désiré. Pour les mêmes raisons que les précédentes, ce facteur affecte peu la mesure de la résistance au frottement de l'interface.

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL



3 9334 00241205 2