UNIVERSITE DE MONTREAL

CARACTERISATION DES PROPRIETES BIOMECANIQUES DES MENISQUES DU GENOU A L'ETAT NORMAL ET IRRADIE

par

Pierre DUVAL

INSTITUT DE GENIE BIOMEDICAL

ECOLE POLYTECHNIQUE

MEMOIRE PRESENTE EN VUE DE L'OBTENTION

DU GRADE DE MAITRE ES SCIENCES APPLIQUEES (M.Sc.A.)

novembre 1989

c Pierre Duval 1989

UNIVERSITE DE MONTREAL

ECOLE POLYTECHNIQUE

Ce mémoire intitulé:

CARACTERISATION DES PROPRIETES BIOMECANIQUES DES MENISQUES DU GENOU A L'ETAT NORMAL ET IRRADIE

Présenté par: Pierre Duval

en vue de l'obtention du grade de: Maître es Sciences Appliquées

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

A.-Robert Leblanc, D.Sc.A., Président

M. Hocine Yahia, Ph.D.

M. David Zukor, M.D.

M. Gilbert Drouin, Ph.D.

SOMMAIRE

Les ménisques du genou jouent un rôle important dans la transmission des charges mécaniques en réduisant les pressions de contact, en amortissant une part des charges dynamiques et en stabilisant l'articulation. On leur reconnait aussi une contribution à la lubrification et possiblement à la proprioception. Lorsqu'endommagé, le ménisque doit parfois être excisé. Or, il est connu que la ménisectomie est souvent à l'origine d'une dégénérescence précoce du cartilage. L'utilisation d'une greffe se présente comme une alternative à considérer. Puisque l'efficacité d'un ménisque à remplir ses différents rôles dépend en grande partie de ses propriétés mécaniques tissulaires, il est nécessaire d'obtenir une bonne connaissance de l'effet des différents traitements préparatoires tel que l'irradiation sur les propriétés mécaniques du greffon.

Deux montages expérimentaux ont été développés afin de simuler les conditions de sollicitation "in vivo". Les tests mécaniques ont été faits sur des ménisques de lapin qui furent initialement congelés à -70°C après excision. Six ménisques internes et six ménisques externes ont été ensuite stérilisés aux rayons Gamma à une dose de 2.5 Mrad alors que les ménisques controlatéraux correspondants ont

été gardés pour contrôle. Les tests d'indentation et les tests de traction ont été faits sur les ménisques décongelés en-dedans de périodes de 48 et 72 heures post-mortem à la température de la pièce.

Lors des tests d'indentation, les paramètres considérés ont été le déplacement total du pointeau, quatre valeurs de temps caractéristiques et la fraction viscoélastique. En traction, la rigidité élastique a été retenue comme paramètre caractéristique.

Une série de tests préliminaires ont montré au préalable des résultats reproductibles. En indentation, les courbes de fluage montrent un comportement qui peut être associé à celui d'un modèle viscoélastique à trois éléments. Ces comparaisons entre les ménisques ayant été irradiés et les ménisques de contrôle non-irradiés ont été effectuées. Aucune différence ne s'est avérée statistiquement significative entre ces deux groupes pour les sept paramètres étudiés: le déplacement total du pointeau, quatre valeurs de temps caractéristiques, la fraction viscoélastique et la rigidité élastique. Une légère baisse, bien que statistiquement non significative, a été notée pour certains temps caractéristiques et constitue un des éléments de la discussion. Une application

de la méthode à l'étude des propriétés mécaniques de greffons excisés après implantation est de plus présentée.

SUMMARY

Knee menisci play an important role in load transmission, in reducing contact stresses, in damping dynamic loads and in stabilizing the whole knee joint. When injured, menisci often have to be removed. However, menisectomy is well known to be at the origin of early degeneration of articular cartilage. The use of a graft technique may then be an alternative solution. Since the amount of load supported by the meniscus is greatly dependent on the material properties, a good knowledge of the effects of a preparatory treatment such as irradiation on the mechanical properties of the graft, is required.

Two tests were developed with the aim of closely simulating the physiological conditions. Tests were done on rabbit menisci that were excised and immediately frozen at -70°C. Six medial and six lateral menisci were sterilized with Gamma rays, at a dose of 2.5 Mrad, while the controlateral menisci were kept as controls. Indentation tests and traction tests were done on the thawed specimens within 48 and 72 hours post-mortem, at room temperature.

From the indentation test, initial instantaneous elastic displacement, total overall displacement, time

constants and viscoelastic fraction are calculated. From the traction test, the elastic stiffness is calculated as the slope of the linear region.

Preliminary testing showed reproducible results. Creep curves show a behavior which may be associated with a three element viscoelastic solid model. Comparisons between irradiated and non-irradiated specimens have been made. No statistically significant differences have been noted between irradiated and non-irradiated groups regarding the following parameters: viscoelastic time constants, viscoelastic fraction, total indentation and hoop elastic stiffness. Although statistically non-significant, our results show a slight decrease in the values of the time constants. A complementary study on the effects of sterilisation on the mechanical properties of grafts after implantation and excision is also presented.

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier mes directeurs de recherche, Messieurs Hocine Yahia et Gilbert Drouin, pour leur confiance et support au cours de ces années. Merci au personnel des ateliers de l'Ecole Polytechnique sous l'égide de Monsieur Gaston Champagne et Monsieur Nick Brescia; aux docteurs David Zukor et Robin Poole pour leurs conseils pertinents et à Monsieur Marc St-Georges pour son support technique et philosophique. Ce mémoire porte la fine touche de Madame Silvia Manara à qui je témoigne toute mon affection et ma reconnaissance.

TABLE DES MATIERES

Sommaire..... p. iv

Summary..... p.vii

Remerciements..... p. ix

Liste des figures..... p.xvii

Liste des symboles..... p.xxi

Chapitre 1 Introduction..... p. 1

1.1 Objectifs du projet..... p. 2

1.2 Retombées de l'étude..... p. 2

1.3 Présentation du mémoire..... p. 4

Chapitre 2 Revue des connaissances..... p. 6

2.1 Généralités..... p. 6

2.2 Anatomie..... p. 8

2.2.1 Capsule fibreuse..... p. 12

2.2.2 Ligament rotulien..... p. 12

2.2.3 Ligaments collatéraux..... p. 13

2.2.4 Ligaments croisés..... p. 14

2.2.5 Ligament de Wrisberg..... p. 14

2.2.6 Les ménisques..... p. 15

2.3 Histologie..... p. 16

2.3.1 Cellularité..... p. 16

2.3.2 Structure..... p. 19

2.3.3 Vascularisation et nutrition..... p. 31

2.4 Les fonctions des ménisques..... p. 36

2.4.1 Transmission des forces - Revue et analyse biomécanique..... p. 36

2.4.2 Amortissement des charges dynamiques..... p. 44

2.4.3 Diminution des contraintes de surface.....p. 45

2.4.4 Stabilité de l'articulation..... p. 46

2.4.5 Lubrification..... p. 49

2.5 Propriétés mécaniques du tissu méniscal..... p. 50

2.5.1 Mesure des propriétés..... p. 50

2.5.2 Influence de l'irradiation..... p. 54

Chapitre 3 Problématique..... p. 62

Chapitre 4 Montages expérimentaux..... p. 64

4.1 Considérations générales sur l'expérimentation p.64

4.2 Montage d'indentation avec mode de chargement en échelon..... p. 65

4.2.1 Le pointeau..... p. 66

4.2.2 Support permettant le positionnement..... p. 69

4.2.3 Capteur de déplacement..... p. 69

4.2.4 Base inclinable pour la fixation des spécimens..... p. 69

4.2.5 Module d'application de la charge en échelon..... p. 70

4.2.6 Système d'acquisition des mesures..... p. 70

4.3 Montage de traction..... p. 71

4.3.1 Les surfaces condyliennes de retention... p. 71

4.3.2 Support en U..... p. 76

4.3.3 Bloc d'ancrage des attaches méniscales... p. 77

4.3.4 Machine à traction..... p. 77

4.3.5 Systèmes d'acquisition des données..... p. 78

Chapitre 5 Méthodologie..... p. 79

5.1 Considérations sur la méthode..... p. 79

5.2 Modèle animal..... p. 81

5.3 Préparation des spécimens et manipulations.. p. 82

5.3.1 Expérience no. 1: Compression par indentation - Chargement en échelon..... p. 82

5.3.2 Expérience no. 2: traction des structures périphériques..... p. 94

Chapitre 6 Résultats et analyse..... p.104

1ère partie

6.1 Généralités..... p.104

6.2 Expérience no. 1: Compression en indentation - Chargement en échelon..... p.105

6.2.1 Validation du test.....p.105

6.2.2 Etude comparative de l'effet de l'irradiation..... p.109

6.2.3 Analyse des résultats de l'étude sur l'effet de l'irradiation..... p.111

6.3 Expérience no. 2 - Traction des structures périphériques..... p.113

6.3.1 Validation du test..... p.113

6.3.2 Etude comparative de l'effet de l'irradiation..... p.115

2ème partie

6.4 Application à l'étude des propriétés mécaniques du greffon après implantation et excision... p.117

6.4.1 Paramètres mécaniques étudiés..... p.121

6.4.2 Résultats..... p.125

6.4.3 Analyse..... p.130

Chapitre 7 Discussion..... p.132

7.1 Expérience de traction des structures périphériques..... p.132

7.1.1 Causes d'erreurs et conditions expérimentales..... p.132

7.1.2 Commentaires..... p.136

7.1.3 Recommandations concernant le test..... p.138

7.2 Expérience d'indentation - chargement en échelon..... p.140

7.2.1 Causes d'erreur liées aux conditions expérimentales..... p.140

7.2.2 Causes d'erreur liées aux hypothèses de travail..... p.148

7.2.3 Problèmes de la normalisation des résultats..... p.149

7.2.4 Modèles mathématiques - critiques et besoins..... p.154

7.2.5 Recommandations pour l'indentation..... p.157

7.3 Interprétation des résultats sur l'irradiation dans un contexte de greffe méniscale..... p.158

7.3.1 Selon un modèle viscoélastique..... p.158

7.3.2 Selon un modèle biphasique pour le cartilage..... p.164

7.3.3 Influence de l'irradiation sur la structure et la biomécanique du ménisque..... p.168

7.4 Discussion des résultats concernant les greffon excisés..... p.170

7.5 Recommandations générales..... p.172

Conclusion..... p.174

Bibliographie..... p.178

Annexe 1 Calibration et précision..... p.188

Annexe 2 Mise en charge en échelon..... p.190

Annexe 3 Evaluation de la perpendicularité lors de l'indentation p.192

Annexe 4 Composition de la solution de Hank..... p.193

Annexe 5 Courbes de Hayes..... p.194

Annexe 6 Méthode d'évaluation de l'épaisseur initiale du ménisque au site d'indentation..... p.196

Annexe 7 Méthode d'indentation avec chargement en rampe..... p.200

LISTE DES FIGURES

Figure 1: Anatomie du genou..... p. 9

Figure 2a: Anatomie du genou..... p. 10

Figure 2b: Ligament de Wrisberg..... p. 10

Figure 3a: Anatomie du genou..... p. 11

Figure 3b: Régions du ménisque..... p. 11

Figure 4: Structure du collagène..... p. 23

Figure 5: Structure fibreuse du ménisque..... p. 23

Figure 6: Structure du ménisque en coupe..... p. 24

Figure 7: Déformations fonctionnelle des ménisques. p. 24

Figure 8: Modèle structural de Höpker..... p. 27

Figure 9: Structure typique des protéoglycanes..... p. 29

Figure 10: Vascularisation des ménisques..... p. 34

Figure 11: Vascularisation des ménisques..... p. 35

Figure 12: Blessures typiques des ménisques..... p. 39

Figure 13: Fonction de support des charges..... p. 39

Figure 14a: Unité méniscale fonctionnelle..... p. 42

Figure 14b: Modèle mécanique de Beaupré (1981)..... p. 42

Figure 15: Distribution des pressions sur le plateau tibial..... p. 47

Figure 16: Coupe d'éprouvettes de traction..... p. 53

Figure 17: Coupe de bandelettes de traction..... p. 53

Figure 18a: Effet de l'irradiation sur les propriétés de la peau..... p. 56

Figure 18b: Effet de l'irradiation sur le mode de rupture..... p. 57
Figure 19: Effets de l'irradiation sur les polymères p. 59
Figure 20: Montage d'indentation..... p. 67
Figure 21: Montage d'indentation..... p. 68
Figure 22: Dispositif de mise en traction..... p. 72
Figure 23: Surfaces condyliennes de rétention..... p. 73
Figure 24: Surfaces condyliennes de rétention..... p. 74
Figure 25: Système de mise en traction et d'acquisision des données..... p. 75
Figure 26: Ménisque prélevé pour indentation..... p. 83
Figure 27a: Collage du ménisque..... p. 86
Figure 27b: Collage du ménisque..... p. 87
Figure 27c: Collage du ménisque..... p. 88
Figure 28: Localisation du lieu d'indentation..... p. 89
Figure 29: Dépôt du pointeau..... p. 89
Figure 30: Application de la charge..... p. 91
Figure 31: Courbe typique d'indentation..... p. 92
Figure 32: Ménisque prélevé pour traction..... p. 96
Figure 33: Orientation et fixation initale..... p. 97
Figure 34: Blocs osseux coulés dans le PMMA..... p. 99
Figure 35a: Installation du ménisque..... p.100
Figure 35b: Ménisque en position de traction..... p.101
Figure 36: Courbe typique de traction..... p.103
Figure 37: Identification des groupes de ménisques.. p.106

Figure 38a: Tableau des résultats de validation du test d'indentation-Paramètres viscoélast..... p.107
Figure 38b: Histogramme des résultats de validation du test d'indentation-Paramètres viscoélast..... p.107
Figure 39a: Tableau des résultats en indentation sur l'effet de l'irradiation-Paramètres viscoélast....p.110
Figure 39b: Histogramme des résultats en indentation sur l'effet de l'irradiation - Paramètres viscoélastiques p.110
Figure 40a: Tableau des résultats de validation du test de traction - Paramètre de rigidité..... p.114
Figure 40b: Histogramme des résultats de validation du test de traction - Paramètre de rigidité..... p.114
Figure 41a: Tableau des résultats en traction sur l'effet de l'irradiation - Paramètre de rigidité..... p.116
Figure 41b: Histogramme des résultats en traction sur l'effet de l'irradiation - Paramètre de rigidité. p.116
Figure 42: Géométrie modifiée des greffons..... p.120
Figure 43: Courbe typique d'indentation..... p.122
Figure 44a: Tableau des résultats - Groupe de greffons "frais"..... p.126
Figure 44b: Histogramme des résultats - Groupe de greffons "frais"..... p.126
Figure 45a: Tableau des résultats - Groupe de greffons "congelés"..... p.127
Figure 45b: Histogramme des résultats - Groupe de greffons "congelés"..... p.127

Figure 46a: Tableau des résultats - Groupe de greffons "congelés et irradiés"..... p.128

Figure 46b: Histogramme des résultats - Groupe de greffons "congelés et irradiés"..... p.128

Figure 47: Modules d'élasticité du cartilage..... p.131

Figure 48: Mécanismes en cause durant la traction... p.137

Figure 49: Mode de rupture des ménisques..... p.139

Figure 50: Modèle de solide viscoélastique à trois éléments..... p.160

Figure 51: Modèle de solide viscoélastique à plusieurs éléments..... p.165

Figure 52: Compression confinée..... p.167

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

Depuis plusieurs années, le traitement des blessures au genou impliquant une lacération méniscale constitue un champ d'activités important de la chirurgie orthopédique. Le traitement de ces blessures fut longtemps basé sur une excision plus ou moins radicale du ménisque endommagé. Devant l'apparition de complications importantes touchant le cartilage articulaire et parallèlement à une meilleure compréhension de la fonction et de la biologie, le thérapeute s'est peu à peu tourné vers une approche moins drastique visant, lorsque possible, la conservation du ménisque dans son intégrité.

Dans cette optique, le remplacement d'un ménisque par greffe se présente aujourd'hui comme une alternative possible intéressante. Une équipe formée de chercheurs de l'Université de Toronto et de l'Université McGill étudiant la biologie des greffes méniscales a donc sollicité la collaboration du Groupe de Recherche en Biomécanique de l'Institut de génie biomédical afin de couvrir un aspect important et peu connu de cette nouvelle technique, les propriétés mécaniques du greffon méniscal. Ces travaux de

nos collaborateurs portent actuellement sur les aspects chirurgical et biologique de l'évolution du greffon au moyen d'un modèle animal utilisant le lapin. L'histologie, la morphologie du greffon et particulièrement les phénomènes immunologiques et les phénomènes de repopulation cellulaire sont étudiés en fonction des différents traitements préparatoires et du temps suivant l'implantation.

1.1 Objectifs du projet

Les objectifs de notre travail sont les suivants:

1. Identifier les paramètres mécaniques pertinents à la caractérisation biomécanique des ménisques.

2. Développer les dispositifs expérimentaux nécessaires pour caractériser les propriétés mécaniques du ménisque.

3. Caractériser l'influence d'un procédé de stérilisation par irradiation du greffon méniscal sur les propriétés mécaniques considérées.

1.2 Retombées de l'étude

A mesure que se développe l'intérêt pour les techniques de greffe et de remplacement prothétique des

ménisques, les propriétés du tissu méniscal et les différents facteurs les altérant doivent être mieux connus. Or la revue de littérature montre clairement que les effets de traitements tels l'irradiation sont nettement méconnus à ce jour. L'utilité de cette étude peut être perçue à trois niveaux:

1. Une meilleure connaissance des propriétés mécaniques du ménisque sain permet de mieux préciser et de comprendre sa fonction.
2. Une évaluation quantitative de l'effet de la stérilisation par rayons gamma sur les propriétés biomécaniques est nécessaire dans l'établissement d'un protocole de préparation des greffons. Il est primordial de s'assurer que le greffon implanté ait conservé à l'issue de ce processus préparatoire une intégrité suffisante pour remplir son rôle mécanique.
3. Une connaissance quantitative de ces propriétés permet d'envisager le développement de prothèses méniscales synthétiques compatibles sur le plan mécanique.

1.3 Présentation du mémoire

Le présent mémoire se divise en sept chapitres. Le chapitre deux présente une revue des connaissances sur les ménisques parue dans la littérature. Cette partie dresse un portrait du contexte anatomique du genou, de l'histologie, de la structure et de la fonction des ménisques tels que rapportés par différents auteurs. La revue de littérature se termine par un relevé des quelques expériences tentées à ce jour dans la caractérisation des propriétés mécaniques du ménisque du genou et par une section sur l'irradiation des tissus biologiques.

Le chapitre trois définit les objectifs de l'étude. Le chapitre quatre décrit les montages expérimentaux développés pour répondre aux objectifs de l'étude. Le chapitre cinq présente la méthodologie adoptée pour la caractérisation des propriétés mécaniques alors que le chapitre six présente les résultats des tests de fluage en compression et de traction. Le chapitre sept contient une analyse des résultats et une discussion en rapport aux objectifs du projet.

La présente étude sur les propriétés mécaniques du greffon méniscal après irradiation a déjà fait l'objet de présentations au Congrès Annuel de la Société Canadienne de

Biomatériaux en juin 1989 à l'Université McGill et au Congrès Annuel de l'"Orthopaedic Research Society" à New Orleans, E-U, en février 1990.

CHAPITRE 2

REVUE DES CONNAISSANCES

2.1 Généralités

Bien qu'il y ait eu de la fin du siècle dernier à nos jours un bon nombre de publications sur l'anatomie, la structure et l'histologie, les ménisques du genou n'ont pas toujours eu droit en clinique à de grands égards. Généralement perçus à une certaine époque comme une structure vestigiale avasculaire (Peterson 1935), les ménisques lésés ont en effet été longtemps l'objet de traitements drastiques:

> "Pendant longtemps, l'excision méniscale fut considérée come un geste bénin et entreprise de manière définitive et totale au moindre signe clinique de souffrance." (Leyvraz 1985).

Cependant, le thérapeute se trouvait confronté à la suite de telles excisions à un ensemble de symptômes. Ces symptômes devaient traduire souvent à court terme une dégénérescence cartilagineuse, une augmentation de la laxité ligamentaire ou une déchirure du ménisque opposé et, à long terme, la croissance d'ostéophytes et un aplatissement des surfaces articulaires (Choukroun 1980).

L'ensemble des problèmes cliniques liés à ces symptômes devait peu à peu prendre le nom de syndrome post-ménisectomie. La ménisectomie associée à un contexte

biochimique (Leyvraz 1985) est aujourd'hui reconnue comme responsable d'une plus grande incidence de dégénérescence du cartilage (Lufti et Sudan 1975) et d'instabilité (Slocum et Larson 1968).

Déjà à partir de 1921, certains auteurs ont perçu l'importance fonctionnelle des ménisques (Strahlmann 1921, Mac Ausland 1931, Fairbank 1948). Durant ces années, l'intérêt pour la mécanique du genou et la compréhension du rôle méniscal a grandi rapidement. Les premiers remplacements prothétiques du genou ont vu le jour; ce qui a demandé dès lors une analyse plus poussée de l'environnement mécanique. D'autre part, depuis les vingt dernières années, les modèles mathématiques ont créé un besoin de plus en plus grand de données sur les propriétés des tissus (Hefzy 1985, Aspden 1985).

Une connaissance suffisante de l'anatomie, une bonne compréhension de la fonction sont deux préalables à une analyse biomécanique éclairée de toute structure anatomique. La présente revue rapporte donc des connaissances relatives aux ménisques en tant que structures biologiques avant d'aborder la fonction et les propriétés. Certains mammifères ont été particulièrement bien étudiés dans le passé. Certaines de ces conaissances sont ici incluses vu les nombreuses analogies existant

entre les espèces. A cet effet Shaw et Martin (1962) ont étudié l'humain, le singe, le chien, le chat et le lapin et ont identifié des similitudes existant entre leurs structures méniscales respectives. Bien que certaines études rapportent des résultats ne concernant pas le lapin ou l'humain, il semble donc pertinent d'enrichir à l'occasion la revue de ces données complémentaires.

2.2 Anatomie

L'anatomie des ménisques et du genou est bien connue. L'articulation principale du genou a lieu entre les condyles fémoraux et le plateau tibial. Ces surfaces articulaires par lesquelles sont transmises les charges sont de profils différents: les condyles fémoraux sont convexes et leur rayon dans le plan sagittal est plus petit vers l'arrière. Les condyles sont aussi orientés un vers l'autre étant plus rapprochés à l'avant. Le plateau tibial est formé de deux compartiments légèrement concaves, les glènes tibiales, séparés par les éminences intercondyliennes.

En plus des muscles, six principales structures anatomiques passives assurent la stabilité de l'articulation (fig. 1,2 et 3):

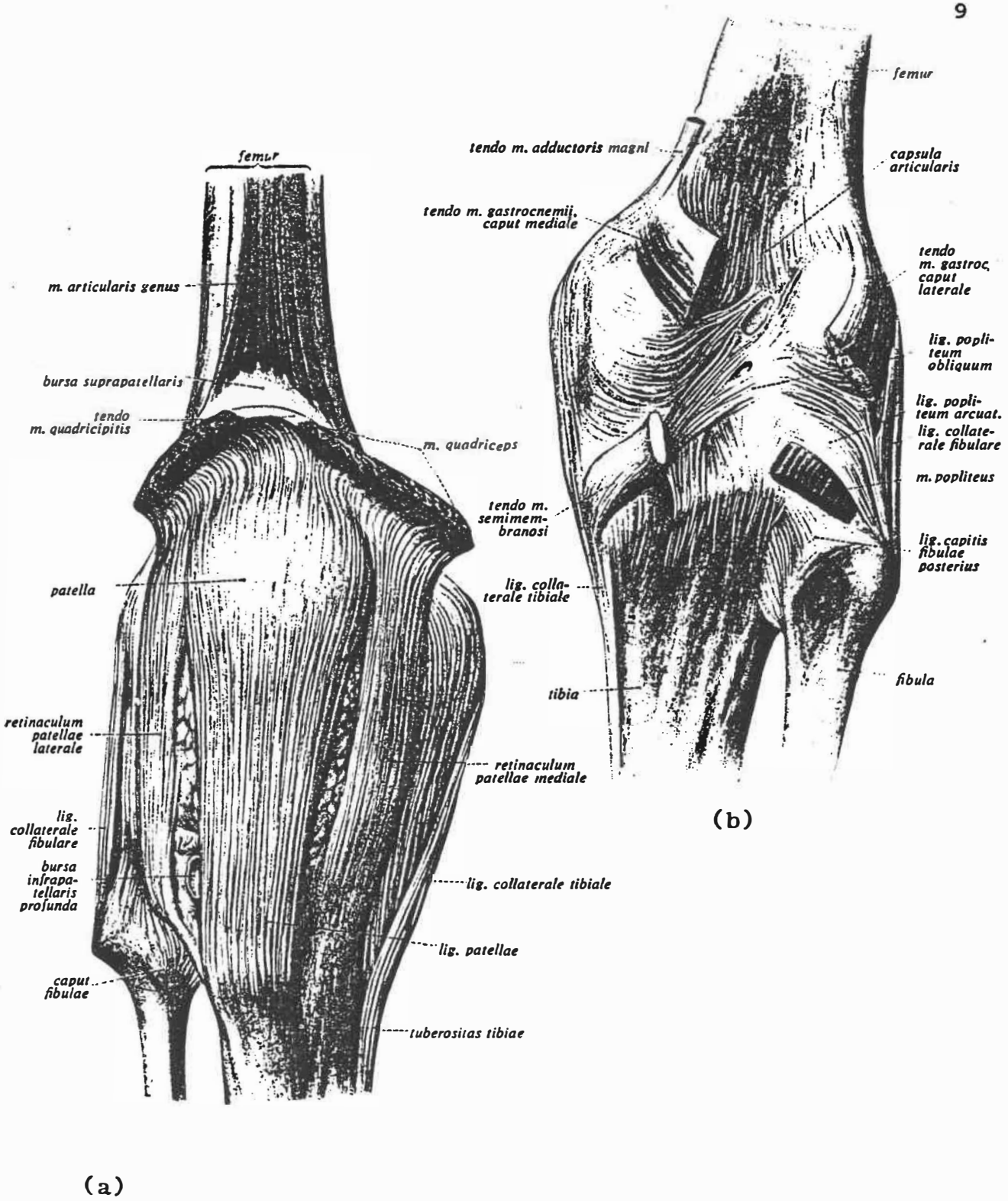


Fig. 1 a et b: Anatomie du genou (Tiré de Sobotta 1977)

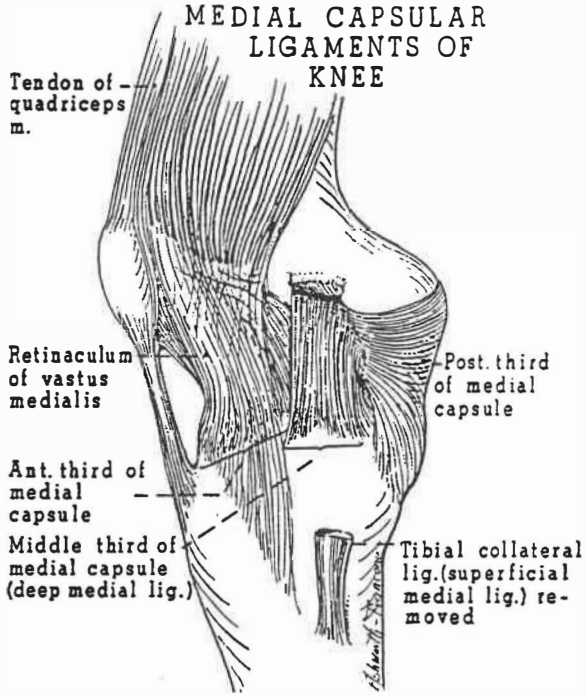


Fig. 2a: Anatomie du genou (tiré de Slocum et Larson 1968)

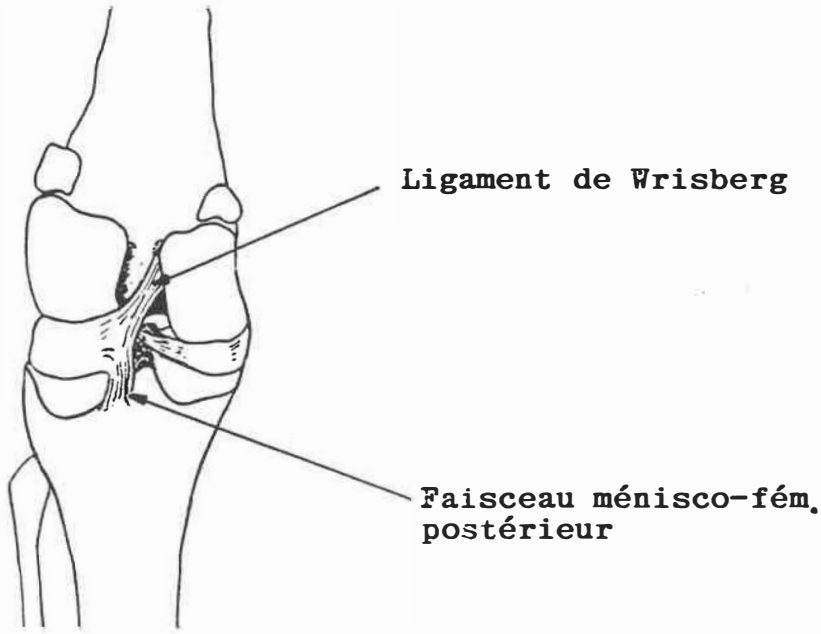


Fig. 2b: Ligament de Wrisberg (MF) (tiré O'Connor 1984)

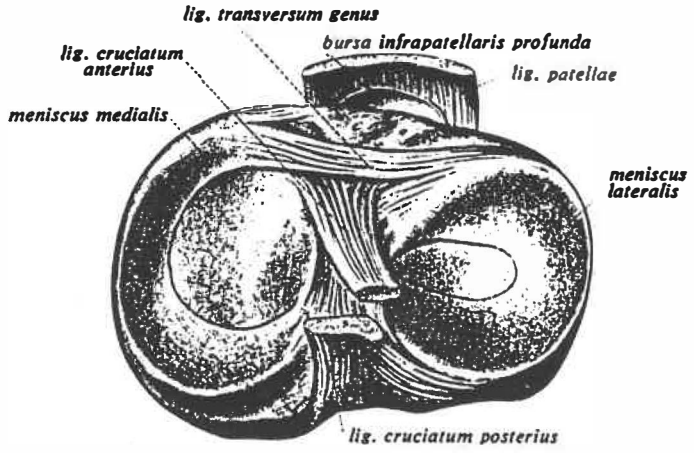


Fig. 3a: Anatomie du genou (tiré de Sobotta 1977)

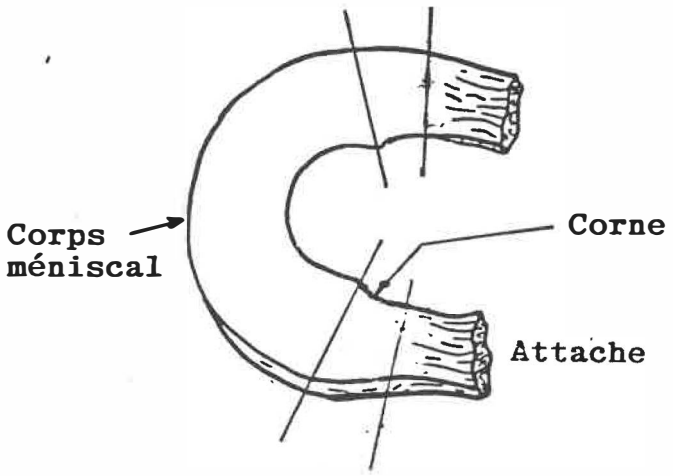


Fig. 3b: Régions du ménisque selon O'Connor (1984)

- La capsule fibreuse (capsula articularis)
- Le ligament rotulien (lig. patellae)
- Les ligaments collatéraux interne et externe (lig. collatérale tibiale et lig. collaterale fibulare)
- Le ligament croisé antérieur (lig. cruciatum anterius)
- Le ligament croisé postérieur (lig. cruciatum posterius).

2.2.1 Capsule fibreuse

La capsule fibreuse consiste en une mince membrane fibreuse ceinturant la cavité articulaire. Ce manchon fibreux qui s'attache en périphérie des surfaces articulaires proximale et distale est renforcé par différentes bandes tendineuses et est donc très résistant.

2.2.2 Ligament rotulien

Le ligament rotulien est une bande fibreuse forte et aplatie formée par la partie centrale du tendon du quadriceps fémoris qui se continue de la rotule à la tubérosité tibiale antérieure (tuberositas tibiae). Les portions médiane et latérale de ce tendon quittent la rotule de part et d'autre pour se confondre à la capsule (retinaculum

patellae laterale et mediale) et s'insérer à l'extrémité proximale du tibia.

2.2.3 Ligaments collatéraux

Du condyle médian du fémur (condylus medialis) au bord médian de l'extrémité tibiale se trouve une large bande ligamenteuse appelée ligament collatéral interne. Certains auteurs dont Slocum et al. (1968) identifient deux niveaux: profond (deep medial ligament) et superficiel (superficial medial ligament); le niveau profond est intimement lié et même confondu à la capsule. C'est à la surface interne de cette bande que s'attache la face périphérique du ménisque interne. La partie ménisco-fémorale est forte et lie solidement le ménisque au fémur; la partie ménisco-tibiale, appelée parfois ligament coronaire, est moins rigide et permet un mouvement relatif important entre ménisque et surface tibiale.

Sur la face externe du genou le ligament collatéral externe s'attache à la surface externe du condyle latéral du fémur (condylus lateralis) et s'insère sur la face latérale de la tête du péronée (fibula). Ce ligament de section ronde est résistant et n'entretient pas de lien anatomique avec le ménisque externe et ne se trouve lié en périphérie qu'à la capsule.

2.2.4 **Ligaments croisés** (fig. 3a et 3b)

Situés dans la partie postéro-interne du genou mais toutefois exclus de l'espace synovial articulaire se trouvent les ligaments croisés. Le ligament croisé antérieur est fixé proximalement à la partie médiane du condyle latéral du fémur. Il s'attache au plateau dans la région intercondylienne à l'avant de l'éminence se confondant ainsi en partie à l'attache de la corne antérieure du ménisque externe. Le ligament croisé postérieur pour sa part est fixé proximalement à la face latérale du condyle interne. Il s'attache à l'arrière du plateau tibial dans sa région intercondylienne postérieurement aux fibres de la corne postérieure du ménisque externe.

2.2.5 **Ligament de Wrisberg**

Chez certaines espèces animales on pourrait identifier le ligament de Wrisberg. Chez le lapin ce solide faisceau de fibres se détache du plateau tibial près de l'attache postérieure du ménisque externe pour s'insérer derrière l'attache du croisé postérieur sur la face extérieure du condyle fémoral interne. Ce ligament provient des fibres les plus périphériques du ménisque. Il est à remarquer que chez le lapin de Nouvelle Zélande le ligament de Wrisberg se

révèle beaucoup plus costaud que le faisceau formant l'ancrage tibial (fig. 2b). Le lapin ne semble pas le seul animal ainsi constitué puisque Gaillard en 1966 écrivait:

> "Chez les primates la corne postérieure du ménisque externe ne possède pas de fixation tibiale mais une fixation fémorale exclusive par l'intermédiaire d'un épais trousseau de fibres (...). La fixation tibiale de la corne postérieure est donc une particularité humaine".

Pour fins d'expérimentation ce ligament pourra être tenu comme composante majeure de l'attache méniscale.

2.2.6 Les ménisques

Les ménisques (meniscus medialis et meniscus lateralis) se présentent sous la forme de deux structures en demi-lune, de section triangulaire, interposées entre les condyles fémoraux médian et latéral et les glènes tibiales correspondantes (Beaupré et al. 1981). On définit habituellement trois surfaces pour chacun des ménisques: la surface périphérique convexe, délimite le ménisque dans sa partie épaisse et le lie à l'intérieur de la capsule articulaire; la surface proximale est concave et en contact avec le condyle fémoral alors que la surface distale est relativement plane et touche le plateau tibial. Les deux surfaces libres sont lisses et convergent une vers l'autre vers le centre de l'articulation pour former une mince bordure circonférencielle. O'Connors (1976) identifie

trois régions: les attaches ligamentaires par lesquelles le ménisque est ancré au plateau, les cornes et le corps méniscal (fig. 3c).

Les ménisques couvrent approximativement les deux tiers de la surface articulaire correspondante du tibia (Gray 1973). Le ménisque externe est pratiquement circulaire.

2.3 Histologie

Comme tout tissu vivant, le ménisque est en continuel remodelage. Bien que modeste, l'activité cellulaire du ménisque adulte lui permet de garder l'intégrité de sa structure. L'activité de synthèse cellulaire est grandement influencée par la fonction. En retour, l'efficacité à remplir cette fonction est déterminée par l'activité de synthèse des éléments constituant la structure. Cette relation intime entre la cellule, la fonction et les propriétés mécaniques du tissus rend très pertinente l'étude de l'histologie du ménisque.

2.3.1 Cellularité

Le tissus méniscal est habituellement qualifié de fibrocartilage (Leyvraz 1984). Une série d'auteurs pouvant

être regroupés en deux principales écoles de pensées s'appliquent à nuancer ce qualificatif.

Ghadially (1978, 1983) a étudié les ménisques de lapin et d'humain par microscopie optique et microscopie électronique à balayage. Il se base sur la présence fréquente d'une matrice territoriale entourant la cellule et sur la forme de la cellule pour qualifier globalement le ménisque de tissu fibrocartilagineux.

Les cellules les plus nombreuses rappellent les cellules chondrales de type I, II et III du cartilage hyalin. Il ne note aucune variation majeure dans le type de cellule d'une région à l'autre. Cependant il identifie des variations selon la profondeur sous la surface libre. Il définit ainsi deux zones à tout endroit du ménisque: zone superficielle ("superior and inferior suface layers") et zone profonde ("deeper or middle parts"). En zone superficielle la cellularité est plus importante; les cellules sont ovales ou fusiformes avec de courtes excroissances qu'il associe aux chondrocytes de la zone I du cartilage hyalin (surface). Leur matrice territoriale est fine et la matrice générale est plus grossière.

En zone profonde les cellules sont rondes ou polygonales et sont apparentées aux chondrocytes des zones II et

III du cartilage hyalin. Il mentionne la présence ça et là de quelques cellules plus allongées sans matrice territoriale avec laquelle les fibrilles de la matrice générale sont en contact; il les qualifie de fibroblastes typiques. Ces fibroblastes sont plus nombreux chez l'humain que chez le lapin. Quelques cellules de type intermédiaire qu'il juge difficile à classifier sont aussi présentes.

D'autre part la majorité des auteurs dont Sick et al. (1968), Beaupré et al. (1981), Choukroun 1980, Guerra-Seijas et al. (1986), Cameron et al. (1973), s'entendent pour affirmer que seules les couches superficielles sont habitées par les cellules de type cartilagineux. Ces études ont été faites en microscopie optique. Beaupré (1981), Choukroun (1980) et Cameron (1973) ont aussi utilisé la microscopie électronique à transmission.

Sick et al. (1968), Beaupré et al. (1981) et Choukroun et al. (1980) appellent ces couches superficielles "bourrelets de glissement" en faisant référence aux études de Ribot (1969) sur l'adaptation des tendons au glissement. Guerra-Seijas et al. (1986) dans ses études sur le lapin et Cameron et al. (1973) chez l'humain font état en plus d'une mince bande de cartilage hyalin près du bord libre. Ces observations sont compatibles puisque cette bande est de

fait l'intersection des deux bourrelets de glissement rapportés par les précédents.

Selon ces auteurs la majorité des cellules demeure des fibrocytes au noyau effilé, parfois ovale ou arrondi. Selon Sick et al. (1968) et Cameron et al. (1973) quelques chondrocytes doivent posséder un halo bien clair. Tous font état d'une zone profonde composée essentiellement de fibrocytes qui se prolongent jusqu'aux confins périphériques du ménisque au voisinage de la capsule. Choukroun et al. (1980), Beaupré et al. (1981) et Sick et al. (1969) divisent cette zone profonde en une couche de pression centrale et une couche de traction disposée en périphérie. Cette distinction est inspirée par la disposition particulière des fibres.

2.3.2 Structure

L'ensemble des auteurs considérés s'accorde à dire que les cellules précédemment étudiées synthétisent trois éléments de base de la structure méniscale: les fibres de collagène, les fibres d'élastine et les protéoglycanes. Ces trois éléments de par leur nature et leurs interactions déterminent l'ensemble des propriétés mécaniques du tissu. L'étude de la structure met en évidence la relation très étroite avec la fonction.

1) Fibres de collagène

Les fibres de collagène du ménisque sont de type I (Höpker et al. 1986, Eyre 1983), III et parfois V en surface (Eyre 1983). Elles sont formées de fibrilles de collagènes agglomérées de différents diamètres (Ghadially et al. 1983) (fig. 4) et seraient plus abondantes à l'âge adulte (Clark et Ogden 1983, Hopker 1986). Leur résistance dépend de l'existence de liens covalents entre les monomères agglomérés en fibrilles (Eyre 1980).

Trois orientations privilégiées des fibres sont rapportées dans les diverses études (Ghadially (1978), Bullough (1970), Cameron (1972)): circonférencielle, radiale et oblique (fig. 5).

Les fibres ciconférencielles seraient utiles dans le support de charges circonférentielles lors du chargement (Beaupré 1981). La fonction des fibres radiales serait de résister à la propagation des fissures (splitting) (Cameron 1973). Elles joueraient un rôle de barres de tension (tension rods) (Wagner 1976) et procureraient la résistance en compression (Clark et Ogden 1983). Ces tiges sont un indicateur de la résistance mécanique du ménisque (Wagner 1976).

Certaines divergences entre les auteurs demeurent sur la délimitation exacte de la région correspondant à chaque type de fibre et sur la nature des interactions mécaniques entre les fibres. Ces régions sont souvent en concordance avec les régions histologiques décrites par l'auteur.

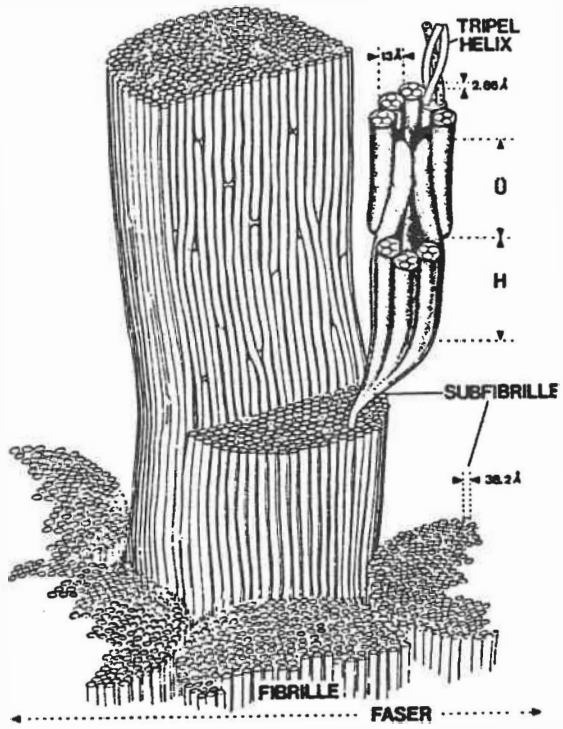
Sick (1969) et Choukroun (1980) distinguent deux parties: une partie centrale profonde dite de pression constituée de fibres radiales et recouverte par des épaississements fibreux appelés bourrelets de glissement; et une partie de fibres circonférencielles recouverte par la synoviale.

La couche de traction, couche périphérique, est faite de faisceaux de tissus conjonctifs dont la section radiale est circulaire. Ces fibres sont séparées, les unes des autres, par d'importantes lamelles de tissu conjonctif lâche, issues de la capsule, appelées lames de fasciculation (fig. 6). La couche de pression occupe les deux tiers internes du ménisque; elle est faite de faisceaux aplatis de haut en bas et fortement unis les unes aux autres. Les lames de fasciculation pénètrent par la face périphérique du ménisque dans la couche de traction qu'elles parcourent pour s'arrêter à la jonction de la couche de traction et de la couche de pression. D'après

O'Connor (1977), elles libèrent alors de multiples branches vers les surfaces libres. Selon lui ces septa présents dans les cornes permettent des mouvements relatifs entre les faisceaux. Ces lames peuvent être au nombre de un, deux ou trois par ménisque.

Le bourrelet de glissement est fait d'une densification superficielle de tissu conjonctif des faces fémorale et tibiale. Ce bourrelet est bien individualisé sur les trois quarts internes de la face fémorale et se continue avec la synoviale au niveau du quart externe de cette face. La face tibiale en est recouverte dans sa totalité. Clark (1983) pour sa part rapporte que la membrane synoviale à ces endroits est très mince (une ou deux rangées de cellules). Wagner (1976) fait part d'une continuité, entre les fibres radiales et périphériques et les fibres capsulaires. Les fibres radiales sont vues comme des ramifications détournées des fibres périphériques.

Guerra-Seijas et al. (1986) a étudié la densité des fibres. La densité des fibres circonférencielles est plus grande dans la partie interne de la zone périphérique. Ce volume de fibres de grande densité se prolonge dans les cornes. La densité des fibres ciconférencielles diminue en s'approchant des bords libres (voir fig. 3b). A propos des



Faisceau

Fig. 4: Structure du collagène (tiré de Nemetschek 1980)

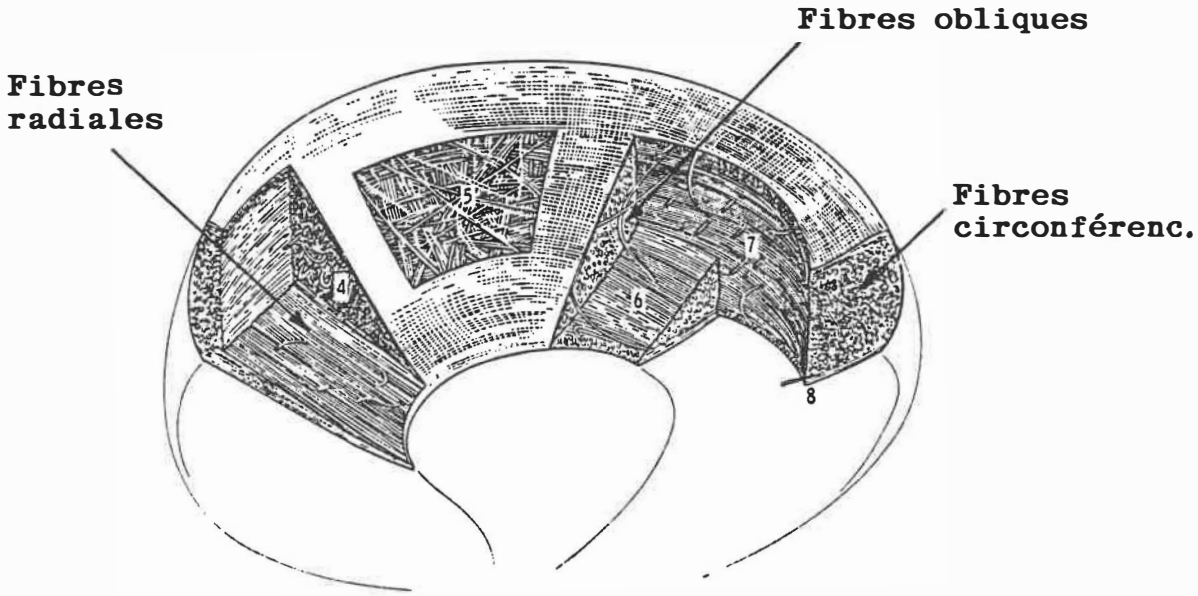
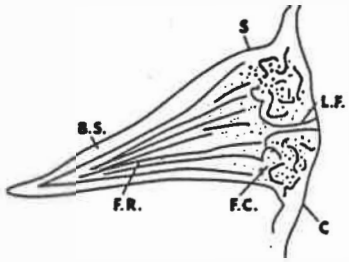


Fig. 5: Structure fibreuse du ménisque (tiré de Bullough 1970)



— *Coupe schématique de l'armature fibreuse du ménisque :* les fibres radiales (F.R.), les fibres circonférentielles (F.C.), le bourrelet de surface (B.S.), la lame de fasciculation (L.F.), la membrane synoviale (S.), la capsule (C.).

Fig. 6: Structure du ménisque en coupe (tiré de Beaupré 1981)

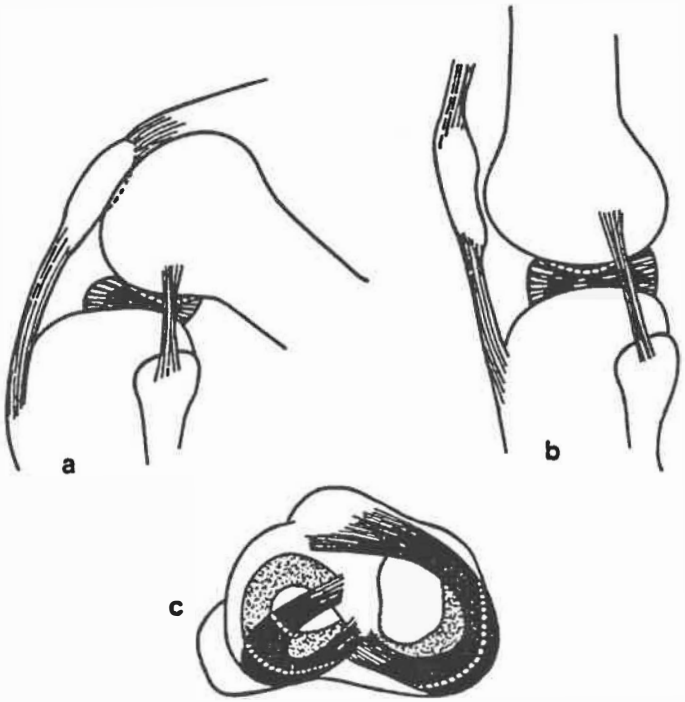


Fig. 1 Lateral view of the human knee joint during flexion **a** and extension **b**. Alterations of the form of the meniscus in the topview **c** during flexion deformed meniscus (lateral and medial meniscus; black)

Fig. 7: Déformations fonctionnelles des ménisques (tiré de Höpker 1986)

fibres radiales, l'auteur les décrit comme venant de l'extérieur et progressant jusqu'à la région hyaline où elles se recourbent vers les surfaces et s'entrelacent avec les faisceaux circonférenciels. A la surface, Ghadially (1978, 1983) rapporte l'existence d'une mince couche fibreuse formée de petites fibres de collagène parallèles à la surface mais sans orientation particulière dans ce plan.

2) Fibres d'élastine

La fibre d'élastine est formée d'un noyau central d'élastine amorphe bordé en périphérie par des microfibrilles de 10-11μm de diamètre (Ghadially 1978). L'élastine compte pour 0.6% du poids sec du ménisque (Ingman 1971).

Physiquement l'élastine, lorsque gorgée d'eau, possède des propriétés mécaniques semblables à celles du caoutchouc (Gotte et al. 1968 rapporté par Ronchetti 1979). Cependant la contribution des fibres d'élastine à la structure méniscale et à ses propriétés demeure encore peu comprise.

Höpker (1986), suppose une contribution de l'élastine au comportement purement élastique du ménisque étant donné que tout changement de position du ménisque dans le genou implique des déformations souvent importantes (fig.7). Il

se base en partie sur l'observation des zones de tissu en guérison. Dans ces régions, il se produit rarement de nouvelles ruptures alors que l'élastine y abonde en général. Les fibres d'élastine se présentent comme un réseau de fibres parallèles au réseau de collagène (Ghadially 1978, Höpker 1986). Le réseau d'élastine a un aspect réticulé surtout chez l'adulte ou le jeune actif (Höpker 1986).

Höpker (1986) rapporte l'existence d'attachements entre l'élastine et les fibres de collagène qu'il nomme "puncta fixa". Ce lien est à la base du modèle structural en ciseau qu'il propose (fig.8). Ce pont élastine-collagène se présente au microscope à transmission comme une structure amorphe semblable à l'élastine amorphe (Dryll 1981).

3) Protéoglycanes

Les protéoglycanes (PG) sont une composante primordiale de la matrice extracellulaire. Cette matrice a un rôle double: elle contient les élèments, collagène et élastine, formant le treillis fibreux; et elle permet par sa phase fluide le transport des nutriments et hormones, la gestion des déchets et certaines propriétés mécaniques importantes.

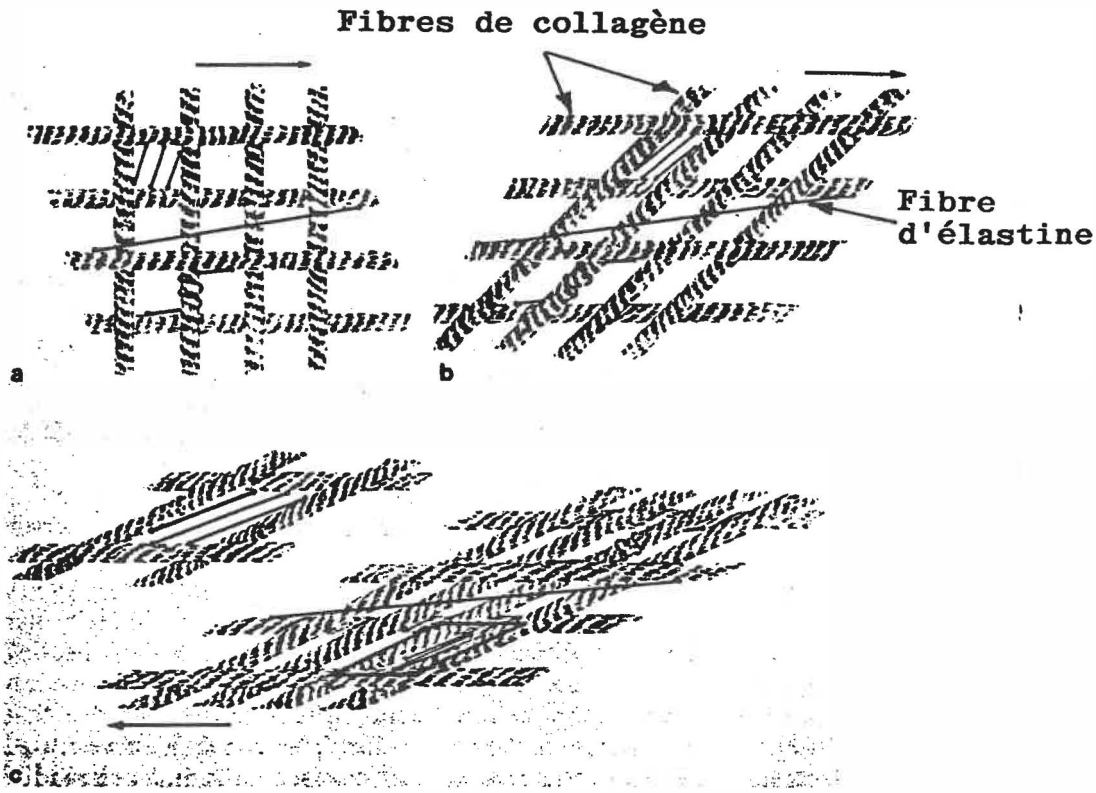


Fig. 10 Scissors-like grating model of the collagen compartment in the human meniscus. The model considers the deformation of the meniscus during movements of the knee joint. The diagonally flowing collagen fibres (longitudinal and transversal fibres) are shifted in opposite directions (*a*, *b*, *c*), the angle of flow of the collagen changes. This leads to an alteration of the distances between the points of insertion of the elastin within the collagen, so the elastin is tightened. Besides short elastin fibres directly inserting in the neighbour collagen fibre longer stripping fascicle-fibres could also be imagined. The occurence of clinging phenomena may be envisaged

Fig. 8: Modèle mécanique de l'interaction collagène-élastine (tiré de Höpker 1986)

Les PG sont synthétisés par les chondrocytes. Le terme protéoglycane décrit la famille de molécules possédant des chaines de glycoaminoglycanes (GAG) liées à une protéine. Ces GAG sont de longues chaines polysaccharidiques non ramifiées possédant de nombreux groupes acide, carboxyle et sulphate. Habituellement on retrouve in vivo les glycoaminoglycanes sous forme de protéoglycanes et non à l'état libre (Hardingham 1981) (fig. 9).

Les PG extraits des ménisques sont de deux types. Un premier type consiste en des molécules de grandes dimensions possédant des groupes sulfate de chondroïtine et kératane sulfate. Ces PG ont la possibilité de s'agglomérer par groupe de 20 à 250 (Hardingham 1981) à la molécule d'acide hyaluronique formant ainsi une structure similaire aux PG du cartilage hyalin (Roughley 1981). Selon Adam et Ho, (1981) ces PG forment chez le chien et l'humain la majorité des PG méniscaux, leur présence étant particulièrement marquée dans le corps méniscal. McNicol et al. (1981) les dit en concentration plus élevée dans la région du bord libre là où plusieurs auteurs (Sick 1968, Choukroun 1980, Beaupré 1981) rapportent la prédominance des chondrocytes. En général ces PG sont présents dans les tissus cartilagineux soumis à la compression (Gaillard 1979).

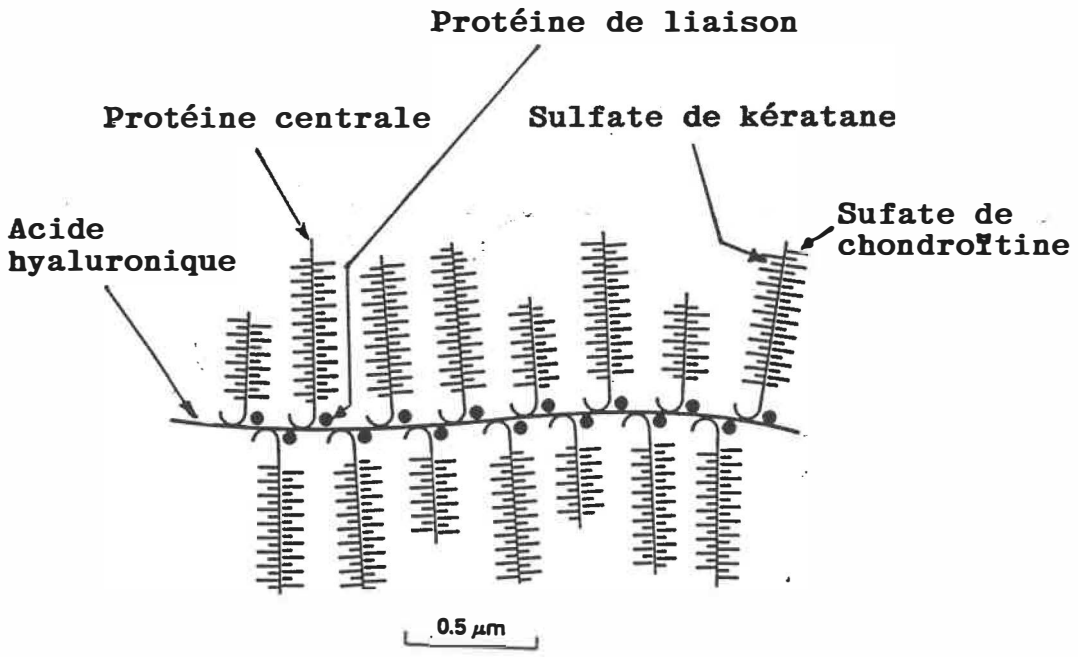


Fig. 9: Structure typique d'une protéoglycane retrouvée dans le cartilage (tiré de Darnell 1986)

Un second groupe de PG est formé de molécules plus petites qui n'ont pas la capacité de s'agglomérer à l'acide hyaluronique. Ces PG possèdent des groupes de type sulfate de dermatan. Dans les tendons, on rapporte que ces PG peuvent s'associer à certaines parties préférentielles des fibres de collagène (Scott 1981) et de façon similaire dans le cartilage articulaire (Adam et Ho 1987, Orford 1984); alors que Gaillard (1979) rapporte leur présence dans les tissus de type fibreux subissant des efforts de tension. Adams et Ho (1987) font état d'une concentration particulièrement élevée dans la région périphérique et dans les cornes.

La contribution des PG à la structure et ses propriétés a été assez bien étudiée pour le cartilage hyalin. La similarité en forme et en propriétés des PG et la nature aussi biphasique des ménisques peuvent permettre d'appliquer au ménisque un certain nombre de connaissances acquises sur les PG du cartilage.

Alors que le treillis d'éléments fibreux procure principalement les propriétés en tension, le contenu en PG détermine en grande partie les propriétés élastiques en compression (Kempson et al. 1971).

Les GAG sont des molécules fortement hydrophiles. Lorsque mises en solution, les PG prennent une disposition en branches d'arbre; il y a répulsion anionique des GAG, gonflement osmotique de la matrice extracellulaire (Zernicke 1986) tel un gel et la molécule de PG, occupe alors un volume maximal. Ce gel ainsi gonflé exerce dans le tissu une pression allant jusqu'à 0.3 MPa pour le cartilage humain (Hukins 1984). Le treillis fibreux est alors sous tension restreignant l'expansion et maintenant ainsi la forme globale du ménisque. Le volume ainsi formé par le treillis de fibres enchevêtrées de PG gorgés d'eau a la particularité d'être imperméable aux grosses molécules et de demeurer perméable aux petites permettant le voyagement des éléments nutritifs (Hardingham 1981). La concentration ionique, la taille des GAG (Roughley 1980) et la nature des interactions entre GAG et collagène (Zernicke 1986, Hayes et Mokros 1971) sont des facteurs déterminant du comportement mécanique élastique du tissu (Comper et Laurent 1978). Boskey (1981) et Mayers (1984) ajoutent que des changements dans la concentration de Ca^{++} induisent une modification de la rigidité.

2.3.3 Vascularisation et nutrition

Le métabolisme des cellules du tissu méniscal est grandement fonction de l'efficacité de leur alimentation.

Une diminution de l'irrigation, globale ou locale, peut induire des modifications des propriétés mécaniques. Deux mécanismes sont connus pour approvisionner les cellules du tissu méniscal.

Le premier mode de nutrition du cartilage est un transfert des nutriments en provenance du liquide synovial. Torzilli (1983) relate deux principaux mécanismes pour ce faire:

1) Diffusion simple des éléments en solution (cartilage sans charge). Le taux de diffusion décroît avec la taille du soluté, l'entrée des très grandes molécules au sein de la phase aqueuse du cartilage étant exclue.

2) Transport en solution par convection de liquide lors de mises en charge répétées. Il y a pompage mécanique et échanges de liquide entre la phase acqueuse du cartilage et l'espace synovial.

Le second mécanisme décrit par un bon nombre d'auteurs (Schabus 1984, O'Connor 1976, Sick et Koritké 1969, Cameron 1973) est l'irrigation par vaisseaux sanguins. Ces auteurs reconnaissent de façon générale deux régions: une périphérique et vascularisée; l'autre centrale et avasculaire. Sick et Koritké (1969) ont étudié le réseau vasculaire de façon bien détaillée. Les ménisques tirent leur vascularisation artérielle de l'artère poplitée via

les artères articulaires (géniculaire) moyenne, inféro-externe et inféro-interne (fig. 10). Ces trois artères forment deux arcades périméniscales, externe et interne, donnant naissance à trois types de réseau: le réseau périphérique, les réseaux sous synoviaux et les réseaux centro-méniscaux.

Le réseau périphérique est disposé sur la face périphérique de la couche de traction à laquelle il envoie de fins rameaux. Les réseaux sous-synoviaux s'étendent sur le cinquième périphérique de la face fémorale du corps et sur la moitié périphérique des faces des cornes et sur la totalité des attaches ligamenteuses méniscales. Ils sont recouverts par la membrane synoviale. Ils laissent cependant les bourrelets de glissement avasculaires. Les réseaux centro-méniscaux sont placés dans la couche de traction qu'ils parcourent à l'intérieur des lames de fasciculation (fig. 11). Ils s'étendent tels des éventails jusqu'aux confins de la zone centrale de pression. Plusieurs auteurs corroborent cette notion d'irrigation abondante des cornes (O'Connor 1977, Schabus 1984, Arnocsky 1988) et partielle du corps limitée à son tiers externe (Choukroun 1980, Cameron 1973, Arnocsky 1988).

La non-uniformité possible dans l'approvisionnement des cellules peut entraîner des disparités régionales dans

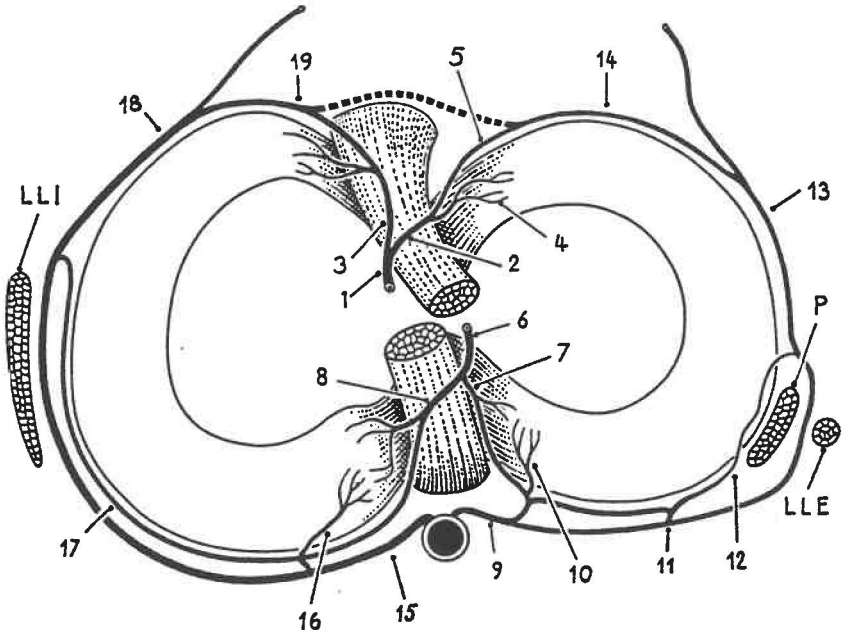


Schéma des pédicules artériels et des arcades artérielles périméniscales. La branche antérieure de l'artère articulaire moyenne (*1*) se divise en une branche antéro-externe (*2*) et une branche antéro-interne (*3*) qui chacune donne naissance à des rameaux courts (*4*) et des rameaux longs (*5*). La branche postérieure de l'artère articulaire moyenne (*6*) se bifurque en une branche postéro-externe (*7*) et une branche postéro-interne (*8*). L'artère articulaire inférieure et externe (*9*) passe entre le ligament latéral externe du genou (*LLE*) et le tendon du muscle poplité (*P*); elle émet successivement le rameau de la corne postérieure du ménisque (*10*), le rameau de la partie postérieure du corps du ménisque (*11*) et le rameau récurrent (*12*); en avant du tendon du muscle poplité, elle constitue l'artère bordante du ménisque externe (*13*) et se continue par des rameaux longs (*14*) qui suivent la partie antérieure de la face périphérique du ménisque externe. L'artère articulaire inférieure et interne (*15*) passe profondément par rapport au ligament latéral interne du genou (*LLI*); elle abandonne successivement le rameau de la corne postérieure du ménisque (*16*) et le rameau récurrent (*17*); elle se continue en avant du ligament latéral interne en constituant l'artère bordante du ménisque interne (*18*) qui se prolonge par des rameaux longs (*19*) qui suivent la partie antérieure de la face périphérique du ménisque interne.

Fig. 10: Vascularisation des ménisques (tiré de Sick et Koritké 1969)

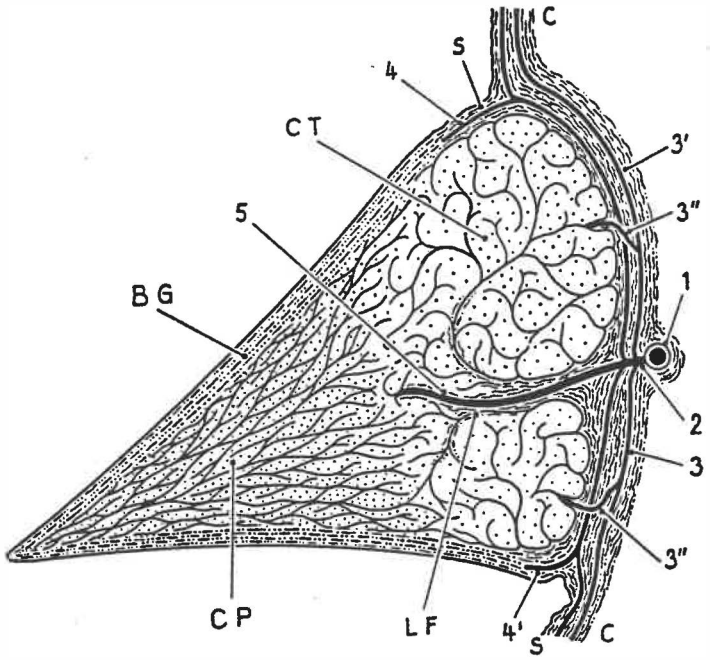


Schéma d'une coupe radiaire d'un ménisque montrant l'arcade artérielle périméniscale (*1*) de laquelle naissent des artères radiaires (*2*) dont dépendent: a. un réseau périphérique qui envoie des vaisseaux (*3* et *3'*) vers la face externe du ménisque et vers la capsule articulaire (*C*) et des vaisseaux (*3''*) dans la partie périphérique de la couche de traction (*CT*); b. des réseaux sous-synoviaux (*4* et *4'*) placés sous la synoviale (*S*) qui borde les deux faces supérieure et inférieure du ménisque; c. des réseaux centro-méniscaux (*5*) qui pénètrent par les lames de fasciculation (*LF*) dans la couche de traction (*CT*). Le bourrelet de glissement (*BG*) et la couche de pression (*CP*) sont avasculaires.

Fig. 11: Vascularisation d'un ménisque en rapport avec la structure (tiré de Sick et Koritké 1969)

les propriétés mécaniques. On rapporte par exemple que certains phénomènes pathologiques ou naturels comme l'âge augmentent la polymérisation du collagène et peuvent créer une barrière à la diffusion vers l'intérieur des nutriments. Cette hypothèse a été posée par Smith (1970) afin d'expliquer l'occurence des blessures typiques par déchirure des ménisques (fig. 12).

2.4 Les fonctions des ménisques

L'étude anatomique et structurelle des ménisques et l'analyse de la biomécanique du genou ont conduit certains auteurs à reconnaître aux ménisques cinq fonctions majeures:

1. Transmission des forces
2. Amortissement des charges dynamiques
3. Diminution des contraintes de surface
4. Stabilité de l'articulation
5. Lubrification

2.4.1 Transmission des forces - Revue et analyse biomécaniques

Les ménisques constituent un élèment important du mécanisme complexe de transmission des forces qu'est le genou. Plusieurs études dont celles de Walker (1975),

Ahmed (1983), Fairbank (1948), Jasper (1980) conviennent que les ménisques sains peuvent transmettre jusqu'à au moins 50% des charges totales transmises par le genou et même jusqu'à 70% selon Gosh (1987).

Hefzy (1983) qui a conduit une étude par modélisation mathématique du ménisque en arrive à la conclusion suivante:

> "We found that the percentage of the load carried by intact and/or artificial menisci depends heavily on their material properties".

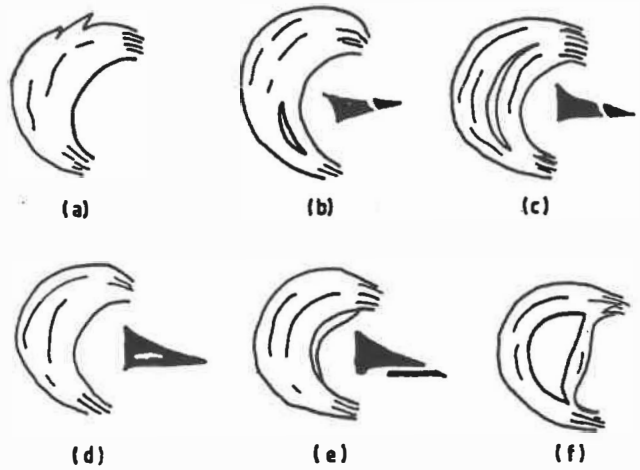
Cette relation entre les propriétés mécaniques et l'efficacité à transmettre les forces est très importante. Pour bien l'expliciter, il importe de revoir la biomécanique du genou et des ménisques.

Trois études offrent une analyse particulièrement intéressante. Seedhom (1979) en accord avec Fairbank (1948) propose ce qui suit: les ménisques sont étroitement interposés entre fémur et tibia et ce en périphérie des zones de contact direct. Lorsque le genou est mis en charge, les surfaces condyliennes se rapprochent et tendent à coincer les ménisques. A cause de leur forme en coin et une lubrification efficace, les ménisques tendent à fuir de part et d'autre; mais chacun des ménisques est retenu par ses fortes attaches tibiales et par le manchon capsulaire périphérique. Cette rétention exercée sur les ménisques

leur permet d'opposer une résistance et de transmettre ainsi les forces entre fémur et surface tibiale via le corps et les cornes méniscaux. Les fibres périphériques sont alors sous tension, ce que la plupart des auteurs anglosaxons qualifient de "Hoop Stress" (contraintes circonférencielles) (Aspden 1985). Ailleurs dans le genou une seconde part des forces peut être transmise par les zones de contact direct entre cartilages articulaires. Ceci dépend de l'état de pré-tension dans lequel se trouvent les structures périphériques (Choukroun 1980).

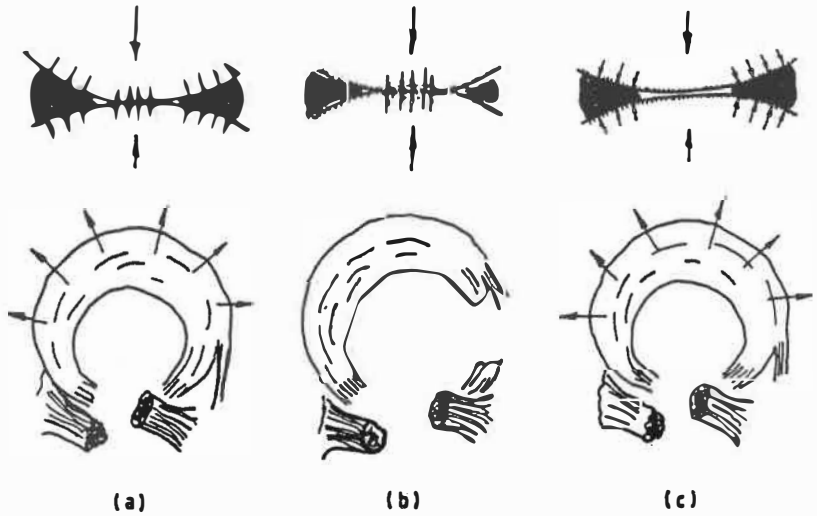
Seedhom (1979) analyse trois cas particuliers (fig. 13). Dans le premier cas la continuité des attaches et des fibres périphériques est intègre; les forces sont reprises en partie par les ménisques et en partie directement par le cartilage articulaire. Les forces sont transmises en partie par contact direct et en partie via l'ensemble méniscal.

Le second cas rapporté par Seedhom (1979) est un ménisque dont une ou les deux attaches tibiales sont endommagées. La charge entraîne un rapprochement des surfaces articulaires sans que les ménisques endommagés ne puissent s'y opposer. Les ménisques sont repoussés aisément vers l'extérieur et conséquemment, le cartilage subit par contact direct une plus grande pression. Les ménisques ne remplissent pas leur fonction de support. En l'absence d'un



Types of injury to the meniscus
(a) Peripheral longitudinal tear
(b) Anterior segment longitudinal tear
(c) Complete longitudinal tear
(d, e) Horizontal tear; development of a substance lesion
(f) Bucket handle tear

Fig. 12: Blessures typiques des ménisques (tiré de Seedhom 1979)



(a) An intact meniscus transmitting load
(b) A meniscus made redundant by dividing its tibial attachment
(c) A thick meniscus may prevent direct contact between the condyles

Fig. 13: Mécanique méniscale (tiré de Seedhom 1979)

seul ménisque, le manque de force de rappel d'un côté entraine la possibilité d'une translation ou une laxité qui diminue l'efficacité du ménisque sain opposé.

Le troisième cas est un ménisque de trop grande épaisseur ou de rigidité trop élevée. L'ensemble méniscal supporte et transmet alors une part de la charge plus grande mettant en tension plus élevée les structures périphériques du ménisque ou en compression plus grande les structures centrales.

Seedhom (1979) par ces 3 exemples insiste sur l'importance de la continuité périphérique:

> "Degenerate menisci and menisci with different tears transmit significant fractions of the load acting on the correponding side of the joint so long as the circonferential continuity of the meniscus is maintained".

L'analyse de Seedhom lui permet de proposer un modèle mécanique à quatre ressorts destiné à étudier la contribution de chaque structure. Chacun des ressorts représente la résultante supportée par un ménisque ou une zone de contact direct entre cartilages.

Choukroun (1980) dans sa description d'une unité méniscale fonctionnelle soutient aussi l'importance de la continuité périphérique. Son étude de l'anatomie met en relief un dispositif capsulo-ligamentaire créant une

interdépendance entre les deux ménisques. Cette interdépendance est à la base du système de coordination qu'il décrit (fig. 14a). Le système prend la forme de deux cercles concentriques: un cercle interne représentant les fibres circonférencielles (FC) des ménisques (ME et MI) en continuité avec les ligaments interméniscaux (LIP et LIA); et un cercle externe correspondant au plan capsulaire (C) qui entoure l'articulation en s'appuyant sur la face externe des ménisques et la face interne des ligaments latéraux (LLI et LLE).

Les deux ménisques sont représentés comme deux éléments élastiques, montés en opposition, ceinturés par une courroie double et sous pré-contrainte dans un système fermé. Le rôle des ligaments croisés peut être vu ici comme une contribution à la précontrainte (fig. 14b).

Dans ce modèle, la force articulaire est transmise du fémur au ménisque normalement à la surface de contact. Cette pression de contact possède deux composantes: verticale et horizontale. La composante verticale est transmise à la surface sous-jacente par le corps méniscal, mais une condition existe pour que le ménisque agisse ainsi: le corps méniscal doit être maintenu en place le mieux possible. En effet, la composante radiale tend à expulser le ménisque vers la périphérie de l'articulation. Ce sont

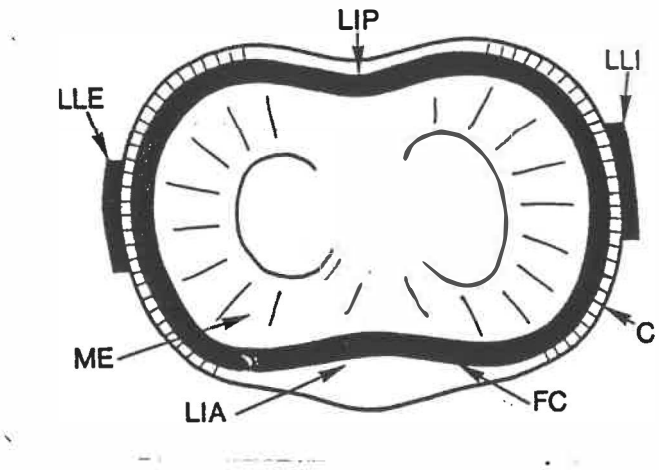
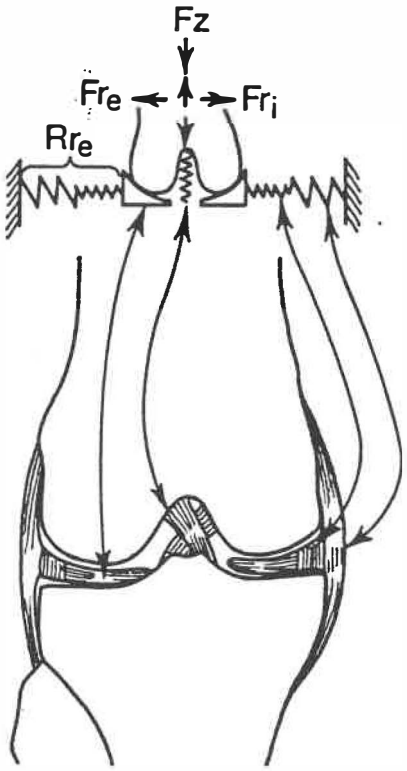


Fig. 14a: Unité méniscale fonctionnelle



— *Modèle mécanique :* système de 2 éléments élastiques montés en opposition et sous précontrainte.

Fig. 14b: Modèle mécanique de Beaupré (1981)

les forces générées dans les structures périphériques qui permettent alors l'équilibre des forces et la rétention des ménisques en place. Lorsque la charge est retirée, l'élasticité des structures permet aux ménisques de regagner leur position initiale.

Les auteurs accordent une importance à l'état de pré-contrainte. Cette dernière se rapporte à l'état de pré-tension des structures périphériques existant avant application de la charge. Si la pré-contrainte est diminuée, les ménisques se trouvent sous une charge donnée dans un état de déformation inférieur à la normale; vu la non-linéarité, les ménisques manifestent alors une rigidité de rappel moindre, ceci entraînant une force de rappel moins importante et donc un support des charges diminué. La force de rappel diminuée entraîne une diminution de la stabilité.

Contrairement au modèle de Seedhom (1979), ce modèle n'inclut pas explicitement la contribution du cartilage articulaire dans la transmission des forces. Il met cependant en évidence la non-linéarité et la double nature de la force de rappel périphérique des ménisques (ancrage et structures capsulaires).

2.4.2 Amortissement des charges dynamiques.

Plusieurs auteurs prêtent aux ménisques un rôle d'amortisseur (Burr 1982, Choukroun 1980, Jaspers 1980, Ghadially 1978, Vosburg 1986) mais peu d'entre eux le démontrent quantitativement.

Ghadially (1978), se basant sur la présence de fibrilles de collagène de différents calibres constituant les diverses fibres et lamelles, émet l'hypothèse que la structure méniscale puisse posséder des qualités d'amortisseur de chocs à large bande spectrale.

Vosburg (1986), dans un très bref résumé, rapporte sans détails avoir procédé à la mesure de modules de cisaillement complexes G* qui seraient plus élevés pour le ménisque externe.

Selon Jaspers (1980), qui a procédé à des essais de chargement axial de genoux entiers de porcs, les ménisques peuvent être modélisés par un ressort non-linéaire associé à l'étirement circonférenciel et par un élément viscoélastique non-linéaire.

Deux phénomènes sont à la base des effets viscoélastiques mentionnés:

1) l'extrusion du fluide interstitiel (amortissement visqueux);

2) et le comportement viscoélastique de la structure fibreuse de la matrice (Mow et Mansour 1977).

2.4.3 Diminution des contraintes de surface.

On reconnaît que les ménisques supportent une grande part des charges. Lors d'études in vitro chez l'humain Walker (1975) conclut même que les ménisques portent la totalité de la charge jusqu'à des chargements de 100 kg à 150 Kg.

Les charges sont transmises via le ménisque à la surface sous-jacente. Sans ménisque les forces le sont par le seul contact direct entre les condyles et le plateau tibial. A cause de l'incongruité de ces surfaces, cette zone est de petite dimension. Les ménisques ont donc comme rôle d'augmenter la surface effective de transfert des charges entraînant aussi une réduction importante des contraintes à un seuil physiologiquement acceptable. Chez l'humain Walker (1975), évalue en moyenne l'ordre de grandeur de ces contraintes à 1.23 MPa pour une charge axiale du genou de 150 kg.

Ahmed (1983), Walker (1975) et Seedhom (1979), sont de bonnes études décrivant les surfaces de contact entre cartilages et entre ménisque et cartilage. Ces études appuient l'hypothèse de l'existence de régions spécifiques du ménisque sollicitées en compression et d'autres sollicités essentiellement en tension (fig. 15a, 15b). Selon Ahmed (1983), sans ménisque interne, la surface de contact est diminuée de 50 à 70% ce qui augmente d'autant les contraintes.

2.4.4 Stabilité de l'articulation.

Plusieurs auteurs rapportent le rôle stabilisateur des ménisques: Slocum et al. (1968), O'Connor (1976), Choukroun (1980), Burr et al. (1982), Jaspers (1983), Vailas et al. (1985) et Gosh (1987), certains visant particulièrement les cas de mouvements complexes d'extension ou de flexion accompagnés de rotation.

En effet, lors d'une rotation externe de la jambe, le ménisque interne dans sa partie postérieure agit comme une butée limitant les amplitudes en rotation. En rotation interne, dû à l'action des ligaments, il y a rapprochement des surfaces articulaires et écrasement des ménisques ce qui stabilise le genou en le limitant à des positions angulaires acceptables. Sans ménisque, l'enroulement nécessaire des ligaments croisés jusqu'au contact direct entre les surfaces

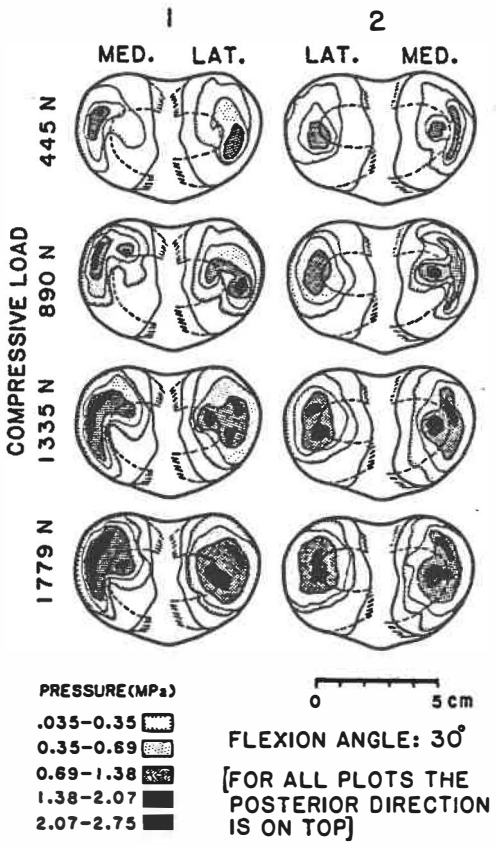


Fig. 15a: Effet de la charge sur la distribution de la pression (tiré de Ahmed 1983)

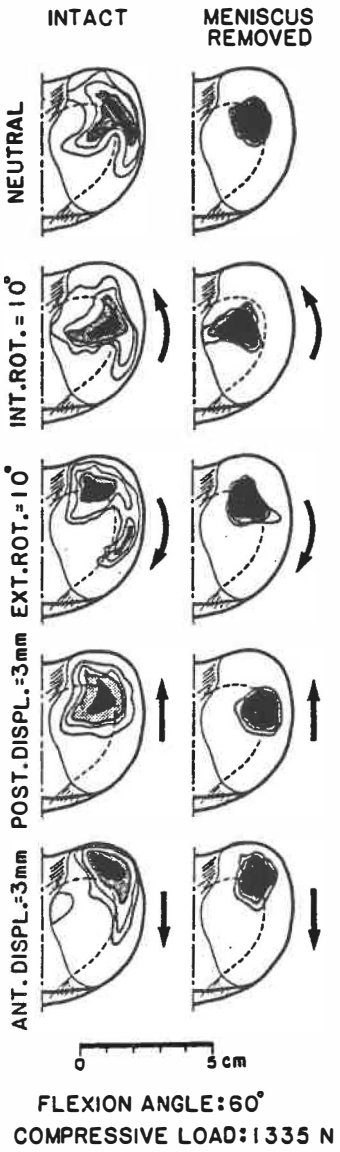


Fig. 15b: Effet de la ménisectomie sur la distribution de la pression (tiré de Ahmed 1983)

est plus grand, ce qui entraîne des amplitudes en rotation beaucoup plus élevée (laxité).

La contribution des ménisques à la stabilité médiolatérale est rapportée par Walker (1975). Choukroun (1980) décrit aussi cette influence stabilisatrice qu'il dit liée à l'état de pré-contrainte des éléments élastiques non linéaires périphériques: l'étirement n'étant pas nul au départ et la rigidité augmentant rapidement avec l'étirement, le genou peut être maintenu efficacement autour d'un état d'équilibre.

La stabilité du genou profite de la contraction orchestrée de certains muscles adjacents (Slocum et al 1968, O'Connor 1976). La position des ménisques dans le genou est déterminée par certains muscles s'insérant dans l'attache méniscale postérieure (Höpker 1986). Or, la découverte d'une riche innervation dans les cornes méniscales, position privilégiée pour la détection d'une mise en charge du genou, laisse croire que les ménisques ont un rôle actif dans la stabilisation du genou (O'Connor 1976). O'Connor (1976) qualifie le ménisque de "early warning sensory device" rappelant qu'il est déjà connu que des ligaments sont à l'origine de réflexes.

Albright (1987) observe des axones pénétrant dans le ménisque de la périphérie avec une densité particulière au niveau des cornes. Il identifie 3 types de récepteurs dans les deux tiers périphériques du ménisque interne: corpuscule de Ruffini, de Pacini et organe de Golgi. Les senseurs des cornes seraient importants dans l'approvisionnement en information lors de mouvements extrêmes.

2.4.5 Lubrification

Les ménisques participent à la bonne lubrification de l'articulation (Gosh 1987). Ils aident à la distribution du fluide synovial (Canham 1986). Lors de mises en charges répétées du genou, leur forme de coin combinée au mouvement de va-et-vient des corps méniscaux vers la périphérie (Beaupré 1981) permet la formation et le maintien d'un film de liquide synovial de part et d'autre du ménisque.

Cette théorie du "coin d'huile" amenée par MacConnail (1932) suggère que le ménisque forme deux canaux convergents d'où émanent le liquide lubrifiant procurant ainsi la pression nécessaire pour séparer les surfaces opposées. Or, Laberge (1988) ne croit pas que ce phénomène soit suffisant en général, pour séparer les surfaces sauf à des vitesses tangentielles élevées. L'auteur suggère plutôt une combinaison des phénomènes de déformation du cartilage,

d'exsudation du fluide interstitiel couplés à l'action onctueuse du liquide synovial:

1) lorsque la pression augmente dans l'articulation, la viscosité du liquide augmente et il y a formation d'un gel d'acide hyaluronique;

2) pendant la mise en charge, l'exsudation du liquide du cartilage (et vraisemblablement du fibrocartilage) est le facteur dominant; il y a glissement d'une surface sur une autre, déplacement des régions de contact favorisant l'exsudation;

3) lorsque la charge est enlevée, l'imbibition du fluide s'effectue;

4) la pression générée dans le film force le liquide dans le cartilage lorsque l'exsudation est terminée;

5) la lubrification onctueuse (où les surfaces sont protégées par des molécules de lubrifiant) joue un rôle important pour les faibles vitesses tangentielles.

2.5 Propriétés mécaniques du tissu méniscal

2.5.1 Mesure des propriétés

La revue des fonctions mécaniques du ménisque met en relief l'importance des propriétés mécaniques du tissu. Quelques auteurs ont oeuvré à caractériser certaines de ces propriétés. Aucune étude ne rapporte l'utilisation du

principe de l'indentation. La structure du ménisque étant particulièrement complexe, il importe de bien garder en vue les prémisses posées par chacun lors de la revue des résultats de leurs travaux. Aucune des méthodes ne cherche à conserver l'intégrité de la structure méniscale. Huit études relevées dans la littérature ont porté sur des tests de traction de bandelettes de tissu méniscal.

Bullough (1970) a mesuré la résistance en traction de la structure méniscale pour différentes orientations des fibres. Les spécimens sous forme de bandelettes de 9 à 20 μm. d'épaisseur, ont été mis en traction dans un bain de solution isotonique. Il conclut que la limite de rupture est la plus élevée dans la direction principale des fibres. Les spécimens étaient des ménisques humains et de porcs.

Uezaki (1979) a procédé à des tests de traction de même type, mais en s'intéressant particulièrement aux propriétés viscoélastiques. Les tests ont porté sur des bandelettes de 1.2 mm d'épaisseur prélevées selon la direction des fibres circonférencielles. L'auteur décrit une relation contrainte-déformation d'allure sigmoïde, une faible dépendance du module de Young par rapport au taux de déformation et un comportement en relaxation qui est le même pour le ménisque sain et le ménisque portant une déchirure. Selon lui le ménisque n'a pas des caractéristiques d'un

amortisseur de chocs, mais plutôt celles d'une rondelle élastique.

Un troisième auteur, Gosh (1987), a étudié le ménisque sous forme de bandelettes de 2 mm x 8 mm x 50-150 μm. Le court article ne rapporte pas de détails sur le montage. Il conclut après des tests alliés à des digestions enzymatiques que le rôle des protéoglycanes n'est pas significativement important en tension puisque leur digestion n'apporte aucun changement.

Vosburg (1982) rapporte, dans un bref résumé, une étude des propriétés viscoélastiques tel le module complexe de cisaillement sans toutefois donner de précision sur la méthode. Le module est dit proportionnel à la fréquence alors que la proportion rigidité visqueuse sur rigidité élastique n'augmente que très peu.

Dans le but d'étudier l'évolution des propriétés mécaniques des greffons méniscaux cryopréservés après implantation, Schmidt et al. (1986) ont étudié des bandelettes de tissu méniscal (fig. 16).

Ferro TD et al. (1988) et Krause et al. (1989) se sont intéressés aux propriétés mécaniques du tissu méniscal cicatriciel. Ferro et al. ont testé en rupture des

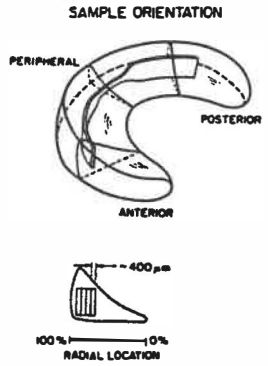


Fig. 16: Coupe d'éprouvettes pour tests de traction (tiré de Schmidt 1986)

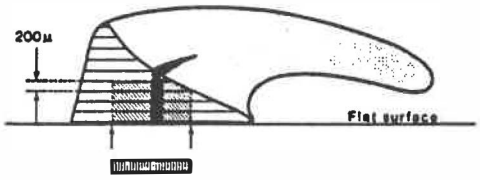


Fig. 17: Coupe de bandelettes pour tests de traction (tiré de Ferro 1988)

bandelettes de 180 microns d'épaisseur taillées dans des zones de déchirures radiales (fig. 17); alors que Krause et al. ont étudié les déchirures circonférencielles.

Fithian et al. (1989) ont cherché à établir des corrélations entre la composition en glycoaminoglycanes et en hydroxyproline et le module d'élasticité en tension de tissu méniscal taillé en bandelettes de 400 microns d'épaisseur.

D'autres études ont porté sur la biomécanique méniscale apportant du même coup des informations sur les propriétés tissulaires. Jaspers (1980) a testé en compression axiale des genoux entiers de porcs. L'auteur a étudié la relation force-déplacement, l'hystérésis, la réponse à l'impact et propose un modèle mécanique. Aspden (1985) a utilisé la méthode des éléments finis pour étudier la répartition des contraintes dans la structure et l'influence de la géométrie.

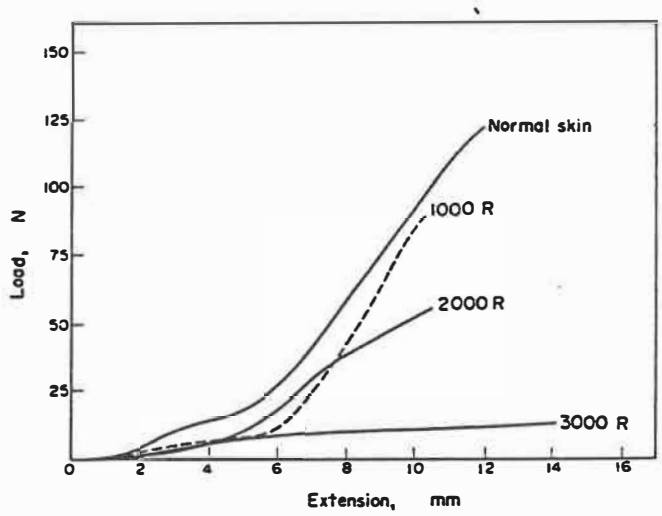
2.5.2 Influence de l'irradiation

L'irradiation se présente comme un procédé de stérilisation bien connu et accessible en milieu hospitalier. Arnoczky (1986) rapporte avoir étudié les propriétés en rupture et le module d'élasticité de greffons

méniscaux suite à la cryopréservation. Il conclut que ce procédé est sans effet sur les propriétés et l'architecture après trois mois d'implantation. Cependant, aucune étude n'a été relevée en ce qui a trait à la stérilisation par irradiation et impact sur les propriétés avant et après implantation.

Une étude a été relevée concernant l'influence de l'irradiation sur les propriétés mécaniques de la peau. Cette étude de Ranu (1980) porte sur les propriétés de la peau irradiée, les tests ayant eu lieu 3 mois après l'irradiation in vivo. Ce processus fait intervenir les mécanismes de synthèse des structures biologiques contrairement à la présente étude des greffons irradiés après excision. Elle s'avère tout de même intéressante vu la constitution similaire des ménisques et de la peau.

Dans cette étude, des bandelettes de peau de 3.2 cm x 1 cm irradiées trois mois au préalable ont été mises en traction simple. Les résultats dénotent une atteinte à la structure fibreuse pour des doses faibles de 1 à 3 Krad; cette atteinte se manifeste par une résistance à la rupture et une rigidité diminuées et des profils de rupture modifiés (fig. 18a, 18b).



Typical load against extension curves for normal and irradiated skin. These specimens were tested 120 days after irradiation.

Fig. 18a: Effet de l'irradiation sur les propriétés en tension de la peau (tiré de Ranu 1979)

Fig. 5. Section of normal dermis stretched to rupture. Magnification × 2000. Arrows indicate direction of loading. *A* indicates a typical ruptured fibre.

Fig. 6. Dermis stretched to rupture 120 days after an exposure of 2000 R. Magnification × 2100. Arrows indicate direction of loading.

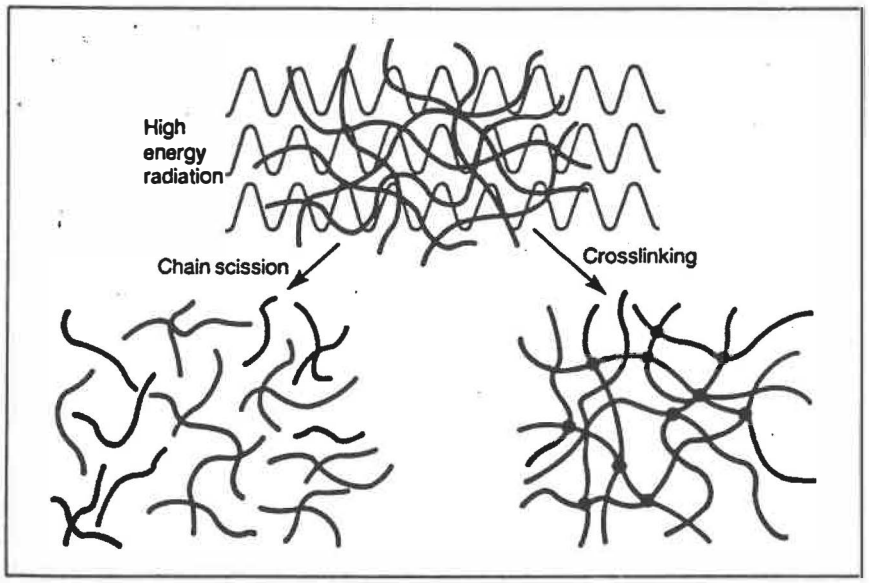
Fig. 18b: Effet de l'irradiation sur le mode de rupture (tiré de Ranu 1979)

Trois autres publications apportent un éclairage intéressant sur les phénomènes pouvant avoir lieu lors de l'irradiation du ménisque. Charlesby (1960), English (1986) et Phillips (1988). Ces articles se penchent sur l'effet de l'irradiation par rayon Gamma sur les polymères et sur certains tissus organiques (Charlesby (1960)). Dans la mesure où le tissu méniscal est aussi formé de longues chaines (collagène, protéoglycanes, etc.), il est pertinent de regarder de plus près les conséquences pour les polymères. Selon Charleby (1960):

> "Long chain polymers can serve as simple models for biological materials and indeed many of the irradiation effects observed in radiobiology are closely parallel to those found in simple long chain polymers."

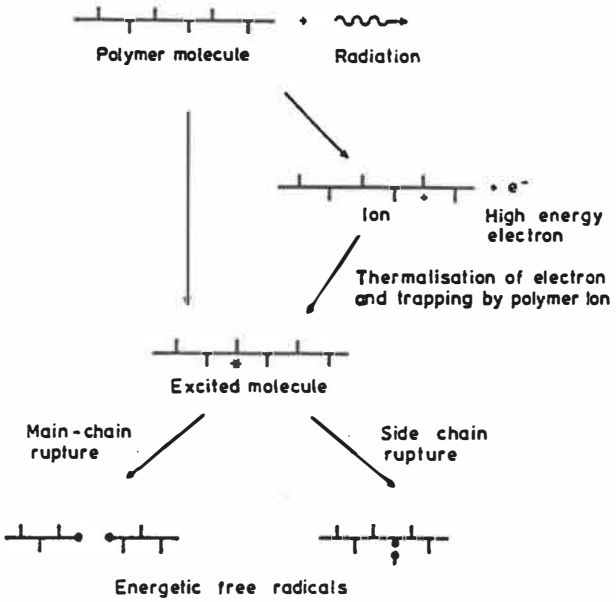
Deux phénomènes de base ont lieu lors de l'irradiation. Lorsque bombardées de particules de haute énergie, les chaînes polymériques subissent des cassures (voir fig. 19a). Plus la taille des chaînes est élevée, plus un tissu sera dit sensible à l'irradiation car les probabilités de voir chacune de ses chaînes touchées est plus élevé. L'effet premier de l'irradiation est d'exciter les électrons qui forment les liens chimiques, ce qui entraîne des ruptures de chaînes principales ou de chaînes latérales (fig. 19b).

Si les segments se recombinent immédiatement, il n'y aura pas d'effet sur le matériau. Cependant, si les



Irradiation of polymers produces two main effects: chain scission, which reduces strength; and crosslinking, which increases strength but frequently leads to embrittlement. The two effects are usually combined in a complex interrelationship.

Fig. 19a: Conséquence de l'irradiation chez les polymères (tiré de English 1986)



Schematic showing primary events occurring after interaction of radiation with polymer molecule

Fig. 19b: Conséquences de l'irradiation chez les polymères (tiré de Phillips 1988)

segments se réassemblent différemment, une structure modifiée en résultera. Les réarrangements se font par la formation de nouveaux liens via les chaînes latérales (crosslinks). Ce type de réarrangement donne lieu à un matériau plus rigide ou plus fragile. Par ailleurs le bris d'un nombre excessif de chaînes principales ou de chaînes latérales sans recombinaison peut résulter en un comportement plus visqueux. Si l'effet net est une réduction dans la longueur moyenne des chaînes, la résistance tend à diminuer. On observera une prédominence de la dégradation sur la formation de liens latéraux (crosslinks) surtout chez les polymères présentant des résidus latéraux volumineux empêchant la reconsolidation des chaînes principales cassées.

La température d'irradiation a un effet très important sur les conséquences de la radiation. English (1986) rapporte à cet effet:

> "The effect of elevated temperature and irradiation are frequently synergetic; that is, the effect of the combination may exceed the effect of the separate effects simply added together."

Ceci s'explique par le fait que la chaleur rend les chaînes beaucoup plus mobiles et flexibles augmentant ainsi les chances de réassemblage entre les chaînes.

Dans un ménisque, les fibres et chaînes sont baignées en solution aqueuse ce qui permet aux chaînes latérales réactives de se mouvoir et de se recombiner; et aux chaînes principales de se déplacer, ce qui limite leurs chances de se reconsolider. Une irradiation à l'état solide (congelé) serait de nature à favoriser la reconsolidation des chaînes principales et prévenir la dégradation par la formation de liens latéraux nouveaux (relaté lors d'une rencontre avec le docteur Potier, chercheur au département de génétique de l'hôpital Ste-Justine de Montréal).

CHAPITRE 3

PROBLEMATIQUE

La revue des connaissances montre bien que le ménisque du genou est un élément biomécanique de première importance. Il y est clair aussi que l'efficacité d'un ménisque à remplir ses différents rôles est fortement dépendante de ses propriétés intrinsèques, propriétés qui sont déterminées par la qualité des différents éléments structuraux et de leurs interactions.

L'avènement des techniques de greffes méniscales exige que le ménisque à greffer soit soumis à un certain nombre de traitements dont l'impact sur la structure est à ce jour peu ou pas connu. La stérilisation du ménisque en particulier s'avère impérative. Or, des études sur les polymères et le cartilage montrent clairement que certains phénomènes physiques tel la chaleur et l'irradiation peuvent modifier les propriétés mécaniques de ces matériaux. Aucune étude sur l'impact de l'irradiation n'a été relevée pour le ménisque. De telles études appliquées au ménisque s'imposent donc.

L'irradiation à basse température se présente a priori comme la moins dommageable des méthodes de stérilisation accessible actuellement en centre hospitalier. Elle est

aussi la méthode utilisée par nos collaborateurs pour leur modèle animal. Ce modèle utilise le lapin. Notre méthode devra donc s'appliquer à des ménisques de très petite taille, ce qui techniquement est source de difficultés.

La revue des connaissances met en relief l'importance des interactions au sein de la structure méniscale. Notre philosophie s'orientera donc vers des méthodes expérimentales qui permettent la conservation de l'intégrité de la structure globale du ménisque ainsi que des conditions de sollicitation les plus proches des conditions in vivo.

CHAPITRE 4

MONTAGES EXPERIMENTAUX

Ce chapitre décrit les montages expérimentaux développés pour la caractérisation mécanique des propriétés élastiques et viscoélastiques des ménisques.

4.1 Considérations générales sur l'expérimentation

La revue des connaissances permet de cerner un certain nombre de propriétés mécaniques importantes quant à la compétence fonctionnelle du tissu méniscal.

Comme le relève Seedhom (1979), l'intégrité des structures périphériques est déterminante de la charge que pourra soutenir le ménisque. Il est permis de supposer que l'irradiation par son action possible sur les fibres de collagène (Ranu 1980) puisse en altérer la rigidité. Une étude de la tension de l'ensemble structurel périphérique permettra d'évaluer la capacité du ménisque à exercer une force de rappel adéquate.

D'autre part, le support des forces est aussi fonction des propriétés de la zone centrale dite de compression. Les propriétés viscoélastiques de cette région déterminent la

capacité à amortir les charges dynamiques. Les propriétés de cette zone déterminent aussi la qualité de la force de rappel qui sera exercée par les structures périphériques. En effet, lors de la mise en charge du genou, ces structures sont mises en tension à cause de l'expulsion du corps méniscal vers la périphérie. Or, si la rigidité en compression du corps méniscal est diminuée, il y aura déformation, écrasement du "coin mécanique" que constitue le corps méniscal au détriment de son expulsion vers la périphérie. Une force de rappel diminuée signifie une fonction de support diminuée et une augmentation des pressions de contact direct entre les surfaces cartilagineuses. Une étude des propriétés viscoélastiques et élastiques en compression du ménisque, respectant la nature hydrophile de la structure, s'avère opportune dans l'évaluation de l'influence de l'irradiation. Deux montages expérimentaux ont été développés afin d'étudier la rigidité périphérique et le fluage en compression.

4.2 Montage d'indentation avec mode de chargement en échelon

Le moyen choisi pour étudier le comportement en compression du ménisque est l'indentation. Cette méthode permet l'application d'une charge sur une surface restreinte et de façon reproductible. Ces dernières caractéristiques

de l'indentation sont importantes vu la géométrie complexe et la non-homogénéité inter-régionale de la structure méniscale.

Le montage comporte six parties principales (fig. 20, 21):

a. le pointeau (1);
b. le support ajustable (3);
c. le capteur de déplacement (5,6);
d. le module d'application des charges (7,8,9);
e. la base d'indentation inclinable (10,11,12,13);
f. le système d'acquisition.

4.2.1 Le pointeau

La partie mobile qui porte le pointeau (1) est la structure par laquelle est appliquée la charge. Le pointeau est cylindrique, fait d'acier inoxydable et son extrémité est aplanie. La section possède à cette extrémité un diamètre de 1.5mm, soit une aire de 7.1×10^{-6} m^2. Les arêtes sont émoussées afin de ne pas endommager la surface méniscale. Le pointeau peut se mouvoir selon son axe grâce à un dispositif en deux tiges montées sur roulements à billes linéaires. L'emploi d'un double axe de translation au niveau des roulements prévient la rotation de la partie mobile.

National Library
of Canada

Canadian Theses Service

Bibliothèque nationale
du Canada

Service des thèses canadiennes

NOTICE

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

UNFORTUNATELY THE COLOURED ILLUSTRATIONS OF THIS THESIS CAN 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.

Légende (fig. 20 et 21)

1. Pointeau
2. Support avec roulement à bille
3. Support ajustable
4. Plateau
5. Curseur du LVDT
6. LVDT
7. Masse
8. Levier
9. Support indépendant
10. Plaque inclinable
11. Articulation pour inclin
12. Base de translation
13. Bassin d'immersion

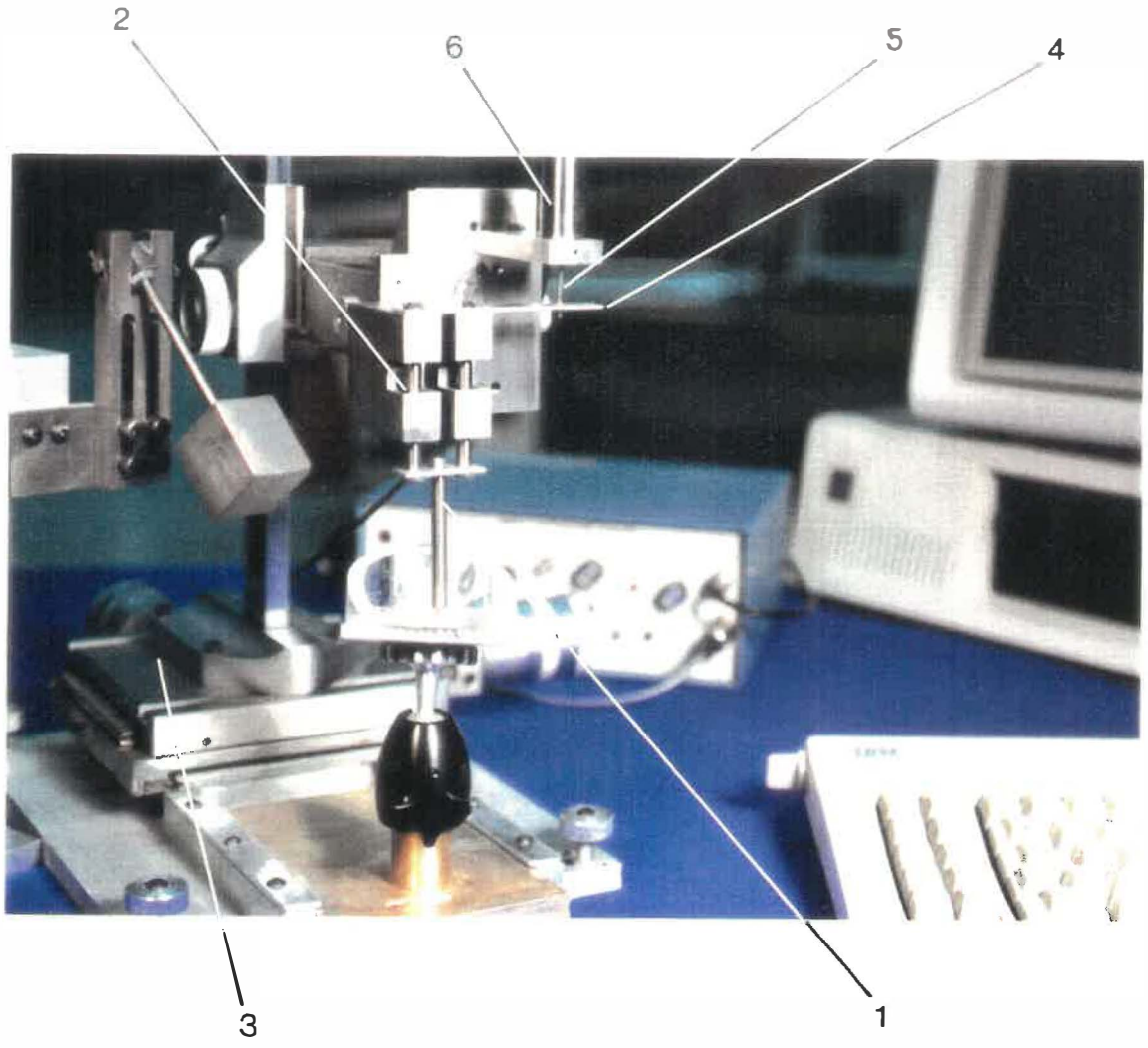


Fig. 20: Montage d'indentation

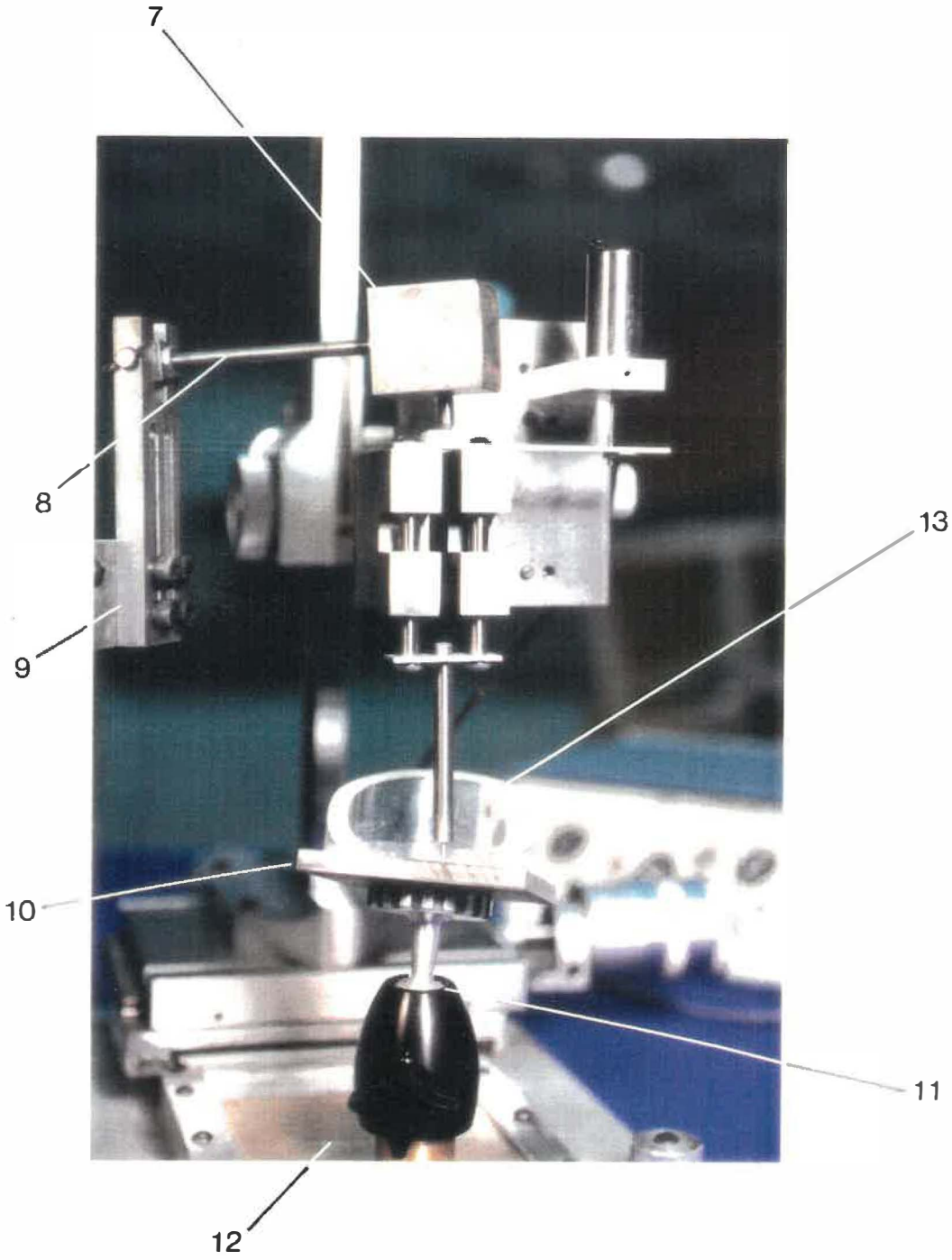


Fig. 21: Montage d'indentation - charge appliquée

4.2.2 Support permettant le positionnement

La translation du pointeau se fait relativement à un support fixe portant les roulements à billes linéaires (2). Ce support permet un ajustement fin en translation de la position (3) du pointeau selon les trois axes et fait en sorte que le pointeau surplombe l'espace de travail.

4.2.3 Capteur de déplacement

Au sommet du support mobile se trouve un plateau (4) permettant un lien mécanique entre le pointeau (1) et le curseur (5) d'un capteur de déplacement de type LVDT (6) (Linear Voltage Displacement Transducer). Le voltage de sortie est proportionnel au déplacement relatif du curseur et de la bobine inductive logée dans le corps du LVDT (voir annexe 1). L'arrangement en série des pointeau et curseur permet une mesure de la pénétration du pointeau.

4.2.4 Base inclinable pour la fixation des spécimens

Afin de permettre une indentation perpendiculaire à la surface, le ménisque est fixé sur une plaque métallique inclinable (10). Cette plaque est en effet montée sur une articulation de type rotule (11). L'ensemble est fixé à une plaque (12) qui peut être glissée à volonté hors du lieu

d'indentation pour faciliter l'installation des spécimens. Une section angulée de cylindre de plexiglass forme la paroi d'un bain d'immersion (13) destiné à offrir à l'échantillon un environnement aqueux.

4.2.5 Module d'application de la charge en échelon

La nature des tests d'indentation implique la mesure d'une pénétration sous l'effet d'une charge de grandeur et de modulation contrôlées. Le montage est conçu à la base pour un chargement en échelon. La charge est constituée d'une masse d'acier (7) et fixée au moyen d'une tige sur pivot (8) à un support (9) indépendant. Ce support distinct permet d'éviter les vibrations dûes aux manipulations de la masse. Le montage sur tige et le pivot facilite la manoeuvre de dépôt instantané de la masse sur le pointeau (une description détaillée de la mise en charge en échelon est fournie en annexe 2).

4.2.6 Système d'acquisition des mesures

Le système d'acquisition est destiné à la conversion et l'acquisition sur support informatisé des signaux analogiques fournis par le capteur de déplacement ou le capteur de force. Il est composé d'un ordinateur de type IBM-PC muni d'une carte d'acquisition LABMASTER de 12 bits.

L'acquisition des signaux de déplacement est faite à une fréquence de 1 Hz, compromis qui permet d'obtenir une bonne définition du départ sans toutefois échantillonner un trop grand nombre de points par la suite. Un logiciel développé en langage BASIC à l'Ecole Polytechnique par M. François Kemp est utilisé pour gérer l'acquisition des signaux.

4.3. Montage de traction

Un montage de traction a été développé afin de permettre la mise en tension des structures fibreuses périphériques dans un mode respectant la géométrie et la structure physiologique. L'ensemble comporte cinq éléments de base (fig. 22, 23, 24, 25):

a. les surfaces condyliennes de rétention (1);
b. le support en U (2);
c. le bloc d'ancrage des attaches méniscales (7);
d. la machine à traction (9);
e. le système d'acquisition des données (10).

4.3.1 Les surfaces condyliennes de rétention

Le pôle immobile de montage est constitué du dispositif de rétention du corps méniscal. Ce dispositif est composé de deux blocs moulés à l'image des surfaces tibiale et

Légende (fig. 22, 23, 24 et 25)

1. Surfaces condyliennes moulées pour la rétention
2. Support en U
3. Vis de positionnement
4. Bloc mobile
5. Ecrou de verrouillage
6. Bassin d'immersion
7. Bloc d'ancrage
8. Vis de fixation
9. Machine de traction
10. Système d'acquisition

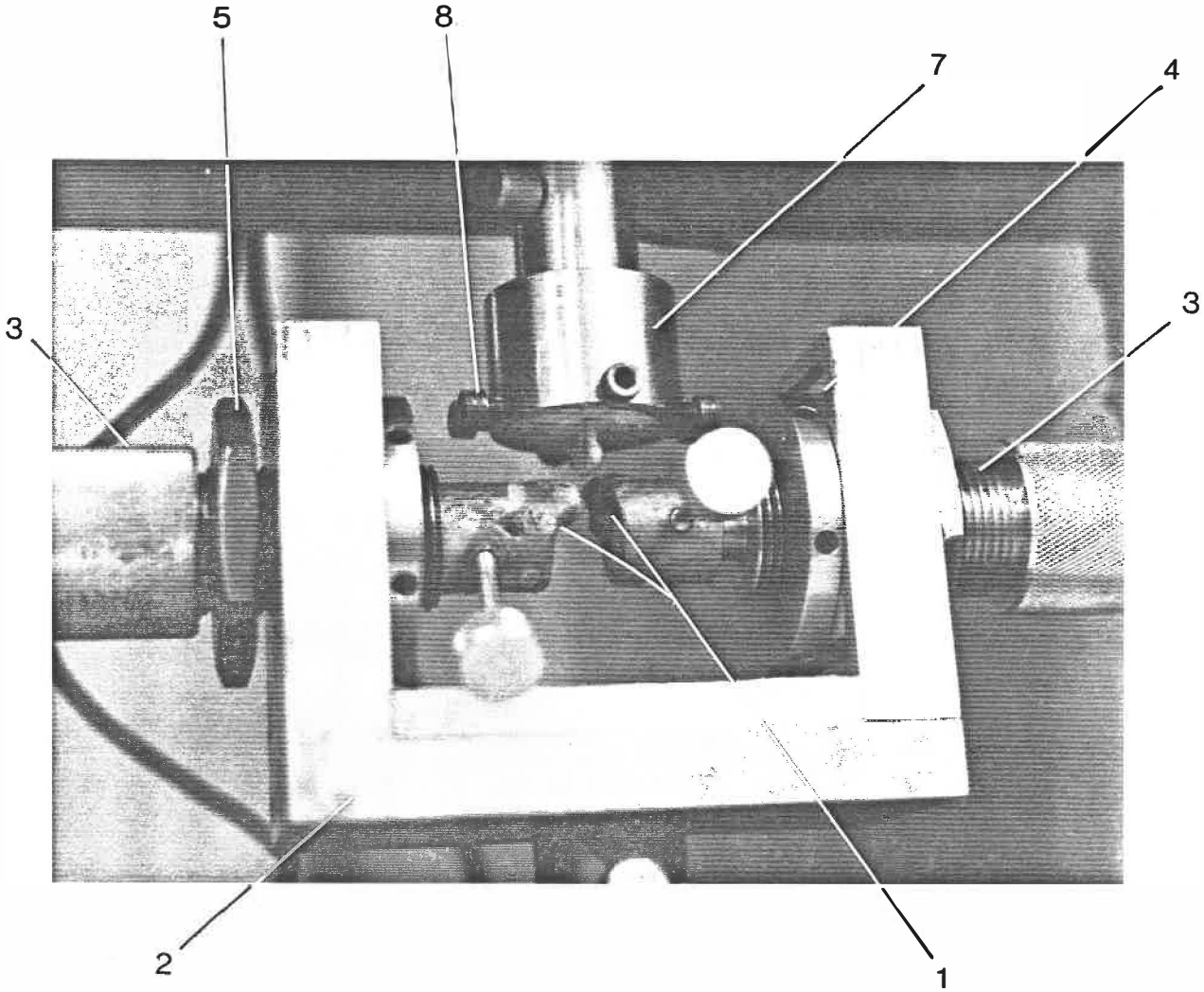


Fig. 22: Dispositif de mise en traction

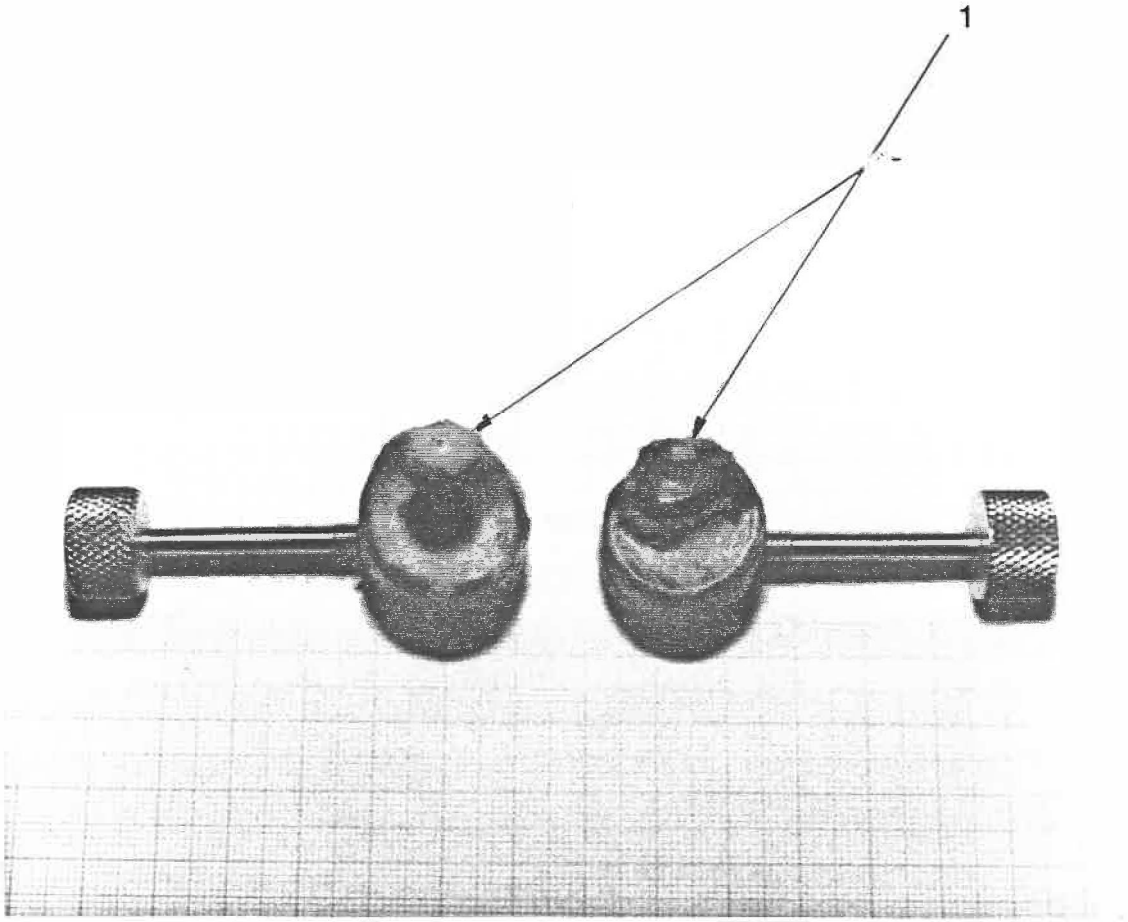


Fig. 23: Surfaces condyliennes métalliques de rétention

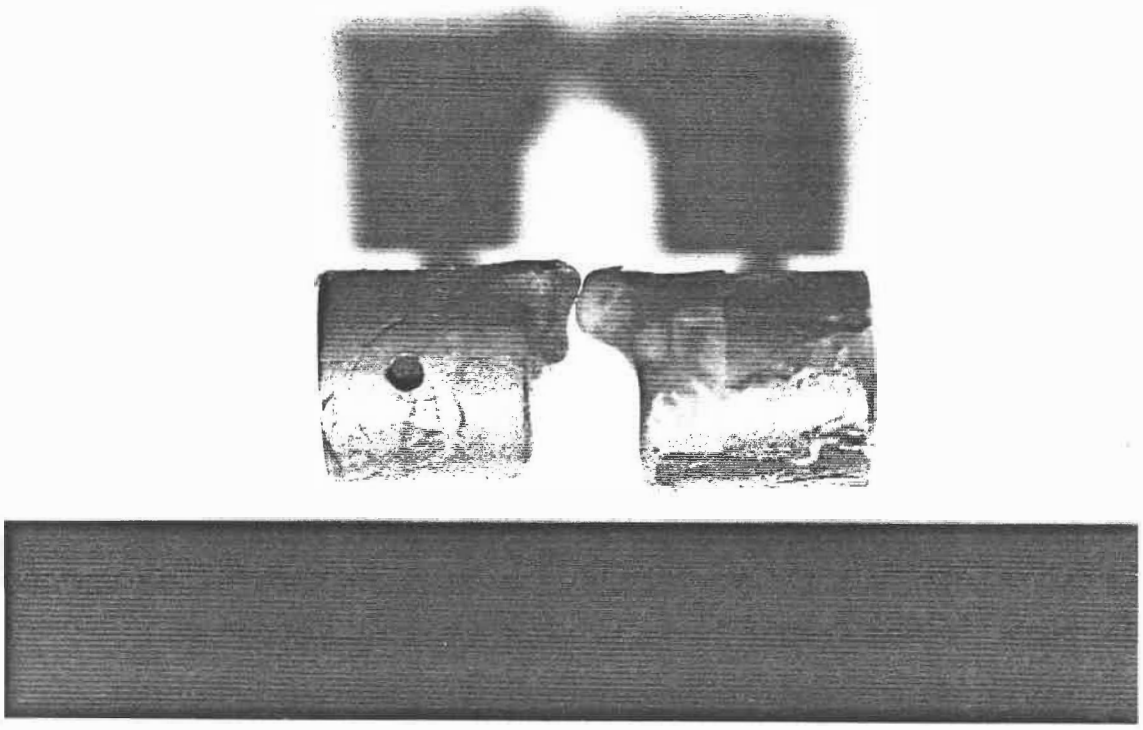


Fig. 24: Surfaces condyliennes métalliques de rétention

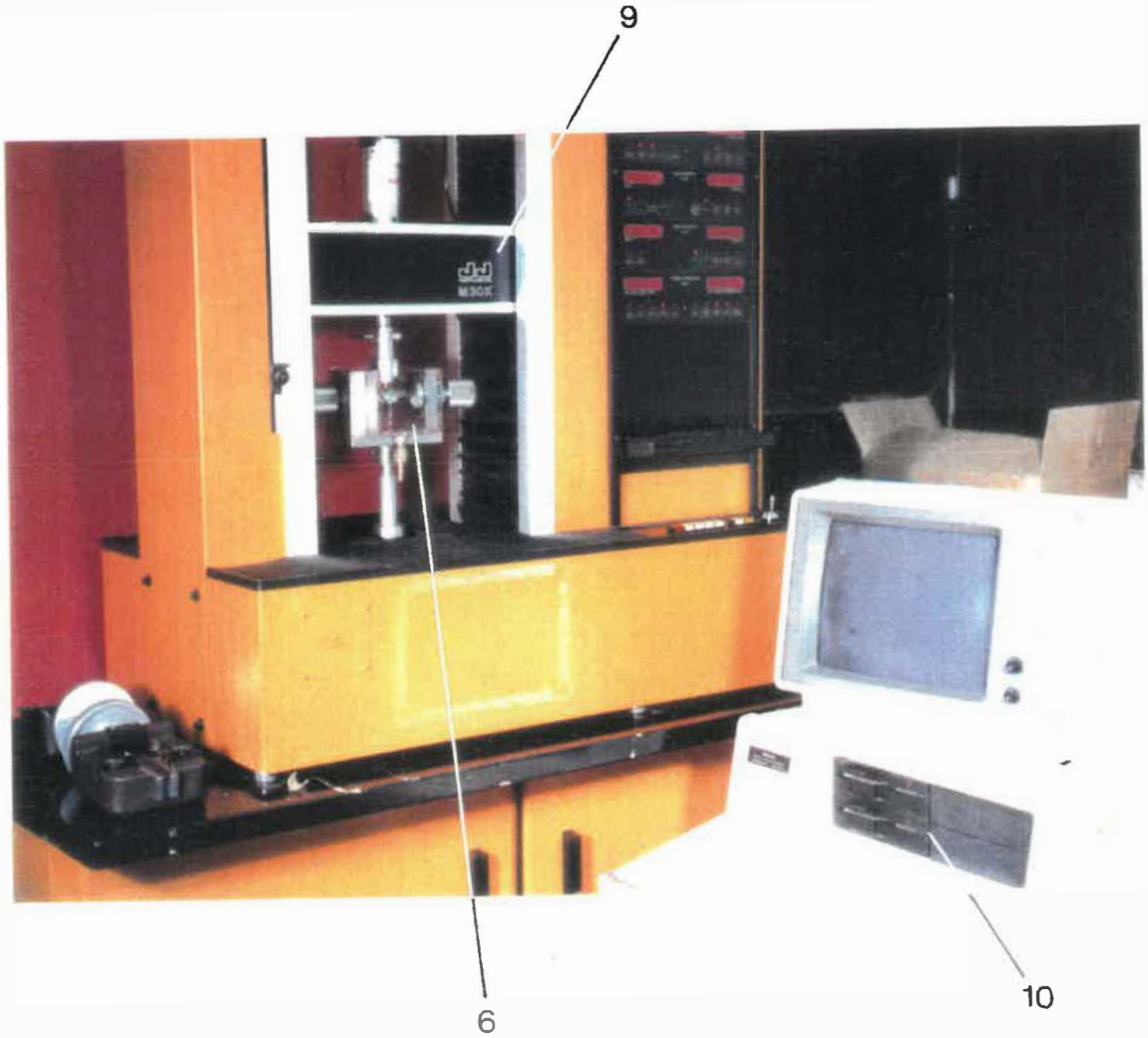


Fig. 25: Système de mise en traction et d'acquisition des données

fémorale (1). Ces surfaces sont montées en opposition et mises en contact par leur apex. Leur agencement forme une loge où peut se blttir le corps du ménisque en un contact uniforme. Ces blocs moulés sont faits de Vitallium (alliage de Cr-Co) et fabriqués par un procédé de moulage à la cire perdue. Un dépôt de polyéthylène vaporisé à haute température a été ajouté afin de limiter la friction entre les surfaces méniscale et métallique. Cette friction est minime dans les conditions in vivo. Le glissement de la surface méniscale sur polyéthylène force donc une transmission des charges normales aux surfaces.

4.3.2 Support en U

Les blocs moulés sont supportés par une structure en U permettant l'opposition des surfaces condyliennes (2). Le U de base est fait d'acier doux. Deux vis en acier inoxydable (3) permettent le positionnement des surfaces moulées. Une des vis est fixée dans un bloc mobile (4) pouvant fournir un ajustement en hauteur de la position relative des surfaces. Des écrous (5) sont destinés à verrouiller les éléments mobiles durant l'expérience. Un bassin de plexiglass avec boyau de vidange et joints d'étanchéité a été prévu pour l'éventualité de tests en milieu aqueux (6). Sous le U se trouve un cylindre creux avec goupille permettant de fixer ce U à la machine à traction. Le U d'acier est de dimension

suffisament grande pour s'adapter aux expérimentations sur des ménisques de plus grandes tailles.

4.3.3 Bloc d'ancrage des attaches méniscales (fig. 22)

Le second pôle de mise en traction des ménisques est formé des attaches ligamentaires; le corps étant retenu entre les surfaces moulées. La méthode de fixation exige la conservation du bloc osseux d'ancrage tibial. L'attache est naturelle, solide et exempte de concentration de contraintes majeures. La méthode consiste à couler ces blocs osseux dans un volume de PMMA (Polyméthylmethacrylate) à l'intérieur d'un cylindre d'acier inoxydable (7). Six vis d'acier inoxydable (8)servent à un positionnement préliminaire. Lorsque les vis et les blocs osseux sont inclus dans le PMMA, les vis contribuent à retenir le tout à l'intérieur du cylindre. Ce cylindre est fixé à la machine de traction par une goupille.

4.3.4 Machine de traction (fig. 25)

L'élément moteur du système est une machine de traction à vis sans fin de type Omnitronix (9). Elle possède un système de contrôle intégré, un dispositif interne de mesure des signaux de force et de déplacement. Une cellule de force (0-500N) a été utilisée (annexe 1).

4.3.5 Système d'acquisition des données en traction

Ce système comprend un ordinateur de type IBM-PC muni d'une carte d'acquisition Labmaster, avec précision de 12 bits (10). Un logiciel Unkelscope (version 2.0) gère l'acquisition des données qui est faite à une fréquence de 2hz. Ce logiciel a été développé au Massachusetts Institute of Technology et commercialisé par Unkelscope Software.

CHAPITRE 5

METHODOLOGIE

Ce chapitre traite de la méthodologie utilisée pour l'étude de l'influence de l'irradiation sur les propriétés mécaniques du tissu méniscal. Après une présentation globale des principes d'expérimentation et du modèle animal, le contenu sera développé en deux sections selon chacune des expériences. Chaque section abordera la préparation des spécimens, les manipulations liées à l'expérience et les paramètres visés par l'expérience.

5.1 Considérations sur la méthode

La démarche expérimentale menant à la caractérisation des propriétés mécaniques après irradiation présente deux étapes principales. La première partie est la validation des montages expérimentaux développés. Ces montages sont originaux et sont destinés à caractériser des structures miniatures et de géométrie complexe. De nombreux paramètres expérimentaux dont l'importance a priori est inconnue sont susceptibles d'influer sur la dispersion des résultats. Les tests préliminaires apportent une caractérisation du processus. La dispersion des résultats préliminaires est un indice de la précision de la méthode. Par la suite la méthode est appliquée à l'étude comparative des propriétés

mécaniques du ménisque soumis à un traitement de stérilisation par irradiation.

Lors de chaque expérience, le ménisque est soumis à un test et les résultats sont comparés avec les résultats obtenus pour le ménisque controlatéral. Pour les essais de validation les ménisques gauches frais de 8 lapins ont été testés et comparés aux 8 ménisques droits correspondants. Pour les tests sur l'irradiation, les ménisques gauches de 6 lapins ayant subi un traitement d'irradiation à l'état congelé sont comparés aux ménisques droits ayant seulement subi l'étape de la congélation. Cette procédure est donc celle d'un échantillonnage pairé qui s'applique afin de contourner de grandes variations inter-individuelles.

L'analyse statistique permise par l'échantillonnage pairé se concentre sur les différences entre les ménisques de chaque lapin, alors qu'un échantillonnage unique considère les valeurs brutes d'un paramètre et subit donc les conséquences directes d'une grande variabilité entre les spécimens. C'est pourquoi il ne sera question dans cette étude que de comparaisons entre ménisques (échantillonnage pairé) de mêmes lapins. La comparaison par exemple du groupe ayant subi la congélation avec le groupe des ménisques frais ne sera pas considérée puisqu'il s'agit

d'échantillons indépendants, non pairés, qui présentent, au sein de chaque groupe, une importante variabilité.

5.2 Modèle animal

Le lapin a constitué le modèle animal; ce choix était en accord avec celui utilisé par nos collaborateurs. Les lapins sont exempts de tare observable. Le poids de 6 lapins de l'étude comparative varie entre 2.85 et 4.2 kg avec une moyenne de 3.463 ± 0.45 kg alors que celui des 8 lapins de l'étude préliminaire varie entre 2.6 et 4.1 avec une moyenne de 3.03 ± 0.49 kg. Lors des expériences avec le ménisque externe, le ligament de Wrisberg (cf. section 2.2.5), très développé chez le lapin, est utilisé en tant qu'ancrage postérieur principal; ceci impliquant donc que le bloc osseux est prélevé au niveau de la fosse intercondylienne fémorale.

Le lapin a été choisi comme modèle animal pour les raisons suivantes: uniformité dans la taille des spécimens, coût d'achat et d'entretien peu élevés, facilités d'hébergement existantes et approvisionnement facile et rapide.

5.3 Préparation des spécimens et manipulations

5.3.1 Expérience no. 1 Compression par indentation - chargement en échelon

Définition: Le test d'indentation avec chargement en échelon vise à quantifier le comportement de la déformation en fonction du temps après l'application soudaine d'une charge compressive.

Hypothèses de base: 1) les ménisques d'un même lapin sont identiques (même structure aux mêmes endroits);

2) l'endroit d'indentation est le même; même épaisseur initiale.

Préparation

1) Prélèvement: Après sacrifice et arthrotomie, les ménisques internes sont prélevés par section transverse des deux attaches ligamentaires (fig. 26). Ils sont immédiatement débridés de tissus capsulaires et graisseux et immergés dans une solution de Hank (voir composition en annexe 4).

2) Congélation et irradiation: La congélation est une étape rendue nécessaire par le procédé d'irradiation. Elle permet une irradiation sans que ne s'élève la température.

Fig. 26: Ménisque interne prélevé pour indentation

Les ménisques d'un même lapin sont immergés dans une solution de Hank et mis à la congélation dans des fioles séparées à (-70°C). Une fois bien congelé, le ménisque interne gauche est soumis à un traitement de stérilisation par irradiation aux rayons Gamma. La fiole est pour l'occasion ensevelie de neige sèche et le tout est recouvert d'isolant de mousse de polystyrène. La dose d'irradiation est de 2.5 Mrad. Dans tous les cas, la neige persiste jusqu'à la fin de la séance d'irradiation d'où l'hypothèse qu'il n'y a aucun réchauffement important. Le temps moyen de congélation est de 113 ± 62 hres. Une fois le ménisque gauche irradié, les deux ménisques, gauche et droit, sont décongelés dans leur solution de Hank respective à l'air libre. Le test du ménisque gauche et celui du ménisque droit sont faits successivement, donc à moins d'une heure d'intervalle.

Manipulations

1) Collage

L'étape première est la fixation du ménisque sur le plateau inclinable. Ceci se fait au moyen de colle de cyanoacrylate (Crazy Glue). La face tibiale du ménisque est enduite de colle et uniformément mise en contact avec le métal. Une pression est appliquée à l'aide d'un doigt, du centre vers le rebord du ménisque, afin d'éviter qu'un

bourrelet de colle ne reflue des bordures et n'enduise la surface à indenter. Le ménisque est humecté fréquemment durant cette procédure (fig. 27a, 27b, 27c).

2) Inclinaison

Une fois le ménisque bien fixé, l'endroit d'indentation est repéré. Le pointeau est abaissé et le support est incliné de façon à présenter au pointeau la surface à indenter. La perpendicularité est estimée de visu; la méthode est discutée au chapitre 7 et à l'annexe 3. Le repérage de l'endroit d'indentation est de première importance et sera donc décrit précisément comme étant la partie antérieure du tiers postérieur du ménisque interne (fig. 28). Le pointeau sans charge est déposé à 1mm du bord libre, indentant ainsi une région à vocation essentiellement de compression dans les conditions in vivo (fig. 29).

3) Pré-charge

L'application du pointeau sans charge additionnelle constitue une pré-charge. Le poids du curseur du LVDT et du pointeau est de 46.1 gr, créant ainsi une pré-contrainte de 0.26 MPa. L'acquisition à 1 Hz est mise en marche afin de surveiller l'évolution du pointeau dans le matériau et de s'assurer de sa stabilisation avant d'imposer le chargement en échelon. L'acquisition se poursuit durant l'application de la charge jusqu'à la stabilisation du pointeau.

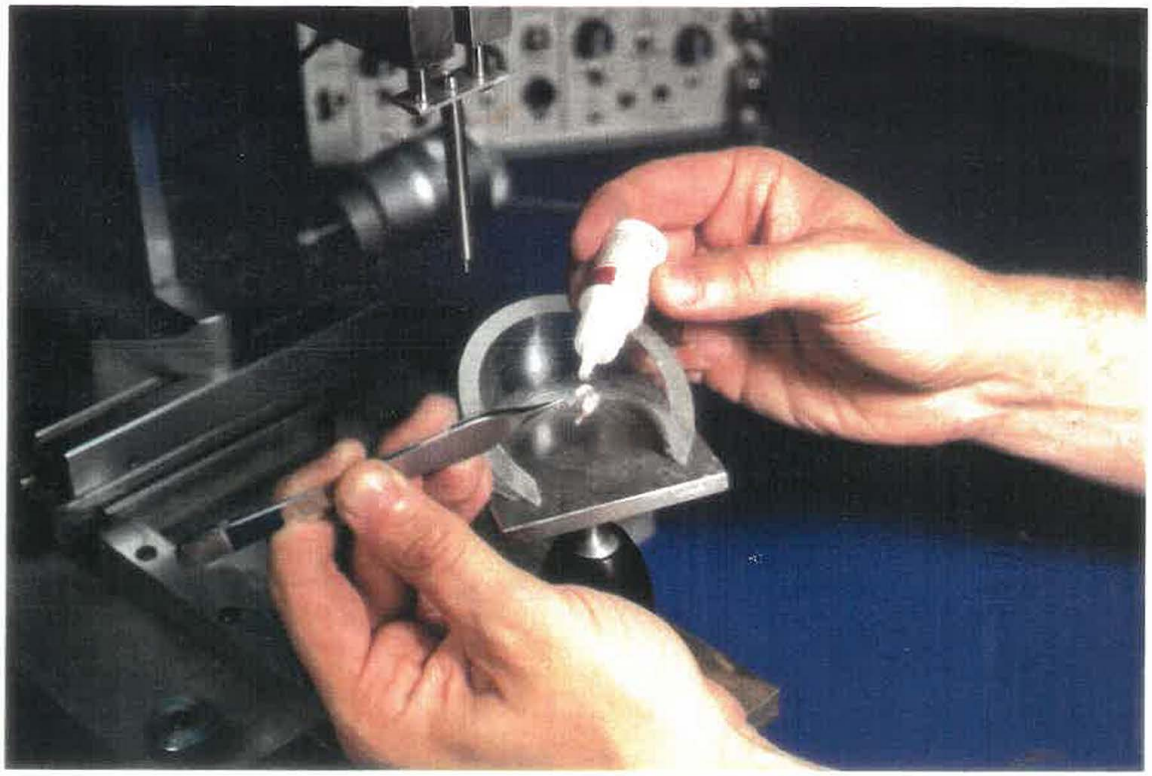


Fig. 27a: Collage du ménisque sur le plateau d'indentation

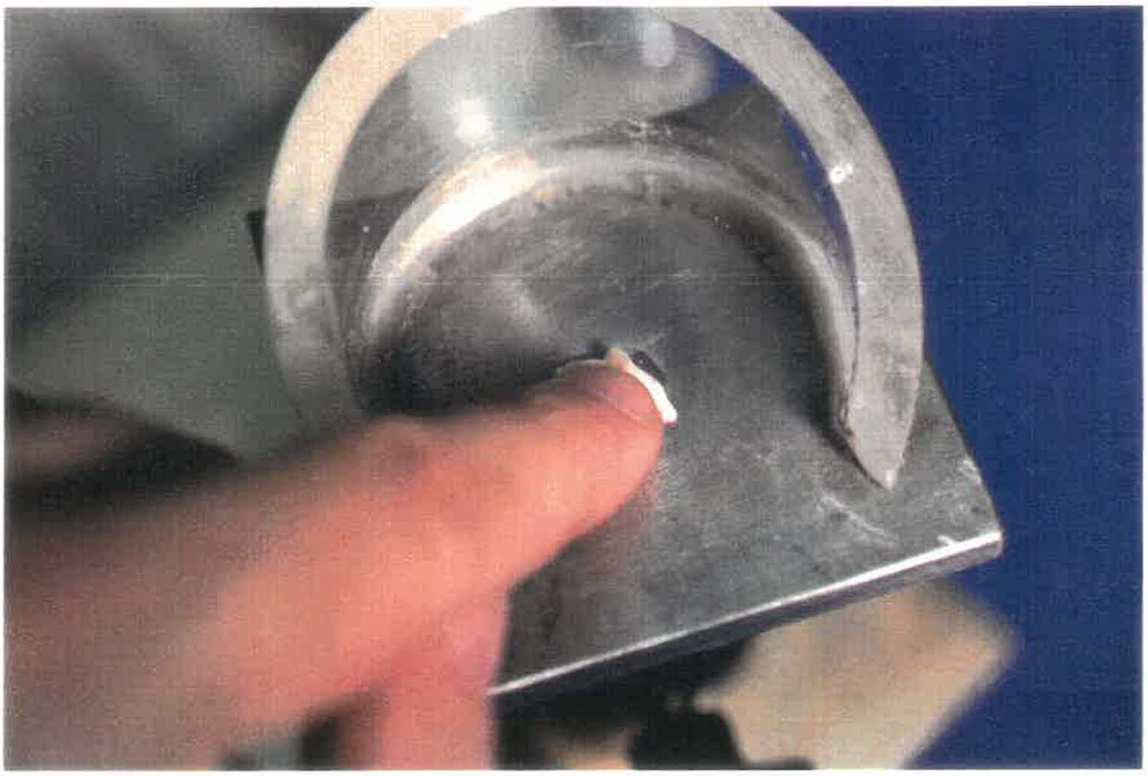


Fig. 27b: Collage

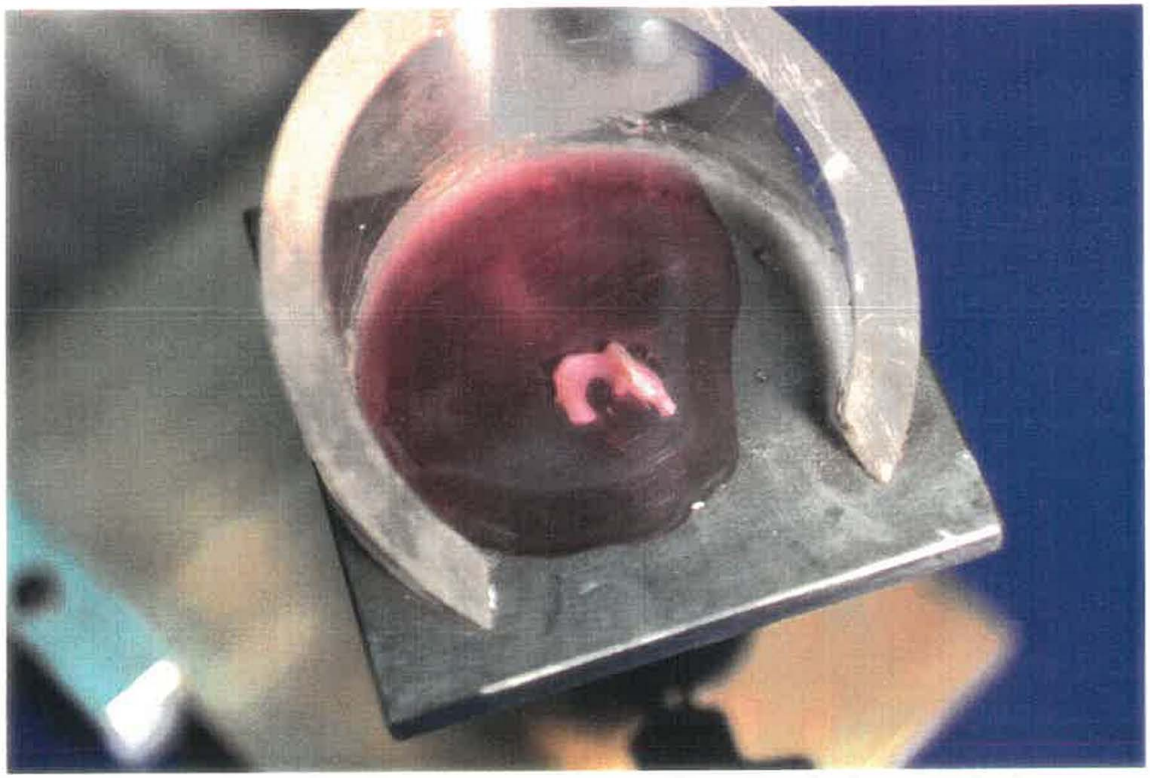


Fig. 27c: Collage et immersion

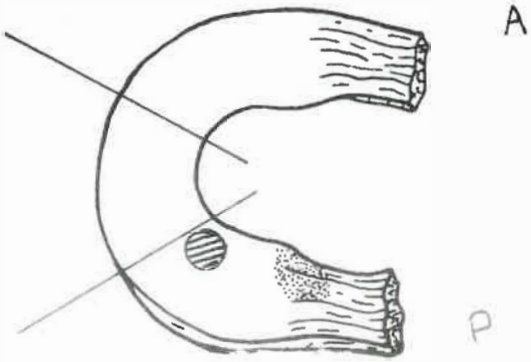


Fig. 28: Localisation du point d'indentation (ménisque interne droit)

Fig. 29: Dépôt du pointeau

4) Chargement en échelon

Lorsque l'état d'équilibre est atteint en pré-charge, le niveau de déformation existant constitue un nouveau zéro. Le temps accordé pour la période de fluage en pré-charge est de 1200 sec. Puis le chargement en échelon de 1.5 MPa est appliqué comme suit: la masse est déposée délicatement, mais rapidement sur l'extrémité du pointeau (le temps moyen d'application est de 0.24 sec.) (fig. 30). On trouvera en annexe 2 les caractéristiques de cette mise en charge en échelon. Le pointeau pénètre graduellement et l'enregistrement du déplacement en fonction du temps se poursuit durant une seconde période de 3000 sec.

Résultats typiques et définition des paramètres

De l'application de la masse jusqu'à l'état stabilisé, la relation déplacement en fonction du temps met en évidence un comportement typique de fluage. Deux phases peuvent être distinguées (fig. 31): une portion linéaire associée à une déformation instantanée ($t < 2$ sec.); suivie d'une portion d'allure exponentielle, inversée se stabilisant après 3000 sec. Trois paramètres sont définis à partir de cette courbe (fig. 31).

Fig. 30: Application de la charge

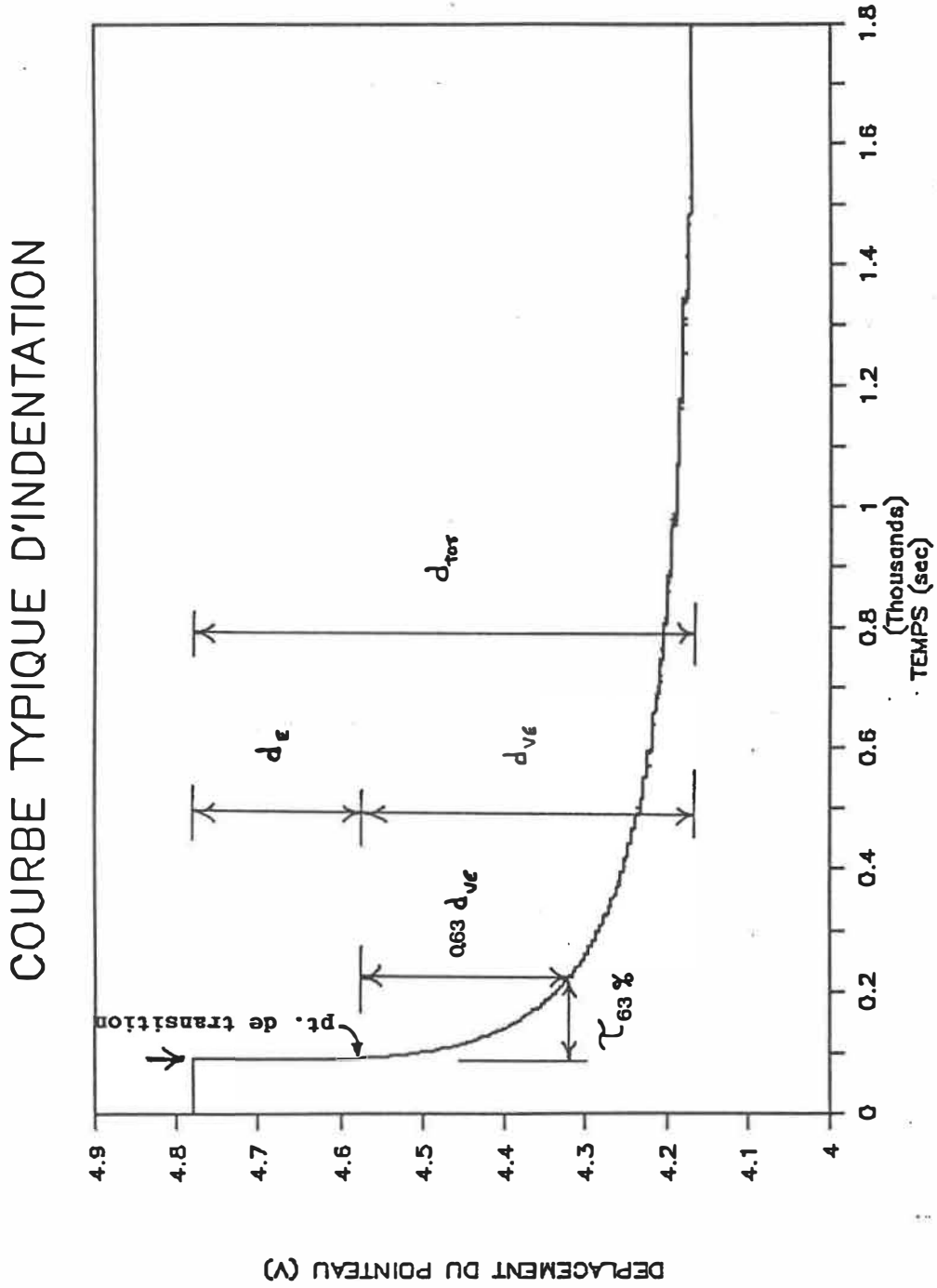


Fig. 31: Courbe typique d'indentation (1V = 1mm)

1) Pénétration totale (d_{TOT})

La pénétration totale peut être définie comme la somme des déplacements en modes élastique et viscoélastique:

$$d_{TOT} = d_{VE} + d_E \qquad (1)$$

où d_{VE} est le déplacement en mode viscoélastique

et d_E est le déplacement en mode élastique.

d_{TOT} est un indice de la rigidité globale du matériau.

2) La fraction viscoélastique (FVE)

La première portion de la courbe donne le déplacement instantané purement élastique du pointeau alors que la seconde partie donne le déplacement viscoélastique. Le rapport de ces deux quantités équivalent au rapport des déformations fournit un indice de la viscoélasticité du matériau:

$$F_{VE} = \frac{d_{VE}}{d_{TOT}} \qquad (2)$$

3) Temps caractéristiques

La forme de la section de la courbe associée à une évolution exponentielle inversée, ($d = f(t)$) est un indicateur supplémentaire des propriétés viscoélastiques de matériau. Cette courbe est considérée à partir du point de transition. Le temps caractéristique décrivant cette progression peut être défini comme le temps auquel le

pointeau atteint un pourcentage donné de la déformation viscoélastique totale. On trouvera quatre de ces paramètres pour un meilleur portrait de la fonction: $\tau_{20\%}$, $\tau_{37\%}$, $\tau_{50\%}$ et $\tau_{63\%}$. $\tau_{63\%}$ représente un paramètre habituel utilisé pour caractériser la constante de temps à une fonction exponentielle inversée décrivant un processus viscoélastique.

Soit un processus viscoélastique décrit par

$$d = k\ (1 - e^{-t \cdot E/C}) \qquad (3)$$

où on définit $\tau_{63\%}$ équivalent au ratio $\frac{C}{E}$

où C est le coéfficient d'amortissement du matériau et E est le module d'élasticité.

5.3.2 Expérience no. 2: Traction des structures périphériques

Description: Le but de cette expérience est l'étude de la rigidité en traction des fibres et structures périphériques. Le ménisque se trouve coincé entre les surfaces moulées lorsque les attaches osseuses subissent une traction mettant en tension les structures périphériques.

Préparation

1) Excision:

Après sacrifice, le fémur est sectionné tranversalement à l'extrémité diaphysaire au-dessus des massifs condyliens. De même le tibia est sectionné sous le plateau tibial. L'articulation est débridée des tissus mous autres que le ménisque externe. Chacune des plaques osseuses résultantes se trouve fixée à l'extrémité du ménisque (l'attache postérieure étant ici constituée par le ligament de Wrisberg) (fig. 32). Chaque plaque est taillée au moyen d'un sécateur en cube de 5 à 10 mm d'arête. Le cube demeure donc solidaire de l'attache ligamenteuse du ménisque.

2) Congélation et irradiation

Les ménisques externes gauche et droit sont congelés et irradiés comme décrit à l'expérience no. 1 à la section 5.3.1. Une fois décongelés, les ménisques sont testés avec un délai moyen de 27 hres.

3) Fixation

Chacun des blocs osseux est d'abord coincé en position adéquate entre trois des six vis du cylindre. L'orientation du bloc doit être telle que la mise en tension des fibres se fasse selon l'orientation naturelle des structures (fig. 33). Le PMMA est ensuite coulé jusqu'à ce qu'il recouvre

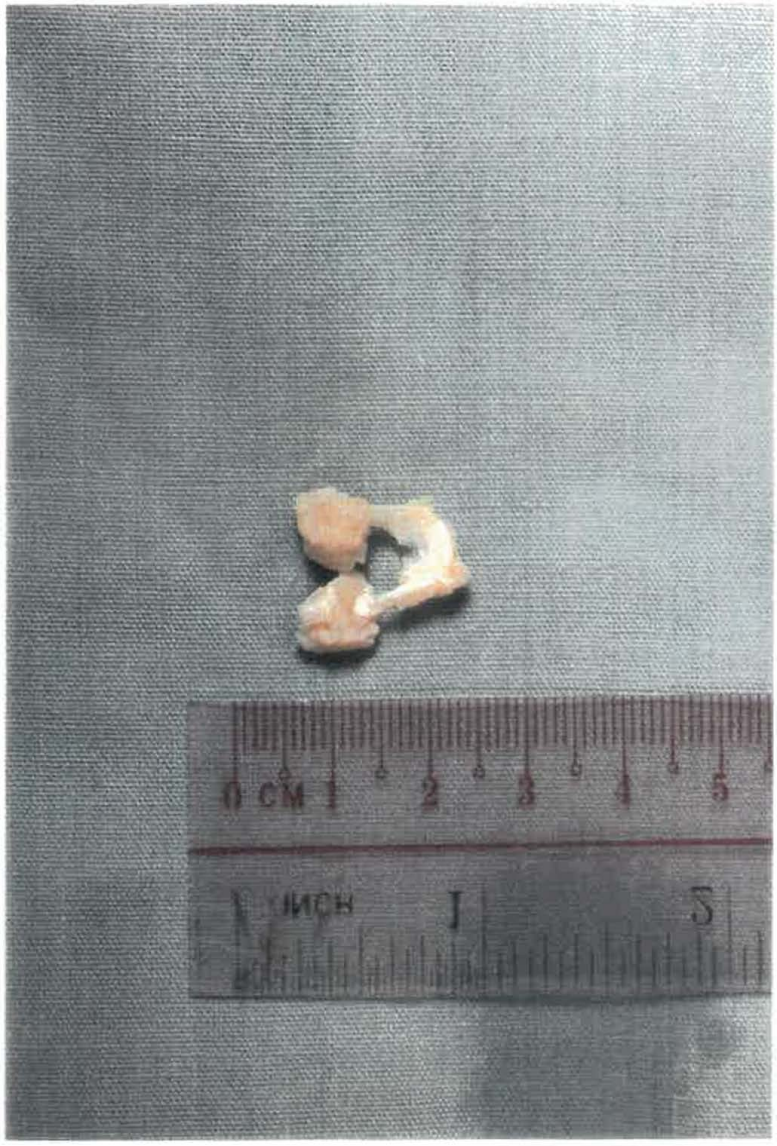


Fig. 32: Ménisque prélevé pour la traction

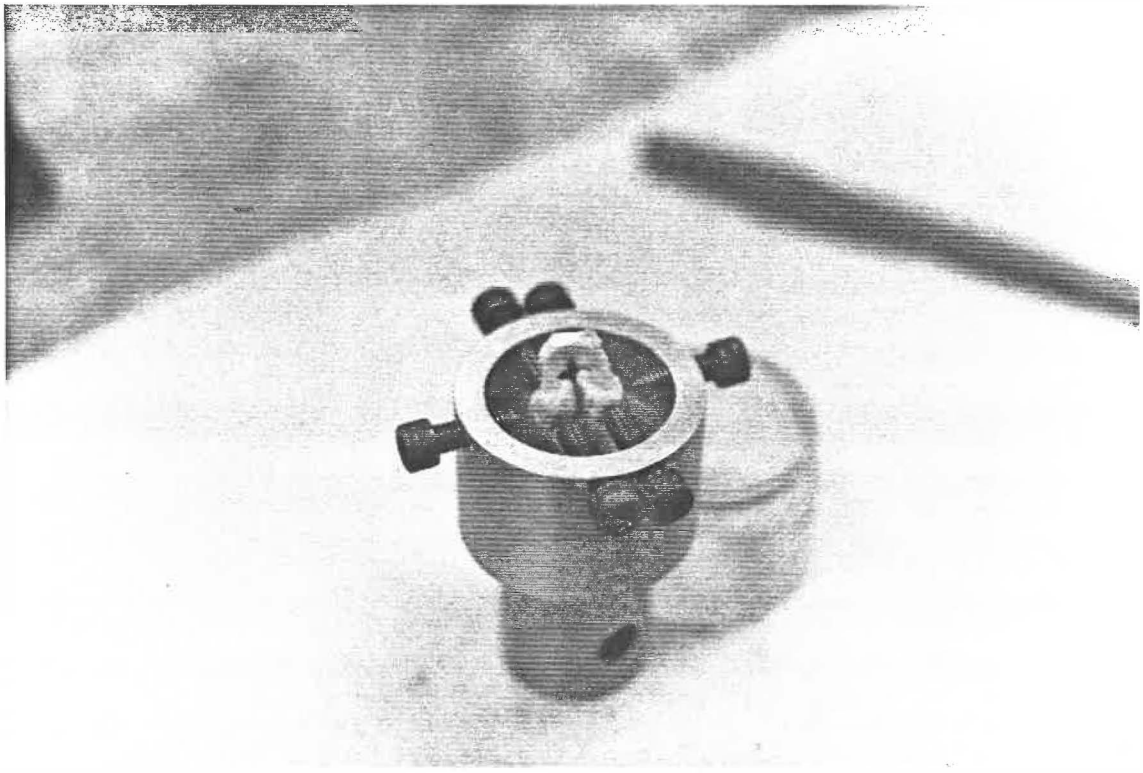


Fig. 33: Orientation et fixation initiale des blocs osseux par les vis

bien les deux blocs osseux. Le ménisque est humecté continuellement jusqu'à ce que le PMMA soit bien consolidé (fig. 34).

Manipulations

1) Positionnement et ajustements

Les deux pôles de rétention du ménisque (le U et le cylindre) sont fixés par goupille à la machine. Le cylindre est abaissé vers le U. Les surfaces moulées sont écartées et le corps méniscal est inséré entre les deux surfaces. Les surfaces sont alors rapprochées et mises en contact. Les écrous de verrouillage sont serrés (fig. 34, 35a et 35b).

2) Acquisition et cyclage

L'acquisition des signaux de force et de déplacement est mise en marche. Trois cycles de traction de 0 à 30 N à un taux de 5mm/min. sont imposés au ménisque. Cette amplitude de pré-charge a été fixée arbitrairement à partir des résultats de trois essais préliminaires. La valeur de 30N correspond à 30% de la force maximale moyenne atteinte durant ces essais. Cette valeur correspond dans le cas des spécimens inclus dans l'étude à un niveau de force un peu supérieure en général où seuil de linéarité (début de la pente considérée comme linéaire (voir section 5.3.2). Le

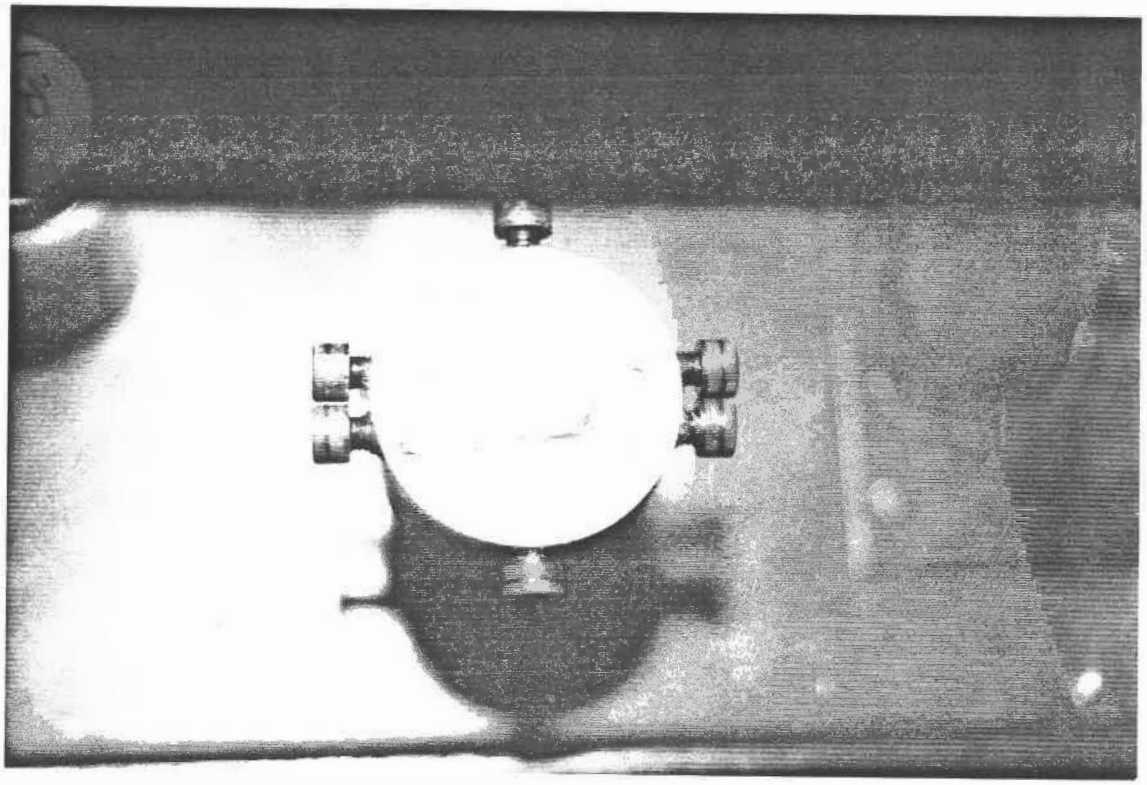


Fig. 34: Blocs osseux roulés dans le PMMA

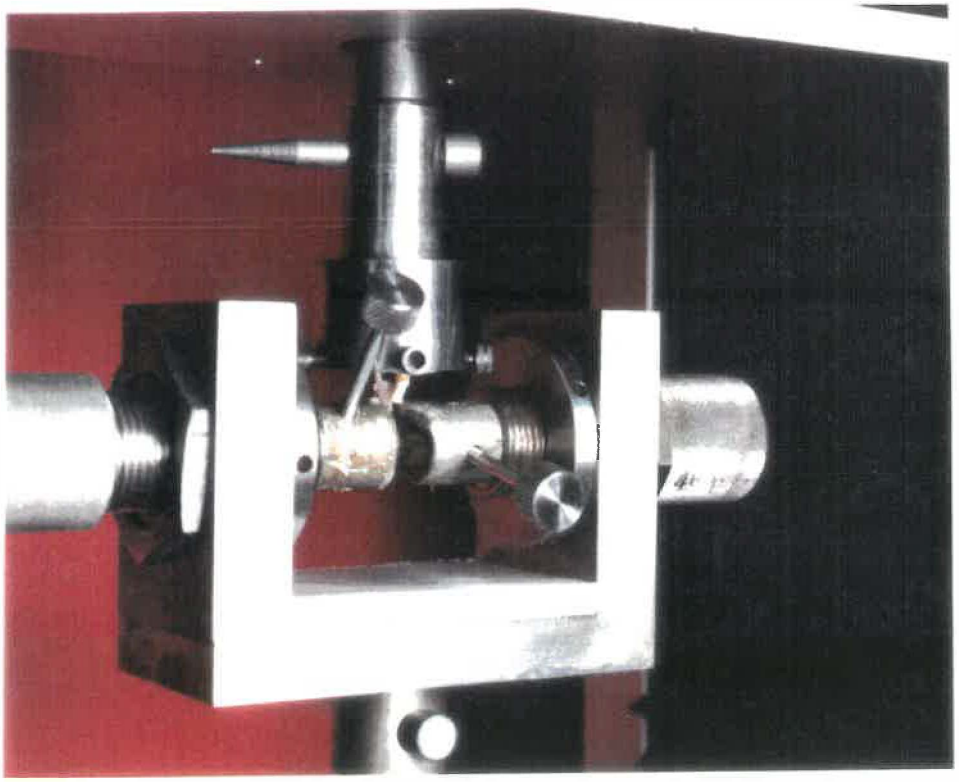


Fig. 35a: Installation du corps méniscal entre les surfaces de rétention

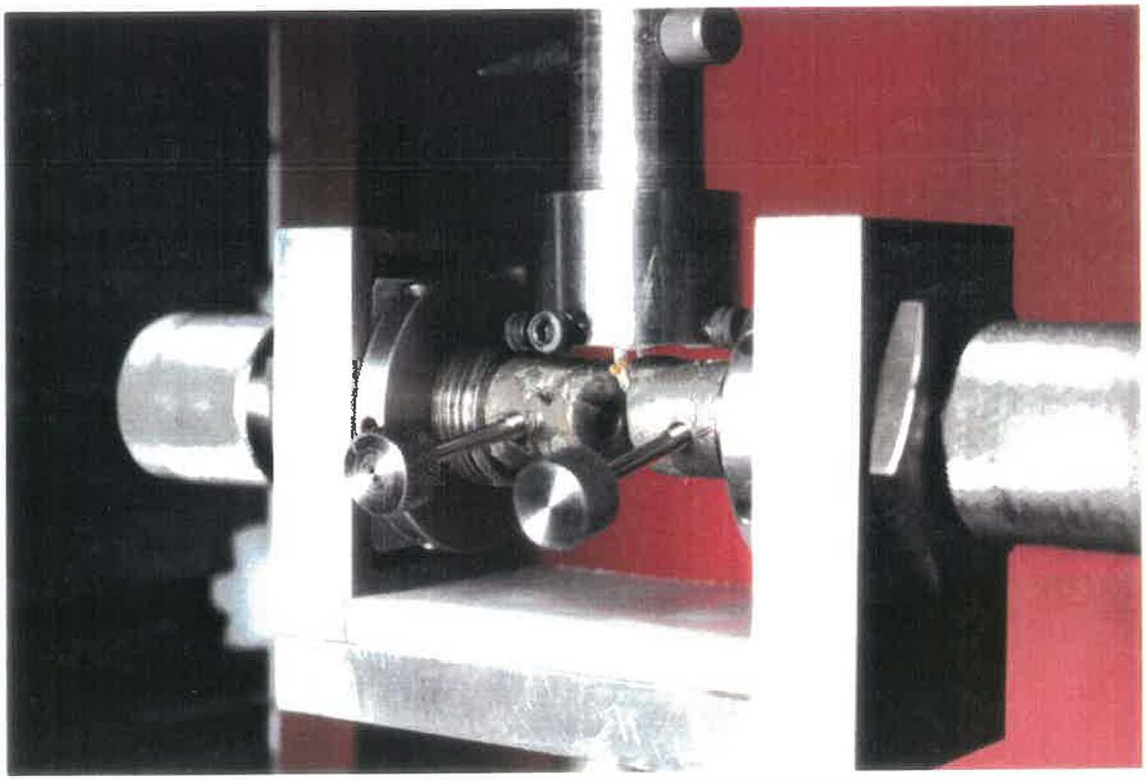


Fig. 35b: Ménisque en position de traction

ménisque est régulièrement badigeonné de solution de Hank.

3) Test

Le pré-cyclage est immédiatement suivi d'une dernière montée en force jusqu'à rupture ou glissement du corps méniscal. La force et le déplacement sont enregistrés.

Résultats typiques et définition du paramètre

L'expérience consiste à mettre en traction le ménisque en exerçant une tension entre les attaches fibreuses fixées dans le PMMA et le corps méniscal serti entre deux surfaces. Le déplacement du pôle de traction de la machine qui est en relation avec l'étirement du ménisque est enregistré en fonction de la force. La relation fournit une courbe typique: une région de base, une pente linéaire, une région de diminution graduelle de la pente et un retour à un niveau de force nulle (fig. 36). La rigidité élastique (K) est définie comme la pente maximale atteinte dans la région linéaire représentant la situation de recrutement maximal des fibres. Cette pente est estimée de visu. Cette valeur de rigidité est comparée à celle du ménisque controlatéral correspondant.

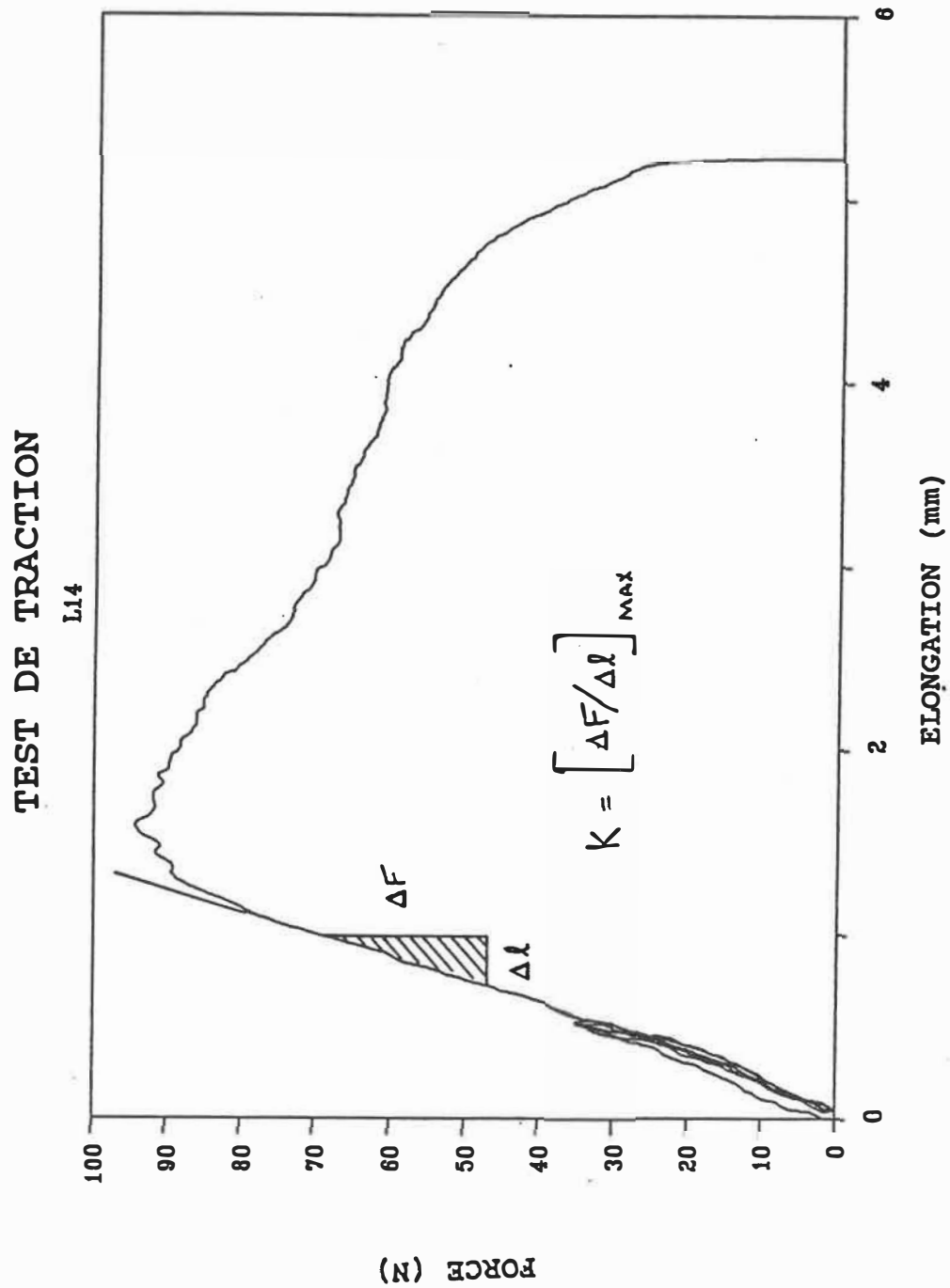


Fig. 36: Courbe typique de traction

CHAPITRE 6

RESULTATS ET ANALYSE

La première partie de ce chapitre décrit en trois sections les résultats de chacun des tests. La première de ces sections est consacrée à une présentation des traitements statistiques utilisés lors de l'analyse des écarts. Chaque section subséquente présente d'abord les résultats des tests préliminaires destinés à valider la méthode appropriée et constituer des données de référence; les valeurs expérimentales obtenues pour les tests appliqués à l'étude comparative de l'effet de l'irradiation sont ensuite présentées et commentées.

La seconde partie du chapitre présente les résultats d'une application de la méthode à une étude parallèle des propriétés mécaniques de greffons méniscaux après implantation.

1ERE PARTIE

6.1 Généralités

Tests statistiques

Les résultats de tous les tests ont été soumis à des tests statistiques de deux types:

1) test t pour petits échantillons entre les moyennes du groupe irradié et du groupe normal de contrôle;

2) test t pour petits échantillons pairés; ce test considère la moyenne des différences mesurées entre les ménisques, irradié et normal, de chacun des lapins. Cette moyenne est comparée à la moyenne des différences mesurées au préalable lors des tests de validation entre les ménisques intacts de huit lapins.

Identification des groupes

Le tableau de la figure 37 présente une description des groupes de ménisques. Dans le tableau, chaque groupe est mis en relation avec la phase de validation ou bien la phase d'étude de l'irradiation.

6.2 Expérience no. 1 - Compression en indentation - Chargement en échelon

6.2.1 Validation du test

Les résultats des tests préliminaires de validation sont présentés au tableau de la figure 38a. Deux groupes de 8 ménisques controlatéraux sains sont utilisés, Ia et Ib. Les moyennes sont faites à partir de chaque groupe de spécimens et l'écart-type y est ajouté entre parenthèses.

Fig. 37: IDENTIFICATION DES GROUPES

Etude	Groupes	Echantillons
Validation	M. normaux IA M. normaux IB	n = 8 n = 8
Irradiation	M. congelés et irradiés IIB M. congelés IIA	n = 6 n = 6

SPECIMENS	$\tau_{20\%}$ (sec)	$\tau_{37\%}$ (sec)	$\tau_{50\%}$ (sec)	$\tau_{63\%}$ (sec)	F_{ve} (%)	d_{tot} (mm x 10^{-2})
Groupe IA	10(4)	26(8)	44(11)	75(23)	72(7)	30(7)
Groupe IB	10(3)	28(5)	49(8)	87(11)	71(8)	32(6)
différence	N.S.	N.S	N.S.	N.S.	N.S.	N.S.

FIG.38a. TABLEAU DES RESULTATS DE VALIDATION DU TEST D'INDENTATION PARAMETRES VISCOELASTIQUES (n = 8)

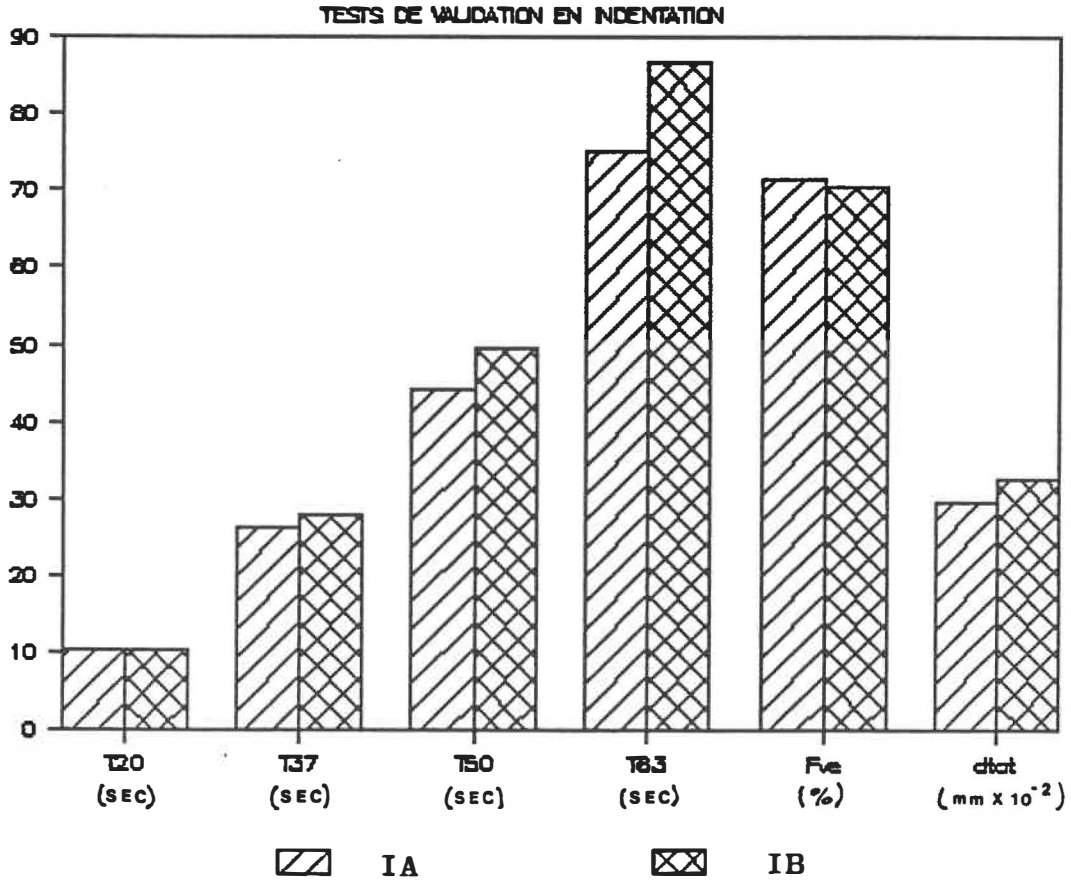


Fig. 38b: Histogramme des résultats de validation du test d'indentation - paramètres viscoélastiques (n = 8)

L'histogramme de la figure 38b permet une comparaison graphique des mesures obtenues pour les différents paramètres élastiques et viscoélastiques d'indentation: $\tau_{20\%}$, $\tau_{37\%}$, $\tau_{50\%}$, F_{ve} et d_{tot}. Les ménisques des deux groupes (Ia et Ib) prennent en moyenne le même temps pour atteindre 20% de leur déformation viscoélastique (d_{VE}). Il existe un écart entre ces groupes quant aux paramètres $\tau_{37\%}$, $\tau_{50\%}$ et $\tau_{63\%}$. Il est à remarquer que cet écart est d'autant plus élevé que le temps caractéristique en cause est élevé. Les groupes Ia et Ib présentent sensiblement les mêmes ratios F_{VE} i.e. fraction viscoélastique. De même, les mesures des pénétrations totales du pointeau (d_{tot}) diffèrent de peu. On peut retrouver sur l'histogramme de la figure 38b la différence des valeurs de temps caractéristique d'un groupe par rapport à l'autre. Aucun écart apparaissant à l'histogramme entre les deux groupes n'est cependant statistiquement significatif. Les différences entre les mesures de deux groupes supposément de mêmes propriétés est un indice de l'erreur inhérente à la méthode. On dira qu'une différence entre les mesures de deux ménisques est significative si elle s'avère statistiquement supérieure à l'erreur de la méthode.

La notion d'erreur de la méthode regroupe tous les facteurs causant une dispersion y compris une possible

différence intra-individuelle "naturelle" entre les ménisques gauche et droit.

6.2.2 Etude comparative de l'effet de l'irradiation

Les résultats du test d'indentation appliquée à l'étude de l'irradiation sont présentés au tableau de la figure 39a. Le tableau montre les valeurs expérimentales trouvées pour les paramètres d'indentation $\tau_{20\%}$, $\tau_{37\%}$, $\tau_{50\%}$, $\tau_{63\%}$, F_{VE} et d_{tot} pour les deux groupes étudiés. Les ménisques ayant été congelés et irradiés constituent le groupe IIb alors que les ménisques controlatéraux n'ayant été que congelés constituent le groupe IIa de contrôle. Une moyenne faite pour six spécimens et l'écart-type valable pour les petits échantillons y sont indiqués au tableau. L'histogramme de la fig. 39b illustre ces résultats. Une tendance à la baisse pour les valeurs de temps caractéristique du matériau irradié peut être observée. Cette tendance est plus marquée pour les paramètres ayant présenté, lors de la validation, une sensibilité plus élevée. Cette baisse est cependant plus marquée que la différence observée lors des test de validation (fig. 38a et 38b). La fraction viscoélastique (F_{VE}) est sensiblement conservée de même que l'enfoncement total du pointeau (d_{tot}). Aucune des différences mesurées ne s'avère statistiquement différente de celles obtenues lors des tests préliminaires.

SPECIMENS	$\tau_{20\%}$ (sec)	$\tau_{37\%}$ (sec)	$\tau_{50\%}$ (sec)	$\tau_{63\%}$ (sec)	F_{ve} (%)	d_{tot} (mm x 10^{-2})
Groupe IIA*	9(4)	24(9)	40(18)	72(45)	67(5)	24(8)
Groupe IIB	6(2)	15(6)	27(10)	57(26)	65(5)	23(7)
différence	N.S.	N.S.	N.S.	N.S.	N.S.	N.S.

* contrôle

FIG.39a. TABLEAU DES RESULTATS EN INDENTATION CONCERNANT L'ETUDE COMPARATIVE DE L'EFFET DE L'IRRADIATION PARAMETRES VISCOELASTIQUES (n = 6)

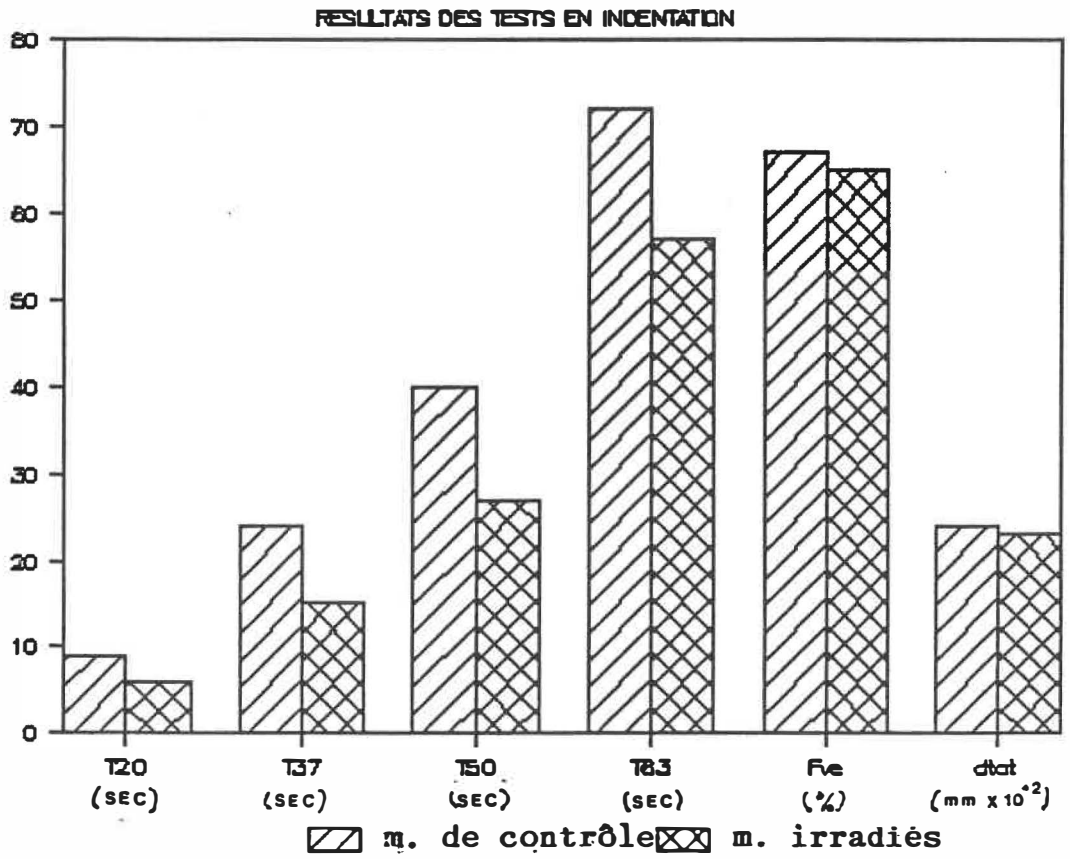


Fig. 39b: Histogramme des résultats en indentation concernant l'étude de l'effet de l'irradiation - paramètres viscoélastiques (n = 6)

6.2.3 Analyse des résultats de l'étude sur l'effet de l'irradiation

Cette section regroupe des considérations sur l'ordre de grandeur des résultats et les écarts observés.

Concordance et ordre de grandeur

Le choix des paramètres retenus pour l'étude de l'irradiation ne permet pas de comparaisons faciles et directes avec les résultats publiés sur le cartilage articulaire, par exemple. Ces publications constituent cependant une référence pertinente en ce qui a trait au comportement global du fibrocartillage vu sa structure similaire. L'allure générale des courbes, lorsque décrite pour une charge en échelons, est typique: une déformation instantanée qui précède une portion où la déformation est fonction du temps (Parson 1977). Certains auteurs rapportent de plus dans la description de leur protocole des temps de stabilisation du fluage de l'ordre de 1000 à 1500 sec. (Elmore 1963, Jurvelin 1987, Laberge 1988) ce qui correspond au comportement de notre matériau. Lors de tests en cisaillement, Hayes et Mockros (1971) décrivent l'évolution viscoélastique par une somme de fonctions exponentielles inversés. Or, les constantes de temps des trois termes de la sommation (c'est-à-dire les temps

caractéristiques à 63%) sont en moyenne 25, 88 et 350 sec. pour le cartilage sain donc de même ordre de grandeur que nos résultats. De plus, selon cette étude, les constantes deviennent 17, 57 et 347 sec. pour un cartilage dégénéré (grade 3) ce qui montre que le paramètre τ est en mesure de caractériser une dégénérescence.

Analyse des écarts

Les tests statistiques décrits à la section 6.1 et appliqués à l'analyse des paramètres viscoélastiques ne révèlent pas de différence significative entre le groupe irradié (IIb) et le groupe sain (IIa). Cependant, l'examen des histogrammes comparatifs met en relief une tendance à la baisse pour chacune des quatre valeurs de temps caractéristique. Il est à remarquer que cette baisse est d'autant plus élevée que le temps caractéristique en cause est élevé. Ceci est cohérent avec ce qui suit: une translation donnée de la courbe due à une modification de comportement aura des effets bien plus marqués à des valeurs de temps élevés. En effet, au début de la courbe, vu la pente abrupte, un petit incrément en ordonnée sur la courbe de déplacement n'implique qu'une faible variation du temps en abscisse; alors que plus on progresse dans le temps, plus le même incrément de déplacement aura des conséquences importantes sur la valeur du temps correspondant. On peut

dire que les paramètres $\tau_{63\%}$ et $\tau_{50\%}$ sont plus sensibles, mais moins précis que les deux autres. La fraction viscoélastique (F_{VE}) ne présente pas une telle tendance à la baisse.

6.3 Expérience no.2 - Traction des structures périphériques

6.3.1 Validation du test

Les résultats des tests préliminaires de validation pour le paramètre K sont présentés au tableau de la figure 40a. Les moyennes sont celles de deux groupes de ménisques controlatéraux sains (Ia et Ib) et les écart-types associés sont ajoutés entre parenthèses. L'histogramme de la figure 40b permet une comparaison graphique entre les deux groupes. Aucune différence apparaissant à l'histogramme n'est statistiquement significative. L'erreur associée à la mesure du paramètre de rigidité qui est définie comme la différence mesurée entre deux groupes supposément identiques, est de l'ordre de 6%. Toute variation statistiquement supérieure à cette erreur de la méthode sera dite significative.

SPECIMENS	RIGIDITE (K) (N/mm)
Groupe IA	97 (13)
Groupe IB	93 (11)
Différence	N.S.

FIG.40a. TABLEAU DES RESULTATS DE VALIDATION DU TEST DE TRACTION PARAMETRES DE RIGIDITE (n = 8)

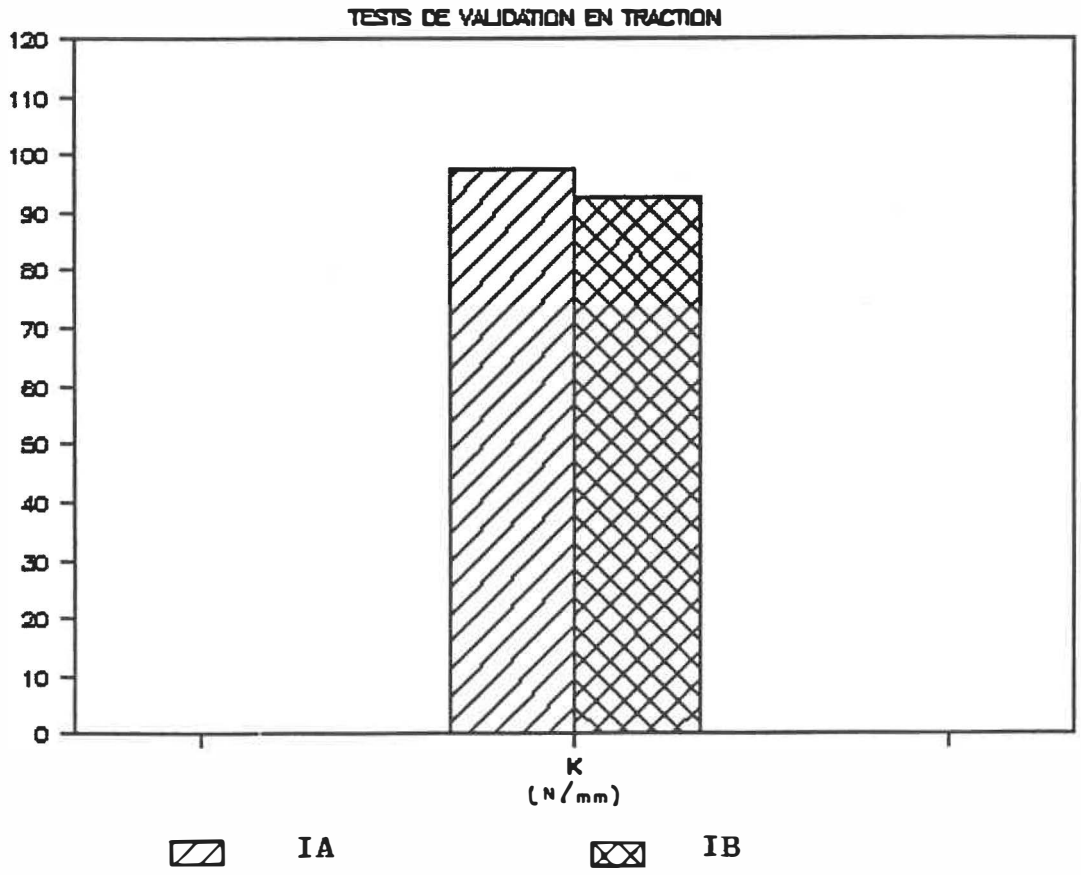


Fig. 40b: Histogramme des résultats de validation du test de traction - paramètre de rigidité (n = 8)

6.3.2 Etude comparative de l'effet de l'irradiation

La figure 41a présente la rigidité moyenne et l'écart-type associé pour les groupes de ménisques congelés et irradiés (IIb) et de ménisques controlatéraux n'ayant été que congelés pour fins de contrôle (IIa). La figure 41b montre un histogramme comparatif illustrant les résultats pour le paramètre de rigidité élastique K. La différence est du même ordre de grandeur que l'erreur mise en évidence lors des tests préliminaires. Les différences s'avèrent statistiquement non significatives.

La dispersion des résultats est attribuée surtout aux variations inter-individuelles. Certaines causes d'erreur en rapport avec les conditions expérimentales sont à la source des erreurs "intra-individuelles" observées lors de l'application des tests pour échantillonnage pairé et seront discutées à la section 7.2.

SPECIMENS	RIGIDITE (K) (N/mm)
Groupe IIA*	95 (18)
Groupe IIB	101 (14)
Différence	N.S.

* contrôle

FIG.41a. TABLEAU DES RESULTATS EN TRACTION CONCERNANT L'ETUDE COMPARATIVE DE L'EFFET DE L'IRRADIATION PARAMETRE DE RIGIDITE EN TRACTION (n = 6)

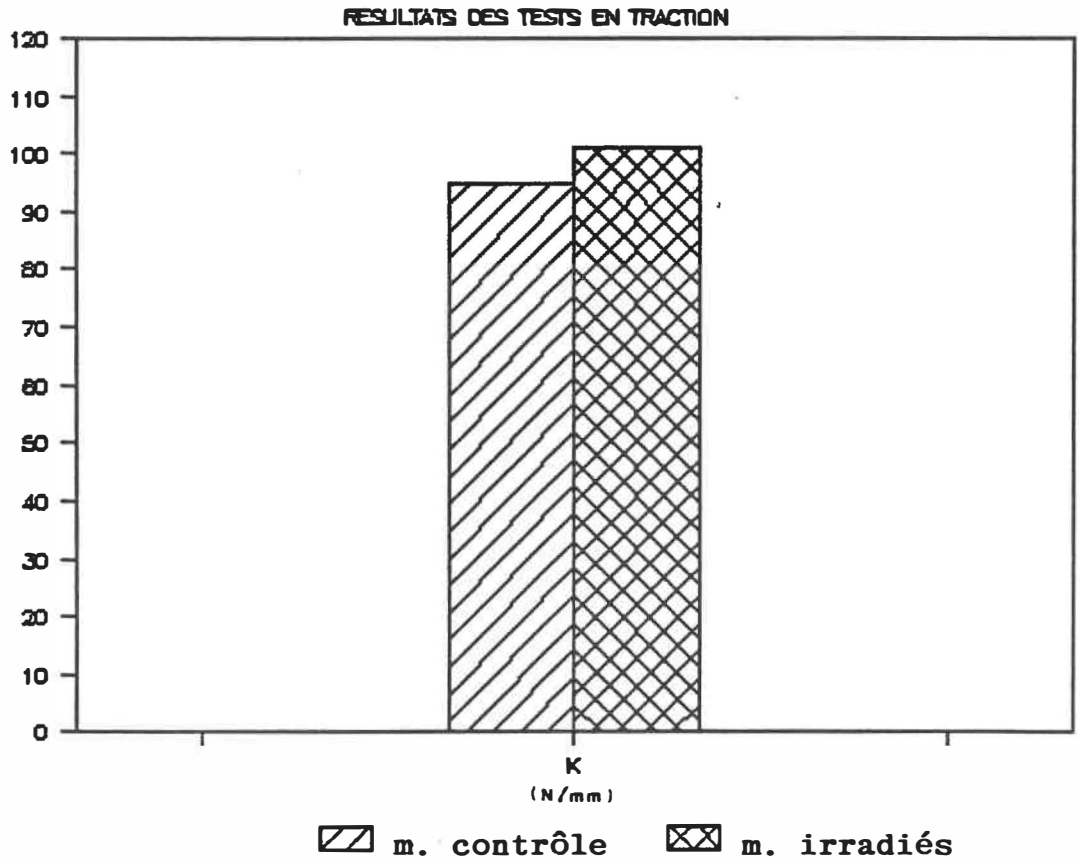


Fig. 41b: Histogramme des résultats en traction concernant l'étude de l'effet de l'irradiation - paramètre élastique (n = 6)

2EME PARTIE

6.4 Application à l'étude des propriétés mécaniques du greffon après implantation et excision

L'étude rapportée ici constitue une application du protocole développé dans le cadre de ce projet de maîtrise. Le protocole de mesure en indentation a servi à tester les ménisques de lapins ayant subi une greffe méniscale. Le test de traction n'a pu être appliqué vu l'absence d'attache osseuse des greffons excisés. Il s'agit du volet biomécanique d'une plus vaste étude sur l'évolution des greffes en fonction du temps d'implantation et de différents traitements préparatoires. Ce projet, objet d'une collaboration Polytechnique-Hôpital Royal-Victoria, est conduit par le docteur David Zukor.

Le but de la partie biomécanique de cette étude est de déterminer l'influence de la congélation et l'irradiation sur les propriétés mécaniques après une certaine période d'implantation. Quatorze paires de ménisques ont été testées. Chaque paire inclut un greffon excisé après implantation et le ménisque naturel controlatéral de l'hôte. Sur les quatorze greffons, trois ont subi avant l'implantation un traitement de stérilisation par

irradiation, six n'ont subi que la congélation, alors que cinq ont été implanté à l'état frais.

Note concernant la méthode

La difficulté principale rencontrée à l'occasion de ces tests est la modification souvent importante de la géométrie du greffon excisé. Le greffon présentant en général une forme incomplète, dépourvue d'une partie de sa zone dite de compression qui forme chez le ménisque normal le bord libre.

Si on se rapporte à la biomécanique méniscale, une absence de continuité périphérique (absence d'attaches tibiales) comme dans le cas des présentes greffes est de nature à expliquer du moins en partie la dégénérescence par sous-utilisation de la zone de compression. On se rappellera que la capacité du ménisque à soutenir des charges compressives est liée à la force de rappel exercée par la structure périphérique continue. Une réduction de la charge supportée, alliée conséquemment à une réduction des amplitudes de déformation (à la base d'un des mécanismes de nutrition de fibrocartilage), est cohérente avec une réduction naturelle de la structure.

Or, l'hypothèse principale de ce protocole (section 5.3.1), maintenant que l'épaisseur initiale est mesurée, demeure la prévalence d'une même structure sous le pointeau.

Il fallait donc assurer cette condition de similitude entre le greffon et le ménisque de contrôle (échantillonnage pairé) tout en indentant encore si possible une zone physiologiquement vouée à la compression.

Vu l'absence partielle de cette zone, la procédure suivante quant au positionnement du pointeau a été suivie:

- le pointeau est positionné normalement à la surface du greffon, ceci le plus près possible du bord libre;
- l'angle entre le pointeau et le plateau est mesuré;
- et l'indentation du ménisque de contrôle est faite ensuite à ce même angle par rapport au plateau (fig. 42).

L'imposition d'un angle par rapport au plateau pour l'indentation du ménisque de contrôle et la nécessité de perpendicularité par rapport à la surface tissulaire a fait en sorte que le pointeau a été appliqué plus "haut" sur le ménisque (vers sa périphérie là où l'angle est plus abrupt). A angle égal par rapport au plateau, nous avons donc assumé que la structure sous le pointeau allait être la même. Pratiquement, l'angle par rapport au plateau a varié de 32 à 44 degrés selon le degré d'altération des greffons.

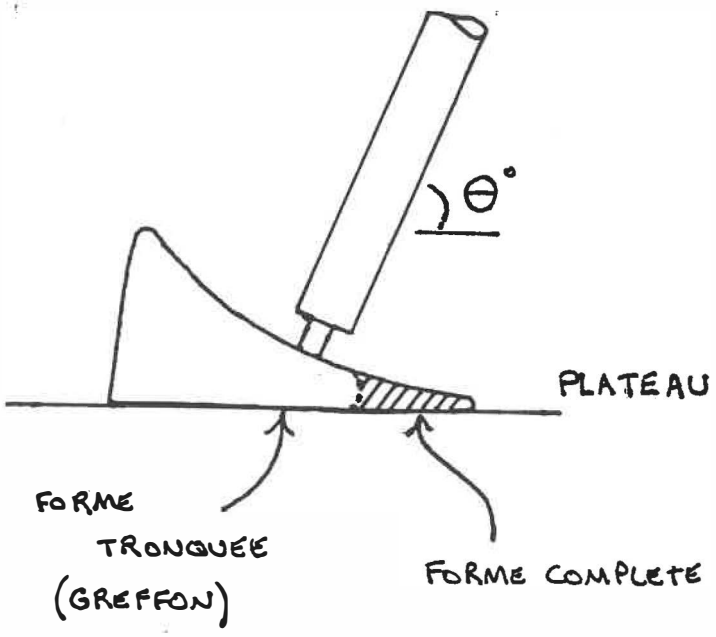


Fig. 42: Solution au problème de géométrie modifiée des greffons - critère de l'angle θ

6.4.1 Paramètres mécaniques étudiés (fig. 43)

Etant donné la géométrie altérée des greffons excisés, des paramètres tenant compte de l'épaisseur initiale ont dû être utilisés dans cette partie de l'étude. L'épaisseur initiale (L_o) a été mesurée selon la méthode décrite à l'annexe 6 afin d'obtenir des paramètres standards et d'éliminer la nécessité d'une hypothèse sur l'égalité de l'épaisseur initiale. Trois paramètres ont été étudiés:

Temps caractéristique (τ)

Ce paramètre décrit l'évolution viscoélastique qui a lieu après l'application de la charge. Ce temps caractéristique est le temps auquel le pointeau atteint 63% de son déplacement total en mode viscoélastique. Si on suppose que cette évolution peut être modelisée par une seule fonction exponentielle inversée, le temps caractéristique à 63% constitue la constante de temps de la fonction.

Déformation viscoélastique (ϵ_{VE})

Ce paramètre est le ratio du déplacement viscoélastique (d_{VE}) sur l'épaisseur initiale du tissu sous le pointeau (L'):

$$\epsilon_{VE} = \frac{dve}{L'}$$

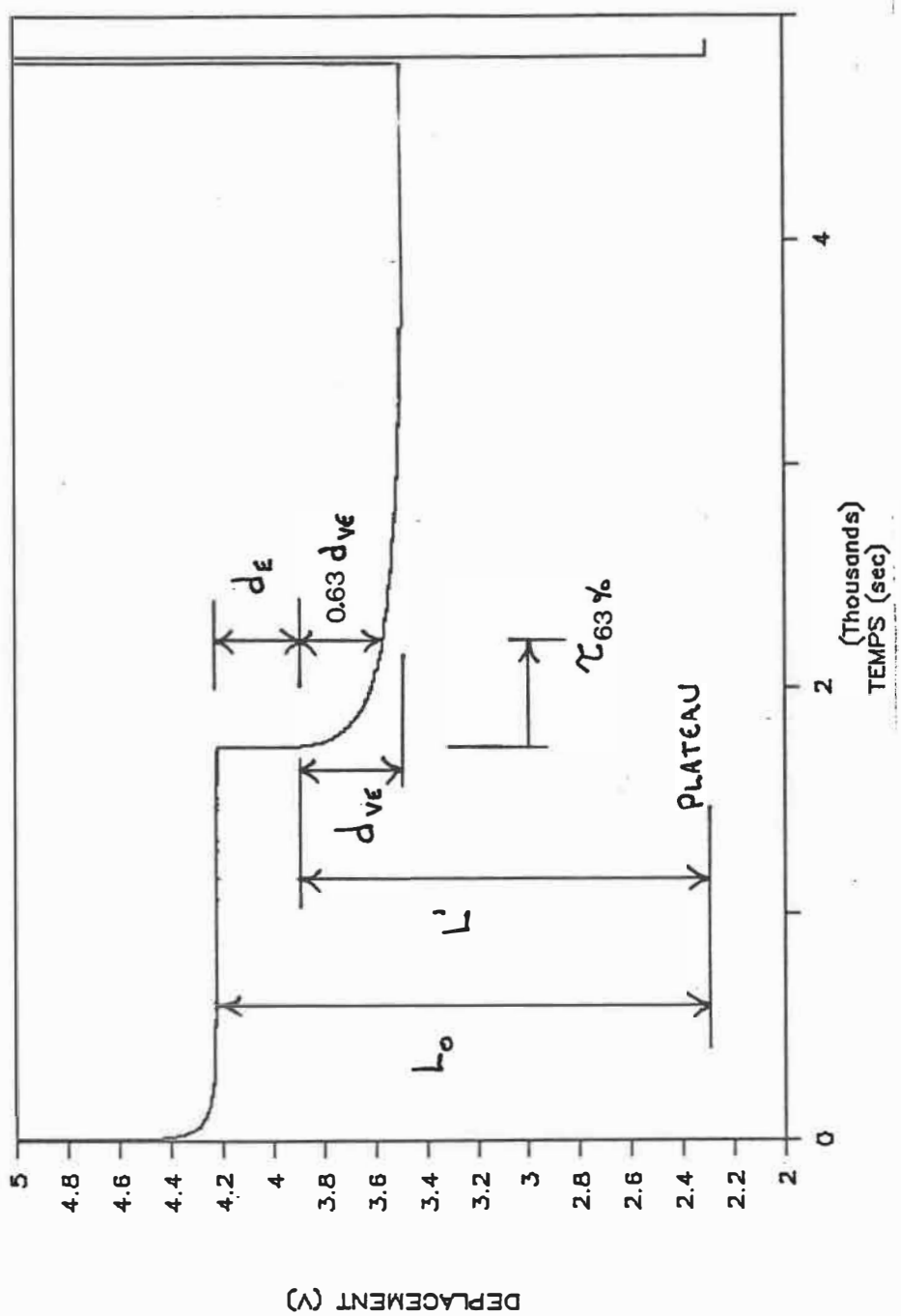


Fig. 43: Courbe typique d'indentation avec mesure de l'épaisseur (1V = 1mm)

L' est l'épaisseur de tissu méniscal qui existe sans le pointeau lorsque débute la déformation viscoélastique. L'utilisation de L' au lieu de L_o permet d'isoler le phénomène viscoélastique en excluant l'influence d'un changement préalable de nature élastique indépendant de l'évolution viscoélastique.

La déformation viscoélastique est parfois étudiée par le biais d'un module d'élasticité ou de cisaillement dit à l'équilibre (relaxed modulus, equilibrum modulus, etc.) qui fait le ratio de la contrainte sur la déformation totale (élastique plus viscoélastique). L'étude du comportement essentiellement viscoélastique doit alors se faire en comparant ces modules au module instantané qui ne tient compte que de la déformation élastique instantanée. L'avantage du paramètre ϵ_{VE} par rapport à ces modules est qu'il permet directement de déceler un changement de nature viscoélastique.

<u>Module d'élasticité corrigé (E_H)</u>

Le module d'élasticité (E) est le rapport entre la contrainte exercée par la force (F) par l'intermédiaire d'un pointeau de surface (S) et la déformation élastique instantanée (ϵ_E):

$$E = \frac{F/S}{\epsilon_E} \qquad \text{où } \epsilon_E = \frac{d\epsilon}{L_0}$$

Ce module est affligé d'une correction (c) tel que:

$$E_H = E \cdot c$$

Le facteur de correction c est appliqué afin de corriger l'influence de la plaque d'acier sous-jacente. Cette influence est fonction du rayon du pointeau, de l'épaisseur initiale et du coefficient de Poisson du matériau. Le facteur c utilisé ici a été tiré des travaux de Hayes (1972) qui a modelisé le cartilage soumis à l'indentation. Un coefficient de Poisson de 0.5 a été supposé. Cette étude de Hayes (1972) bien que n'étant pas appliquée expressément au ménisque, demeure à ce jour la seule référence disponible pour une telle correction.

c constitue le facteur de conversion, le module d'élasticité (E) défini de façon conventionnelle et le module (E_H) tel que défini par Hayes:

soit $E_H = \dfrac{F \cdot (1 - v^2)}{2 d_E \cdot a \cdot k}$

et $E = \dfrac{F \cdot L_0}{\pi \cdot d_E \cdot a^2}$,

$$c = \frac{E_H}{E} = \frac{F \cdot (1-v^2)/2d_E \cdot a \cdot k}{F \cdot L_0/\pi \cdot d_E \cdot a}$$

d'où $c = \dfrac{\pi \cdot (1-v^2)}{2L_0 \cdot k}$

où k est tiré des tables de Hayes et fonction de a/L_0 et de v;

d_E, le déplacement élastique;

v, le coefficient de Poisson;

a, le rayon du pointeau;

et L_o, l'épaisseur initiale du tissu.

6.4.2 Résultats

Les résultats sont présentés sous forme de tableaux (fig. 44a, 45a et 46a) et d'histogrammes (fig. 44b, 45b et 46b). Les figures 44a et 44b montrent les valeurs obtenues pour le groupe de greffons implantés à l'état frais. Ces valeurs sont confrontées aux valeur obtenues pour le groupe de contrôle constitué des ménisques controlatéraux des lapins hôtes. Le module d'élasticité (E_H) moyen de ce groupe ne diffère pas en apparence du groupe de contrôle. Vu le nombre réduit d'échantillons, les moyennes sont associées à des écart-types passablement élevés et dissimulent des variations intra-individuelles parfois considérables.

Quant au temps caractéristique τ, les greffons "frais" possèdent, en moyenne, une valeur réduite. Un temps caractéristique inférieur correspond à une courbe se rapprochant d'une courbe purement élastique. Les écart-types demeurent élevés et le nombre d'échantillons est de telle sorte que les différences ne sont pas statistiquement significatives.

n=5	E_H (MPa)	τ (sec)	ϵ_{VE} (%)
GREFFONS (frais)	3.84 (1.88)	24 (19)	35 (12)
MENISQUES DE CONTROLE	3.83 (1.36)	47 (24)	29 (5)
DIFFERENCE	N.S.	N.S.	N.S.

Fig. 44a: Tableau des résultats - greffons "frais"

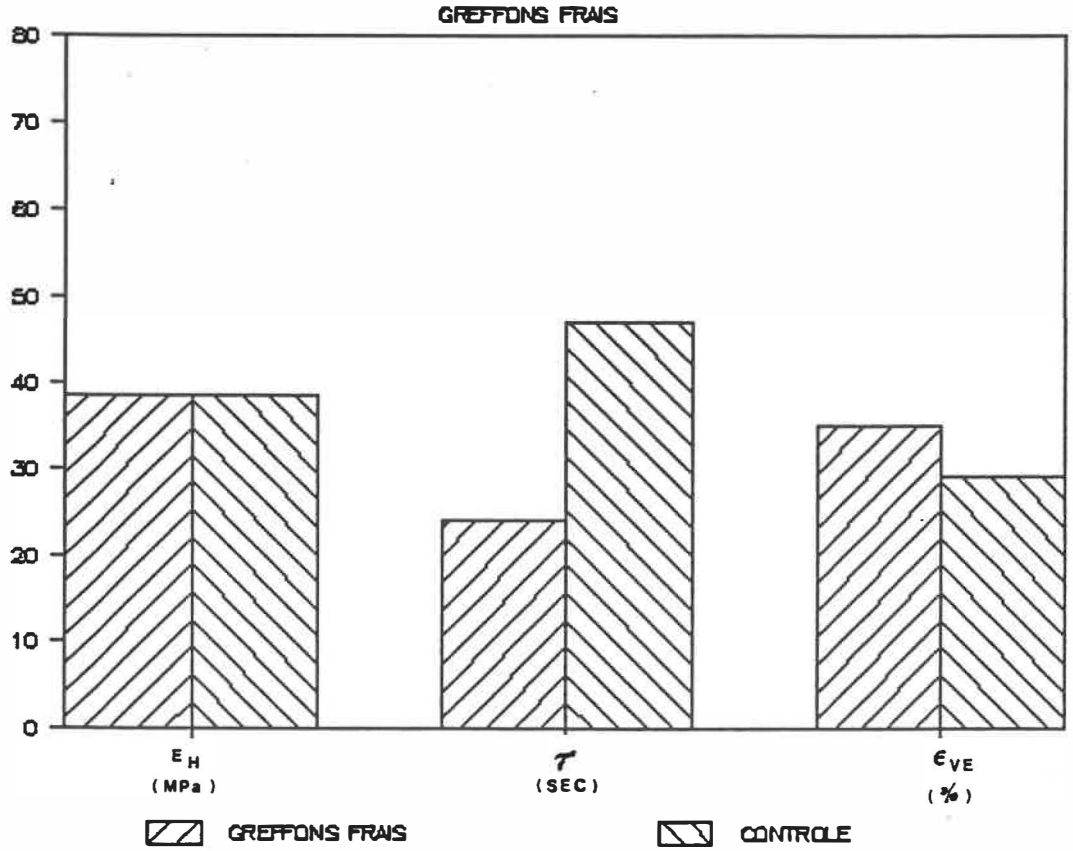


Fig. 44b: Histogramme des résultats - greffons "frais"

n=4	E_H (MPa)	τ* (sec)	ϵ_{VE} (%)
GREFFONS (congelés)	2.93 (0.78)	41 (26)	36 (10)
MENISQUES DE CONTROLE	4.03 (0.45)	67 (22)	28 (8)
DIFFERENCE	N.S.	Signific.[1]	N.S.

* n=6

[1] $P<0.05$

Fig. 45a: Tableau des résultats - greffons "congelés"

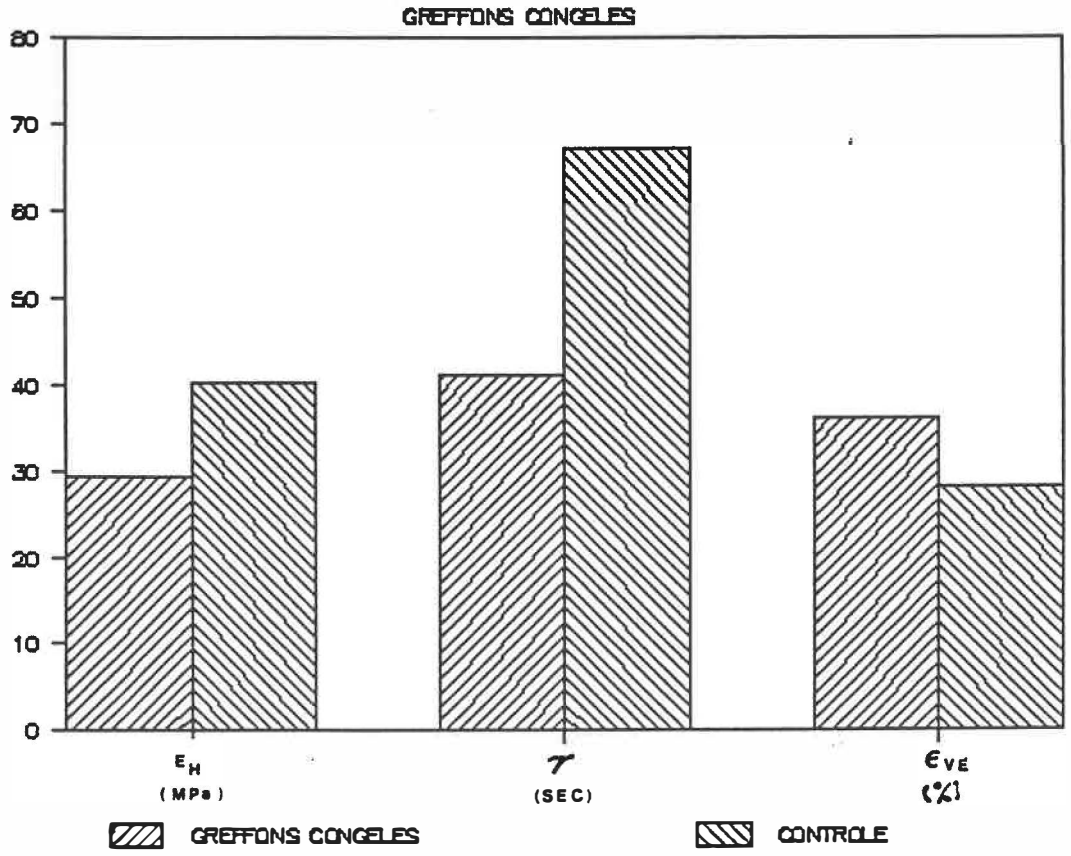


Fig. 45b: Histogramme des résultats - greffons "congelés"

n=3	E_H (MPa)	τ (sec)	ϵ_{VE} (%)
GREFFONS (congelés et irradiés)	3.98 (1.02)	59 (37)	17 (8)
MENISQUES DE CONTROLE	3.95 (0.72)	41 (16)	24 (11)
DIFFERENCE	N.S.	N.S.	N.S.

Fig. 46a: Tableau des résultats - greffons "congelés et irradiés"

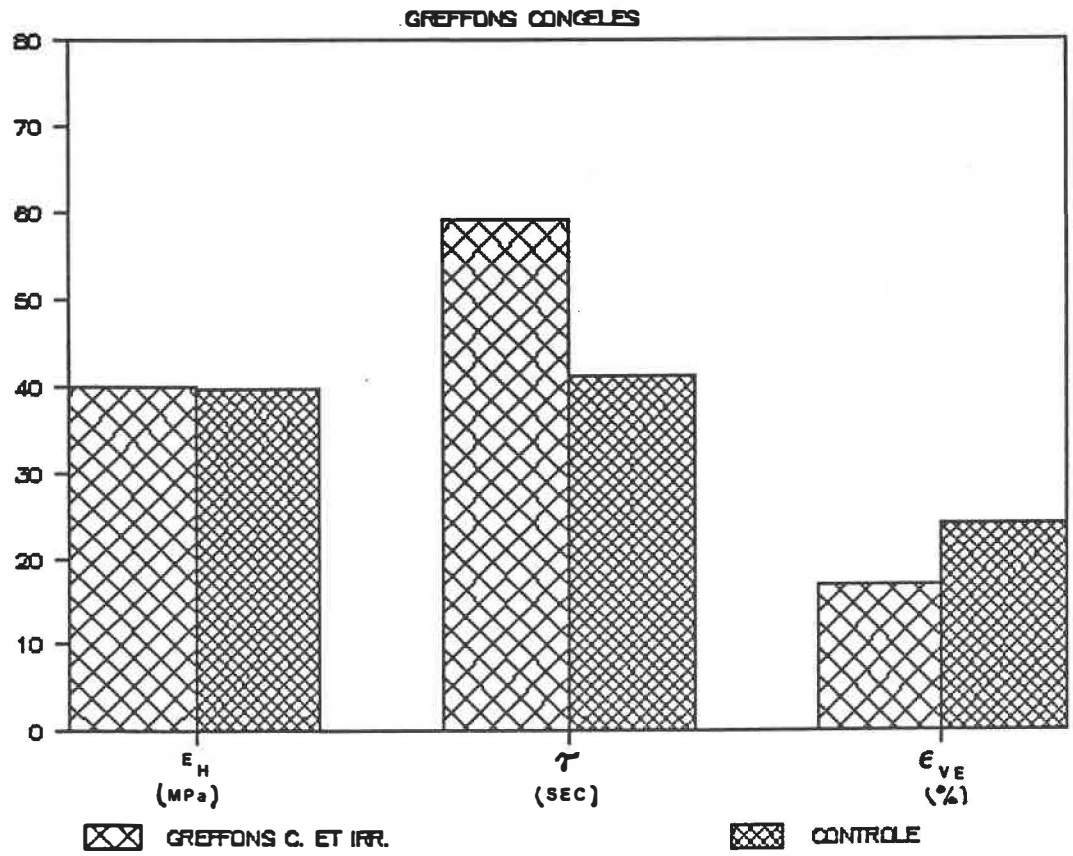


Fig. 46b: Histogramme des résultats - greffons "congelés et irradiés"

La déformation viscoélastique est un paramètre relativement constant chez les ménisques normaux de contrôle (écart-type peu élevé). Le groupe de greffons "frais" présente en moyenne une plus grande déformation viscoélastique que le groupe de contrôle. L'écart ne s'avère pas cependant significatif.

Le groupe de greffons ayant été congelés avant l'implantation présente des résultats différents du groupe de contrôle pour les trois paramètres (fig. 45a et 45b). Le module d'élasticité E_H est diminué de même que le temps caractéristique τ; ce dernier paramètre étant diminué de façon statistiquement significative ($p < 0.05$). Comme le groupe de greffons "frais", les greffons "congelés" semblent aussi se déformer de façon plus importante. ϵ_{VE} semble être augmenté quoique la différence ne soit pas significative.

Les figures 46a et 46b montrent les valeurs paramétriques pour le groupe de greffons ayant été congelés et irradiés. Le nombre très faible d'échantillons exige la prudence dans l'analyse de ces résultats. La valeur du module d'élasticité est conservée alors que les paramètres τ et ϵ_{VE} présentent des tendances opposées à celles des groupes de greffons précédents.

6.4.3 Analyse

Lors de l'indentation, le ménisque comme le cartilage subit une déformation élastique instantanée suivie d'une déformation graduelle, fonction du temps. Cette dernière déformation viscoélastique est associée par certains auteurs (Mow et al. (1980)) à une propriété de poroélasticité caractérisée par des mécanismes d'écoulement visqueux du fluide interstitiel à travers la matrice fibreuse.

Le paramètre E_H utilisé pour caractériser le comportement purement élastique du matériau peut être comparé à titre indicatif à certaines valeurs retrouvées dans la littérature pour le cartilage. Cette comparaison avec le cartilage est justifiée vu l'absence de données sur le module d'élasticité en compression du ménisque. A la figure 47, on trouve les modules rapportés par six auteurs. Les auteurs (5) et (6) se sont inspirés des relations de Hayes (1972). Nos résultats sont du même ordre de grandeur que les leurs. D'autres valeurs plus élevées ont été obtenues par les auteurs (1) et (4) lors de tests par compression avec état uniaxial de déformation. Une telle compression confinée dans une enceinte rigide est susceptible d'expliquer la valeur plus élevée des modules à cause d'une déformation apparente réduite. De plus, des différences inter-espèces sont probables.

AUTEURS	MODULE D'ELASTICITE	TISSU[1]	TEST UTILISE
1) McCutchen (1962)	11 MPa	bovin	compression uniaxiale
2) Sokoloff (1963)	2.3 MPa	humain	indentation
3) Kempson (1970)	8.4 MPa	humain	indentation
4) Hayes et Mockros (1971)	12 MPa	bovin	état de déform. uniaxiale
5) Parson et Black (1977)	1.53 MPa *	lapin	indentation
6) Jurvelin (1987)	1.83 MPa *	chien	indentation
7) Notre étude (moy.des ménisques sains de contrôle)	3.93 MPa	lapin (ménisque)	indentation

[1] cartilage sauf lorsque précisé

* valeur convertie d'un module de cisaillement selon les équations d'élasticité avec v= 0.5.

Fig. 47: Tableau comparatif des valeurs de module d'élasticité selon différents auteurs

CHAPITRE 7

DISCUSSION

7.1 Expérience de traction des structures périphériques

Cette section présente une discussion des résultats de la section 6.3.

7.1.1 Causes d'erreurs et conditions expérimentales

1) Lecture de la pente de la courbe expérimentale

Plusieurs facteurs ont contribué à la dispersion des résultats. La lecture de la pente d'une région linéaire sur la courbe force-déplacement et surtout le choix des limites de cette région considérée linéaire implique une certaine imprécision.

2) Forme des condyles moulés

La forme des condyles moulés a été obtenue à partir de l'empreinte d'un lapin; il est donc inévitable que, dans certains cas, au départ le ménisque n'épouse pas parfaitement la surface. Il peut s'en suivre alors une modification du mode de chargement qui ferait en sorte que certaines fibres se trouvent sollicitées en excès et que

d'autres soient délestées; cette situation conduisant à un comportement global altéré.

3) Elévation de la température

La technique de coulée des attaches osseuses dans le PMMA est une technique qui offre une très bonne emprise des blocs osseux. Cependant, le PMMA lorsqu'il se consolide, dégage une chaleur non négligeable qui, par conduction, est communiquée aux attaches méniscales. Le réchauffement transitoire des attaches n'a pas été quantifié. Cependant, tous les tests ont été conduits après refroidissement à température de la pièce de l'ensemble bloc-ménisque. L'effet, bien que non quantifié, a été vraisemblablement atténué par l'irrigation périodique de la surface de PMMA. En effet la surface du bloc de PMMA a été constamment recouverte de solution de Hank qui était renouvelée aux 3-4 minutes.

4) Orientation des blocs osseux

Les attaches coulées dans le PMMA peuvent parfois souffrir d'une mauvaise orientation des fibres. Le bloc peut ne pas être parfaitement orienté dans le sens de sollicitation naturelle des fibres entraînant certaines concentrations de contraintes. Dans ces cas, un nombre plus

limité de fibres se trouvent sollicitées en excès en délestant conséquemment certaines autres.

5) Milieu ambiant

La décision de ne pas procéder aux tests en milieu aqueux a été prise afin d'alléger la procédure expérimentale. Le ménisque a été gardé bien humide durant toute la procédure qui ne durait en moyenne que trois à quatre minutes; ce temps fut jugé assez court pour ne pas assécher le ménisque. Cependant, il peut être intéressant de se rapporter aux considérations de la section 7.2.1 sur la pression osmotique; la pression osmotique pouvant ici jouer un rôle vu les mécanismes de compression du corps méniscal.

6) Taux de mise en charge

Une autre condition expérimentale pouvant entraîner des variations est le taux de mise en charge. En effet, les différences inévitables de taille initiale entre les différents ménisques ainsi que les exigences techniques liées à la coulée des blocs osseux n'ont pas permis de tester tous les ménisques avec une même longueur initiale (l_0). La machine à traction étant utilisée à vitesse constante (V = 5mm/min), il s'en suit que le taux de

déformation ($\dot{\epsilon}$) peut varier d'un ménisque à l'autre. En effet:

$$\dot{\epsilon} = \frac{\Delta l}{\Delta t} \times \frac{1}{l_0} \qquad (4)$$

où l_o = longueur de la structure;

$\frac{\Delta l}{\Delta t}$ = vitesse de traction.

Or, seulement $\frac{\Delta l}{\Delta t}$ est constant d'un ménisque à l'autre.

On sait selon les équations de viscoélasticité (Aklonis et MacKnight 1983), que la rigidité est une fonction du taux de déformation et non de la vitesse d'élongation. L'importance de l'ensemble de ces causes d'erreur possible a été estimée lors des essais de validation préalables (section 6.3).

7.1.2 Commentaires

Lors de la traction des ménisques, les surfaces condyliennes moulées sont mises en contact et retiennent le corps méniscal alors que les attaches sont étirées. La rigidité mesurée constitue une rigidité qu'on pourrait qualifier de globale et ne peut être associée uniquement aux fibres de collagène. Il s'agit de la rigidité globale fonctionnelle impliquant toute la structure du ménisque (fig. 48). A mesure qu'augmente la force, le déplacement augmente. Toutefois, ce déplacement a deux composantes: l'étirement réel des fibres de collagène et l'enfoncement de tout le corps méniscal dans le V formé par les surfaces moulées. Cet enfoncement du corps méniscal est directement lié à sa rigidité en compression. Lorsque ce corps se déforme sous la force de contact des faces métalliques, il s'en suit un déplacement correspondant dans le sens de la traction. Cette réalité expérimentale s'avère utile puisqu'elle reproduit bien les conditions in vivo. En effet, les fibres de collagène circonférencielles ne sont en réalité sollicitées que lorsque le corps méniscal subit une compression (Landry 1979). Une mesure de la rigidité des fibres circonférencielles isolées en bandelettes ne pourrait pas tenir compte de cette situation physiologique.

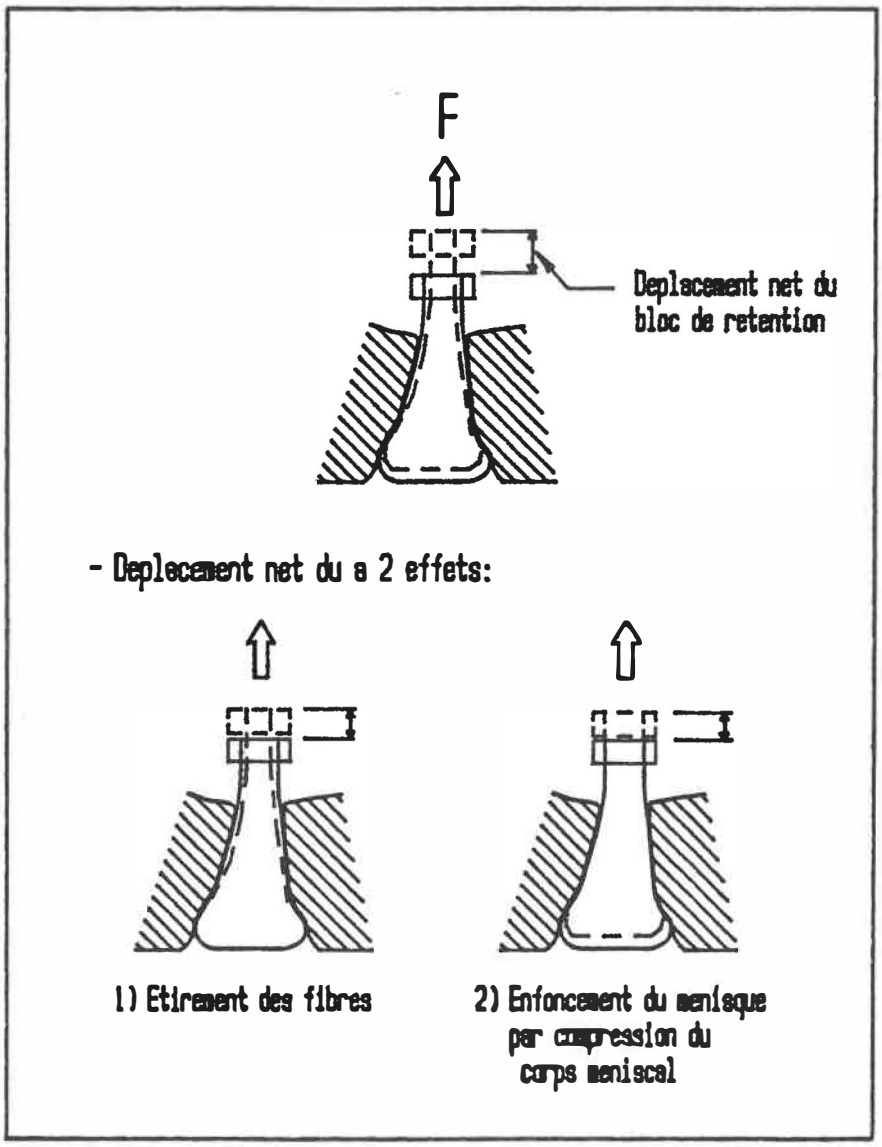


Fig. 48: Analyse des mécanismes en cause durant la traction

Les tests de traction tels que pratiqués donnent une idée de la compétence globale du ménisque lorsque fixé à la surface osseuse. Un greffon compétent à ce test sera fonctionnel in vivo quant à sa force de rappel. Cependant ce test ne fournit pas de renseignement aussi utile dans le cas où il n'y a pas de fixation osseuse des attaches.

7.1.3 Recommandations concernant le test de traction

Une étude orientée vers le développement du greffon synthétique aura beaucoup à tirer de ce paramètre de rigidité. Une prothèse ne sera adéquate que si elle présente, lors de la compression de sa partie centrale, une déformation et un déplacement du corps méniscal vers la périphérie suffisant, mais non excessif (voir section 2.4.1); ce comportement se rapporte à la notion de rigidité des structures périphériques. Le test en fatigue de tels prototypes et de leurs matériaux pourrait constituer une application utile au montage. Il est intéressant d'ajouter que le test a permis dans 10% des cas d'obtenir une rupture s'apparentant à la rupture in vivo en anse de chaudière fréquemment rencontrée en clinique (fig. 49).

Un modèle animal de plus grande taille facilitera dans l'avenir les manipulations et permettra un meilleur contrôle des variables géométriques. Un dispositif de mesure du

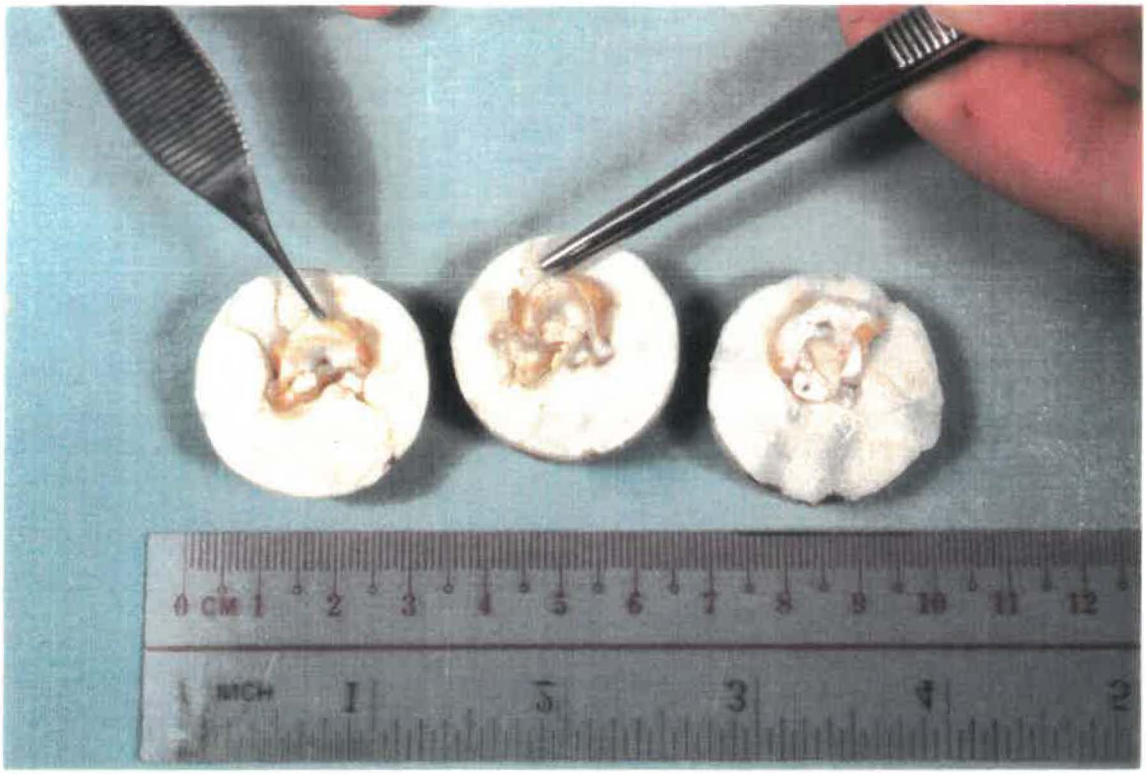


Fig. 49: Mode de rupture des ménisques lors de la traction des fibres périphériques

déplacement pourrait éventuellement fournir une lecture des longueurs initiales, de la déformation des attaches et cornes et permettre ainsi l'obtention de paramètres de caractérisation plus standard.

7.2 Expérience d'indentation - chargement en échelon

7.2.1 Causes d'erreur liées aux conditions expérimentales

L'indentation, comme mode de sollicitation, a été choisie par un bon nombre d'auteurs pour l'étude des propriétés du cartilage: Sokoloff (1966), Krakovitz (1969), Kempson (1970), Coletti (1972), Lane (1979), Laberge (1988). Parson (1979) trouve trois raisons principales en faveur de l'utilisation de l'indentation pour le cartilage au détriment des tests sur éprouvette de dimensions normalisées:

1) la fabrication d'une éprouvette brise l'architecture du tissu et est susceptible d'altérer le comportement; surtout en considérant les phénomènes de pré-contrainte. En effet, le corps méniscal sous le pointeau est formé d'un treillis enchevêtré de protéoglycanes hydrophiles. La demande en eau qu'entraîne ce caractère hydrophile engendre une pression qui tend à gonfler la structure et mettre les

fibres du treillis sous pré-tension. La taille d'une éprouvette ne peut que déranger cet équilibre;

2) la fabrication peut s'avérer difficile à réaliser avec précision;

3) le temps post-mortem est un facteur qui joue contre de longues préparations.

L'indentation telle que nous l'avons pratiquée présente cependant des difficultés qui peuvent se traduire par une plus grande dispersion des résultats.

1) Congélation

La congélation à -70° a duré en moyenne 113 ± 62 hres, les temps variant entre 46 et 192 hres; l'indentation a eu lieu en moyenne à 29 ± 15 hres après la décongélation à un temps variant entre 4 et 50 hres. Bien que tous les spécimens aient été congelés à la même température, et selon le même procédé, les différences dans le temps de congélation de l'ordre de 24 à 48 hres peuvent avoir induit une certaine dispersion entre les spécimens. Black (1979) rapporte avoir mesuré un taux moyen de déformation plus élevé chez les spécimens de cartilage ayant été congelés et décongelés après 10 jours. Ses résultats présentent des écarts-type de l'ordre de 7%. Il peut donc exister une variabilité chez les specimens quant à l'effet d'une même

période de congélation. A fortiori si ce temps a varié sensiblement de la manière décrite précédemment, on peut envisager l'induction de la congélation. Si on se rapporte aux conclusions de Black (1979), le phénomène se manifesterait ici au niveau des constantes de temps par une tendance à la diminution et une dispertion interindividuelle. Cependant les ménisques d'un même lapin ont toujours été congelés et décongelés en même temps et testés à une ou deux heures d'intervalles, ce qui respecte les principes de l'échantillonnage pairé. Les hypothèses quant à l'effet du temps de congélation ne s'appliquent qu'à l'explication de la dispersion interindividuelle.

2) Température

La température est un paramètre primordial dans un processus viscoélastique. Cette température a été assumée constante à la température de la pièce. Cette hypothèse, bien que grossière, se justifie à ce niveau de développement vu l'ordre de grandeur des incertitudes liées aux autres paramètres. Black (1977) insiste pour effectuer l'indentation du cartilage à 37°± 0.5°C en milieu aqueux. Ce paramètre est certainement à contrôler lors d'expériences ultérieures.

3) Composition du milieu aqueux

La composition du milieu aqueux utilisé est considéré très importante par plusieurs auteurs. Notre choix de la solution de Hank, suggérée par le docteur Poole de l'hôpital Shrinner de Montréal, trouve appui dans un bon nombre d'études. Parson (1977) a étudié l'influence de la composition ionique du bain. Le paramètre utilisé dans son étude est un module de cisaillement mesuré après fluage et constitue un indice de la déformation en mode viscoélastique. La valeur de ce module augmente lorsque la concentration ionique diminue ce qui revient à dire que la déformation viscoélastique tend à diminuer en milieu hypotonique. Parson (1977) utilise aussi un module de cisaillement instantané qui est un indice de la réponse élastique instantanée. En milieu hypotonique ce module de cisaillement instantané augmente ce qui signifie que la déformation élastique tend donc à diminuer. Finalement, l'auteur rapporte des valeurs pour le paramètre $L(\tau)$, le spectre de temps de retard, qui est un indice du taux de déformation et qui varie proportionnellement à la concentration ionique. On dira donc que le cartilage se déforme plus rapidement en milieu hypertonique, ce qui se réflète en des constantes de temps diminuées.

Parson se base sur les relations de Donnan concernant la pression osmotique due à un déséquilibre ionique:

$$\pi = R \times T \times (Qc \times Cc - Qs \times Cs) \qquad (5)$$

où π est l'augmentation de la pression osmotique;
R est la constante des gaz;
T est la température;
Qc, Qs sont les coefficients osmotiques du cartilage et de la solution;
Cc, Cs sont les sommes des concentrations molaires des ions de chaque milieu.

Les protéoglycanes possèdent une grande densité de charges négatives. Selon les équations de Donnan rapportées par Parson (1979), la distribution ne sera pas uniforme avec le milieu, ce qui donnera lieu à un flux osmotique vers la matrice qui se gorgera alors d'eau. Un milieu hypertonique entraînera une diminution du flux vers l'intérieur ou même l'établissement d'un flux vers l'extérieur et un déssèchement léger du ménisque. Un milieu hypotonique amène un flux osmotique dirigé vers l'intérieur.

La déformation élastique instantanée est associée à une déformation du treillis avant tout écoulement du liquide vers la périphérie. Un ménisque gorgé d'eau n'allouera pas une grande déformation. La déformation viscoélastique qui suivra est liée à des mouvements de liquides et dépendante

donc de la perméabilité de la matrice et de la pression osmotique interne. En effet le débit Q vers la périphérie de la zone comprimée est décrit comme suit:

$$Q = \frac{Peff}{p} \qquad (6)$$

$$Q = \frac{Pappl - Posm}{p} \qquad (7)$$

où P_{eff} est la pression efficace;

P_{appl} est la pression appliquée à la surface;

P_{osm} est la pression osmotique;

p est la perméabilité.

A mesure que le ménisque est comprimé, l'eau est exsudée (Armstrong 1980) et P_{osm} augmente graduellement la déformation étant plus rapide au départ. D'autre part, la perméabilité diminue par déformation du treillis fibreux. L'équilibre est atteint quand la pression efficace n'est plus suffisante pour contrer la résistance croissante à l'écoulement. L'influence de la pression osmotique ionique sur la déformation viscoélastique se manifeste donc comme suit: P_{osm} à la baisse (milieu hypertonique), ce qui entraîne un P_{eff} à la hausse, un débit à la hausse et donc des valeurs de temps caractéristiques à la baisse.

Dans le cas présent, le ménisque a été baigné au départ dans la solution de Hank sans qu'il n'y ait par la suite, au cours de l'expérience, un contrôle de la concentration ionique. L'évaporation, la présence de colle etc.

pourraient constituer des facteurs de modification de la concentration durant l'expérience; surtout en considérant les faibles volumes de solution de Hank utilisés.

4) Orientation du pointeau

Jurvelin (1987) souligne l'importance d'un contact uniforme sous le pointeau. Toute mauvaise angulation entraînera une baisse artificielle de la mesure de rigidité, c'est-à-dire une déformation plus grande correspondant à une charge en réalité plus élevée. Kempson (1971) surveillait la pénétration initiale en pré-charge et ajustait la position de la surface cartilagineuse pour que la zone de contact croisse symétriquement. Il obtenait ainsi une erreur de perpendicularité de l'ordre de 2-3 degrés. Vu la géométrie complexe de la surface méniscale, la méthode que nous avons employée s'est limitée à une estimation de visu de la perpendicularité par rapport à la région indentée. Peu de moyens s'offraient dans la mesure où le pointeau en ces endroits se présente selon le rayon d'une courbure propre à la portion indentée. L'erreur de notre méthode a été estimée à 3.1 ± 1.4 degrés lors d'essais de validation décrits en annexe 3.

5) Géométrie du pointeau

La géométrie du pointeau est aussi un paramètre de première importance. Kempson (1971), Parson (1977), Armstrong (1980) utilisent l'indenteur cylindrique; Parson alléguant que cette forme permet une relation force-déplacement linéaire pour de petites déformations d'un matériau au comportement élastique. Pour cette raison, notre pointeau a été usiné plan et les arrêtes ont été légèrement émoussées pour ne pas abîmer les fibres superficielles. La mise en charge en échelon doit être reproductible et la plus instantanée possible. Jurvelin (1987), par un dispositif électromagnétique, applique au cartilage une contrainte de 0.15 à 2.5 MPa en 0.3 sec. Parson (1977) utilise des niveaux de contrainte allant jusqu'à 0.22 MPa qu'il applique au moyen de systèmes hydrauliques en 0.04 sec. Il ajoute que ce temps doit être inférieur à la limite inférieure du spectre de constante de temps qu'il a évalué à 0.5 sec. à partir d'une courbe compliance-log (t). Notre dispositif permet d'appliquer la contrainte de 1.5 MPa en un temps moyen de 0.24 sec (voir annexe 2).

7.2.2 Causes d'erreur liées aux hypothèses de travail

La présente étude expérimentale se fonde sur deux hypothèses qu'il convient de commenter à cause de leur influence sur la dispersion des résultats. Les hypothèses sont les suivantes:

1) les ménisques d'un même lapin sont identiques;
2) l'endroit d'indentation est le même (même épaisseur initiale et même structure sous le pointeau).

Commentaire concernant la première hypothèse: il est probable, bien que difficile à démontrer, que les deux ménisques d'un même lapin ne soient pas parfaitement identiques (McDivitt 1973).

Commentaires concernant la seconde hypothèse: il s'avère difficile d'assurer un endroit d'indentation parfaitement identique en l'absence de repères anatomiques précis. Cette réalité associée à la non-homogénéité inter-régionales peut constituer une source de variation des résultats non négligeable à considérer.

La position radiale à une distance d'un rayon de pointeau du bord libre peut être obtenue à une précision estimée à 0.5mm, ce qui correspond à une erreur de 5 à 10% sur cette dimension du ménisque; la position

circonférencielle, dans le tiers postérieur, peut varier d'environ un rayon de pointeau. Cette dernière source d'erreur s'avère la moins importante des deux dans la mesure où la structure présente une certaine constance le long du bord libre. Dans le sens radial, on rencontre un changement graduel important de la structure.

L'influence de l'épaisseur initiale, qui est susceptible de varier d'un ménisque à l'autre, est un problème majeur qui sera abordé à la section suivante.

7.2.3 Problèmes de la normalisation des résultats

Dans cette section, nous abordons le problème de la normalisation des résultats en des paramètres intrinsèques et susceptibles d'être comparés d'une expérience à l'autre ou avec les résultats retrouvés dans la littérature.

Justification du choix de τ et de F_{VE}

Le protocole utilisé a tenté de contourner le problème de dimensions initiales par le choix de paramètres n'utilisant pas ces quantités et par un échantillonnage pairé. Cette façon de procéder se justifie comme suit: la mesure de l'épaisseur initiale sous le pointeau a été évitée à ce stade de développement de la méthode parce

qu'elle nous semblait demander une analyse plus sérieuse et une correction éventuelle due à la géométrie.

Les paramètres retenus se rapportent à la courbe d'indentation et fournissent un aperçu et une quantification du comportement viscoélastique sans égard à l'épaisseur. Les paramètres $\tau_{20\%}$, $\tau_{37\%}$, $\tau_{50\%}$ caractérisent la forme de la courbe de déformation viscoélastique. $\tau_{63\%}$ a en plus une signification mathématique quant à l'évolution viscoélastique. Comme le soulignent Woo et al. (1985):

> "It has been found that τ provides an excellent assessment of the rate of creep as well as other rates of deformation process".

Cependant, l'avènement de la théorie biphasique pour le cartilage jette un nouvel éclairage sur la dépendance probable de τ en rapport à l'épaisseur initiale du ménisque. Ces considérations sont reprises et détaillées à la section suivante et à la section 7.3.2; elles appuient notre décision de procéder par échantillons pairés d'épaisseurs assumément égales. F_{ve} caractérise la courbe complète en fluage. Il constitue un ratio des déplacements viscoélastique et total qui ne nécessite pas la mesure de l'épaisseur initiale. La pénétration totale du pointeau d_{tot} a été retenue comme un indicateur de la rigidité globale du ménisque. La rigidité est inversement proportionnelle à d_{tot}. Le bien-fondé de ce choix d'utiliser d_{tot} repose aussi sur l'hypothèse d'un

échantillonnage pairé de spécimens ayant la même épaisseur. Il s'avère important donc dans l'interprétation de ces résultats de se pencher sur l'influence des dimensions initiales.

Influence des dimensions initiales sur les paramètres étudiés

1) Epaisseur initiale

L'épaisseur initiale (L_o) a une influence directe sur le paramètre d_{tot}. De fait pour un matériau viscoélastique linéaire, d_{tot} est directement proportionnel à L_o selon:

$$d_{tot} = \frac{\sigma}{E_\infty} \cdot L_o$$

où E_∞ est le module d'élasticité apparent ("long-term Young's modulus" employé entre autres par Hayes et al. (1971)).

σ est la contrainte appliquée.

Le paramètre d_{tot} est donc très sensible à une différence d'épaisseur (L_o). C'est pourquoi, malgré notre hypothèse d'épaisseurs initiales égales, il est possible que les écarts mesurés traduisent en partie des différences d'épaisseur initiale.

Par ailleurs dans un matériau tel que le ménisque ou le cartilage, la relation de proportionnalité entre d_{tot}/L_o et σ est modifiée. En effet, cette proportionnalité est fonction de facteurs géométriques. Ceci est considéré par certains modèles mathématiques. Celui de Hayes (1972) a été utilisé lors de l'étude parallèle rapportée à la section 6.4. L'utilisation de tels modèles est commentée à la section 7.2.4. Précisons que selon les courbes de Hayes (annexe 5), l'indentation de cartilage d'épaisseur différent de 10% peut entraîner une variation équivalente de la valeur de k, donc de la valeur du module d'élasticité, par exemple.

Quant au paramètre τ, les travaux de Mow et al. (1977) sur le fluage en compression confinée inspirés de la théorie du cartilage biphasé montrent une dépendance de ce paramètre envers le module d'élasticité, la perméabilité et l'épaisseur initiale:

$$\tau \propto \frac{h^2}{H \cdot p} \qquad (9)$$

où H est le module d'élasticité à l'équilibre (MPa);

p est la perméabilité ($\frac{m^4}{N \cdot sec}$);

et h est l'épaisseur initiale de l'éprouvette (m).

Selon cette relation, τ est fortement dépendant de cette épaisseur h. Bien que les conditions expérimentales

diffèrent et que l'étude concerne le cartilage, la tendance est à considérer.

2) Facteurs d'échelle

Les considérations de McCutchen (1982), plus généralisées, rejoignent celles de Mow et al. (1977). Selon McCutchen toute comparaison entre les constantes de temps devraient idéalement tenir compte des dimensions du spécimen. En effet, l'équilibre interne exige l'écoulement d'un fluide visqueux hors de la région comprimée. Les forces de poussée sont contrebalancées en partie par les forces visqueuses et le temps t pour atteindre l'équilibre est de l'ordre de:

$$t = \frac{L^2}{E \cdot p} \qquad (9)$$

où E est le module de Young (MPa);

p est la perméabilité du matériau ($\frac{m^4}{N \cdot sec}$);

et L est la longueur du tracé à parcourir par le liquide (m).

Sous la surface indentante, le liquide devra suivre un long tracé; le temps d'équilibre sera long. Lorsque la charge est retirée, le liquide est admis par la surface et le temps d'équilibre est beaucoup plus court.

Selon McCutchen (1982), quand une expérience est faite sur des spécimens de différentes dimensions le temps d'équilibre est précisément proportionnel au carré de la taille des spécimens. Ces considérations expliquent possiblement une part de la dispersion existant entre les individus. Le phénomène est vraisemblablement de moindre importance, voire même négligeable pour deux ménisques d'un même lapin. L'influence de l'épaisseur et du facteur d'échelle justifie donc notre façon de procéder par comparaison controlatérale (échantillonnage pairé).

7.2.4 Modèles mathématiques - critiques et besoins

Le problème de la normalisation des résultats en des paramètres standards a déjà été abordé à l'étape de l'analyse des résultats (section 6.2.3). Parson (1977) en discute en ces termes dans le cadre d'une étude sur le cartilage.

> "Unfortunately, intrinsic materials' properties are not easily extracted from indentation data [...]. It is virtually impossible to compare data from separate experiments as the parameters measured are extrinsic materials' properties dependent on specimen geometry, indentor geometry, procedure, etc. [...]. The difficulty in obtaining intrinsic properties is due, in part, to a lack of an adequate theoretical solution to account for the complex stress distribution naturally arising from the indentation of the layered geometry of [cartilage] [...]."

Sokoloff (1966) est un des premiers à modéliser le cartilage à partir de tests d'indentation. Il assume que le cartilage est d'épaisseur infinie sous le pointeau et incompressible. Devant le besoin de tenir compte de l'épaisseur initiale, Hayes (1972) propose de modéliser le cartilage en un mince film élastique collé à un espace semi-infini rigide. Le modèle de Hayes (1972) qui se rapporte au cartilage a apporté ici un certain éclairage sur l'influence possible de l'épaisseur initiale dans le cas de l'indentation de ménisques.

Ce modèle mathématique comme vu à la section 7.2.3 permet une correction à la mesure de la déformation de façon à tenir compte de l'effet de l'os sous-chondral rigide sous-tendant le cartilage. Dans le cas éventuel de la mesure d'un module d'élasticité par exemple, d'un ménisque collé à une plaque d'acier, une telle correction aura pour effet de réduire la valeur du module d'élasticité. La valeur obtenue sera plus réelle puisqu'elle tiendra compte de l'influence "rigidifiante" de l'acier sous-jacent. Pour une telle correction, l'épaisseur initiale doit être mesurée. L'étude parallèle présentée à la section 6.4 a incorporé à son protocole une procédure de mesure de l'épaisseur initiale. Aussi, une correction utilisant le modèle de Hayes pour le cartilage a pu être appliquée ayant pour effet de ramener

l'ordre de grandeur des modules d'élasticité à celui retrouvé dans la littérature.

Ce modèle n'est évidemment pas adapté au ménisque comme aucun d'ailleurs relevé dans la littérature. Plusieurs auteurs mettent en doute les hypothèses de base de la plupart de ces modèles existants pour le cartilage: homogénéité et l'isotropie du tissu, l'hypothèse de petites déformations, de linéarité, etc. (Jurvelin 1987, Hori et Mockros 1976) sont les plus souvent critiquées. Le coefficient de Poisson demeure une grande incertitude (Mow et al. 1982).

A la lueur de nos premiers travaux sur le ménisque, l'utilisation d'un modèle mathématique paraît nécessaire afin de tenir compte de paramètres tels que l'épaisseur initiale, le rayon de l'indenteur, la géométrie et les dimensions du ménisque. En ce sens, nos derniers efforts ont portés sur le développement d'une méthode de mesure de l'épaisseur initiale (voir annexe 6). La théorie du cartilage biphasé bien présentée par Woo et *al.* (1985) intègre un grand nombre de paramètres. Elle tient compte entre autre de la non-linéarité du système induite par les mécanismes de transport de fluide à travers la matrice fibreuse et les variations de preméabilité dues à la

déformation du cartilage. Cette avenue est certes à explorer dans la modélisation du ménisque.

7.2.5 Recommandations pour l'indentation

Outre le développement d'une méthode d'analyse mathématique, la procédure de caractérisation par indentation gagnera à subir les modifications suivantes:

1) le poids initial du pointeau peut être minimisé par l'emploi d'un contrepoids. Ceci allouera un niveau de déformation initial suffisamment petit pour permettre l'application de poids différents et ce, en plus grand nombre. La relation entre les déformations élastiques instantanées en fonction du poids utilisé peut, par exemple, donner une information sur la rigidité et ses variations selon la profondeur;

2) le chargement du pointeau peut être mécanisé au moyen d'un électro-aimant, d'un contrepoids amovible, d'un système de came ou d'une combinaison de ces méthodes afin de mieux uniformiser la mise en charge sans égard à l'expérimentateur;

3) la possibilité d'utilisation d'une aiguille avec cylindre coulissant (décrite dans Hori et Mockros 1976) ou d'une technique de microscopie (Parson 1977) peut être étudiée pour la mesure de l'épaisseur; et sa

précision et sa fidélité peuvent être comparées à celles de la méthode proposée en annexe 6;

4) l'utilisation de ménisques de plus grande taille réduira l'erreur relative liée au positionnement du pointeau. Cette erreur pourra être évaluée par une étude des variations des propriétés selon différents endroits sur le ménisque.

5) Il convient de vérifier l'avantage de modéliser la phase viscoélastique par une sommation de fonctions exponentielles inversées formées de quelques termes.

7.3 Interprétation des résultats dans un contexte de greffe méniscale

Cette section propose une discussion des résultats quant à l'influence de l'irradiation sur le matériau et la biomécanique du greffon méniscal.

7.3.1 Selon un modèle viscoélastique

Les résultats d'indentation peuvent être interprétés à l'aide d'un modèle viscoélastique équivalent. Le matériau méniscal tel qu'il se présente à l'indentation se comporte comme un solide viscoélastique à trois éléments similaires à celui décrit pour le cartilage par Coletti (1972). Tout comme le ménisque, un tel modèle présente une déformation

élastique instantanée et une déformation fonction du temps lorsque soumis à un chargement en échelon. Il est constitué d'un ressort (de rigidité K_1), fournissant la réponse instantanée, en série avec un solide de Kelvin-Voigt, fournissant la réponse fonction du temps. Ce solide de Kelvin-Voigt est lui-même formé d'un ressort (de rigidité K_2) et d'un amortisseur (de constante c_2) (fig. 50). Lorsqu'une charge F est appliquée soudainement, le déplacement (d) est exprimé comme suit:

$$d = d_E + d_{VE}(t) \qquad (10)$$

$$d = \frac{F}{K_1} + \frac{F}{K_2}\left(1 - \exp\frac{(-K_2 t)}{c_2}\right) \qquad (11)$$

La réponse instantanée, d_E, est liée à la rigidité K_1 et représente la partie de l'énergie de déformation emmagasinée sous forme parfaitement élastique.

Lorsque $t \to \infty$, on a alors:

$$d_{TOT} = F\left(\frac{1}{K_1} + \frac{1}{K_2}\right) \qquad (12)$$

$$d_{TOT} = F\left(\frac{K_1 + K_2}{K_1 K_2}\right) \qquad (13)$$

d'après nos résultats, la rigidité équivalente, K' (à $t \to \infty$) où $K' = \frac{K_1 + K_2}{K_1 K_2}$, ne présente pas de variation significative puisque d_{TOT} n'en présente pas lorsqu'une même charge F est appliquée.

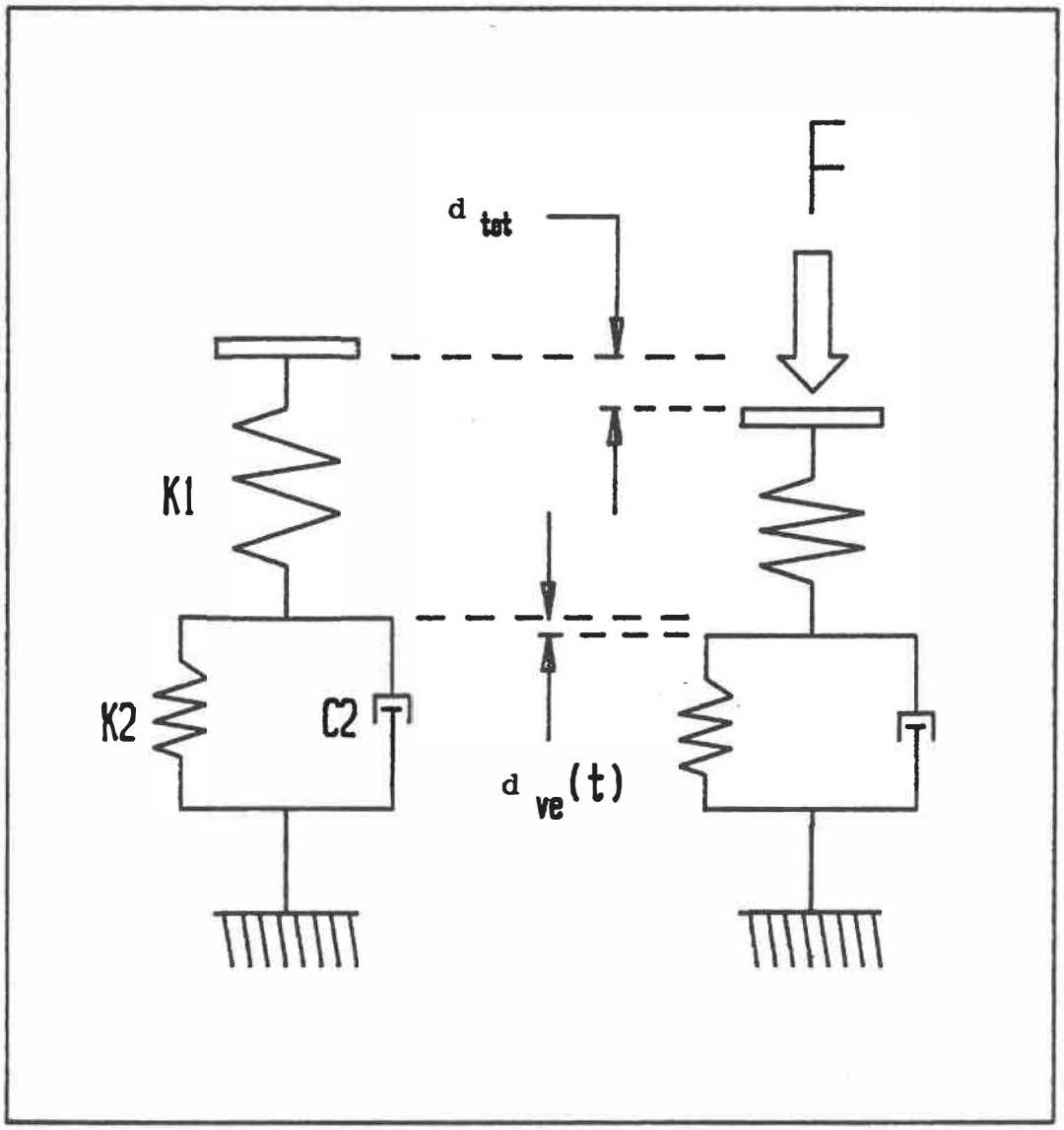


Fig. 50: Modèle de solide viscoélastique à trois éléments

Par une démonstration mathématique, il est possible de trouver que le ratio $\frac{c_2}{K_2}$ est équivalent à la constante de temps $\tau_{63\%}$. En effet, pour une évolution du déplacement d en fonction du temps de type exponentiel inverse:

$$d = A(1-e^{(-K_2 t/c_2)}) \qquad (14)$$

où A est une constante;

lorsque $t = \frac{c_2}{k_2}$, le déplacement d devient:

$$d' = A(1-\frac{1}{e}); \qquad (15)$$

or, le déplacement total à $t \rightarrow \infty$ est égal à:

$$d_\infty = A; \qquad (16)$$

lorsqu'on fait le rapport entre le déplacement à $t = \frac{c_2}{K_2}$ et le déplacement total à $t \rightarrow \infty$, on trouve que:

$$\frac{d'}{d_\infty} = \frac{A(1-1/e)}{A} \qquad (17)$$

$$\frac{d'}{d_\infty} = 0.63 \qquad (18)$$

Notre étude démontre que la constante de temps à 63% de la déformation viscoélastique ne varie pas significativement bien qu'elle manifeste une tendance à la baisse. C'est donc dire que le ratio $\frac{c_2}{K_2}$ n'est pas altéré de façon importante.

Par ailleurs, les résultats pour le paramètre F_{VE} montrant que ce paramètre n'est pas altéré nous apprennent que le ratio des éléments élastiques n'est pas touché par l'irradiation. En effet:

$$F_{VE} = \frac{d_{VE}}{d_{TOT}} = \frac{d_{VE}}{d_{VE} + d_E} \tag{19}$$

$$F_{VE} = \frac{F/K_2}{F/K_2+F/K_1} \tag{20}$$

$$F_{VE} = \frac{K_1}{K_1 + K_2} \tag{21}$$

On sait donc que $\frac{K_1 + K_2}{K_1 K_2}$ n'est pas touché par l'irradiation; ce qui exclue la possibilité de quelque modification de l'éléments K_2. En effet:

on sait que:

$$\frac{K_1}{K_1 + K_2} = A, \tag{22}$$

où A = cste (selon l'équation (21) et les résultats de F_{VE});

on sait que:

$$\frac{K_1 + K_2}{K_1 K_2} = B, \tag{23}$$

où B = cste (selon l'équation (13) et les résultats de d_{TOT}).

De (22), on trouve que $\frac{K_1}{K_2} = \frac{A}{1-A}$ (24)

Puisque, selon (24), $\frac{K_1}{K_2}$ est une constante,

et que, selon (23), $\frac{K_1}{K_2} = BK_1 - 1$

alors K_1 est une constante, conséquemment K_2 l'est aussi.

S'il s'avère, lors d'expériences ultérieures, que la diminution observée pour $\tau_{63\%}$ soit significative, l'altération serait vraisemblablement liée à l'élément viscoélastique c_2.

Ce modèle est hautement simplifié, mais fournit une base d'interprétation complémentaire. Comme le rappelle McCutchen (1972):

> "Le cartilage est un matériau poroélastique et possède donc plusieurs constantes de temps: le flux est plus rapide au début qu'à la fin de l'évolution lorsqu'il est comparé à une progression exponentielle."

Parson (1977) parle d'ailleurs d'un spectre de temps caractéristiques pour le cartilage. Cette réalité se traduit aussi dans nos résultats lors de l'analyse des quatre valeurs de temps caractéristique. En effet, il est possible de démontrer que chacune de ces valeurs est associée à une progression exponentielle qui possède un $\tau_{63\%}$ propre et différent, c'est-à-dire un ratio K_2/c_2 caractéristique. En terme de modèle viscoélastique ceci signifie que le ménisque correspond plutôt à un ensemble en

série de plusieurs corps viscoélastiques de Kelvin-Voigt associés à un ressort (K_1) (fig. 51).

Hayes et al. (1971) qui a modélisé l'évolution viscoélastique du cartilage indenté a d'ailleur utilisé une sommation de fonctions exponentielles. Il a pu obtenir un bon lissage avec deux termes. Notre étude s'est limitée à caractériser cette progression complexe de façon phénoménologique en quatre temps caractéristiques simples.

En plus de raffiner ce modèle, des études ultérieures pourront utiliser des charges variables afin d'étudier la linéarité d'éléments élastiques (voir test développé à cet effet en annexe 7); étudier la récupération et vérifier ainsi la possibilité d'incorporation d'éléments de frottement sec ou autre en rapport avec les déformations permanentes etc.

7.3.2 Selon un modèle biphasique pour le cartilage

La théorie biphasique pour le cartilage présentée par Mow et al. (1980) permet ici une analyse selon un modèle à deux phases à une matrice solide perméable, poreuse et déformable; et une phase fluide dont l'exsudation lors de la mise en charge est déterminée par la perméabilité de la matrice. L'atteinte d'une valeur asymptotique en fluage est

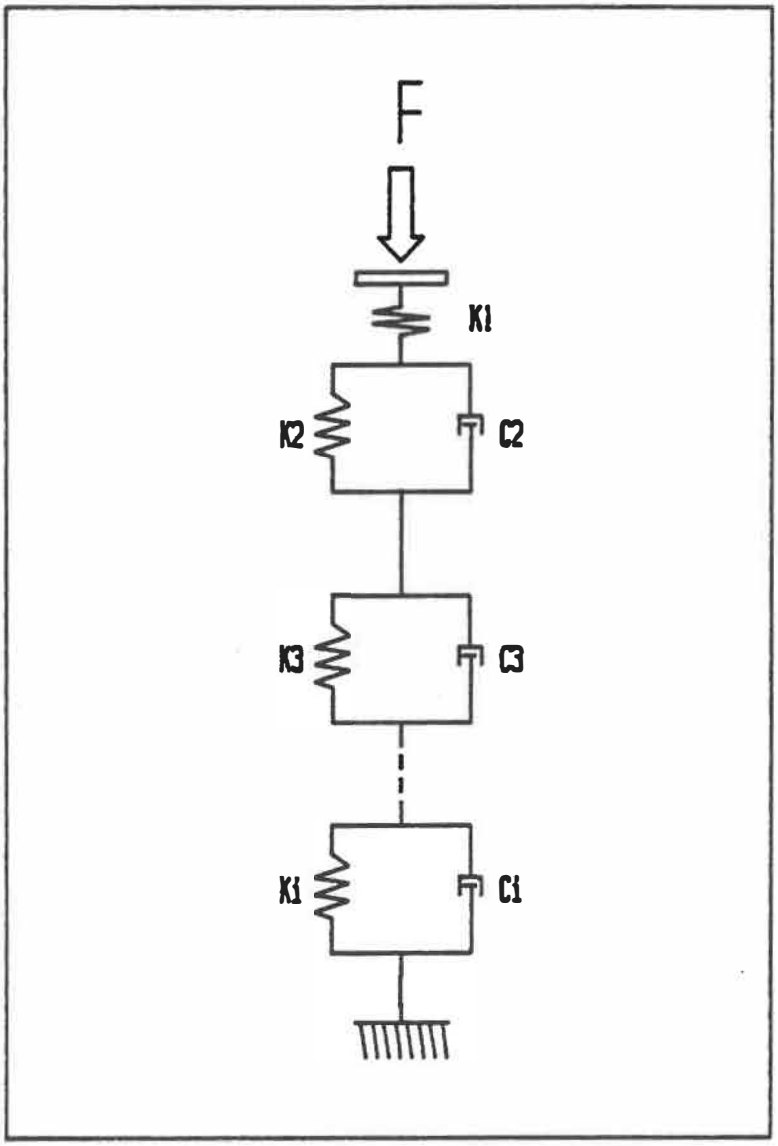


Fig. 51: Modèle de solide viscoélastique à plusieurs éléments de Kelvin-Voigt

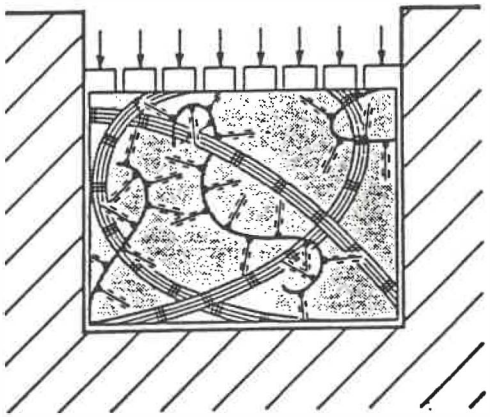
due à un phénomène de compaction de la matière diminuant graduellement la perméabilité. A l'équilibre, la charge est portée par la matrice solide. Ces concepts peuvent dans une certaine mesure être appliqués au ménisque vu la similarité des structures.

A partir des équations constitutives de la théorie, Mow et al. mettent en relation, pour des conditions de fluage par compression confinée (fig. 52), le déplacement du pointeau à la surface avec le temps et la force selon des paramètres d'élasticité de la matrice (H), de perméabilité (p) et d'épaisseur initiale (h). Cette relation souligne que l'évolution exponentielle du fluage peut se caractériser par une constante τ tel que vu à la section 7.2.3:

$$\tau \ \alpha \ \frac{h^2}{H \cdot p}$$

Dans notre interprétation des effets de l'irradiation, il est donc possible d'établir un lien entre les changements présumés des valeurs de temps caractéristiques et certaines caractéristiques tissulaires.

Comme il a été souligné à la section 7.2.3, une baisse de τ peut être liée à une différence d'épaisseur initiale. Si on assume que les épaisseurs sont égales, il peut alors s'agir d'une hausse de la perméabilité (p) de la matrice solide poreuse. Il peut s'agir aussi d'une augmentation du



(a)

(a) Schematic representation of the confined compression experiment on a plug of biphasic articular cartilage. Load is applied by a rigid porous filter under free-draining conditions.

Fig. 52: Principe de compression confinée utilisé par Mow et Al. (1980) (tiré de Woo et al. 1987)

module d'élasticité H; explication moins probable puisque la déformation totale (indiquée par d_{tot}) demeure inchangée de même que la rigidité en traction.

7.3.3 Influence de l'irradiation sur la structure et la biomécanique du ménisque

Comme vu précédemment, le ménisque peut être représenté par un ensemble d'éléments où chaque élément est caractérisé par un retard de la déformation par rapport à la charge. Selon Armstrong et al. (1980) et Mow et al. (1980), ces paramètres de retard sont associés physiquement à la structure biphasée. Selon les résultats actuels, l'irradiation n'entraine pas de modification statistiquement significative. Cependant, il convient de se pencher sur la tendance à la baisse des valeurs de temps caractéristiques étant donné la dispersion importante de ces variables susceptible de masquer une différence réelle. Si on se rapporte à la relation de McCutchen (1972) et aux considérations de Parson (1977), trois hypothèses peuvent être considérées ici pour expliquer la tendance à la diminution des valeurs de temps caractéristiques due à l'irradiation:

1) il y a impact au niveau du treilis ayant pour effet d'augmenter le module de Young; les fibres de collagène de la zone comprimée sont cassées au niveau de leurs

chaînes latérales et se reconsolident pour former des liens latéraux nouveaux (crosslinks).

2) il y a impact au niveau du treillis ayant pour effet d'augmenter la perméabilité; l'irradiation endommageant le treillis fibreux, ce dernier devient moins serré et ne s'oppose plus autant à l'écoulement du fluide.

3) il y a impact au niveau des chaînes de protéoglycanes ayant pour effet de diminuer la pression osmotique; les chaînes latérales négatives sont endommagées et le caractère hydrophile des chaînes est diminué pouvant faciliter l'exsudation.

Lorsqu'implanté, le greffon subit une mise en charge, due à la marche, de fréquence rarement inférieure à 0.5hz. Les déformations sont alors surtout de nature élastique. Ce sont les propriétés élastiques qui déterminent le niveau de déformation fonctionnel atteint après plusieurs cycles. Le temps caractéristique du système déterminera le temps donc le nombre de cycle qui seront requis pour atteindre l'état stable de la déformation moyenne. Si un greffon irradié ne présente qu'une légère diminution de ces temps caractéristiques sans que ses propriétés élastiques ne soient altérés, son comportement restera globalement adéquat

quant à la géométrie et à son rôle de coussinet. Ses capacités d'amortissement seront cependant réduites, ce qui sera vraisemblablement ressenti par le cartilage sous-jacent. S'il s'avère que l'irradiation a un tel effet de diminution des temps de fluage caractéristiques, il y aura équarissage de la courbe déformation-temps à cause de déformations viscoélastiques plus rapides se rapprochant d'un comportement purement élastique. La dissipation d'énergie sera d'autant diminuée sans que le niveau de déformation fonctionnelle moyen ne soit affecté.

7.4 Discussion des résultats concernant les greffons excisés

L'interprétation des écarts observés pour les trois groupes de greffons s'avère difficile vu le nombre réduit d'échantillons. Outre la diminution statistiquement significative du temps caractéristique de fluage pour le groupe de greffons "congelés", il n'est question que de tendances, mais vu le nombre réduit de spécimens, étant donné que chez un des trois groupes cette même tendance s'est avérée significative, il est prudent de discuter de phénomènes possiblement en jeu. Ces tendances peuvent être analysées à la lueur du modèle viscoélastique à trois éléments utilisé à la section 7.3.1.

Les greffons "congelés" montrent une tendance à la baisse du module E_H: ceci peut être associé à une altération de l'élément élastique K_1 (au sens phénoménologique). Deux groupes ("frais" et "congelés") qui incluent onze des quatorze échantillons voient une tendance à la baisse de leur temps caractéristique: ceci peut être interpreté comme une modification du ratio C_2/K_2, ce ratio étant celui des caractéristiques des éléments amortisseur et élastique de la partie viscoélastique du modèle, il définit dans un tel modèle le temps caractéristique du système. Chez ces mêmes groupes, il y a aussi tendance à l'augmentation de la déformation viscoélastique ϵ_{VE} ce qui peut traduire une diminution de la rigidité de l'élément élastique K_2. Donc, cette diminution de K_2 doit être nécessairement associée à une plus grande diminution de C_2 afin que τ se manifeste comme globalement réduit.

Une baisse de E_H équivaudrait in vivo à un écrasement plus grand du greffon permettant un rapprochement plus important des surfaces articulaires. Le groupe de greffons "congelés" est particulièrement touché quant à ce E_H. L'augmentation de ϵ_{VE} qui touche les groupes "frais" et "congelés" aura les mêmes conséquences sur le plan de la rigidité globale du ménisque. Une baisse de τ caractérise un matériau ayant perdu de ses qualités viscoélastiques.

Les groupes "frais" et "congelés" semblent encore particulièrement touchés à ce chapitre.

7.5 Recommandations générales

A la suite du présent travail un certain nombre de points restent à élucider. Une recommandation inhérente à chacun de ces propositions est l'utilisation d'un plus grand nombre de spécimens vu la dispersion souvent importante des résultats. Ces champs d'investigation constitueront un complément très utile, voire nécessaire, à la compréhension de l'effet de l'irradiation:

1) la détermination du comportement du matériau en récupération qui permettra de mieux prévoir le comportement en fonction du ménisque;

2) la détermination de modules d'élasticité instantanée et d'élasticité après fluage, (comme fait lors de l'étude parallèle) permettra de mieux comprendre l'effet sur la biomécanique de l'articulation. En effet, la rigidité en compression influence la déformation du corps méniscal, mais aussi la force de rappel de l'ensemble méniscal. Cette mesure permettra de compléter le modèle viscoélastique présenté à la section 7.3.1. L'ébauche d'un test

d'indentation en compression avec chargement en rampe est présentée avec courbes préliminaires en annexe 7;

3) le paramètre d'hystérésis pouvant être obtenu d'un test d'indentation pourrait fournir un portrait plus précis de la viscoélasticité du ménisque; en effet, le paramètre s'avère présenter une dispersion importante sur laquelle il convient de se pencher dans les projets à venir;

4) il est recommandé que les études éventuelles nécessitant la congélation des ménisques se penchent sur l'influence des vitesses de congélation et de décongélation sur les propriétés mécaniques.

5) l'utilisation de la microscopie, de l'analyse d'images et de certaines méthodes biochimiques permettra la mise en corrélation de la composition, la structure et les propriétés, apportant une lumière supplémentaire à l'interprétation des résultats.

CONCLUSION

Le ménisque est une structure fibrocartilagineuse intercalée entre les condyles fémoral et tibial du genou. Dans l'exercice de leurs fonctions de transfert de charge, d'amortissement des impacts, d'aide à la lubrification, les ménisques subissent parfois des lésions demandant leur excision. La greffe méniscale se présente comme une solution aux problèmes de dégénérescence précoce du cartilage qu'engendre leur absence.

La présente étude avait pour buts d'identifier des paramètres pertinents à caractériser, développer les montages expérimentaux requis et enfin évaluer les conséquences d'un traitement de stérilisation par irradiation sur les propriétés mécaniques du greffon méniscal. L'effet de l'irradiation sur les polymères était déjà largement rapporté dans la littérature. Deux montages expérimentaux ont été développés pour vérifier l'effet de l'irradiation sur le tissu méniscal à une dose de 2.5 Mrad.

Sept paramètres ont été étudiés: quatre valeurs de temps caractéristique, la fraction viscoélastique, l'indentation totale et la rigidité périphérique en traction. Le module d'élasticité et la déformation viscoélastique ont été choisis pour l'étude parallèle sur

les greffons excisés étant donné l'accès à une mesure de l'épaisseur initiale.

Les résultats des tests préliminaires conduits sur les ménisques sains et de l'étude parallèle suggèrent que les paramètres de rigidité en traction (k), la fraction viscoélastique (F_{VE}), le module d'élasticité (E_H) et de déformation viscoélastique (ϵ_{VE}) (ces derniers étant utilisés seulement dans l'étude parallèle) présentent la plus grande constance entre les individus.

Le seul paramètre standardisé ayant pu être comparé aux données de la littérature est le module d'élasticité (E_H). Les valeurs de E_H de la présente étude sont de même ordre que la plupart des modules rapportés pour le cartilage, aucune étude ne rapportant de telles valeurs pour le ménisque. Les paramètres τ et d_{tot} ne peuvent être comparés à des études antérieures. Un second regard montre que ces paramètres sont particulièrement sensibles aux différences d'épaisseur initiale.

Quant à l'étude des effets de la stérilisation par irradiation, nos résultats montrent qu'aucun des sept paramètres n'est modifié de façon statistiquement significative par l'irradiation à 2,5 Mrad. Bien que non

significative, une tendance à la baisse des valeurs de temps caractéristique a été notée.

Le protocole de caractérisation a été appliqué à une étude parallèle des propriétés mécaniques de greffons méniscaux après excision chez le lapin. Le travail avait pour but de déceler l'influence de la congélation et de l'irradiation sur les propriétés du greffon après implantation. Trois groupes ont été identifiés: les greffons implantés à l'état frais, après avoir été congelés et après avoir été congelés et irradiés. Malgré un nombre restreint d'échantillons, il a été permis d'observer une tendance à la baisse des valeurs de temps caractéristique (significative chez le second groupe) et une augmentation des déformations viscoélastiques chez les deux premiers groupes. Le groupe de greffons ayant été congelés et irradiés (n=3) présentent cependant les tendances inverses. Le module d'élasticité n'a subi une baisse que chez le second groupe, demeurant apparemment constant en moyenne chez les autres.

L'interprétation des tendances les plus importantes en des termes biomécaniques appliqués au problème des greffes méniscales a été amorcée selon deux modèles, viscoélastique et poroélastique.

L'indentation s'est avérée une méthode simple et versatile. Son degré d'approximation dépend cependant grandement de notre compréhension de l'influence de l'épaisseur initiale. D'autre part, le test de traction a constitué une méthode inédite de mesure de la rigidité globale d'un ménisque. Son application est particulièrement justifiée dans le cas où la mise en tension de l'ensemble périphérique est d'intérêt, c'est-à-dire lorsque le greffon ou la prothèse est destiné à être ancré au plateau tibial. Les possibilités et limites de ce test restent à explorer.

A la lueur de la présente étude et à l'intérieur de la précision permise par ces tests, il est permis de conclure que l'irradiation aux doses appliquées n'a pas d'effet important sur les propriétés mécaniques du greffon méniscal.

BIBLIOGRAPHIE

Adams, M.E. et Al., Isolation and characterization of high-buoyant-density proteoglycans from semilunar menisci, J.B.J.S., Vol. 68-A, No. 1, pp. 55-64, 1986.

Adams, M.E. et Y.A. Ho, Localization of glycosaminoglycans in human and canine menisci and their attachments, Conn. Tissue Res., Vol. 16, pp. 269-279, 1987.

Ahmed, A.M. et D.L. Burke, In Vitro Measurement of static pressure distribution in synovial joints - Part I: tibial surface of the knee, J. Biomech. Eng., Vol. 105, No. 8, pp. 216-224, 1983.

Albright, D.J. et Al., Mechanoreceptors in the human medial meniscus, Vol. 218, No. 1, A6-A7, 1987.

Armstrong, P. et Al., An analysis of the unconfined compression of articular cartilage, J. Biomech. Eng., Vol. 106, No. 5, pp. 165-167, 1984.

Arnoczky, S.P et Al., The effect of cryopreservation on canine menisci: a biochemical, morphologic, and biomechanical evaluation, J. Orth. Res., Vol. 6, No. 1, pp.1-12, 1988.

Arnoczky, S.P., Meniscal Biology: a review, Trans. Orth. Res. Soc., 9:220, 1984.

Arnoczy, S.P. et Al., Meniscal replacement using a cryopreserved meniscal allograft - an experimental study in the dog, Veterinary Surgery, Vol. 15, p. 112, 1986.

Aspden, R.M. Yarker, Y.E. et D.W. Hukins, Collagen orientations in the meniscus of the knee joint., J. Anat., Vol. 140, No. 3, pp. 371-380, 1985.

Aspden, R.M., A model for the function and failure of the meniscus, Eng. in Medecine, Vol. 14, No 3, pp. 119-121, 1985.

Beaupré A. et Al., Les ménisques du genou, Rev. Chir. Orthop., Vol. 67, pp. 713-719, 1981.

Black, J. et Al., Articular cartilage preservation and storage. Arth. Rheum., Vol. 22, No. 10, pp. 1102-1108, 1979.

Bohnel P, The sturcture of the collagenic fibers, vascularisation and innervation of the menisci of the human knee joint, Schweiz. Rundschau Med., Vol. 70, pp. 1512-1515, 1981.

Boskey, A.L., Current concepts of the physiology and biochemistry of calcification, Clin. Orth. Relat. Res., Vol. 157, pp. 225-257, 1981.

Bullough, P.G. et Al., The Strenght of the menisci of the knee as it relates to their fine structure, J.B.J.S., Vol. 52B, No 3, pp. 564-570, 1970.

Burr, D. et E. Radin, Meniscal Function and the importance of meniscal regeneration in preventing late medial compartment osteoarthrosis, Clin. Orth. Rel. Res., No 171, pp. 121-126, 1982.

Bylski, D.I. et Al., Experimental determination fo meniscal mechanics in intact knee joints, Trans. Orth. Res. Soc. Ann. Meet., p. 409, 1986.

Cameron, H.U. et I. MacNab, Lesions of the menisci in man: a scanning election microscope study, Proceedings of the workshop on scanning electron microscopy in pathology, Chicago, 1973.

Cameron, H.U. et I. MacNab, The structure of the meniscus of the human knee joint, Clin. Orth. Rel. Res., No 89, pp. 215-219, 1972.

Canham W. et W. Stanish, A study of the biological behavior of the meniscus as a transplant in the medial compartment of a dog's knee, Am. J.Sports Med., Vol. 14, No 5, p. 376, 1986.

Catalogue Gibco Laboratories, Tissue culture products, 193 p.

Charlesby A., Atomic radiation and polymers, Oxford, Pergamon Press, 1960.

Choukroun, R., Les ménisques du genou: structure et corrélation biomécanique, Mémoire de maîtrise, Université Laval, Mai 1980, 48 pages.

Clarke I.C., Articular cartilage: a review and scanning electron microscope study, J.B.J.S., Vol. 53B, No. 4, pp. 732-750, 1971.

Cleary E.G. et Al., Possible roles of microfibrils in elastogenesis, Connect. Tissue Res., Vol. 8, pp. 161-166, 1981.

Coletti J.M. et Al., A comparison of the physical behavior of normal articular cartilage and the arthroplasty surface, J.B.J.S., Vol. 54, No. 1, pp. 147-160, 1972.

Couper, W.D., et T.C. Laurent, Physiological function of connective tissue polysaccharides, Physiol. Rev., Vol. 58, pp. 255-315, 1978.

Darnell J., et Al. Molecular cell biology. Scientific American Books, New York, p. 1188, 1986.

Dryll, A., et Al., Relapsing polychondritis. An ultrastructural study of elastic and collagen fibres degradation revealed by tannic acid, Virch. Arch., Vol. 309, pp. 109-119, 1981.

English L.K., How high-energy radiation affects polymers, Mat. Eng., pp. 41-44, May 1986.

Eyre, D.R. et Al., Cross-linking in collagen and elastin, Ann. Biochem. Rev., No. 53, pp. 717-748, 1984.

Eyre, D.R. et O. Harnhisa, The hydroxypyridinium crosslinks of skeletal collagens: their measurement, properties and a proposed pathway of formation, Biochem. Bioph. Res. Communications, Vol. 92, No 2, pp. 403-410, 1980.

Fairbank, T.J., Knee joint changes after menisectomy, J. B. J. S., Vol 30B, p. 664, 1948.

Ferro, T.D. et Al., The mechanical strength of healed tears in canine menisci, Trans. Orth. Res. Soc. Ann. Meet., p. 146, 1988.

Fithian, D.C. et Al., Human meniscus tensile properties, Trans. Orth. Res. Soc. Ann. Meet., p. 205, 1989.

Gaillard, J.M., Les ménisques de l'articulation du genou, étude morphologique et fonctionnelle, Arch. Anat. Histo. Embr. Vol. 49, pp. 327-357, 1966.

Ghadially, F.N. et Al., Ultrastructure of normal and torn menisci of the human knee joint, J. Anat., Vol. 136, No. 4, pp. 773-791, 1983.

Ghadially, F.N. et Al., Ultrastucture of rabbit semilunar cartilages, J. Anat., Vol. 125, No. 3, pp. 499-517, 1978.

Ghosh P. and T.K. Taylor, The knee joint meniscus, Clin. Orth. Rel. Res., Vol. 224, pp. 52-63, 1987.

Goldfisher S. et Al., The infrastructure of aortic elastic fibers, Tissue and Cell, Vol. 15, No. 3, pp. 429-439,

Gray, H., Anatomy of the Human Body, Lea and Febiger, Philadelphia, 1466 p., 1973.

Guerra-Seijas M.J. et J.L. Labandeira-Garcia, The structure and intracellular lipid content of semilunar cartilages in rabbits and guinea-pigs, Z. Mikrosk. - Anat. Forsch., Leipzig, Vol. 100, No. 5, pp. 729-738, 1986.

Hardingham, T., Proteoglycans: their structure, interactions and molecular organization in cartilage, Biochem. Soc. Trans., Vol. 9, pp. 489-497, 1981.

Hayes, W.C. et Al., A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage, J. Biomech., Vol. 5, pp. 541-552, 1972.

Hayes, W.C., et L.F. Mockros, Viscoelastic properties of human articular cartilage, J. Appl. Physiol., Vol. 31, No. 4, pp. 562-568, 1971.

Hefzy, M.S. et Al., An analytical technique for modelling knee joint stiffness-2.ligamentous geometric non linearities, J. Biomech. Eng., Vol. 105, No. 2, pp. 145-153, 1983.

Hefzy, M.S. et Al., An axisymmetric finite element model of the menisci, ASME Annual Meeting, pp.51-52, 1987.

Hopker, W.W., et Al., Changes of the elastin compartment in the human meniscus, Virchow Arch., Vol. 408, pp. 575-592, 1986.

Hori, R.Y. et L.F. Mockros, Indentation tests of human articular cartilage, J. Biomech., Vol. 9, pp. 259-268, 1976.

Hukins, D.W.L. et Al., Fibre reinforcement and mechanical stability in articular cartilage, Eng. in Medecine, Vol. 13, No 3, pp. 153-156, 1984.

Ingman, A.M. et Al., Variation of collagenous and non-collagenous proteins of human knee joint menisci with age and degeneration, Gerontologia, Vol. 20, pp. 212-223, 1974.

Jaspers, P. et Al., The mechanical function of the meniscus, experiments on cadaveric pig knee-joints, Acta Orthopaedica Belgica, Tome 46, Fasc. 6, pp. 663-668, 1980.

Jurvelin, J. et Al., Indentation study of the biomechanical properties of articular cartilage in the canine knee, Eng. in Medicine, Vol. 16, No 1, pp. 15-22, 1987.

Kempson, G.E. et Al., The determination of a creep modulus for articular cartilage from indentation tests on the human femoral head, J. Biomech., Vol. 4, pp. 239-250, 1971.

Kiviranta et Al., Topographical variation of glycosaminoglycan content and cartilage thickness in canine knee joint cartilage, J. Anat., Vol. 150, pp. 265-274, 1987.

Koeller, W. et Al., Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression: influence of age and degeneration, J. Biomech., Vol. 19, No 10, pp. 807-816, 1986.

Krause, W.R. et Al., Properties of the normal and repaired canine meniscus, Trans. Orth. Res. Soc. Ann. Meet., p. 207, 1989.

Laberge, M., Modèle animal de l'hémi-arthroplastie personnalisée par recouvrement polymérique, Thèse de doctorat, U. de Montréal, 1988.

Lane, J.M. et Al., Experimental knee instability: early mechanical property changes in articular cartilage in a rabbit model. Clin. Orth. Rel. Res., No. 140, pp. 262-265, 1979.

Lee E.H. et J. Radok, The contact problem for viscoelastic bodies, Transactions of the ASME, pp. 438-444, Sept. 1960.

Leyvraz, P.F., Le ménisque: une structure mal connue et souvent maltraitée, Helv. Chir. Acta, 51, pp. 551-561 1984.

Lufti, A.M. et K. Sudan, Morphological changes in the articular cartilage after menisectomy: an experimental study in the monkey, J.B.J.S., Vol. 57B, pp. 425-527, 1975.

McCutchen C.W., Cartilage is poroelastic, not viscoelastic, J. Biomech., Vol. 15, No. 4, pp. 325-327, 1982.

McNicol, D. et P.J. Roughley, Extraction and characterization of proteoglycan from human meniscus, Biochem. J., Vol. 185, pp. 705-713, 1980.

Martin, D.W., et Al. Précis de biochimie de Harper, P.U.L., Ed. Eska, Québec, 1985, 733 pages.

Minns, R.J. et Al., The role of the fibrous components and ground substance in the mechanical properties of biological tissues: a preliminary investigation, J. Biomech., Vol. 6, pp. 153-165, 1973.

Mow V.C., et Al., Biphasic creep and streess relaxation of articular cartilage in compression: theory and experiments, J. Biomech. Eng., Vol. 102, pp. 73-83, Feb. 1980.

Mow, V.C. et J.M. Mansour, The nonlinear interaction between cartilage deformation and interstitial fluid flow, J. Biomech., Vol. 10, pp. 31-39, 1977.

Mow, V.C., et Al., Advanced theoritical and experimental techniques in cartilage research. In: R. Huiskes et Al., Biomechanics: Principles and applications, Martiunus Nijhoff, The Hague, pp. 47-74, 1982.

Myers, E.R. et Al., A continuum theroy and an experiment for the ion-induced swelling behavior of articular cartilage, Vol. 106, pp. 151-158, 1984.

Nakano, T. et Al., Distribution of glycosaminoglycans and the nonreducible collagen crosslink, pyridinoline in porcine menisci, Can. J. Vet. Res. Soc., pp. 532-536, 1986.

Nemetshek, T.H. et Al., Die viskoelastizitat parallelstrangigen bindegewebes und ihre bedeutung fur die funktion, Virch. Arch., Vol. 386, pp. 125-151, 1980.

O'Connor, B.L., The mechanoreceptor innervation of the posterior attachments of the lateral meniscus of the dog knee joint, J. Anat., Vol. 138, No 1, pp. 15-26, 1984.

Okada, A., Electron microscopic observations on the fibrillogenesis in the fibro-cartilage, Medical Journal of Osaka University, Vol. 18, No 3, pp. 141-154, 1967.

Orford C.R. et D.L. Gardner, Proteoglycan association with collagen-d-band in hyaline articular cartilage, Conn. Tissue Res., Vol. 12, pp. 345-348, 1984.

Parsons J.R. et J. Black, The viscoelastic shear behavior of normal rabbit articular cartilage, J. Biomech., Vol. 10, pp. 21-29, 1977.

Parsons J.R. et J.Black, Mechanical behavior of articular cartilage: quantitative changes with alteration of ionic environment, J. Biomech., Vol. 12, pp. 765-773, 1979.

Peters T.J. et I.S. Smillie, Studies on the chemical composition of the menisci of the knee joint with special reference to the horizontal cleavage lesion, Clin. Orth.. Rel. Res., No. 86, pp. 245-252, 1972.

Phillips D.C., Effects of radiation on polymers, Mat. Sc. Techn., Vol. 4, No. 1, pp. 85-91, 1988.

Ranu, H.S., The mechanical and structural response of skin to irradiation, J. Biomech., Vol. 12, pp. 601-608, 1979.

Ribot, C., Contribution à l'étude de l'adaptation des ligaments au glissement, à la pression et à la réflexion, Arch. Anat. Embr. Norm. Exp., Vol. 52, pp. 233-311, 1969.

Ronchetti, I.P et Al., The ultrastructure of elastin revealed by freeze-fracture electron microscopy, Micron, Vol. 10, pp. 89-99, 1979.

Roth V. et V.C. Mow, The intrinsic tensile behavior of the matrix of bovine articular cartilage and its variation with age, J.B.J.S., Vol. 62-A, No. 7, pp. 1102-1115, 1980.

Roughley P.J. et Al., Comparison of proteoglycans extracted from high and low weight-bearing human articular cartilage, with particular reference to sialic acid content, J. Biol. Chem., Vol. 256, No. 24, pp. 12699-12704, 1981.

Roughley, P.J. et R.J. White, Age-related changes in the structure of the proteoglycan subunits from human articular cartilage, J. Biol. Chem., Vol. 255, No 1, pp. 217-224, 1980.

Rougley, P.J. et Al., The presence of a cartilage-like proteoglycan in the adult human meniscus, Biochem. J., Vol. 197, pp. 77-83, 1981.

Schabus, R. et Al., Microvascular anatomy of the meniscus, Act. Anat., No. 120, p. 62, 1984.

Schareck W. et H. Otto, The timing of secondary degeneration changes in menisci following trauma, Pathologe, Vol. 3, pp. 305-309, 1982.

Schmidt, M.B. et Al., Biomechanical evaluation of cryopreserved meniscal allografts, Trans. Orth. Res. Soc. Ann. Meet., p. 458, 1986.

Seedhom, B.B., Transmission of the load in the knee joint with special reference to the role of the menisci, Part I, Eng. in Medecine, Vol. 8, No 4, pp. 207-219, 1979.

Seedhom, B.B., Transmission of the load in the knee joint with special reference to the role of the menisci. Part II, Eng. in Medecine, Vol. 8, No 4, pp. 220-228, 1979.

Shabus R., Michrovascular anatomy of the meniscus, Act. Anat. No. 120, 1984.

Shah, J.S. et Al., Mechanical implications of crimping in collagen fibres of human spinal ligaments, Eng. in Medicine, Vol. 8, No 2, pp. 95-102, 1979.

Sick, H. et J.G. Koritké, La vascularisation des ménisques de l'articulation du genou, Z. Anat. Entwickl.-Gesch. pp. 129, 359-379, 1969.

Slocum, D. et Al., Rotatory instability of the knee, J.B.J.S., Vol. 50-A, No 2, pp. 211-226, 1968.

Sobotta, J. et Al., Atlas d'anatomie humaine, Editions Maloire, Paris, 1977, 269 pages.

Torzilli, P.A. et Al., Movement of interstitial material through leaded articular cartilage, J. Biomechanics Vol 16, pp. 169-179, 1983.

Torzilli, P.A., The lubrification of human joints: a review, CRC Handbook of engineering in Medicine and Biology, pp. 225-251, 1976.

Uezaki, N. et Al., The viscoelastic properties of the human semilunar cartilage, J. Biomech., Vol. 12, pp. 65-73, 1979.

Urry, D.W., What is elastin, what is not, Ultrastructural Pathology Vol. 4, pp. 227-251, 1983.

Vailas A.C., et Al., Patellar tendon matrix changes associated with aging and voluntary exercise, J. Appl. Physiol., Vol. 58, No. 5, pp. 1572-1576, 1985.

Vailas A.C., et Al., Regional biomechanical morphological characteristics of rat knee meniscus, Comp. Biochem. Physiol., Vol. 82B, No. 2, pp. 283-285, 1985.

Veth, R.P.H. et Al., Experimental meniscal lesions reconstructed with a carbon fiber-polyurethane-poly (L-lactide) graft, Clin. Orth. and Rel. Res., No 202, p. 286-293, 1986.

Vezadi A. et Al., The viscoelastic properties of the human semilunar cartilage, Biomechanics, Vol. 12, pp. 65-73, 1974.

Vosburgh, F., et J. Bodine, Mechanics of the menisci, Vol. 15, No. 4, p. 338, 1982.

Wagner, H.J., Die kollagenfaserarchitektur der menisken des menschlichen kniegelenkes, Z. mickrosk.-anat. Forsch., Leipzig 90 (2), pp. 302-304, 1976.

Walker, P.S. et M.J. Erkman, The role of the menisci in force transmission across the knee, Clin. Orth. and Rel. Res., No 109, pp. 184-192, 1975.

Weismeier, K. et Al., La transplantation de ménisque - Etude expérimentale, Rev. Chir. Orth., Vol. 74, pp. 155-159, 1988.

Whipple, R. et Al., Mechanical properties of the meniscus, Trans. Winter Ann. Meet., A.S.M.E., p. 32, 1984.

Wladimirov, V.B., et Al., Strukturvenranderungen in den menisken bei verschiedenen funktionalen zustanden des kneigelenkes bei hunden, Anat. Anz. Bd., Vol. 135, pp. 327-340, 1974.

Woo, L., et Al. Biomechanical properties of articular cartilage. Dans: Skalak R., et Al. Handbook of Bioengineering, McGraw-Hill, New York, 1987.

Zernicke, N., et Al. Heterogeneous mechanical response of rat knee menisci to thermomechanical stress, Am. Physiol. Soc., pp. R65-R70, 1986.

Annexe 1

CALIBRATION ET PRECISION

1) Capteur de force (0-500N)

Le capteur a été utilisé pour les tests de traction. Ses caractéristiques sont les suivantes:

- De 50 à 500N, le capteur a une précision de ± 1% de la force indiquée;
- En deça de 50N, le capteur possède une erreur fixe de ± 0.25N.

2) Capteur de déplacement

Le capteur a été utilisé pour mesurer le déplacement du pointeau durant l'indentation. En voici la courbe de calibration:

$$R^2 = 0.99971$$

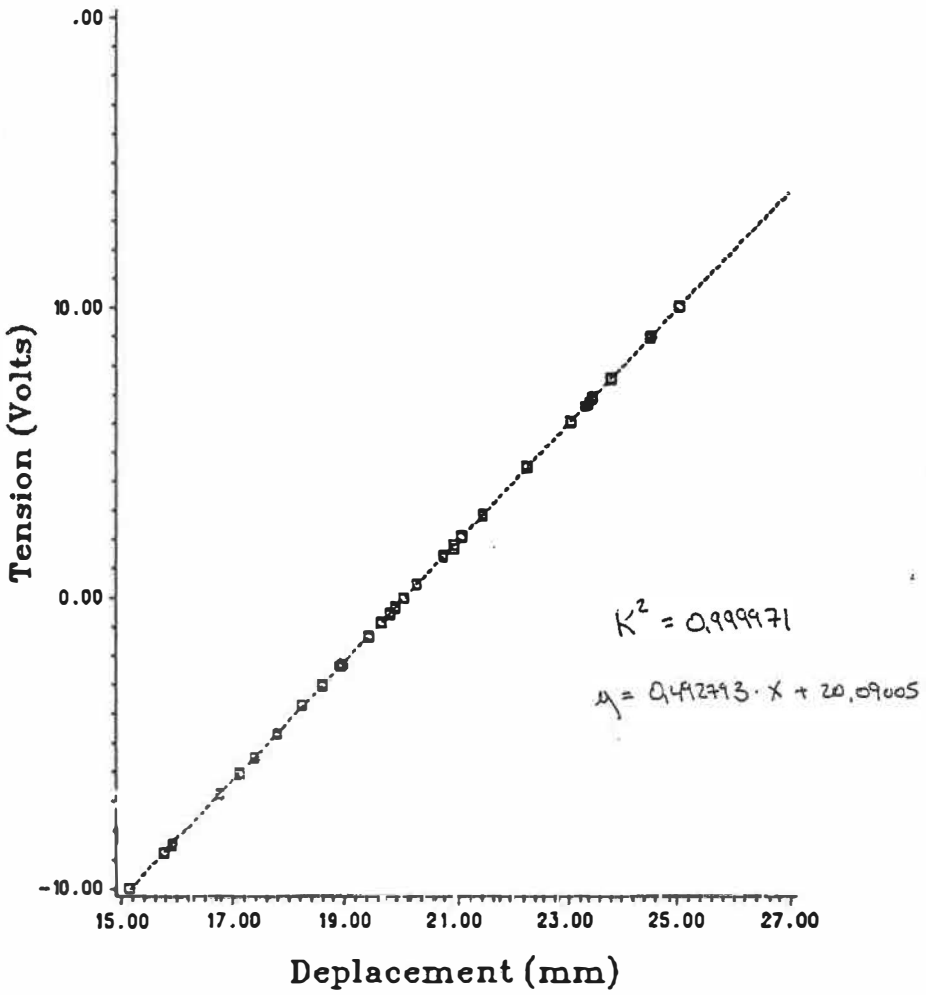


Fig. 1 Calibration du capteur de deplacement

Annexe 2

MISE EN CHARGE EN ECHELON

Lors des tests d'indentation, la charge en échelon est appliquée manuellement par le dépôt rapide d'une masse sur le pointeau. L'opération a été effectuée par le même opérateur tout au long de l'expérience. Dans le but de caractériser cette mise en charge, une série de 5 essais a été faite. Chaque essai consistait à déposer la masse sur un capteur de force en port-à-faux. La force a été enregistrée en fonction du temps. La charge en échelon atteint sa pleine intensité en moyenne après 0.24 ± 0.02 sec. Deux courbes typiques de la mise en charge sont présentées.

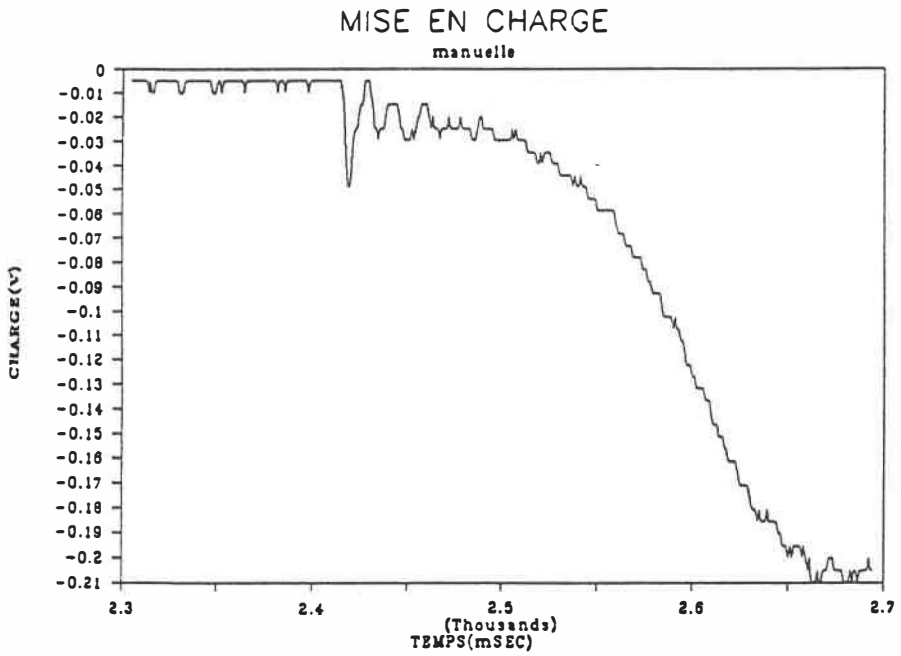


Fig. 2.1: Courbe 1

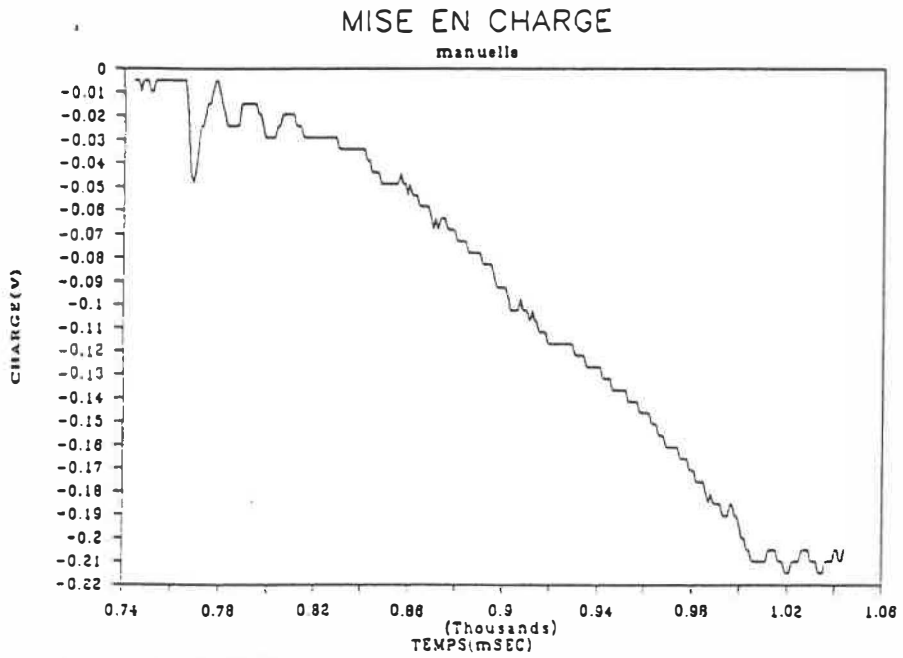


Fig. 2.2: Courbe 2

Annexe 3

EVALUATION DE LA PERPENDICULARITE LORS DE L'INDENTATION

La précision de la procédure de positionnement du pointeau à angle droit avec la surface méniscale a été estimée par une série de dix essais contrôlés. Lors de ces essais, l'opérateur procède au positionnement d'une tige métallique perpendiculairement à une surface plane. L'angle réel entre la tige et le plateau est mesuré avec une précision de ± 0.5 degré et est comparée à l'estimation de l'opérateur. Il s'avère que la procédure utilisée lors des tests d'indentation permet un positionnement à angle droit à 3.1 ± 1.4 degrés près.

Annexe 4

COMPOSITION DE LA SOLUTION DE HANK

La solution de Hank est utilisée pour fournir un environnement acqueux au ménisque lors des tests d'indentation. En voici la composition:

SELS INORGANIQUES:	gr/L
$CaCl_2$ (anhyd.)	0.14
KCl	0.40
KH_2PO_4	0.06
$MgCl_2$-$6H_2O$	0.10
$MgSO_4$-$7H_2O$	0.10
NaCl	8.00
$NaHCO_3$	0.35
Na_2HPO_4-$7H_2O$	0.09

AUTRES COMPOSANTS:

D-Glucose	1.00
Rouge Phénol	0.01

Annexe 5

COURBES DE HAYES

Ces courbes sont tirés de l'étude de Hayes (1972) sur l'indentation du cartilage. Elles sont ici citées car elles constituent un exemple de correction pour les facteurs géométriques rendue possible par l'utilisation d'un modèle mathématique. Dans l'exemple d'application de la méthode présenté à la section 6.4, une correction utilisant ce facteur de Hayes a été appliquée dans le calcul du paramètre E_H (module d'élasticité corrigé).

Table 1. Values of κ for the plane-ended cylindrical indenter

a/h	$\nu = 0{\cdot}30$	$\nu = 0{\cdot}35$	$\nu = 0{\cdot}40$	$\nu = 0{\cdot}45$	$\nu = 0{\cdot}50$
0·2	1·207	1·218	1·232	1·252	1·281
0·4	1·472	1·502	1·542	1·599	1·683
0·6	1·784	1·839	1·917	2·031	2·211
0·8	2·124	2·211	2·337	2·532	2·855
1·0	2·480	2·603	2·789	3·085	3·609
1·5	3·400	3·629	3·996	4·638	5·970
2·0	4·335	4·685	5·271	6·380	9·069
2·5	5·276	5·754	6·586	8·265	13·00
3·0	6·218	6·829	7·923	10·26	17·86
3·5	7·160	7·906	9·274	12·32	23·74
4·0	8·100	8·983	10·63	14·45	30·75
5·0	9·976	11·13	13·35	18·80	48·47
6·0	11·84	13·27	16·07	23·23	71·75
7·0	13·70	15·41	18·79	27·69	101·27
8·0	15·55	17·53	21·49	32·15	137·7

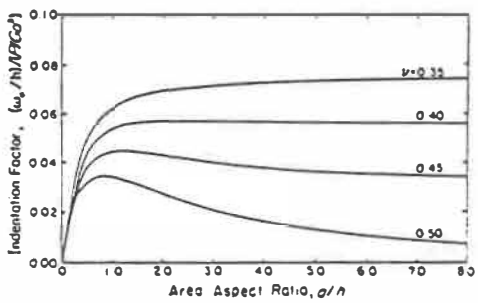


Fig. 3. Nondimensional indentation of the plane-ended cylindrical indenter for a large range of area-aspect ratio.

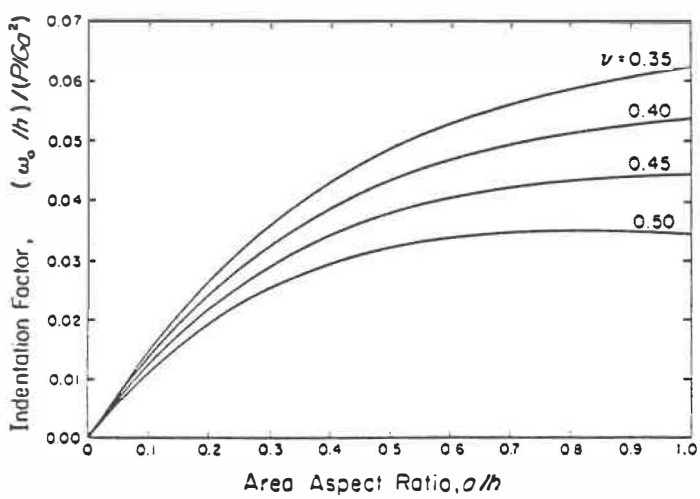


Fig. 4. Nondimensional indentation of a plane-ended cylindrical indenter for area-aspect ratios between zero and unity.

Annexe 6

METHODE D'EVALUATION DE L'EPAISSEUR INITIALE DU MENISQUE AU SITE D'INDENTATION

La courbe de fluage-récupération en indentation montre le déplacement du pointeau en fonction du temps. La différence entre le voltage correspondant au contact initial avec le ménisque et le voltage correspondant au contact entre le plateau métallique, fournit un signal proportionnel à l'épaisseur initiale sous le pointeau.

A la fin de l'essai de l'indentation, le pointeau est donc délicatement relevé et le ménisque est décollé de façon à libérer la surface métallique. Cette manoeuvre doit être faite avec soin pour ne pas modifier la position du plateau. Le pointeau est ensuite abaissé jusqu'au niveau du métal et une lecture du voltage correspondant est faite. La courbe typique présentée illustre cette procédure. Cinq essais utilisant cette procédure ont été faits sur un prisme triangulaire métallique et fournissent une estimation de la précision de la méthode.

Il existe deux difficultés inhérentes à cette méthode:

1) Le voltage exact correspondant au contact initial est difficile à évaluer vu le caractère instantané de la pénétration du pointeau. Ce niveau doit donc être déduit à partir des déformations élastiques subséquentes. La pré-charge étant en général faible (de l'ordre de 15% de la charge en échelon), l'erreur sur cette portion élastique peut s'avérer négligeable par rapport à l'épaisseur totale du ménisque (cf. courbe de la fig. 6.1).

2) Vu l'inclinaison du plateau, le voltage correspondant au niveau du métal est en réalité le voltage auquel il y a contact entre l'arête du pointeau et la surface métallique inclinée. Un plateau plus incliné entraînera une sousestimation de l'épaisseur; ceci étant une question de géométrie, il est possible de corriger ce biais.

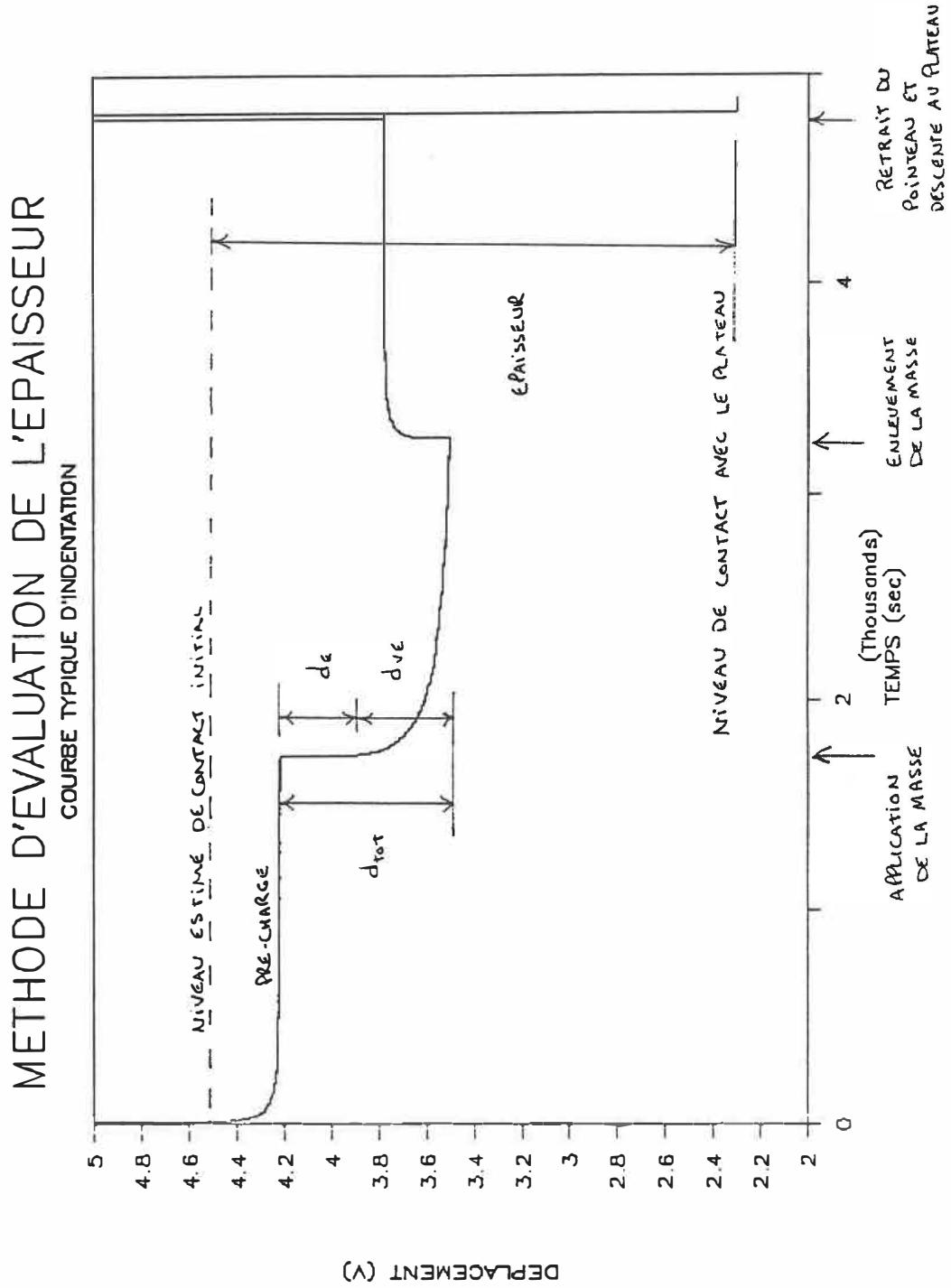


Fig. 6.1: Méthode d'évaluation de l'épaisseur - courbe typique

VALIDATION DE LA METHODE DE CALCUL DE L'EPAISSEUR INITIALE

(au moyen d'un prisme triangulaire en acier marque a 2mm d'epaisseur)

	V1	V2	del V	ep(mm)
1er essai	9.058	0.464	8.594	2.209
2e essai	9.154	0.996	8.158	2.097
3e essai	9.468	1.377	8.091	2.079
4e essai	9.512	0.923	8.589	2.207
5e essai	9.194	1.035	8.159	2.097
				---
			moy	2.138
			s	0.058

Une calibration complete permettra de determiner si l'ecart est du a un biais du procede ou a une erreur reelle. Un biais est une deviation qui peut etre corrigee en imposant une translation a la courbe de calibration.

Annexe 7

METHODE D'INDENTATION AVEC CHARGEMENT EN RAMPE

1) Description du montage

Un second module a été développé pour l'application d'un chargement en rampe. Il constitue un prototype destiné à des essais préliminaires. Le principe est fondé sur l'accumulation graduelle d'un liquide dans un réservoir fixé au sommet du pointeau. Ce module est constitué de trois groupes d'éléments (fig. 7.1 et 7.2):

Groupe I Réservoir

Le réservoir est un cylindre creux de plexiglass (1) fixé de manière inclinée en série avec le pointeau (2). L'inclinaison est indiquée pour faciliter la vidange en fin de cycle. Un orifice est prévu en son fond pour l'arrivée et la sortie d'eau. Un tuyau conduit à la valve d'aiguillage.

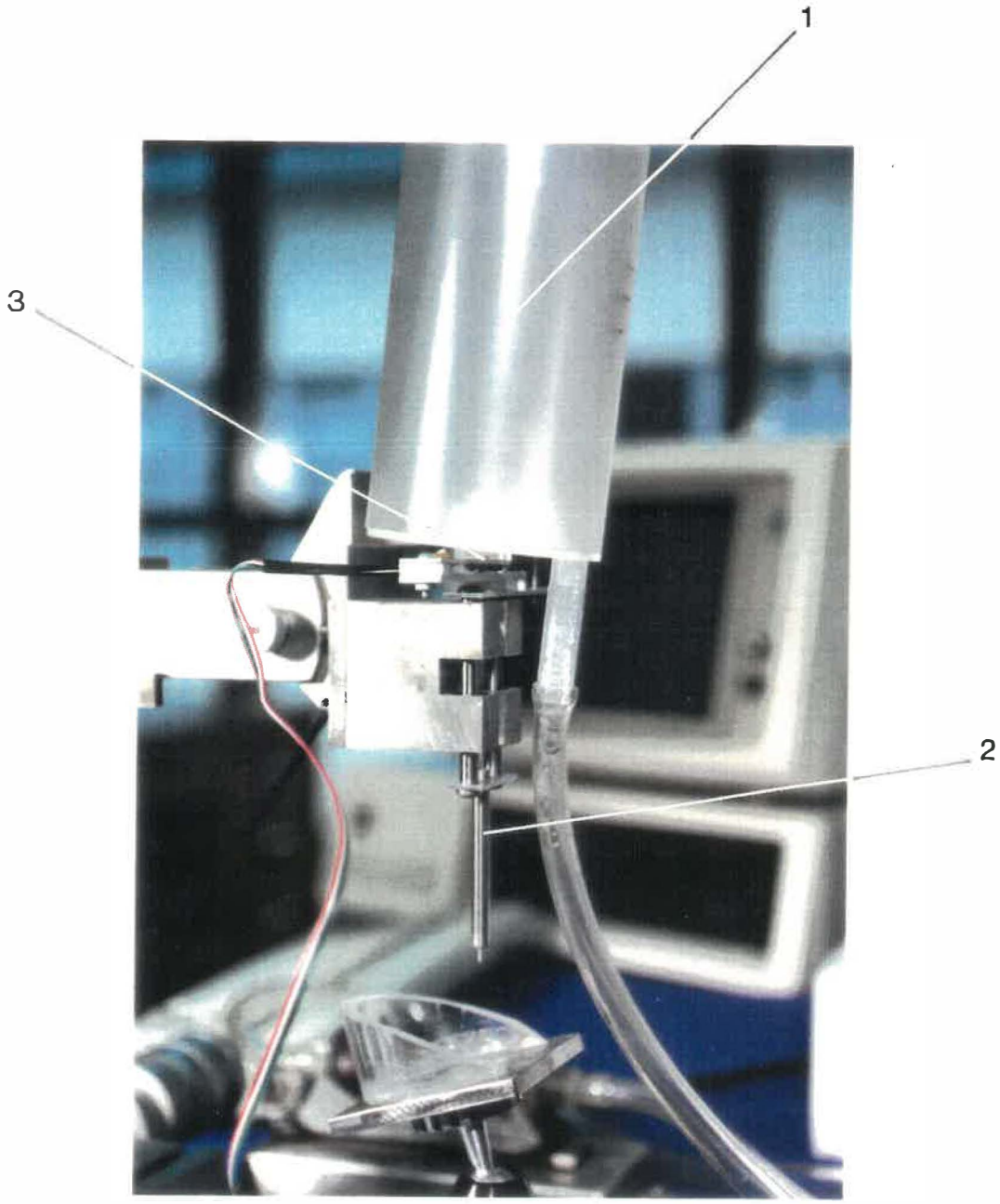


Fig. 7.1: Module de chargement en rampe

Groupe II Pompe et valve d'aiguillage

Une pompe unidirectionnelle (3) est l'élément moteur du système. La valve d'aiguillage (4) est une pièce clé du système en permettant l'incision du débit à mi-cycle. Cette valve est constituée de deux plateaux pivotant permettant l'abouchement des orifices par paires. Une rotation de 180° des plateaux permet une permutation des paires et de l'inversion des pôles de la pompe. Cette opération s'effectue en-deça de 2 secondes.

Groupe III Dispositif de mesure de la charge

Immédiatement sous le réservoir, interposé entre ce dernier et le plateau du capteur de déplacement se trouve le dispositif de mesure de la force (5). Il s'agit d'un assemblage en forme d'étrier formé de deux lames d'aluminium dont une est munie de jauges de déformation. Les jauges sont de type 350 Ohms pour aluminium et collées à une certaine distance du centre d'appui du point d'application de la résultante d'appui du réservoir. Les jauges sont sollicitées en flexion. L'inclinaison est transverse au bras de levier et n'a donc pas d'effet important sur la position de la résultante de la charge d'eau.

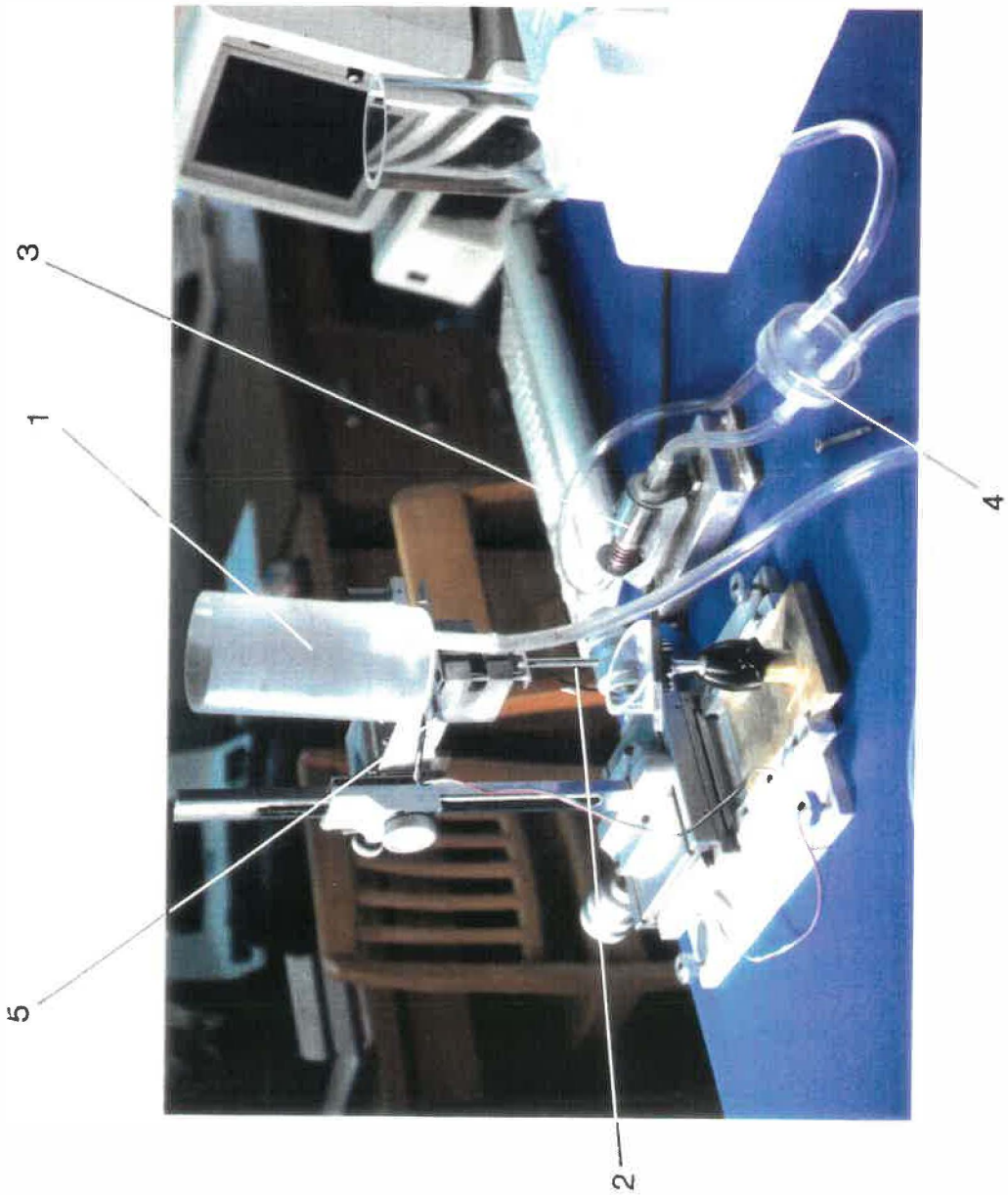


Fig. 7.2: Système d'indentation avec chargement en rampe

Groupe IV Point de Wheastone et amplification du signal

Les deux jauges du capteur de force sont montées de part et d'autre d'une des lames. Elles sont montées en demi-pont et permettent l'obtention d'un signal proportionnel à la force.

METHODOLOGIE

Compression par indentation - chargement en rampe

Description: Cette expérience consiste en l'indentation du ménisque en un mode de chargement dont l'intensité croît avec le temps (en rampe). La relation entre la force et le déplacement du curseur fournit un indice de la rigidité et certaines propriétés viscoélastiques du matériau.

Préparation: Cette expérience requiert les mêmes étapes de préparation que l'expérience no. 1 décrite en section 5.3.1.

Manipulations:

1) Collage:

Le ménisque est collé au plateau inclinable comme décrit à l'expérience no. 1 en section 5.3.1.

2) Inclinaison:

Le plateau est incliné comme lors de l'expérience no. 1 décrite en section 5.3.1.

3) Pré-charge

Le pointeau allège (monté du module de chargement en rampe) est déposé à la surface. Le poids de l'ensemble est de 180 gr créant une pré-contrainte de 0,24 MPa à la surface. Une période de 3000 sec. est accordée afin que le pointeau se stabilise.

4) Mise en charge - cyclage

Une fois l'état stable atteint, le niveau de déformation atteint constitue un nouveau "zéro" ou référence. L'acquisition des signaux de force et de déplacement est mise en marche. La charge est mesurée à une fréquence de 2 hz. La pompe est mise en marche et l'eau s'accumule dans le cylindre à un taux de 18 ml/sec. Lorsque la masse atteint 250 gr, c'est-à-dire contrainte de 0.35 MPa, la valve est permutée et le débit inversé. Le retour à une charge nulle (retour niveau de pré-contrainte) constitue la fin du cycle.

Définition des paramètres

L'expérience no. 2 est un essai d'indentation où le chargement est une fonction croissante du temps. A partir d'un niveau de déformation dû à la précharge du pointeau, un cycle de chargement est imposé. La courbe de montée en charge en fonction du déplacement est relativement linéaire après une amorce graduelle (fig. 7.7 et 7.8). Trois paramètres peuvent être tirés de cette courbe:

1. La rigidité (K)

La montée en charge a un comportement linéaire en sa portion intermédiaire d'où il est possible de tirer une mesure de rigidité en compression (K). Ainsi:

$$K = \frac{F}{d}$$

où F est l'intervalle de force

et d est l'intervalle de déplacement correspondant.

2. Hystérésis

Le retour de la charge au niveau de la pré-contrainte met en évidence un comportement d'hystérésis qui sera quantifié en mesurant la surface incluse entre les deux courbes du cycle. L'hystérésis est un indice de l'énergie dissipée lors d'un processus mécanique.

3. Déplacement résiduel (d res)

Lorsque la charge revient au niveau de la pré-charge, le pointeau ne retrouve pas sa position initiale. Plutôt, il persiste un déplacement résiduel qui sera considéré comme un indice de l'élasticité du matériau.

Résultats typiques

Les courbes présentées pour fins d'illustration ont été obtenues à partir d'essais préliminaires sur des ménisques de lapin fraichement excisés. Le ménisque RA50R est un greffon tiré de l'étude rapportée à la section 6.4, alors que le ménisque RA50L est le ménisque controlatéral constituant le ménisque de contrôle.

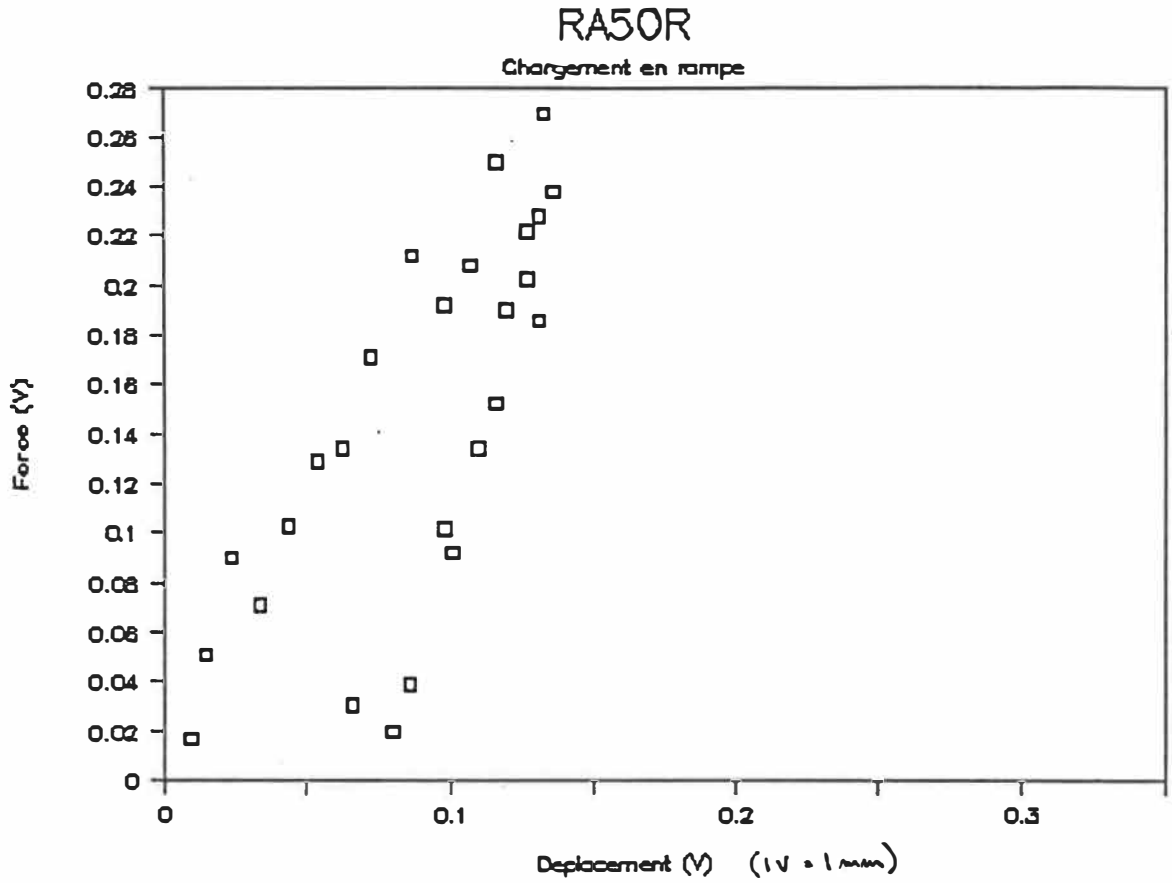


Fig. 7.3: Courbe force - déplacement (greffon excisé)

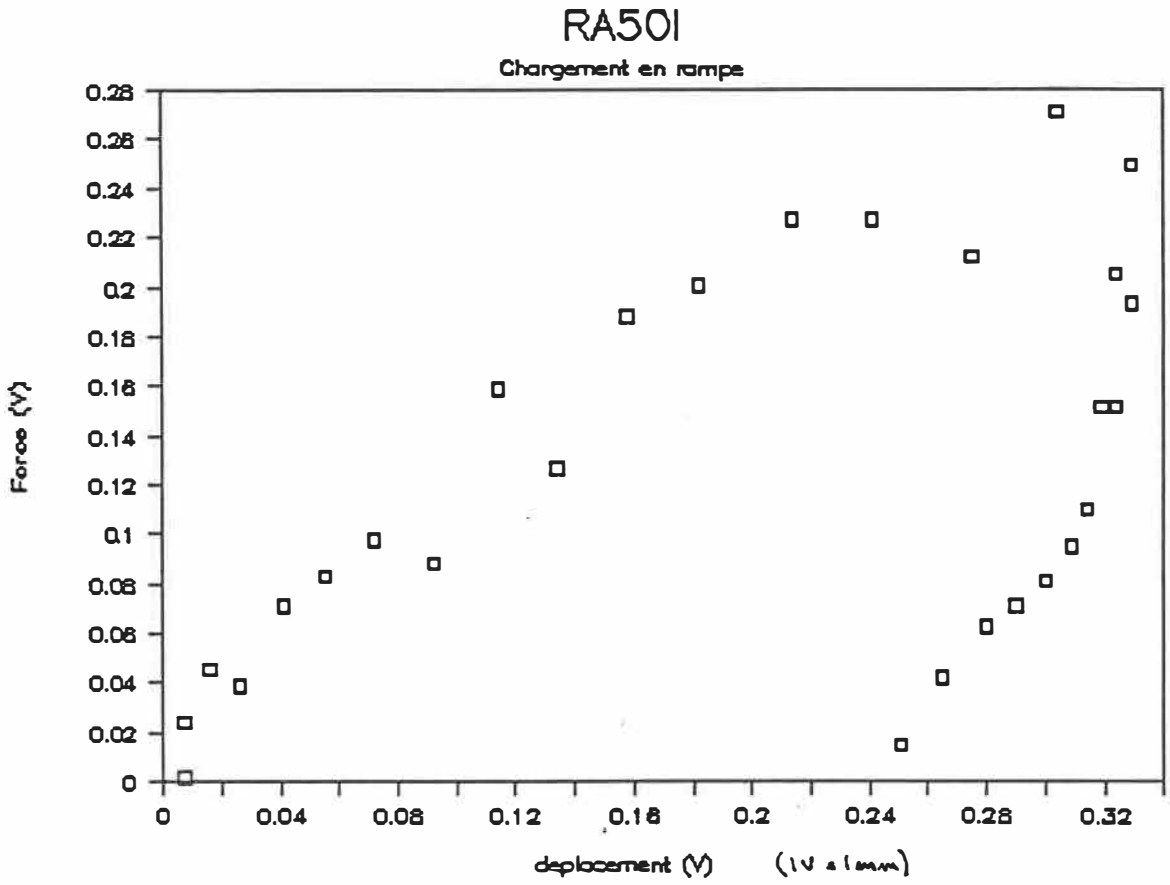


Fig. 7.4: Courbe force - déplacement (ménisque de contrôle)

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL
3 9334 00290803 4