UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE L'ARTHRODÈSE DE LA CHEVILLE

STÉPHANE PILETTE
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
JUIN 1998

National Library of Canada
Bibliothèque nationale du Canada

Acquisitions and Bibliographic Services
Acquisitions et services bibliographiques

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

Our file Notre référence

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

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

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

0-612-37454-8

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE L'ARTHRODÈSE DE LA CHEVILLE

présenté par: PILETTE Stéphane

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

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

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., président

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

M. FOWLES John, M.B., B.S., F.R.C.S.C., membre

À ma mère...

REMERCIEMENTS

J'aimerais exprimer ma reconnaissance à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de cette maîtrise.

À L'Hocine Yahia, professeur à l'Institut de génie biomédical, qui m'a fait découvrir le monde de la recherche et qui m'a dirigé tout au long de cette maîtrise.

Au docteur John Fowles, chirurgien orthopédiste de l'hôpital Hôtel-Dieu de Montréal, pour avoir proposé ce travail de recherche, pour sa contribution à la préparation et l'instrumentaion des spécimens de chevilles, pour ses nombreux conseils et surtout pour avoir cru en moi.

Au docteur Olga Huk, chirurgien orthopédiste de l'hôpital Hôtel-Dieu de Montréal, pour son aide inestimable durant la préparation et l'instrumentaion des spécimens de chevilles, pour son inépuisable énergie et ses judicieux conseils.

À Monsieur Jérôme Déziel, pour l'usinage des pièces du montage expérimental.

À Laurent Sacaut, ingénieur, pour son aide concernant le modèle par éléments finis.

À Hamid Ould'Brahim, qui m'a convaincu de terminer cette maîtrise.

À tous ces amis qui m'ont soutenu lors de ce travail.

À ma conjointe France, qui m'a épaulé de mille-et-unes façons tout au long de ce fastidieux périple, à qui je donne tout mon amour.

permis de découvrir une technique améliorée pour l'instrumentation de ceux-ci. Les résultats des tests avec cette technique de plaque en T améliorée montrent une augmentation significative de la raideur de la fixation de l'arthrodèse.

Une méta-analyse des études cliniques dans la littérature a confirmé notre hypothèse, alors que le taux de fusion des chevilles arthrodésées avec le fixateur de Charnley est le plus bas, le taux de fusion de celles avec vis spongieuses croisées est à un niveau intermédiaire, tandis que la technique avec plaque de compression en T présente le meilleur taux de fusion, malgré le petit nombre de cas observés.

Un modèle simple d'analyse par éléments finis a permis de reproduire l'ordre de raideur en flexion et rotation, tel que mesurée expérimentalement, de chacun des fixateurs étudiés.

Cette étude comparative a permis de dégager un protocole expérimental contrôlé, répétable et reproductible.

ABSTRACT

The best type of ankle fusion is controversial. The mechanical stability of the fixation technique is one of the main factor for the success of the procedure. Three different fixation techniques were studied: the Charnley external fixator, the internal crossed screws, and the inverted T-plate.

Cadaveric ankles were instrumented with one of these techniques. The ankles were then tested on an experimental test bench and stress loads were applied in shearing, flexion and rotation. After a mechanical preconditioning, the force displacement curve was register, and the slope of the curve calculated. This slope represents the mechanical stability of the fixation technique. The statistical analysis of the results shows that the Charnley external fixator is the least stable of the three techniques. The inverted T-plate obtained the best results. Crossed screws showed intermediary results, and obtained mediocre results in rotation.

A closer observation of the test results lead us to discover an alternate way of installing the inverted T-plate. This modified technique of the inverted T-plate proved to be significantly more stable than the original technique.

A meta-analysis of the clinical results published in the literature confirms our findings: the Charnley external fixator gets the lowest fusion rate, while the crossed screws technique and the inverted T-plate obtain much better clinical results. A very simple finite element analysis also confirms the findings of the experimental study.

This comparative study presents an experimental controlled protocol that is repeatable and reproducible.

2.1.3 Greffe du tibia..... 22
2.1.4 Greffe autre que péroné et tibia..... 22
2.1.5 Fixation avec vis..... 23
2.1.6 Fixation avec plaque..... 25
2.1.7 Utilisation de greffon osseux..... 26
2.1.8 Approche opératoire..... 27
2.1.9 Préparation des surfaces articulaires..... 29
2.1.10 Position du pied..... 30
2.2 - Évaluations cliniques..... 31
2.2.1 - Procédures d'évaluation..... 31
2.2.1.1 Techniques utilisées..... 31
2.2.1.2 Nombre de patients traités..... 32
2.2.1.3 Indications chirurgicales..... 32
2.2.1.4 Résultats..... 34
2.2.1.5 Complications..... 35
2.2.2 Comparaison inter-études..... 35
2.2.3 Évaluation de la démarche du patient arthrodèsé..... 36
2.2.4 Études cliniques particulières..... 38
2.2.4.1 Comparaison fixateur interne vs externe..... 38
2.2.4.2 Comparaison arthroscopie vs chirurgie ouverte.. 40
2.2.5 Compilation des résultats cliniques pour les trois fixateurs étudiés..... 41
2.2.5.1 Fixateur externe de Charnley..... 41
2.2.5.2 Fixateur avec vis spongieuses croisées..... 43
2.2.5.3 Fixateur avec plaque en T..... 44
2.3 - Évaluations biomécaniques..... 45
2.3.1 Protocoles expérimentaux..... 46
2.3.2 Résultats des évaluations..... 46

2.3.2.1 Étude de Scranton (1980)..... 46
2.3.2.2 Étude de Thordarson (1990)..... 47
2.3.2.3 Étude de Thordarson (1992)..... 48
2.3.2.4 Étude de Thordarson (1994)..... 49
2.3.2.5 Étude de Dohm (1992)..... 50
2.3.2.6 Étude de Ogilvie-Harris (1994)..... 50
2.4 - Consolidation osseuse..... 51

CHAPITRE 3: OBJECTIFS DU PROJET..... 54
3.1 Hypothèses simplificatrices..... 54
3.1.1 Chevilles embaumées vs chevilles fraîches..... 54
3.1.2 Chevilles saines vs chevilles pathologiques..... 55
3.1.3 Âge, sexe et condition physique..... 55
3.1.4 Compression à l'interface osseuse..... 56
3.1.5 Degrés de liberté testés vs réalité clinique..... 56
3.2 Hypothèse..... 57
3.3 Objectifs..... 57

CHAPITRE 4: MATÉRIEL ET MÉTHODES..... 59
4.1 Description générale de la méthode..... 59
4.2 Montage expérimental..... 59
4.2.1 Machine de test Bionix MTS..... 60
4.2.2 Système d'acquisition de données..... 61
4.2.3 Montages pour les tests mécanique..... 62
4.3 Méthodologie..... 62
4.3.1 Préparation des échantillons pour l'arthrodèse..... 63
4.3.1.1 Arthrodèse avec fixateur de Charnley..... 64
4.3.1.2 Arthrodèse avec vis spongieuses croisées..... 67

6.5 Facteurs expérimentaux..... 113

CONCLUSION..... 115

BIBLIOGRAPHIE..... 119

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1	Complications dans l'étude de Moeckel	39
Tableau 2	Études cliniques sur le fixateur de Charnley	42
Tableau 3	Études cliniques sur les vis croisées	43
Tableau 4	Études cliniques sur la plaque en T	45
Tableau 5	Études biomécaniques dans la littérature	51
Tableau 6	Raideur des fixateurs calculé par MEF	98

LISTE DES FIGURES

Figure 1	Position de référence du pied	7
Figure 2	Mouvements du pied	42
Figure 3	Fixateur externe de Charnley	66
Figure 4	Fixation avec vis spongieuses croisées	68
Figure 5	Plaque de compression en T inversé	71
Figure 6	Modèle avec fixateur externe de Charnley	81
Figure 7	Modèle avec plaque de compression en T	82
Figure 8	Modèle avec vis spongieuses croisées	83
Figure 9	Illustration du modèle déformé du fixateur de Charnley	85
Figure 10	Courbe typique de force vs déplacement	87
Figure 11	Technique avec plaque en T originale et modifiée	90
Figure 12	Résultats de raideur en cisaillement antéro-postérieur	93
Figure 13	Résultats de raideur en cisaillement médio-latéral	94
Figure 14	Résultats de raideur en dorsiflexion	95
Figure 15	Résultats de raideur en flexion latérale	96
Figure 16	Résultats de raideur en rotation interne	97
Figure 17	Comparaison entre les valeurs expérimentales et MEF	112
Figure 18	Vue antérieure et distale du squelette de la jambe	142
Figure 19	Vue latérale du squelette du pied	146
Figure 20	Quelques-uns des ligaments de la cheville	149
Figure 21	Tableau d'évaluation du système de Mazur	152
Figure 22	Certificat de calibration de la MTS Bionix	153
Figure 23	Banc d'essai avec machine de traction Bionix	158
Figure 24	Cheville instrumentée et préparée pour les tests biomécaniques	159
Figure 25	Cheville instrumentée et préparée pour les tests biomécaniques	160
Figure 26	Montage de test pour essai en dorsiflexion	161

LISTE DES ANNEXES

Annexe I	Anatomie de la cheville normale
Annexe II	Techniques d'arthrodèse existantes
Annexe III	Système d'évaluation de la cheville de Mazur
Annexe IV	Certificat de calibration de la MTS Bionix
Annexe V	Tableau des résultats bruts
Annexe VI	Conservation de l'os
Annexe VII	Photographies des montages expérimentaux

INTRODUCTION

La littérature abonde d'études cliniques sur l'arthrodèse de la cheville. La grande variété des techniques de fixation utilisées sont révélatrices d'un manque de compréhension de la biomécanique de la fixation de la cheville. La grande variance des taux de fusion rapportés suggère une étude biomécanique de l'arthrodèse de la cheville ainsi que des fixateurs les plus utilisés afin de déterminer leur niveau de performance. Une telle étude se doit de suivre un protocole expérimental contrôlé et reproductible, afin d'en dégager les facteurs principaux qui influencent la probabilité de succès de l'opération.

Le premier chapitre introduit le lecteur au sujet par une description générale de l'arthrodèse de la cheville. Une revue de la littérature présente, au deuxième chapitre, les aspects anatomiques et biomécaniques de la cheville, les différentes techniques d'arthrodèse, les évaluations cliniques et les études biomécaniques. Les objectifs de ce projet de maîtrise sont présentés au troisième chapitre. Le quatrième chapitre décrit la méthodologie utilisée lors de la phase expérimentale. Les résultats sont présentés au cinquième chapitre, et la discussion de ces résultats apparaît au sixième et dernier chapitre. Finalement, la conclusion présente une synthèse et les recommandations.

CHAPITRE 1

DESCRIPTION GÉNÉRALE DE L'ARTHRODÈSE

1.1 Généralités

L'arthrodèse est une intervention chirurgicale orthopédique consistant à bloquer définitivement une articulation. Dans le cas de l'arthrodèse de la cheville, l'intervention consiste à bloquer l'articulation formée entre le tibia et l'astragale (articulation *tibio-tarsienne*).

L'arthrodèse d'une articulation est réalisée dans le but d'éliminer une douleur causée par le mouvement relatif des structures constituant l'articulation, ou aussi pour stabiliser ou corriger une cheville dans une position vicieuse. Cette opération est utilisée en dernier recours, lorsqu'aucun autre traitement ne permet de réduire efficacement la douleur, de stabiliser une cheville, ou de corriger la position de celle-ci, car cette opération élimine les degrés de liberté de l'articulation.

Les pathologies pouvant mener à une arthrodèse de la cheville sont nombreuses: arthrite rhumatoïde, arthrose dégénérative, malformation congénitale, échec d'une arthroplastie totale, infection sérieuse, instabilité post-traumatique ou neurogène, fractures irrécupérables, tumeurs (Scarborough, 1997).

les plaques, les tiges et les broches. Les principaux dispositifs de fixation externes sont: Charnley, triangulaire et d'Ilizarof.

Les complications post-opératoires rapportées dans la littérature sont multiples: non-union, union retardée, cal vicieux, fracture, infection, nécrose cutanée, ostéite, oedème chronique, thrombophlébite, lésions de nerfs et position vicieuse du pied (Charnley, 1951; Childress, 1965; Dennis, 1990; Guhl, 1988; Hawkins, 1994).

Certaines études biomécaniques sur l'arthrodèse de la cheville ont été publiées dans la littérature. La revue et la critique de ces études sont présentées au chapitre deux.

La compression au site d'arthrodèse, et l'immobilisation rigide de celle-ci sont deux facteurs importants pour obtenir une fusion solide. C'est le fixateur qui permets donc de mettre la cheville en compression et de stabiliser celle-ci. Cette étude permettra de déterminer la raideur de différents fixateurs utilisés courrament pour l'arthodèse de la cheville.

1.2 Biomécanique de la cheville

L'étude de la biomécanique du système musculosquelettique normal consiste à analyser les forces et leurs effets sur les structures anatomiques telles que les os, les muscles, les tendons

et les ligaments. L'étude des forces agissant sur ces structures se distingue selon que l'on examine les corps au repos (statique) ou en mouvement (dynamique). La cinématique représente l'étude des relations entre les forces et les mouvements qui en résultent.

Le pied et la cheville constituent l'articulation terminale de la chaîne cinématique du membre inférieur. La cheville (articulation tibio-tarsienne), l'articulation sous-astragalienne, l'articulation médio-tarsienne ainsi que les articulations tarso-métatarsiennes et métarso-phalangiennes font parties des articulations fonctionnelles du pied et de la cheville chez l'adulte normalement constitué. L'arrière-pied, le moyen-pied ainsi que l'avant-pied forment les trois parties du pied et fonctionnent ensemble durant la marche. Une altération de l'une de ces parties amène une modification du mouvement et du chargement des autres; la démarche s'en trouve donc modifiée.

Le pied possède trois plans de mouvement: le plan sagittal, le plan frontal ainsi que le plan transversal. Le mouvement triplanaire du pied s'appelle inversion-éversion.

1.2.1 Position référentielle du pied

Il importe de définir la position de référence du pied. Les différents mouvements du pied seront ensuite définis par rapport à cette position de base.

La position de référence est définie comme étant celle du soldat au garde-à-vous (Castaing, 1960). Dans la position de base, le pied est perpendiculaire à l'axe de la jambe. La pointe du pied est légèrement déviée vers l'extérieur par rapport au plan sagittal. Dans un système cartésien de coordonnées, l'axe vertical de la jambe représente l'axe des X, l'axe de rotation de l'astragale forme l'axe des Y, tandis que l'axe des Z, horizontal, se projette vers l'avant de la cheville.

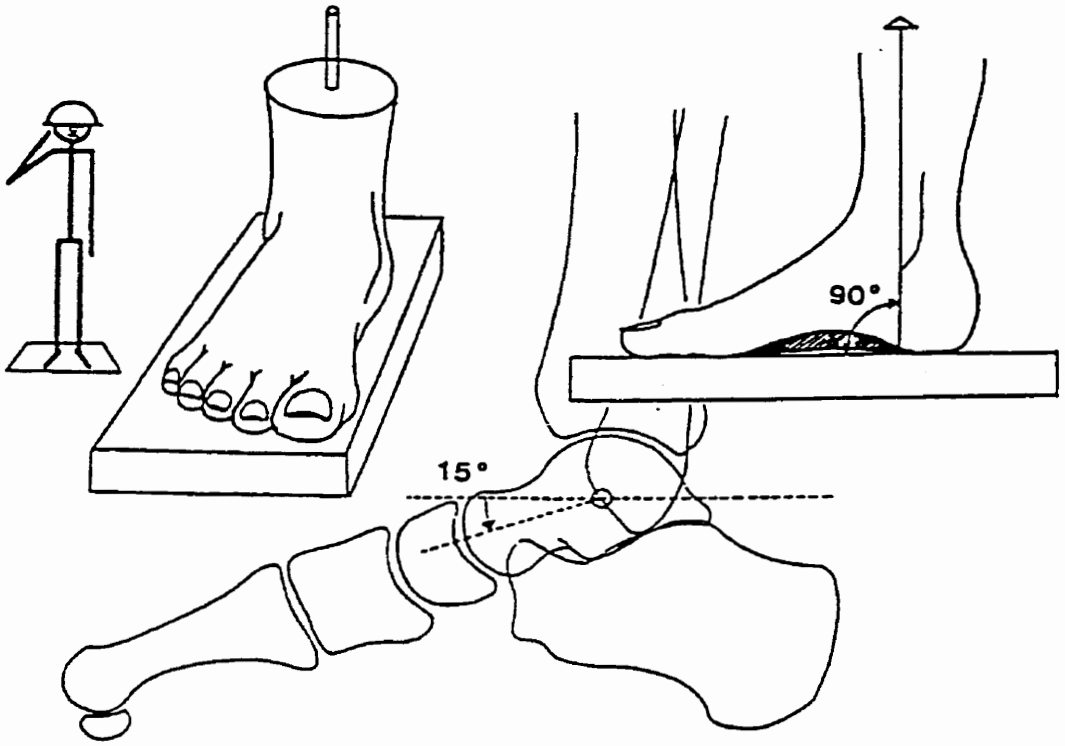


Figure 1 Position de référence du pied - D'après Castaing (1960)

1.2.2 Les mouvements du pied

Le principal mouvement de la cheville (articulation tibio-tarsienne) est celui de flexion-extension (Castaing, 1960; Donatelli, 1990). Il est par contre important de définir chacun des mouvements possibles du pied, ce qui nous servira à mieux définir les modes de chargement pertinents pour l'étude biomécanique. Ces trois types de mouvemement, flexion-extension, adduction-abduction ainsi que pronation-supination, sont tous des rotations. Dans un pied normalement constitué, on peut voir un couplage de ces différents mouvements de rotation.

1.2.2.1 Flexion-extension

Le mouvement de flexion-extension est généré par les muscles qui agissent à l'articulation tibio-tarsienne. Il s'agit d'ailleurs du seul degré de liberté de cette articulation. Ce mouvement est une rotation autour de l'axe des Y passant par la malléole externe et la malléole interne, au centre de rotation du corps de l'astragale (Castaing, 1960). Fait à noter, la position exacte de cet axe de rotation n'est jamais vraiment défini de manière exacte dans la littérature, qu'il soit unique ou changeant d'orientation selon le degré de flexion de l'astragale (Inman, 1976). Quelques mouvements de flexion-extension sont possibles au niveau d'autres articulations du pied, notamment au niveau de l'articulation de Chopart (articulation médio-tarsienne), mais on peut les considérer comme négligeable.

1.2.2.3 Pronation-supination

Les mouvements de pronation-supination se font au niveau de l'articulation sous astragalienne. Ce sont des mouvements de rotation qui se font dans le plan frontal, perpendiculairement à l'axe défini par le centre du talon et le deuxième orteil. En pronation, le petit orteil tend à se soulever, tandis qu'en supination, c'est le grand orteil qui tend à se soulever. Au niveau du talon ou de l'arrière-pied, la pronation et la supination sont respectivement appelées valgus et varus.

1.2.3 Musculature entourant la cheville

Les muscles moteurs ou stabilisateurs de la cheville sont tous des muscles polyarticulaires, et sont tous des moteurs du pied: aucun muscle ne s'insère sur l'astragale. Ainsi, les muscles moteurs agissent sur l'articulation tibio-tarsienne par l'intermédiaire de l'articulation sous-astragalienne et pour certains muscles, d'autres articulations du pied.

Les muscles moteurs entourant la cheville se divisent en quatre groupes: le groupe antérieur (fléchisseurs dorsaux), le groupe latéral (fléchisseurs plantaires et éverseurs), le groupe médial (inverseurs) et le groupe postérieur (fléchisseurs plantaires et inverseurs).

Le groupe antérieur (les extenseurs) comprend le *tibialis anterior* (jambier antérieur), l'*extensor hallucis longus* (long extenseur du gros orteil), l'*extensor digitorum longus* (extenseur commun). Ces muscles, protégés par des gaines synoviales, passent antérieurement à l'axe de rotation de l'astragale, sous le ligament frondiforme qui joue le rôle d'une poulie. Ils sont tous des extenseurs, ou fléchisseurs dorsaux de l'articulation tibio-tarsienne.

Le groupe latéral comprend le *peroneus longus (long péroné)* et le *peroneus brevis* (court péroné). Ces muscles, qui glissent à l'arrière de la malléole externe, servent surtout pour l'abduction et la pronation. Ce sont de faibles fléchisseurs plantaires, leur trajet étant très près de l'axe de flexion-extension de la cheville.

Les malléoles externe et interne ainsi que la géométrie de la cheville (mortèse et poulie) limitent les déplacements de l'astragale par rapport au tibia (Harper, 1987). C'est pourquoi, lorsque la cheville est chargée (au moment ou le poids du corps s'appuie sur la cheville), la totalité de la stabilité en inversion-éversion est assurée par la congruence des surfaces articulaires de la cheville. Par contre, lorsque la cheville n'est pas chargée, les surfaces articulaires ne jouent alors plus aucun rôle dans la stabilité. Dans cette situation, le ligament collatéral externe contribue pour 87% dans la résistance à l'inversion tandis que le ligament collatéral interne (deltoïde) assume 83% de la résistance à l'éversion (Stormont, 1985).

En ce qui a trait à la rotation interne, les stabilisateurs principaux sont le ligament astragalo-péronier antérieur et le ligament deltoïde. Le ligament calcanéo-péronier, quant à lui, assure la stabilité en rotation externe.

Pour vérifier la stabilité et le bon fonctionnement de la cheville, le test du tiroir (similaire au test du tiroir pour le genou) et le test de stress en inversion et éversion sont généralement utilisé (Ouellet, 1968). Le test clinique du tiroir indique, s'il est positif (déplacement excessif en position antérieure ou postérieure de l'astragale par rapport au tibia), une déchirure des ligaments latéraux. Le test positif de stress en inversion et éversion indique une déchirure des ligaments astragalo-péroniéen et/ou calcanéo-péroniéen (Ouellet, 1968).

1.2.5 Capacité portante de la cheville

Une cheville chez l'adulte présente de 11 à 13 cm^2 de surface portante en moyenne (Frankel, 1980). La charge du corps est prise par l'articulation tibio-astragalienne et l'articulation péronéo-astragalienne.

Cette dernière articulation supporte le sixième de la charge totale de la cheville (Lambert, 1971). Grâce à sa surface portante plus grande, les contraintes sur la cheville sont moindres que celles supportées par la hanche ou le genou (Kotwick, 1982; Frankel, 1980).

1.2.6 Arthrodèse: considérations biomécaniques

Les articulations du membre inférieur travaillent de concert pour dissiper les forces de rotation et de compression générées durant la marche ou la course. Si, pour des raisons cliniques, on doit sacrifier le mouvement d'une articulation, il est impératif de placer cette articulation dans une position qui minimisera les surcharges sur les autres articulations.

L'élimination du mouvement de la cheville entraîne une contrainte plus élevée sur l'articulation sous-astragalienne et mi-tarsienne (articulation de Chopart). La position neutre

en flexion-extension avec de 5° de valgus constitue la position optimale pour l'arthrodèse de la cheville (Paremain, 1996).

CHAPITRE 2

REVUE DE LA LITTÉRATURE

2.1 - Instrumentation et techniques de l'arthrodèse de la cheville

La première description d'une d'arthrodèse de la cheville remonte à 1879 (Albert, 1879). En 1974, White recensait au moins 22 différentes techniques dans la littérature anglaise et française. Depuis, plusieurs autres techniques sont apparues, ce qui porte leur nombre à environ une trentaine (Dennis, 1990).

Ce grand nombre de procédures différentes porte à croire qu'il n'en existe pas qui soit totalement satisfaisante. Les multiples différences entre les pathologies ou indications chirurgicales nécessitant une arthrodèse de la cheville impliquent qu'un seul type de chirurgie ne peut satisfaire chacun des besoins cliniques. En effet, certaines techniques ont été décrites spécifiquement pour un type de pathologie. Par exemple, Shibata (1990) utilise un clou médulaire pour les patients atteints de neuroarthropathie. Le fixateur externe d'Ilizarov est pour sa part utilisé lorsqu'il y a beaucoup de dommages aux structures osseuses, en tant que procédure de sauvetage avant l'amputation (Hawkins, 1994 et 1995). De plus, certaines techniques présentent des limites quant à leurs applications. La plaque en T, par exemple, ne peut être utilisée dans les cas de dommages excessifs à l'astragale.

Ogilvie-Harris, 1994; Yee, 1994; Bonnin, 1995; Corso, 1995; Turan, 1995; Jerosch, 1996; Glick, 1996).

2.1.1 Compression externe

Le concept de compression des surfaces osseuses a été introduit par Charnley en 1951. La technique du fixateur de Charnley, une fois les surfaces articulaires dénudées de cartilage et la position corrigée, nécessite deux tiges transcutanées de Steinman: une tige est insérée en direction transversale dans le tibia, alors qu'une autre tige est insérée parallèlement à la première dans l'astragale. Les brides de serrage de Charnley sont ensuite mises en place pour appliquer une force de compression sur les structures osseuses situées entre les deux tiges de Steinman. La seule indication donnée quant à la force de compression qu'il est nécessaire d' appliquer, est un indice visuel pour le clinicien: la compression doit être appliquée jusqu'à ce que les tiges de Steinman plient légèrement (Charnley, 1951).

La compression au site de l'arthrodèse, effectuée à l'aide de tiges de Steinman ou de broches de Kirschner, permet l'immobilisation des os impliqués, ce qui facilite probablement l'union osseuse. Il n'y a pas dans la littérature d'étude qui quantifie la pression qui doit être appliquées entre deux surfaces osseuses pour optimiser la guérison. Trop peu de compression peu mener à une instabilité mécanique au site de guérison et ainsi occasionner un échec de l'opération. Une compression trop élevée entraînera la nécrose des tissus

osseux. L'avantage principal des techniques de compression avec fixateur externe réside dans la possibilité d'ajuster à volonté la force de compression lors des soins post-opératoires. La plus importante indication de cette technique, même aujourd'hui, est la destruction articulaire par l'infection, que ce soit pyrogène ou granulomateuse (tuberculose par exemple). Parmis les désavantages, citons l'inconvénient de porter un fixateur externe et l'infection fréquente à l'interface tige-os et tige-peau.

D'autres dispositifs ont été imaginés dans ce sens. Par exemple, Johnson (1968) utilise des bandes élastiques pour appliquer la compression aux tiges. Le fixateur de Calandruccio quant à lui consiste en deux tiges de Steinman (au lieu d'une seule) insérées dans l'astragale en vue de stabiliser la cheville dans les trois plans géométriques (triangulation). Le fixateur de Hoffmann (Anderson, 1945) nécessite 4 broches de Kirchner, deux dans le tibia, une dans l'astragale et une dans le péroné. Finalement, le fixateur d'Ilizarov est employé pour assurer une stabilité accrue en trois dimensions de tout les os impliqués dans l'arthrodèse. Avec cette technique, on peut ajuster jusqu'à un certain degré la position de l'arthrodèse pendant le suite opératoire immédiate.

2.1.3 Greffe du tibia

Le tibia peut également servir comme élément rigide. Le greffon prélevé provient soit du malléole interne (Glissan, 1949), soit de la partie postérieure (Staples, 1956) ou antérieure du tibia (Brittain, 1942; Blair, 1943; Hatt, 1949; Soren, 1968). Des morceaux d'os, taillés dans le tibia, sont aussi transposés à l'interface articulaire (Gallie, 1948; Kennedy, 1960), pour solidifier la cheville par interférence. Dans un tel cas, une précontrainte est alors appliquée parce que la cavité pratiquée possède des dimensions inférieures au greffon qui y sera inséré.

2.1.4 Greffe autre que péroné et tibia

La crête iliaque est aussi une source de matériel osseux. Campbell (1974) et Bishop (1995) l'utilise comme greffon dans une cavité cubique pratiquée à l'interface tibia-astragale. Chuinard (1963) insère un greffon bicortical de crête iliaque entre l'astragale et le tibia en écartant légèrement ces deux os. Les ligaments et tendons autour de la cheville maintiennent la compression sur les structures en place. Cette technique est dite de distraction-compression (Chuinard, 1963). White (1974) insère postérieurement deux petits morceaux de crête iliaque entre le tibia et l'astragale. Un autre type de technique prélève un goujon (dowel) latéralement à l'interface articulaire de la cheville et le réinsère dans la cavité ainsi

pratiquée, en ayant soin de faire pivoter le goujon de 90° et de l'insérer en sens inverse (Baciu, 1986).

2.1.5 Fixation avec vis

Plusieurs méthodes d'arthrodèse de la cheville, utilisant uniquement des vis comme dispositif de fixation, ont été développées et décrites. Une directive qui revient dans la plupart des descriptions concerne les filets des vis qui ne doivent pas traverser l'interface articulaire afin de ne pas empêcher le mécanisme de compression.

En plus de servir pour fixer les greffes de tibia, de péroné ou de crête iliaque (Adams, 1948; Iwata 1980; Kirkpatrick, 1991; Marcus, 1983), les vis sont aussi utilisées seules pour stabiliser l'articulation tibio-astragalienne, une fois le cartilage articulaire enlevé.

La technique de deux vis spongieuses croisées à la fois sur le plan latéral aussi bien que sur le plan antéro-postérieur a été décrite par Meary il y a une cinquantaine d'années (Fowles, 1997).

Morgan (1985) a décrit une technique ayant recours à 2 vis spongieuses, insérées depuis les malléoles et se rejoignant, en se croisant dans l'astragale, avec une direction légèrement

oblique dans le plan postéro-antérieur. Holz (1992) à décrit une légère variante à cette technique.

Une méthode, utilisant 2 vis spongieuses pour stabiliser l'articulation et encore deux autres pour fixer une greffe de péroné contre la cheville, fut décrite par Holt en 1991. Une première vis est insérée dans la partie distale du tibia vers l'avant de l'astagale suivant une direction postéro-antérieure, en diagonale de haut en bas. La deuxième est insérée dans le plan latéral, en diagonale de haut en bas à travers la malléole interne et dans l'astragale. Un segment de la partie distale du péroné est alors coupé et placé contre l'articulation tibio-astragalienne, et fixé à l'aide des deux vis restantes: une horizontalement, au niveau du tibia et l'autre horizontalement, au niveau de l'astragale.

Pour sa part, Swärd (1992) a décrit une technique qui emploie 2 vis spongieuses, insérées parallèlement depuis l'arrière du tibia jusque dans le corps de l'astragale, suivant une direction postéro-antérieure oblique.

Mann (1990) préfère insérer deux vis spongieuses depuis la base de l'astragale jusque dans le tibia. La première vis est insérée depuis la base du col vers le haut avec une direction légèrement postérieure et médiale. La seconde est placée à la base du côté latéral vers le haut dans une direction à peu près parallèle à la première.

Les paramètres qui varient, pour les techniques utilisant des vis comme moyen de fixation, sont: le nombre de vis, le type de vis (spongieuses ou corticales), les points d'insertion ainsi que l'orientation des vis. L'utilisation d'une rondelle d'appui (washer) ainsi que le moment de force appliqué lors de l'insertion des vis sont des paramètres le plus souvent laissés à la discrétion du chirurgien. En effet, c'est en déterminant si l'os est ostéoporotique ou non, qu'il ajuste en conséquence les paramètres d'insertion des vis.

2.1.6 Fixation avec plaque

Différentes conceptions de plaques ont été décrites dans la littérature (Mears, 1991; Ross, 1985; Scranton, 1985; Weltmer, 1991). Toutes sont fixées contre le tibia et tentent d'appliquer une compression à l'interface articulaire. Le concept de la compression des os à fusionner, introduite par Charnley (1951), vise à accélérer et améliorer la guérison et la fusion osseuse. Les formes des plaques sont variées: plaque rectangulaire simple, plaque en T, lame-plaque en L. Elles sont apposées antérieurement, postérieurement ou encore latéralement contre le tibia. Les plaques sont fixées aux structures osseuses à l'aide de vis spongieuses ou corticales. Dans la plupart des cas, l'utilisation d'une plaque nécessite l'exérèse d'un peu plus de tissu osseux que les techniques précédemment décrites. En effet, il s'avère essentiel de créer un lit qui recevra parfaitement la plaque afin d'assurer un contact parfait.

2.1.7 Utilisation de greffon osseux

L'exérèse des cartilages articulaires de la cheville jusqu'à l'os spongieux amène un raccourcissement de la jambe. Cette différence de longueur entre les deux jambes (en supposant qu'une seule cheville est arthrodèsée) résulte en une modification de la démarche du patient: on observe le plus souvent une légère claudication ou boiterie lors de la marche.

L'inégalité de longeur des membres inférieurs peut aussi jouer un rôle néfaste sur la hanche contra-latérale (obliquité du bassin) et sur la colonne lombaire (scoliose lombaire secondaire à l'obliquité du bassin).

De plus, si les malléoles sont entièrement conservées, celles-ci seront placées plus bas par rapport au pied après l'arthrodèse. Il en résultera un inconfort à porter des chaussures conventionnelles car les malléoles frotteront contre les souliers. Il s'agit là d'un inconvénient mineur certes, mais qui a son importance dans la vie quotidienne.

L'insertion d'un greffon osseux entre le tibia et l'astragale possède l'avantage de conserver la longeur initiale de la jambe sur laquelle on effectue l'arthrodèse, et de stabiliser la cheville arthrodèsée lors de la guérison. On élimine donc les problèmes de démarche, l'effet néfaste au niveau de la hanche et de la colonne lombaire, et le patient peut ainsi porter des

chaussures conventionnelles. L'ajout d'un greffon ostéogénique bien vascularisé permet l'apport d'ostéblastes et encourage la consolidation osseuse.

Par contre, le greffon osseux implique deux interfaces de fusion, ce qui augmente le risque de complications. En effet, les deux interfaces doivent être stabilisées pour obtenir une bonne fusion osseuse. De plus, on utilise souvent un greffon bicortical provenant de la crête iliaque pour conserver la longeur initiale du membre inférieur. La consolidation osseuse doit donc passer par un remodelage osseux de ce greffon qui peut être longue.

L'utilisation de greffon osseux, les techniques de récolte et de mise en place, ainsi que les résultats cliniques sont l'objet de plusieurs études (Bingold, 1986; Bishop, 1995; Campbell, 1974; Campbell 1990; Catanzariti, 1996; Chuinard, 1963; Danziger, 1995; Hatt, 1940; Kirkpatrick, 1991; Malarkey, 1991; Marcus, 1983; Mendicino, 1996; Soren, 1968; Wilson 1969).

2.1.8 Approche opératoire

Plusieurs approches à la cheville sont décrites dans la littérature: antérieure, antéro-latérale, postéro-interne, latérale, interne. Le but du chirurgien, lors du choix de l'approche, est d'obtenir une bonne accessibilité aux surfaces articulaires qu'il doit préparer afin d'opposer

deux surfaces d'os spongieux. Il doit néanmoins toucher le moins possible aux structures neurovasculaires, tendineuses et ligamentaires avoisinantes.

L'approche latérale ou médiale nécessite l'enlèvement de la malléole pour avoir accès à l'articulation.

L'approche antérieure, si l'incision est transversale (Charnley, 1951), touche plusieurs structures neurovasculaires. Dans le cas d'une incision longitudinale, l'accès à la cheville nécessite l'écartement des tissus mous sans endommager ceux-ci.

L'approche antéro-latérale offre un compromis intéressant quant à l'accessibilité à la cheville et les dommages causés aux structures environnantes. Cette approche constitue la grande autoroute de la cheville et est de loin la plus populaire (Fowles, 1997).

L'approche arthroscopique est de plus en plus utilisée (Bonnin, 1995; Bresler, 1994; Corso, 1995; Dent, 1993; Glick, 1996; Jerosch, 1996; Ogilvie-Harris, 1993; Turan, 1995; Yee, 1994) et présente l'avantage de minimiser la tailles des incisions (4 ou 5 petites incisions au lieu d'une grande), de réduire les complications et d'accélérer la récupération du patient. Il s'agit par contre d'une chirurgie plus longue et techniquement plus difficile.

2.1.9 Préparation des surfaces articulaires

La préparation des surfaces articulaires est une opération clé dans l'arthrodèse de la cheville. Certains auteurs (Charnley, 1951; Morgan, 1985; Johnson, 1992) préconisent une ostéotomie plane du dôme astragalien ainsi que de la mortaise tibiale. Les cartilages doivent être enlevés jusqu'à l'obtention d'une surface d'os spongieux. De cette manière, l'angle de coupe détermine la position finale du pied en flexion-extension, en pronation-supination et en rotation. Avant d'appliquer le dispositif de fixation, le chirurgien doit s'assurer de la position de la cheville. S'il n'est pas satisfait, un résection de l'os avec l'angle voulu est nécessaire. La position en rotation est généralement déterminée par le chirurgien.

Une autre technique (Anderson, 1945) consiste à garder la forme initiale de poulie et mortaise de la cheville, et enlever le cartilage jusqu'à l'os spongieux. Ainsi, la position finale du pied en flexion-extension peut toujours être ajustée. Par contre, l'ajustement de la position en inversion-éversion est plus difficile à modifier.

Une bonne apposition des surfaces est primordiale pour le succès de l'arthrodèse. La distribution des forces de pression, qui jouent un rôle important dans la guérison osseuse, dépend de la qualité d'apposition des surface. Un mauvais assemblage des surfaces signifie des espaces vides entre les surfaces et des points de contact ayant de très petites surfaces. Les écarts trop importants peuvent inhiber le processus de guérison et amener un échec de

l'arthrodèse. Les points de contacts peuvent subir des contraintes élevées, ce qui peut provoquer la nécrose de l'os.

2.1.10 Position du pied

La position finale du pied en flexion-extension, en pronation-supination et en rotation est déterminante pour le succès clinique de l'arthrodèse de la cheville. En cas de mauvaise position de la cheville, il peut en résulter un manque de stabilité du patient, et un chargement excessif sur le bord externe ou interne du pied, sur les têtes métatarsiennes, des différentes articulations du pied moyen et de l'arrière-pied, ainsi que sur les articulations du genou, de la hanche et de la colonne lombaire.

En flexion-extension, une position neutre ou légèrement en flexion-plantaire est souhaitée. En effet, étant donné la mobilité de l'articulation de Chopart (médio-tarsienne), le pied tolère d'avantage une légère flexion plantaire qu'une dorsi-flexion (Ratliff 1959, Morrey 1980, Hagen 1986). En pronation-supination, une position neutre est souhaitable. De plus, la position du talon en varus ou valgus est généralement associée à des résultats cliniques insatisfaisants (Hagen 1986). Cependant, un léger valgus est mieux toléré qu'un varus (Fowles, 1997).

2.2 Évaluations cliniques

L'arthrodèse de la cheville et les techniques opératoires qui s'y réfèrent ont fait l'objet de nombreuses évaluations cliniques. Parmi celles-ci, on retrouve des études de cas (*case-report*) ainsi que des études de séries de cas. Ces types d'évaluation comportent de multiples biais, mais peuvent quand même être utilisées à titre indicatif.

2.2.1 Procédures d'évaluation

Les différents rapports d'évaluation clinique concernant des séries de cas utilisent généralement la même procédure. Ces études mentionnent la ou les techniques utilisées pour l'arthrodèse, le nombre de chevilles traitées, les indications chirurgicales, les résultats ainsi que les complications possibles.

2.2.1.1 Techniques utilisées

Les techniques utilisées pour les études de séries de cas sont décrites et pour chacune d'elle, le nombre de patients est noté. Plusieurs séries de cas contiennent plusieurs techniques d'arthrodèse, et présentent les résultats sans discernement de la procédure employée, ce qui

Les indications chirurgicales et leur fréquence dans la série sont répertoriées et généralement elles sont multiples à l'intérieur d'une même série. Les différences au niveau des indications chirurgicales introduisent un biais important à considérer lors de l'interprétation des résultats. Malheureusement, peu d'auteurs séparent leurs résultats en fonction du type d'indication chirurgicale.

Certains auteurs ont publié des résultats d'arthrodèses effectuées pour une indication chirurgicale bien spécifique: séquelles douloureuses de fracture (Hallock, 1945), ostéoarthite (Helm, 1990; Ottolenghi, 1970; Ross, 1985), traumatismes (Verhelst 1976), polyarthrite rhumatoïde (Iwata, 1980; Moran, 1991), neuroarthropathie lépreuse (Shibata, 1990), faillite d'arthroplastie totale de la cheville (Kitaoka, 1991), diabète (Papa, 1993), tumeur (Scarborough, 1997). De plus, un auteur a étudié l'arthrodèse de la cheville chez les enfants (Wang, 1974).

Comme il existe environ une trentaine de procédures différentes pour l'arthrodèse de la cheville, on peut supposer que certaines techniques sont plus appropriées pour certaines pathologies ou indications chirurgicales et moins appropriées pour d'autres. Il serait donc plus intéressant d'étudier l'effet qu'aurait une seule technique d'arthrodèse sur une seule indication chirurgicale. Aucun biais expérimental ne serait alors présent. Mais la réalité clinique est évidemment différente et il faut s'en accomoder.

2.2.1.5 Complications

Les complications rapportées sont de natures diverses: non-union, union retardée, cal vicieux, infection et position vicieuse du pied sont parmi les plus souvent mentionnées. On retrouve aussi la douleur, la nécrose de la peau ainsi que des fractures du greffon. La fracture osseuse proximalement au site d'arthrodèse fait l'objet de certains articles (Alvarez 1996, Lidor 1997, Mitchell 1995). Aucune faillite par fracture du fixateur (vis, plaque, clou, tige) n'a été rapportée.

2.2.2 Comparaison inter-études

Confronter les études cliniques les unes aux autres permettrait de comparer l'efficacité des différents fixateurs ainsi que celle des nombreuses techniques d'arthrodèse utilisées. Toutefois, plusieurs biais peuvent intervenir lorsque l'on compile les résultats de plusieurs études. Les sources d'erreur sont nombreuses: le centre hospitalier, l'équipe chirurgicale, l'échantillonnage des patients (âge, sexe, état de santé et autres), les indications chirurgicales, l'évaluation et le traitement des complications font partie des facteurs qui peuvent varier d'une étude à l'autre. De plus, l'évaluation du résultat d'une arthrodèse de la cheville peut aussi varier d'un auteur à l'autre; il faut donc être prudent lorsque l'on tire des conclusions en comparant plusieurs études.

l'utiliseront. Cette méthode d'évaluation fut rapidement adoptée et depuis, les résultats de la plupart des études cliniques incluent une évaluation des patients avec le système Mazur.

Le système d'évaluation de Mazur fonctionne avec un barème de 100 points répartis également entre la douleur (50 points) et la fonctionnalité (50 points). L'annexe II reproduit le système d'évaluation de la cheville de Mazur.

Une personne normale obtiendrait normalement 100 points. À cause de la fusion de la cheville et de l'absence de mouvement au niveau de cette articulation, un patient arthrodèsé peut obtenir un maximum de 90 points: les 10 points octroyés à l'amplitude de mouvement sont inaccessibles. Un pointage entre 80 et 90 est considéré comme excellent; entre 70 et 79, bon; entre 60 et 69, moyen, et en dessous de 60, faible.

La méthode de Duquennoy (Bresler, 1993) et la méthode McGuire (Pfahler, 1996) sont aussi d'autres systèmes d'évaluation clinique de la cheville.

2.2.4 Études cliniques particulières

Certaines études cliniques retiennent plus particulièrement notre attention. Entre autre, notons celle de Moeckel et al. (1991) comparant les fixations internes et les fixations externes, et celle de Myerson et al. (1991) comparant l'approche classique de la chirurgie

Tableau 1: Complications dans l'étude de Moeckel (1991)

Complications	Interne	Externe
Non-union	2 (5%)	6 (21%)
Union retardée	2 (5%)	4 (4%)
Fracture	5 (13%)	1 (4%)
Infection de type "trajet de broche"	0 (0%)	5 (18%)
Retard de guérison	2 (5%)	1 (4%)
Total	11 (28%)	17 (61%)

Les fixateurs externes sont associés à un taux élevé de complication (61%). Les tiges transcutanées sont difficilement tolérées à cause du mouvement de la peau autour des tiges, et de la compression de la peau entre les tiges et la tension de la peau à l'extérieur de celle-ci. Cette tension/compression des tissus mous amène généralement une infection de type "trajet de broche". La biomécanique du fixateur de Charnley ne permet pas une compression uniforme et amène donc un taux plus élevé de non-union et d'union retardée (Pfahler, 1996).

Les fixateurs internes permettent une compression plus uniforme des structures osseuses de la cheville tout en évitant les problèmes de tolérance des tiges de Steinman. De plus, l'immobilisation de la jambe requise après l'opération est réduite.

2.2.4.2 Comparaison arthroscopie versus chirurgie ouverte

Depuis une dizaine d'années, les techniques de chirurgie par arthroscopie se sont développées et sont de plus en plus utilisées pour régler des problèmes de la cheville, notamment dans le traitement de la synovite, de l'arthrite, des lésions aux cartilages et des infections (Bonnin, 1995; Bresler, 1994; Corso, 1995; Dent, 1993; Glick, 1996; Guhl, 1988; Jerosch, 1996; Myerson, 1989; Ogilvie-Harris, 1993; Turan, 1995; Yee, 1994). L'arthroscopie présente l'avantage de réduire l'étendue des incisions, et permet ainsi de réduire le temps de guérison.

Myerson (1989), a étudié les résultats de l'arthrodèse de la cheville en comparant la chirurgie ouverte et la chirurgie par arthroscopie. Le fixateur utilisé dans les deux cas était deux vis spongieuses croisées. Dans cette série, le taux de fusion pour la chirurgie ouverte était de 100%, comparativement à 94% pour la chirurgie par arthroscopie. Par contre, le temps moyen de fusion du groupe arthroscopique était de 8.7 semaines tandis qu'il était de 14.5 semaines pour le groupe avec chirurgie ouverte. La rapidité de la fusion est probablement due à la réduction des dommages au périoste osseux et de la dissection des tissus mous. De plus, non seulement le temps du séjour à l'hôpital passe de 4 jours en moyenne à 1.5 jour avec arthroscopie, mais la douleur est aussi considérablement réduite.

L'arthroscopie est une technique très attirante dans les cas de problèmes vasculaires, dermatologiques ou neurologiques. Les petites incisions de l'arthroscopie permettent de réduire efficacement les risques de dommages aux structures importantes et à la vascularisation de la peau, et diminue le risque d'infection qui peut être désastreux chez un diabétique, allant même jusqu'à l'amputation. Cette technique demande toutefois une plus grande dextérité et augmente beaucoup la durée de l'opération. La sélection des patients pour ce type de chirurgie est aussi critique (Ogilvie-Harris, 1994).

2.2.5 Compilation des résultats cliniques pour les trois fixateurs étudiés

2.2.5.1 Fixateur externe de Charnley

Le fixateur externe de Charnley a fait l'objet de plusieurs études cliniques (Charnley, 1951; Ratliff, 1959; Verhelst, 1976; Said, 1978; Lance, 1979; Morrey, 1980; Boobbyer, 1981; Hagen, 1986; Lynch, 1988; Helm, 1990; Maurer, 1991; Moeckel, 1991; Moran, 1991). Le tableau 2 résume les études cliniques sur le fixateur de Charnley et leurs résultats.

2.2.5.2 Fixation par vis spongieuses croisées

La fixation par vis spongieuses croisées a fait l'objet d'un bon nombre d'études cliniques (Morgan 1985, Dennis 1990, Holt 1991, Mann 1991, Maurer 1991, Moeckel 1991, Myerson 1991, Holz 1992). Le tableau suivant résume les résultats de ces études.

Tableau 3: Études cliniques sur les vis croisées

Auteur	Année	Nb. de spéc.	Taux de fusion	Temps de fusion
Morgan	1985	101	96/101	?
Dennis	1990	16	15/16	9.2 sem.
Holt	1991	22	17/22	18 sem.
Mann	1991	18	17/18	14.7 sem.
Maurer	1991	35	35/35	12 sem.
Moeckel	1991	40	38/40	?
Holz	1992	15	13/15	10 sem.
Myerson	1991	33	16/16 (o) 16/17 (a)	14.5 sem. (o) 8.7 sem. (a)
Stranks	1994	20	19/20	12.5 sem.
Chen	1996	38	38/38	13 sem.
TOTAL		280	320/338 (94.7%)	12.6 sem. (moy. pondérée)

Les résultats cliniques concernant la technique avec vis croisées montrent un taux de fusion supérieur à la technique de Charnley (94.7% par rapport à 78.1%) et un temps de fusion légèrement inférieur (12.6 semaines par rapport à 14.5 semaines). Il faut tout de même

rester prudent lors d'une telle comparaison, car la plupart des études concernant les vis croisées sont beaucoup plus récentes que celles sur le fixateur de Charnley. Il est probable que l'amélioration des techniques chirurgicales ainsi que des soins hospitaliers permettent de meilleurs résultats pour les études cliniques récentes sur les vis croisées.

2.2.5.3 Fixation par plaque en T

L'immobilisation de la cheville arthrodèsée à l'aide d'une plaque en T inversée fait l'objet de très peu d'études cliniques. Seuls Braly (1994), Ross (1985), Scranton (1985) et Wang (1993) ont publié des séries de cas d'arthrodèse utilisant cette technique, et encore, Ross utilise non pas une, mais deux plaques en T, une de chaque côté de la cheville, souvent utilisée lors d'une deuxième tentative d'arthrodèse (ré-opération). Voici le résumé de leurs résultats:

Tableau 4: Études cliniques sur la plaque en T

Auteur	Année	Nb. de spéc.	Taux de fusion	Temps de fusion
Ross	1985	8	8/8	8 sem.
Scranton	1985	25	24/25	12 sem.
Wang	1993	11	10/11	11.8 sem.
Total		44	42/44 (95.5%)	11.2 sem. (moy. pondérée)

Évidemment, le nombre réduit de ces séries de cas ne permet pas une évaluation comparable et significative avec les deux autres techniques (Charnley et vis croisées) mais ces résultats laisse présager un avenir prometteur pour la plaque en T.

2.3 Évaluations biomécaniques

Très peu d'études biomécaniques sur les techniques d'arthrodèse de la cheville ont été publiées à ce jour. Scranton (1980) fut le premier à évaluer la stabilité mécanique de certaines procédures d'arthrodèse de la cheville. Outre Scranton, Ogilvie-Harris (1994), Thordarson (1990, 1992, 1994) et Dohm (1994) ont aussi présenté des études biomécaniques sur le sujet. Le tableau 5 résume l'ensemble de ces études.

2.3.1 Protocoles expérimentaux

Il est difficile de comparer les résultats des études biomécaniques existantes car il existe certaines différences au niveau du protocole expérimental employé. On peut observer des différences au niveau de la réutilisation des spécimens pour plusieurs essais, sur les conditions géométriques aux limites (immobilisation du tibia ou du péroné), à la prise de mesure ainsi qu'au niveau de l'application des forces.

2.3.2 Résultats des évaluations

2.3.2.1 Étude de Scranton (1980)

Scranton compare la stabilité du fixateur externe de Charnley, de la procédure de la Royal Air Force utilisant une greffe du péroné, et la plaque de compression dynamique en T. Il utilise cinq chevilles qu'il instrumente à tour de rôle avec chacune des trois techniques de fixation.

L'astragale a été immobilisée rigidement à la table d'essai à l'aide d'époxy. Les chargements ont été appliqués sur le tibia à l'aide d'une machine de traction Instron. Le mouvement de flexion-extension, le cisaillement postéro-antérieur et la pronation-supination sont les trois degrés de liberté qui ont été testés. Selon Scranton, il s'agit des trois degrés de liberté les

instrumentée de jauges de contrainte permettant de connaître le moment de torsion ou de flexion. Les chevilles ont été testées en flexion-extension, en flexion médio-latérale (pronation-supination) et en rotation (abduction-adduction). La charge appropriée pour chaque degré de liberté est appliquée manuellement à basse vitesse, jusqu'à l'obtention d'un moment de 8 N×m. La rotation qui en résulte est notée comme étant le mouvement en degré de l'articulation.

Pour les spécimens de bonne qualité osseuse, l'ajout du péroné augmente légèrement la raideur. Pour le groupe de spécimens de mauvaise qualité osseuse, l'ajout du péroné augmente de manière significative (Student t-test) la raideur. L'ajout du péroné est donc très avantageux lorsque les structures osseuses sont ostéoporotiques.

2.3.2.3 Étude de Thordarson (1992)

En 1992, Thordarson publie une autre étude en utilisant le même montage expérimental qu'en 1990 . Il compare alors la fixation avec deux vis spongieuses croisées avec le fixateur externe de Calandruccio, sur 23 chevilles cadavériques. Chacune des chevilles est instrumentée à tour de rôle avec les deux fixateurs.

2.3.2.5 Étude de Dohm (1992)

Dohm (1994) a présenté des résultats de tests destructifs en comparant une fixation utilisant deux plaques de compression dynamique en T, les vis spongieuses croisées et la procédure de la Royal Air Force.

Les tests destructifs ont été faits en flexion-extension. La fixation avec deux plaques en T a démontré une plus grande raideur et une plus grande charge à la rupture.

2.3.2.6 Étude de Ogilvie-Harris (1994)

Ogilvie-Harris (1994) compare le degré de compression et la résistance à la torsion pour une technique à 2 vis croisées versus 3 vis croisées. Les conclusions de cette étude montrent que trois vis offrent plus de compression et de résistance à la torsion que seulement deux. L'ordre d'insertion des vis semble aussi avoir son importance; une plus grande compression est atteinte en insérant d'abord la vis latérale.

Tableau 5: Études biomécaniques dans la littérature

Auteur	Année	Nb de spéc.	Fixateurs comparés	Degrés de liberté testés
Scranton	1980	5	Plaque en T R.A.F. Charnley	Cisail. P-A Supinat.-pronat. Flex.-extens.
Thordarson	1990	18	Vis croisées avec et sans péroné	Supinat.-pronat. Flex.-extens. Abduct.-adduct.
Thordarson	1992	23	Vis croisées Calandruccio	Supinat.-pronat. Flex.-extens. Abduct.-adduct.
Thordarson	1994	8	Calandruccio et modifications	Supinat.-pronat. Flex.-extens. Abduct.-adduct.
Dohm	1994	30	2 Plaques en T Vis croisées R.A.F.	Test destructif en flexion plantaire
Ogilvie-Harris	1994	16	Vis croisées (2) Vis croisées(3)	Rotation

2.4 Consolidation osseuse

Il existe deux type d'os: l'os cortical, rigide et compact, et l'os spongieux, moins dense mais très vascularisé. L'os cortical est en perpétuel remodelage par résorbsion et reconstruction selon les contraintes mécaniques qu'il subit. L'os spongieux renferme un grand nombre les ostéogènes et les ostéoblastes, ce qui en fait un matériel de greffe très ostéogénique, telle que la crête iliaque.

Une fracture ou une arthrodèse enclenche un mécanisme complexe de réparation osseuse. Cette réparation a pour but de réunir deux ou plusieurs morceaux osseux séparés par un bris ou une coupe. La réparation d'une fracture passe par la formation de nouveaux tissus qui se forment entre et autour du site de fracture. Ce nouveau tissus se nomme le cal. Le cal se développe de différentes façon à différents endroits, pour éventuellement s'ossifier et se remodeler.

Au stade initial de la fracture (ou de l'arthrodèse), il se forme un hématome qui remplie rapidement l'espace entre les os à réunir. Après peu de temps, un cal se forme par la proliférations des cellule fibroblastes et ostéogèniques. La plupart de ces cellules se différencient en ostéoblastes. L'apport sanguin se développe à partir des tissus mous environnants. Il se forme ensuite un réseau désorganisé de trabécules et de fibres de collagènes qui se fixe à chacun des bouts d'os à réunir. Certaines cellules ostéogéniques se différencient en chondroblastes et forment un cartilage qui unie les morceaux à réunir. S'il y a mouvements au site de fracture, la formation de cartilage et de tissus fibreux augmente, et il se forme un cal dit externe. S'il y a réduction et compression de la fracture, il n'y a généralement pas ou peu de cal externe, et seul un cal interne se forme. L'ossification de ce cartilage forme un pont au site de fracture, le cal osseux, constitué de tissus osseux faible et désorganisé. L'étape suivante consiste à consolider et à remodeler ce cal osseux. Pour l'os cortical, la structure ossifiée et désorganisée du cal est résorbée par les ostéoclastes et se reforme par les ostéoblastes en os mature avec des ostéons et canaux haversiens. Pour une

CHAPITRE 3

OBJECTIFS DU PROJET

Il est important d'établir les objectifs du projet et les hypothèses globales de travail. De manière générale, cette étude de maîtrise a pour but une évaluation expérimentale de la stabilité biomécanique des fixateurs utilisés cliniquement pour l'arthrodèse de la cheville. Les résultats de cette étude biomécanique pourront être comparés aux résultats cliniques de la littérature, et permettront de lier les principes biomécaniques de ces fixateurs aux degrés de succès cliniques rapportés.

3.1 Hypothèses simplificatrices

3.1.1 Chevilles embaumées vs chevilles fraîches

Les chevilles disponibles pour ce projet étaient toutes embaumées. Les effets du formol sur les propriétés mécaniques de l'os sont peu connus, mais l'hypothèse de travail suivante a été retenue:

Les résultats comparatifs (relatifs) des tests biomécaniques qui seront obtenus expérimentalement sur des chevilles embaumées sont proportionnellement similaires aux

résultats qui auraient pu être obtenus avec des chevilles fraîches (McElhaney, 1964; Evans, 1973).

3.1.2 Chevilles saines vs chevilles pathologiques

Pour faciliter le travail de comparaison entre les différentes techniques d'arthrodèse, les chevilles sélectionnées pour cette étude étaient exemptes de toute pathologie apparente. Les effets des différentes conditions pathologiques indiquées pour l'arthrodèse de la cheville sur les résultats des tests biomécaniques sont inconnus, et ils ont donc été négligés. Cliniquement, certaines indications peuvent nécessiter une technique plutôt qu'une autre, mais cet apect dépasse le cadre de cette étude.

3.1.3 Âge, sexe et condition physique

L'âge, le sexe, le poids, la condition physique de même que la raison du décès des donneurs étaient inconnus au moment de publier cette étude, et il sera donc impossible de faire varier les résultats selon ces facteurs.

3.2 Hypothèse

Voici l'hypothèse qui servira de premisse à cette étude biomécanique:

Plus la raideur de fixation, donc le degré d'immobilisation, de la cheville arthrodèsée est élevé, plus le taux de succès de l'opération est élevé et moins le temps de guérison (union) est élevé.

Cette hypothèse nous semble la plus réaliste, puisque la plupart des technique de réduction de fracture (Bishop, 1995) tendent à immobiliser et fixer rigidement les fragments osseux en position de compression des surfaces osseuses.

3.3 Objectifs

Évaluation biomécanique des chevilles arthrodèsées

Le premier objectif de ce projet est d'évaluer expérimentalement le comportement biomécanique de trois types de fixateur courrament utilisés pour l'arthrodèse de la cheville. Ces trois fixateurs sont: a) le fixateur externe de Charnley, b) les vis croisées et c) la plaque en T. L'évaluation biomécanique devra comparer les trois fixateurs dans les degrés de liberté suivants: cisaillement postéro-antérieur, cisaillement médio-latéral, flexion-extension, pronation-supination et adduction-abduction.

Analyse simplifiée par la méthode des éléments finis (MEF)

Le deuxième objectif de ce projet est de développer un modèle simple et d'évaluer par la méthode des éléments finis (MEF) le comportement biomécanique des trois fixateurs mentionnés ci-haut et ce, selon les mêmes degrés de liberté.

Comparaison iomécanique vs MEF vs clinique

Le troisième objectif de cette étude est de comparer les résultats expérimentaux et les résultats de l'analyse par MEF avec les résultats cliniques publiés dans la littérature.

CHAPITRE 4

MATÉRIEL ET MÉTHODE

4.1 Description générale de la méthode

Pour cette étude expérimentale, le groupe de chirurgiens de l'Hôpital Hôtel-Dieu de Montréal, constitué du Dr John Fowles, du Dr Olga Huk et du Dr Nathalie Hamel nous ont proposé d'instrumenter des chevilles de cadavres humains avec différents fixateurs utilisés pour l'arthrodèse de la cheville, et de nous les amener au laboratoire du GRBB (Groupe de Recherche en Biomécanique et Biomatériaux) de l'École Polytechnique de Montréal pour faire des tests biomécaniques sur celles-ci. Nous avons monté ces chevilles instrumentées sur un banc de test mécanique de type Bionix et recueilli des données de forces et déplacements pour évaluer la raideur des fixateurs.

4.2 Montage expérimental

Le montage expérimental est constitué d'une machine de traction uniaxiale hydraulique Bionix Material Testing System (MTS), de l'appareillage mécanique approprié pour effectuer les tests désirés et d'un système informatique d'acquisition de données.

4.2.2 Système d'acquisition de données

Le système d'acquisition de données comprend un micro-ordinateur compatible IBM 80286, une carte d'acquisition et de convertion analogique-numérique, ainsi qu'un logiciel d'acquisition et d'affichage graphique.

Le signal de force, provenant de la cellule de force, ainsi que le signal de déplacement, provenant du capteur LVDT, sont des signaux analogiques compris entre ±10 volts. Ces signaux analogiques sont convertis en valeurs numériques par une carte d'acquisition et de conversion analogique-numérique de marque Metrabyte, modèle DAS-16. Cette carte d'acquisition peut accomoder jusqu'à 8 signaux différentiels à la fois.

Le logiciel d'acquisition de données Labtech Notebook permet l'acquisition des valeurs numériques provenant de la carte DAS-16, la sauvegarde de ces données brutes sur support magnétique et l'affichage des courbes de force et de déplacement en fonction du temps à l'écran.

4.2.3 Montages pour les tests mécaniques

Des montages spéciaux ont été conçus pour effectuer les différents tests mécaniques requis. L'usinage des pièces a été effectuée par Monsieur Jérome Déziel, technicien à l'Institut de Réadaptation de Montréal, à partir des dessins de conception de l'auteur.

Des reproductions de photos du montage expérimental se trouvent en annexe. Un montage permettant de fixer rigidement le tibia à la table d'essai a été construit à partir d'un montage existant du laboratoire du Groupe de Recherche en Biomécanique et Biomatériaux (GRBB). Il s'agit d'un tube métallique au centre duquel est positionné le tibia. Du polyméthylmétacrylate (PMMA) est ensuite coulé pour immobilisé définitivement le tibia. De la même façon, l'astragale est immobilisé au centre d'un cadre métallique en U. Le tube du tibia est maintenu rigidement à l'horizontal à environ 15 cm au dessus de la table d'essai par une base métallique.

4.3 Méthodologie

La méthodologie suivante a été développée lors d'une étude préliminaire dans le cadre du cours *GBM6115 - Introduction aux Biomatériaux.*

4.3.1 Préparation des échantillons pour l'arthrodèse

La préparation des spécimens pour l'arthrodèse a été effectuée au laboratoire clinique de l'hôpital Hôtel-Dieu de Montréal.

Les spécimens disponibles étaient des pieds humains cadavériques coupés à environ 15 cm en haut de la cheville. Ces spécimens étaient complets, os et tissus mous compris, et embaumés, c'est-à-dire complètement imbibés de formol (voir Annexe IV sur la conservation de l'os). Malheureusement, aucune information sur les donneurs n'était disponible pour cette étude (âge, sexe, poids, etc.).

Après s'être assuré visuellement qu'aucun des spécimens n'était ostéoporotique ou ne présentait de malformation (évaluation visuelle par les chirurgiens orthopédiques), les chevilles ont été débarrassées de tous leurs tissus mous à l'exception du ligament inter tibio-péronier distal, de manière à ne conserver que le segment distal du tibia et du péroné ainsi que l'astragale. L'astragale fut alors séparée de la pince tibio-péronière.

C'est à l'aide d'une scie oscillante, instrument fréquemment utilisé par les orthopédistes, d'ostéotomes et de rongeurs que le cartilage articulaire du tibia et de l'astragale est enlevé en suivant une coupe plane, de manière à exposer l'os spongieux sous-chondral. Le cartilage des malléoles est enlevé de manière similaire. Les surfaces osseuses sont ajustées pour obtenir le meilleur contact possible entre les structures osseuses. Un bon contact s'illustre par l'absence d'espace libre à l'interface d'arthrodèse ainsi qu'une surface maximale en contact pour distribuer les forces sur l'ensemble de celle-ci et pour diminuer les contraintes.

Tout en maintenant le tibia, le péroné et l'astragale dans la position désirée pour la fusion, une tige de Steinman de petit diamètre (2 mm) est insérée longitudinalement, à l'aide d'une perceuse, à travers l'astragale et le tibia pour maintenir les os dans cette position. Cette tige est placée temporairement et sera retirée lorsque la cheville aura été immobilisée à l'aide de la technique de fixation qui lui aura été assignée. Après avoir vérifier à nouveau l'interface de contact des os, la cheville est prête à recevoir le fixateur approprié.

4.3.1.1 Arthrodèse avec fixateur externe de Charnley

À l'aide de la perceuse, une première tige de Steinman de 4 mm de diamètre est insérée dans le tibia et transperce celui-ci suivant une direction latérale. Parallèlement à la première, une seconde tige de 4 mm est insérée dans l'astragale, en plein milieu du corps pour ne pas basculer l'astragale en avant ou en arière.

Un fixateur de Charnley est placé de chaque côté de la cheville, sur les tiges de Steinman de 4 mm. Par la suite, les deux fixateurs sont progressivement mis sous tension mécanique à l'aide de la vis d'ajustement sans fin. Les fixateurs sont ajustés pour obtenir une flexion moyenne des tiges de Steinman, tel que décrit par Charnley (1951). La compression des tiges a été effectuée par les chirurgiens orthopédistes et aucun moyen n'a été pris pour

mesurer ou contrôler le degré de compression, de manière à simuler une situation clinique la plus réaliste possible. La tige de Steinman de 2 mm placée temporairement est alors retirée.

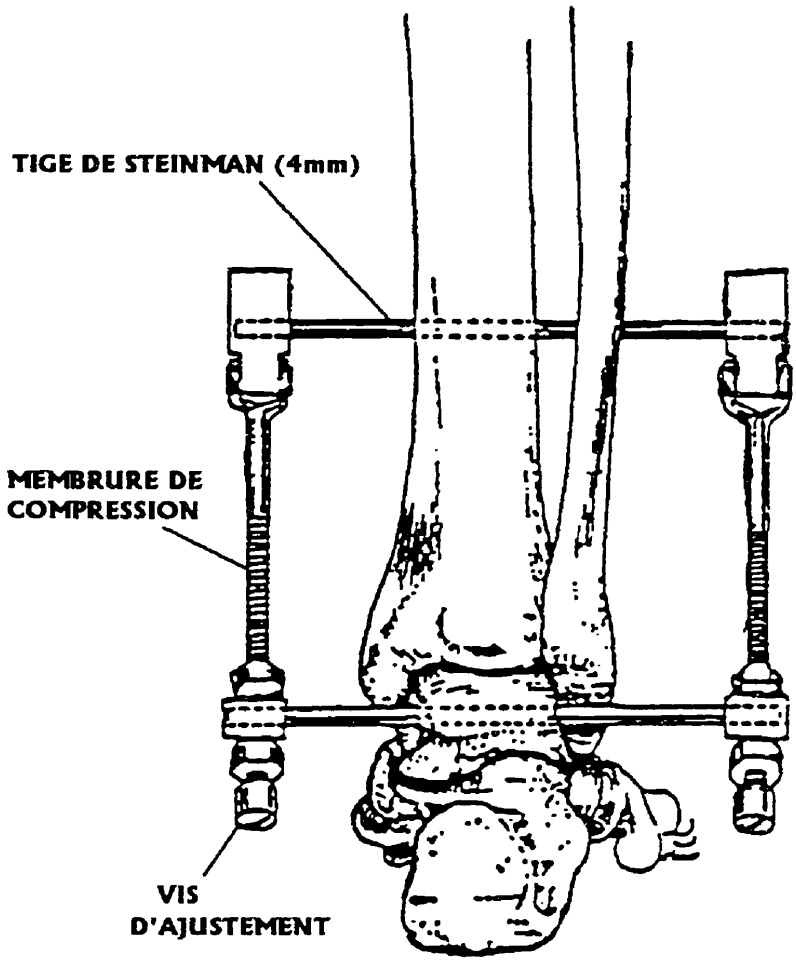


Figure 3 Fixateur externe de Charnley - D'après Fowles (1991)

4.3.1.2 Arthrodèse avec vis spongieuses croisées

Avec la perceuse et une mèche de 4 mm de diamètre, un premier tunnel de vis est percé dans le tibia. Le point d'entrée de ce tunnel est situé juste un peu à l'avant de la malléole externe. Le tunnel est orienté vers le côté interne du corps de l'astragale. À l'aide du taraudeur approprié, des filets sont pratiqués dans le tunnel osseux. La longeur du tunnel est mesurée avec le mesure-vis, et une vis de longueur appropriée est mise en place. Le mesure-vis est un outil constitué d'une tige graduée qui peut coulisser dans un tube. La tige est insérée jusqu'au fond du tunnel et le tube est appuyer contre l'entrée du tunnel. Le mesure-vis est ensuite enlevée et la longueur de la vis qui est nécessaire est directement lue sur la graduation de la tige. La vis de longueur et diamètre appropriés est alors vissé dans le tunnel pour que la partie filletée soit complètement dans l'astragale et ne traverse pas l'interface de fusion.

Un deuxième tunnel est percé depuis l'arrière et au-dessus de la malléole interne et orienté vers le côté externe du corps de l'astragale. Le tunnel est taraudé et mesuré, et la deuxième vis est mise en place, toujours en prenant soin d'avoir les fillets seulement dans l'astragale. Les vis se croisent tous près, juste un peu en dessous, de l'interface osseuse entre le tibia et l'astragale. La tige de Steinman de 2 mm placée temporairement est alors retirée et le serrage final des vis est effectué par le chirurgien orthopédiste présent.

4.3.1.3 Arthrodèse avec plaque de compression en T

La scie oscillante est utilisée pour découper la malléole interne suivant un plan de coupe sagittal. Le côté interne de l'astragale et du tibia sont ainsi préparés pour s'adapter parfaitement à la forme de la plaque en T.

La plaque est apposée contre la cheville en position voulue, le T étant renversé pour que la barre horizontale du T corresponde à l'astragale et que la barre verticale du T corresponde au tibia. Avec la plaque en place, les deux trous de l'astragale sont percés, taraudés et mesurés. Deux vis spongieuses, courtes pour ne pas dépasser l'astragale du côté du péroné, sont mises en place solidement.

Le tunnel du trou central oval (celui permettant d'effectuer la compression) est percé, taraudé et mesuré. La vis spongieuse appropriée est mise en place jusqu'à ce que la tête atteigne la plaque. Puis lentement, le serrage final de la vis est appliqué pour que la plaque en T glisse légèrement contre le tibia vers le haut. Les surfaces articulaires sont ainsi soumises à une précontrainte en compression. La compression graduelle des surfaces est très facilement perceptible lors du serrage de la vis de compression. Puis, les 2 autres vis sont mises en place dans le tibia pour assurer l'ancrage de la plaque et conserver la compression. Pour la méthode de plaque en T originale, l'astragale conserve ses 2 vis courtes. Pour la méthode de plaque en T modifiée, les vis courtes sont, l'une après l'autre

pour conserver la compression, remplacées par des vis plus longues qui viennent s'ancrer dans la malléole du péroné (voir figure suivante).

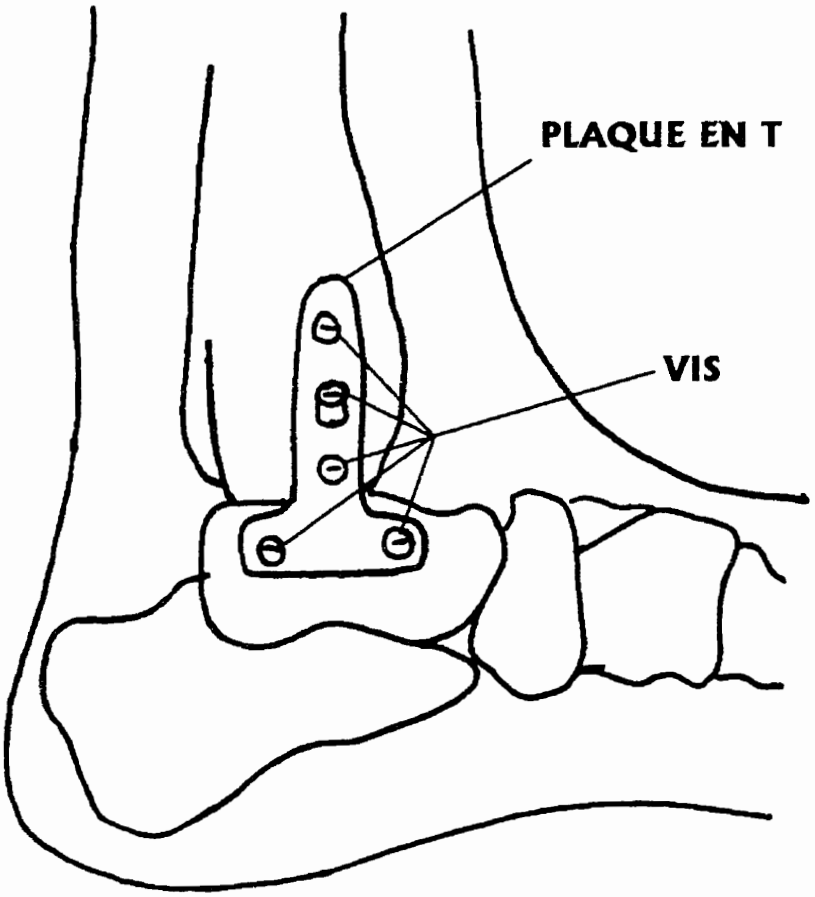


Figure 5 Fixateur avec plaque de compression en T inversé

connue et nous avons un nombre restreint d'échantillons à notre disposition. La découverte d'une méthode alternative pour la plaque en T nous a amené à réduire la taille de l'échantillon de 6 à 4 échantillons pour chacune des deux techniques de plaques en T.

4.3.2 Conservation des échantillons

Les spécimens arthrodèsés sont ensuite transférés au laboratoire du Groupe de Recherche en Biomécanique et Biomatériaux de l'École Polytechnique de Montréal. Ils sont placés dans des sacs hermétiques au congélateur et conservés à une température de -40°C.

Avant la préparation des échantillons pour les tests, les échantillons (toujours dans leurs sacs étanches) sont placés au réfrigérateur à une température de 2°C pendant au moins 24 heures. Ils sont ensuite placés à la température de la pièce (23°C en moyenne) pour au moins quatre heures.

Après la préparation des échantillons en vue des tests et aussi après les tests, les échantillons sont retournés immédiatement au congélateur à -40°C.

4.3.3 Préparation des échantillons en vue des tests

Une fois le spécimen à la température de la pièce, le tibia est positionné au centre d'un cylindre métallique creux de 2 pouces de diamètre. L'immobilisation du tibia au centre du cylindre est produite à l'aide de vis radiales taillées en pointe. Du polyméthyl métacrylate (PMMA) est ensuite coulé dans le cylindre métallique de façon à immobiliser complètement et définitivement le tibia et le péroné.

Un montage spécial, conçu pour positionner l'astragale dans un cadre métallique en U a été utilisé. Ce montage permet de s'assurer que le côté central du cadre en U est rigoureusement perpendiculaire à l'axe longitudinal du cylindre métallique contenant le tibia (voir photos à en annexe. Une fois l'astragale positionné dans le cadre en U, celui-ci est immobilisé avec des vis taillées en pointe. Du PMMA est ensuite coulé dans le cadre métallique de façon à immobiliser complètement et définitivement l'astragale. Durant toute l'opération du coulage de PMMA, qui doit se faire à l'extérieur du sac étanche, la cheville est régulièrement aspergée de solution physiologique, et plus particulièrement la zone arthrodèsée de la cheville. Une fois la réaction de prise du PMMA complétée (réaction exothermique), la cheville instrumentée est promptement amenée à la machine de test Bionix où les différentes mises en charge et mesures seront effectuées. Une reproduction photographique du montage des chevilles se retrouve à l'annexe V.

4.3.4 Protocole expérimental

4.3.4.1 Montage des échantillons sur la machine Bionix

Chacune des chevilles a été soumise à 5 types de test (mise en charge) dans l'ordre suivant: 1) Cisaillement antéro-postérieur, 2) cisaillement interne-externe, 3) dorsiflexion (extension), 4) flexion interne-externe (pronation-supination), et 5) rotation interne. Voir la section 2.2.2 pour les mouvements du pieds.

Pour chacun de ces tests, le tube métallique qui comprend le tibia est fixé rigidement au tablier de la machine Bionix, en position horizontale. Le cadre en U est positionné directement sous le piston actuateur de la machine.

Pour les mises en charge de type cisaillement (1 et 2), le cadre en U est fixé rigidement au piston, de manière à éliminer toute rotation ou flexion de la cheville. La mise en charge est donc un cisaillement pur. Pour les mises en charge de type flexion (3 et 4), la tige du piston (qui est terminée par une surface sphérique de rayon 1/4" ou environ 6mm) est appuyée sur la surface horizontale du cadre en U, à une distance horizontale de 45mm du plan des surfaces osseuses, en porte-à-faux. Ce bras de levier sur la cheville permet la flexion de celle-ci. Pour la mise en charge en rotation (5), un montage spécial monté sur roulements à billes a été construit pour transformer le mouvement linéaire du piston actuateur en mouvement de rotation pure. La tige du piston a été positionnée à 100mm de l'axe de rotation (bras de levier). Des photos du montage sur Bionix en annexe V.

cycle ainsi que la procédure de mise à 0 ont été déterminés lors d'une étude préliminaire effectuée dans le cadre du cours *GBM6115 - Introduction aux biomatériaux* , et présentée dans le rapport final de ce cours. Cette étude préliminaire a montrée qu'au bout de 5 cycles, le comportement mécanique (l'hystérésis de la courbe force-déplacement), ne change pratiquement plus. Ce conditionnement permet donc de stabiliser le comportement mécanique de l'échantillon. Les force maximales ont été placées à 35% de la charge de rupture, tel que recommandé par Sedlin (1966). La vitesse de mise en charge de 5 N/s a permis de recueillir une courbe linéaire lors de la montée de la force. Les signaux de force et de déplacement ont été recueillis à une fréquence de 2 Hz (2 mesures de force et de déplacement par seconde), et sauvés sous forme numérique pour calculs ultérieurs. Par la suite, la pente de la montée en force de chacun des 5 cycles a été calculée avec la technique de régression linéaire (règle des moindres carrés). La pente du cinquième cycle, considéré comme le comportement mécanique stablilisé, a été retenue pour fins d'analyse statistique.

4.4 Modélisation par la méthode des éléments finis

La grande complexité de la géométrie de la cheville nous oblige à simplifier grandement le modèle pour nous permettre d'étudier l'arthrodèse de la cheville. L'objectif étant de vérifier s'il y a une corrélation entre les résultats expérimentaux et l'analyse par éléments finis, un modèle simple nous donnera rapidement une idée du niveau de corrélation. Cette partie de notre investigation à fait l'objet d'un projet de fin d'étude (PFE), dans le cadre du diplôme de baccalauréat de monsieur Laurent Sacaut (1993).

4.4.1 Construction du modèle

De manière similaire à Chu (1991), notre modèle utilise des éléments solides 3-d. Les éléments solides 3-d sont constitués de 8 noeuds, soit un à chaque coin. Chaque noeud ne possède que trois degrés de liberté: translation en X, en Y et en Z. les rotations ne sont pas possibles pour ce type d'élément. Il est toutefois possible de simuler une torsion dans un modèle constitué entièrement de ces éléments. Il suffit d'appliquer des forces aux endroits appropriés pour créer des moments de torsion dans la structure, qui engendrent de petits déplacements. L'angle de torsion peut être calculé par méthode géométrique avec les coordonnées de quelques points.

La plaque en T est aussi constituée par des éléments solides cubiques 3-d. Elle est attachée au tibia par trois vis et retient l'astragale en deux endroit par deux autres vis. Lorsqu'il viendra le temps d'étudier la méthode avec plaque en T modifiée, les noeuds de l'extrémité de vis dans l'astragale seront bloqués dans leur déplacement pour simuler l'ancrage des vis dans le péroné. Les trois modèles sont illustrés aux figures des pages suivantes.

Les propriétés mécaniques utilisées proviennent de Ghista (1982). Pour l'os cortical, E_c=1.76GPa, ρ_c=2000 kg/m^3, ν_c=0.3, et pour l'os spongieux, E_s=0.28GPa, ρ_s=500 kg/m^3, ν_s=0.3; Pour les fixateurs, nous utilisons les propriétés de l'acier, E_a=210GPa, ρ_a=7850kg/m^3, ν_a=0.3. Lors des chargements en flexion et en rotation, l'interface osseuse au point de fusion est représentée par des éléments GAP qui évitent que les deux os se superposent.

L'élément GAP représente deux surfaces qui peuvent maintenir les contact entre elles, ou bien se séparer. Cet élément n'est capable de supporter que la compression dans la direction normale à la surface. Par contre, les déplacements incohérents en superposition ne sont pas permis. Ce type d'élément est non-linéaire, et nécessite un calcul itératif grâce à un processeur spécial du logiciel Algor. Pour les chargements en cisaillement, ces éléments sont bloqués en déplacement dans l'axe tibial. Le frottement des surfaces osseuses n'a pas été simulé. L'interface entre l'os et les fixateurs a été considéré sans glissement relatif.

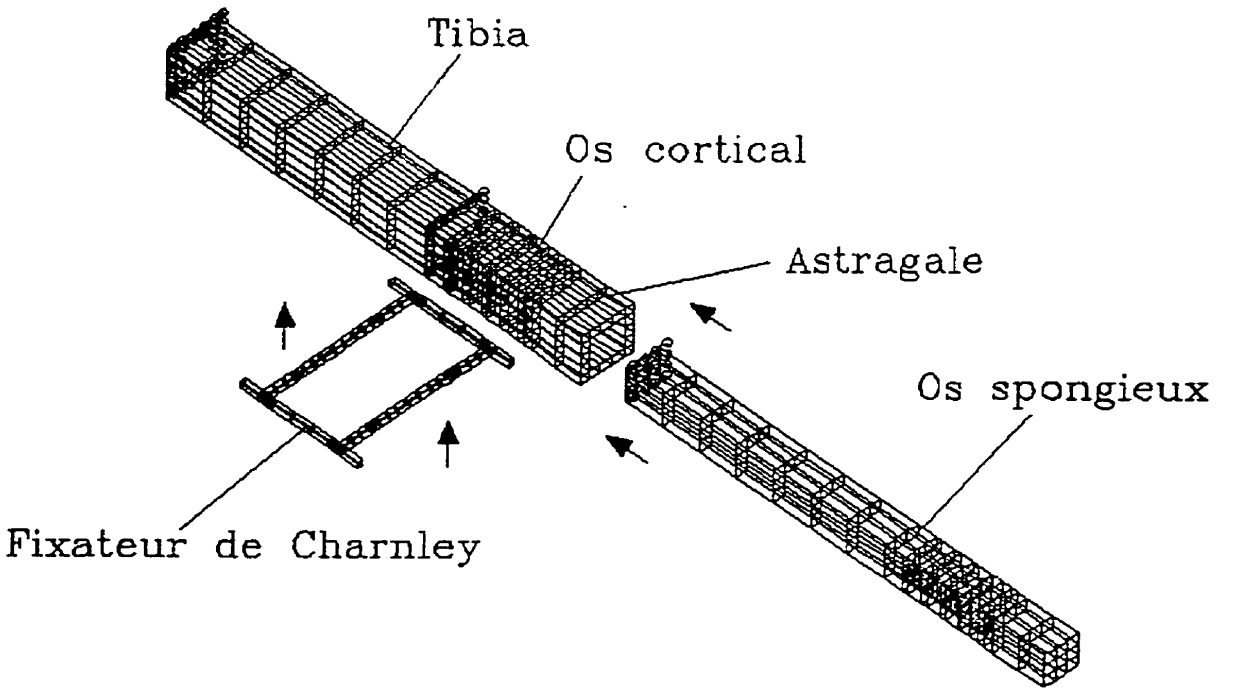


Figure 6 Modèle avec fixateur externe de Charnley

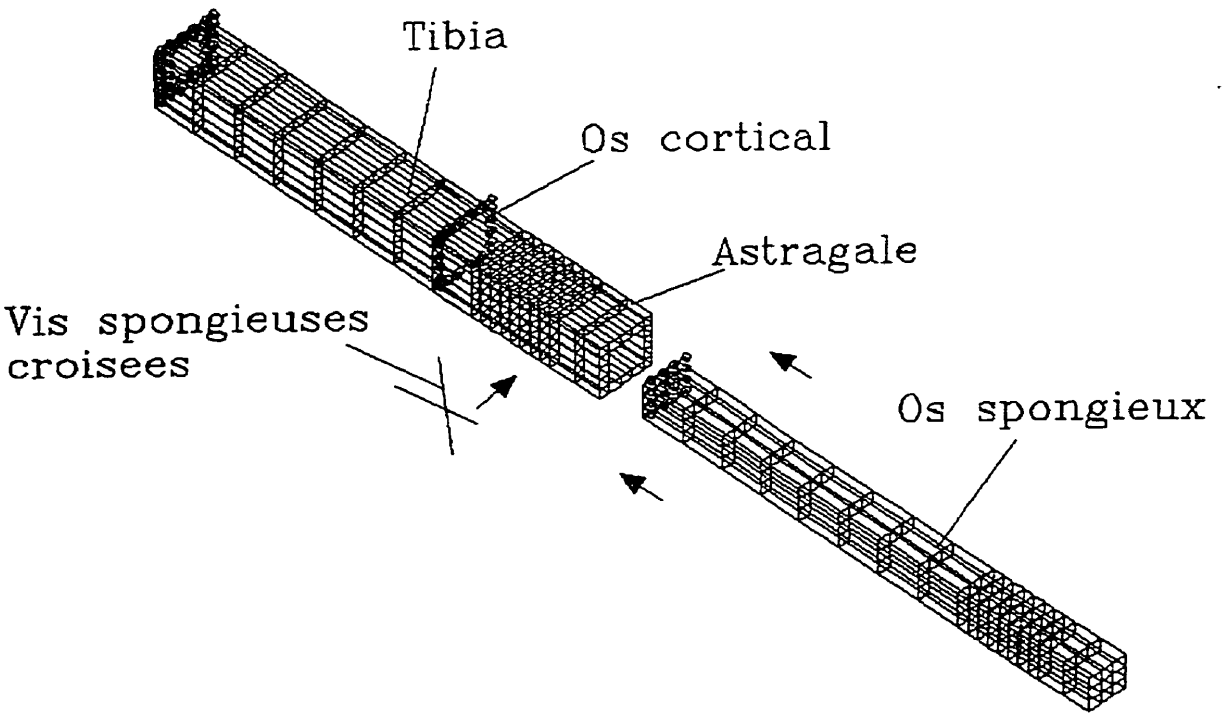


Figure 8 Modèle avec vis spongieuses croisées

4.4.2 Applications des charges et des conditions limites

Pour les conditions limites, des noeuds sur la couche externe formant un anneau autour du tibia sont bloqués dans tous les degrés de liberté. Ce blocage simule l'effet du PMMA qui immobilise le tibia dans les montages expérimentaux. Comme lors des essais expériementaux, les forces sont appliquées à 45mm de l'interface de fusion pour les chargements en flexion et en cisaillement. Cinq niveaux de force ont été appliqués pour chaque mode de chargement: 100N, 200N, 300 N, 400N et 500N. Pour ce qui est de la rotation, 4 forces de 188N sont appliquées aux quatres coins de la section carrée de l'astragale, avec un bras de levier de 13.3mm, ce qui résulte en un moment de torsion de 100 N-m. Les cinq conditions de chargements sont similaires à celles du montage expérimental: 1) Cisaillement antéro-postérieur, 2) cisaillement médio-latéral, 3) dorsiflexion (extension), 4) flexion interne-externe (pronation-supination), et 5) rotation interne. Un exemple de chargement en dorsiflexion du modèle avec fixateur de Charnley et la déformée résultante, sont illustré à la figure suivante.

La résolution des modèles d'arthrodèse par la méthode des éléments finis a été réalisé avec un ordinateur compatible IBM 486 de 25MHz, avec le solveur Algor^{mc}. Comme interface graphique pour bâtir le modèle, nous avons utilisé Superdraw2^{mc}, module inclus avec Algor^{mc}.

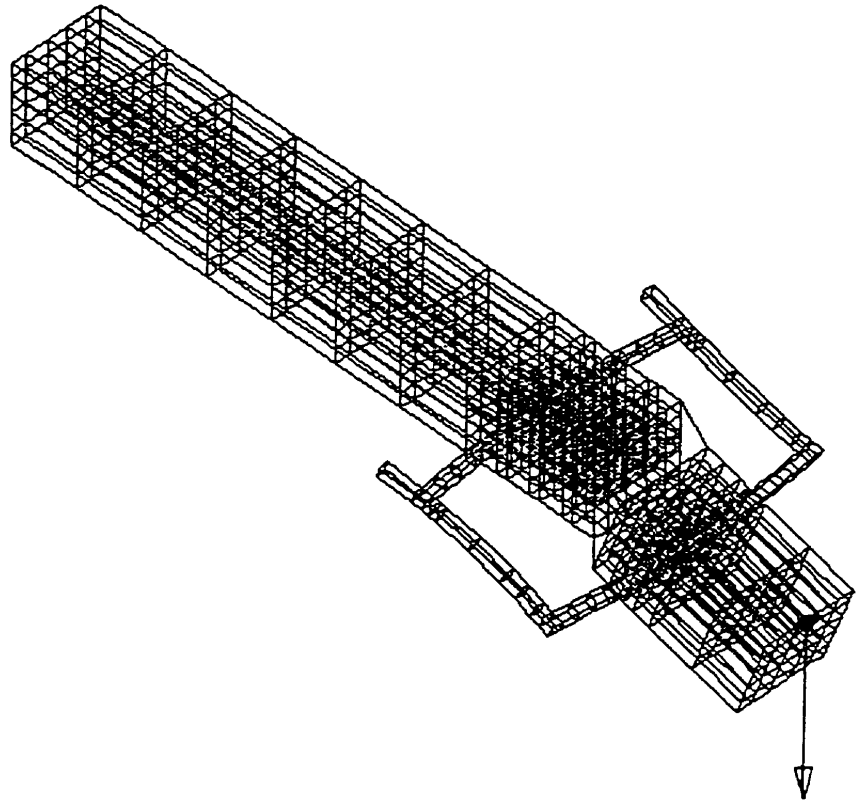


Figure 9 Illustration du modèle déformé du fixateur de Charnley en dorsiflexion

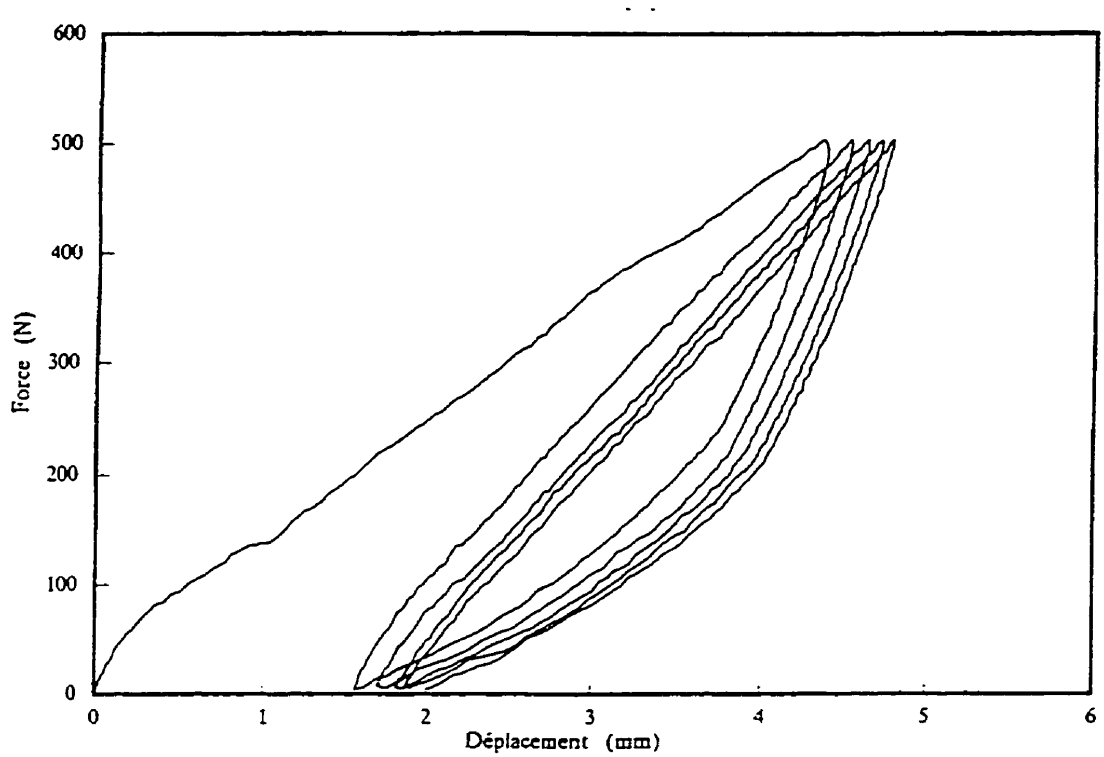


Figure 10 Courbe typique de Force versus Déplacement

5.2 Valeurs expérimentales

Les figures 11 à 15 représentent sous forme de bâtonnets les moyennes de raideur. Les valeurs représentent la pente du cinquième hystérésis, alors que le comportement mécanique est considéré stable.

Bien que le nombre *n* de spécimens pour chacune des techniques d'arthrodèse soit relativement peu élevé, il est tout de même intéressant d'observer les variances illustrées par la barre en T au-dessus du bâtonnet représentant la moyenne. Le lecteur pourra trouver le tableau des résultats bruts en annexe.

Fait intéressant à noter, nous avons remarqué, lors des tests expérimentaux, une différence notable de comportement parmi les chevilles avec fixateur plaque en T. Après examen des échantillons, nous avons remarqué qu'il y avait deux façons de placer la plaque en T sur la cheville. C'est par accident, que les chirurgiens orthopédistes de l'équipe ont instrumenté les chevilles avec plaque en T de deux façons différentes. Ce n'est qu'après un examen approfondi des chevilles que la différence d'instrumentation a été découverte.

La différence entre les deux méthodes réside principalement dans la longueur des vis qui fixe la plaque en T à l'astragale. Si les vis dans l'astragale sont courtes et n'atteignent pas le péroné (suivant la méthode originale), il n'y a pas de connection directe entre l'astragale et le péroné, et l'immobilisation de la cheville dépend plutôt de la plaque (figure 11). Si les vis

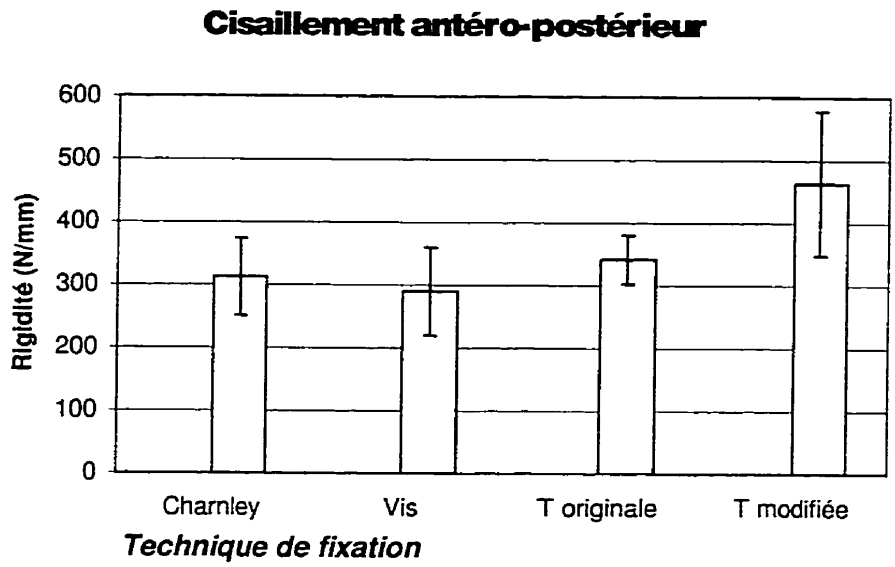
sont assez longues, celles-ci peuvent venir s'ancrer dans la malléole du péroné, et ainsi obtenir un point de fixation supplémentaire du côté externe. Instinctivement, la seconde méthode, avec son point d'ancrage supplémentaire nous apparaît comme étant une fixation plus rigide que la première.

Suite à la découverte de cet état de fait, nous avons décidé d'instrumenter une huitième cheville avec plaque en T de manière à obtenir 4 chevilles instrumentées pour chacune des deux méthodes ce qui permet de séparer les résultats selon la méthode d'instrumentation.

Aussi, nous avons étudié l'effet de l'ancrage des vis dans la malléole du péroné en modifiant le modèle de plaque en T par la méthode des éléments finis, en imposants des déplacements nuls à l'extrémités des vis.

5.3 Analyse statistique des résultats expérimentaux

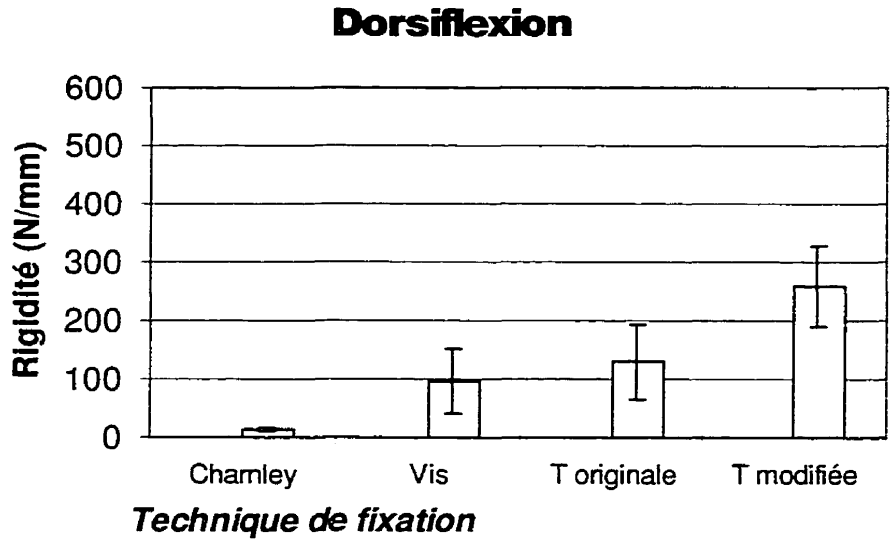
Pour chacune des situations de mise en charge, nous avons comparé les 4 différents fixateurs, en utilisant le test post-hoc Student-Newman-Keuls (SNK). Le t-test de Student n'a pu être utilisé, car il s'agissait de comparer plus de deux groupes. Quant à la puissance statistique, le test SNK est plus conservateur que les tests suivants: Duncan, Tukey, LSD (Least Significant Difference) et HSD (Honest Significant Difference). Dans notre cas, le nombre d'échantillons pour chaque groupe est différent (6 spécimens pour Charnley, 6 pour les vis croisées, 4 pour la plaque en T originale, et 4 pour la plaque en T modifiée) et relativement modeste. Le test SNK est un test conservateur et plus robuste lorsque n est petit et différent d'un groupe à l'autre. C'est donc celui-ci que nous avons retenu. Le test SNK nous donne les valeurs de p, qui sont une mesure du niveau de signification statistique entre les groupes. Plus la valeur de p est basse, plus la différence est statistiquement



Valeurs de *p*

	Charnley	Vis	T originale	T modifiée
Charnley		n.s.	n.s.	$p<0.03$
Vis			n.s.	$p<0.03$
T originale				$p<0.05$
T modifiée				

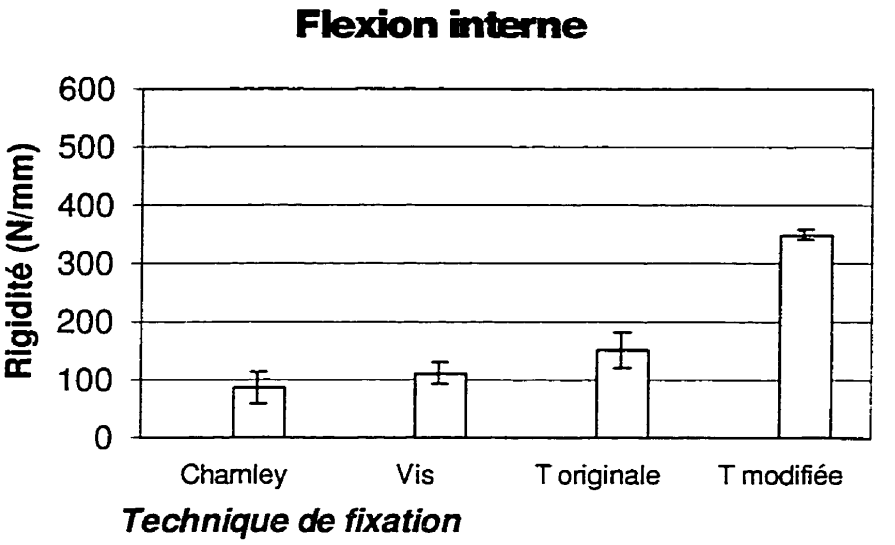
Figure 12 - Résultats de rigidité en cisaillement antéro-postérieur



Valeurs de *p*

	Charnley	Vis	T originale	T modifiée
Charnley		$p<0.03$	$p<0.02$	$p<0.001$
Vis			n.s.	$p<0.003$
T originale				$p<0.006$
T modifiée				

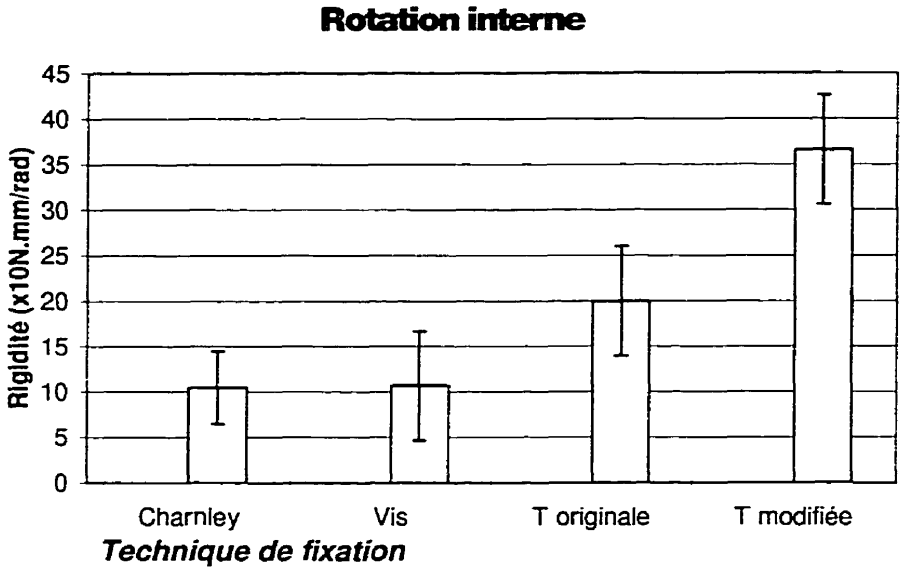
Figure 14 - Résultats de rigidité en dorsiflexion



Valeurs de *p*

	Charnley	Vis	T originale	T modifiée
Charnley		n.s.	p<0.004	p<0.001
Vis			p<0.03	p<0.001
T originale				p<0.001
T modifiée				

Figure 15 - Résultats de rigidité en flexion interne



Valeurs de *p*

	Charnley	Vis	T originale	T modifiée
Charnley		n.s.	$p<0.05$	$p<0.001$
Vis			$p<0.03$	$p<0.001$
T originale				$p<0.002$
T modifiée				

Figure 16 - Résultats de rigidité en rotation interne

CHAPITRE 6

DISCUSSION

6.1 Analyse des résultats expérimentaux

Les résultats seront d'abord discutés selon chacune des situations de mise en charge. Pour différencier les deux techniques de la plaque en T, nous utiliserons le terme "plaque en T originale" pour la technique avec vis courte sans support latéral, et nous utiliserons le terme "plaque en T modifiée" pour la technique avec vis plus longue prenant appui dans la malléole du péroné.

6.1.1 Cisaillement antéro-postérieur

Dans ce mode de chargement, le fixateur de Charnley, les vis croisées et la plaque en T originale n'ont montrés aucune différence significative. La technique de plaque en T modifiée offre une amélioration de 36% de la raideur façe à la technique de plaque en T originale, et ce de façon significative ($p<0.05$). L'amélioration est aussi visible par rapport aux deux autres fixateurs.

6.1.5 Rotation interne

La plaque en T modifiée est définitivement plus stable que les autres techniques, avec une augmentation de 83% de la stabilité par rapport à la technique originale. Les vis croisées et le fixateur de Charnley ont tous deux démontré de faibles résultats.

6.1.6 Évaluation globale

En analysant l'ensemble des résultats, nous pouvons classer en ordre croissant de stabilité les fixateurs dans l'ordre suivant: fixateur de Charnley, vis croisées, plaque en T originale, plaque en T modifiée.

Le fixateur de Charnley n'est pas très stable, et son efficacité dépendant de plusieurs facteurs comme semble l'indiquer la grande variance des résultats. Certains peuvent argumenter que le manque de stabilité du fixateur de Charnley en dorsiflexion, dû à la position antérieure de la tige de Steinman dans l'astragale, est peut-être en partie compensé par le tendon d'Achille, qui devient une deuxième membrure de compression. La force exercée par le tendon d'Achille, outre le tonus musculaire, est évidemment dynamique et variable selon la sollicitation effectuée par le patient. Mais cette force est-elle assez forte ou trop forte? L'apport du tendon d'Achille à la stabilité de la cheville est controversé et reste à démontrer.

Les vis croisées offrent une bonne stabilité sauf en rotation. Il est difficile aux vis croisées de résister à un mouvement de rotation axiale, principalement parce que les vis se croisent très près de l'axe de rotation. Une troisième vis antérieure dans le plan sagittal, du tibia vers l'astragale permettrait d'augmenter la stabilité en rotation (Ogilvie-Harris, 1994). Malgré cela, cette technique de deux vis croisées offre un bon compromis entre la stabilité et la facilité d'insertion. Par contre, une évaluation visuelle subjective des chevilles testées montre que ce sont celles intrumentées avec les vis croisées qui ont subi le plus de dommages macroscopiques après les tests de notre protocole. Comme la force d'insertion des vis ne peut être réajustée durant les soins post-opératoires, des charges consécutives sur la cheville peuvent amener une instabilité et éventuellement un échec de la procédure. Lorsque les os de la cheville sont sains et offrent de bonnes possibilités d'ancrage des vis, il s'agit d'une technique fort recommandable pour une première opération. Pour plus de sûreté, et si la configuration osseuse le permet, une troisième vis antérieure sera insérée dans le plan sagittal tel que décrit par Ogilvie-Harris (1994).

La plaque en T originale est définitivement plus stable que les deux techniques précédentes. Le désavantage clinique de cette technique réside dans la résection supplémentaire de matériel osseux pour permettre de placer adéquatement la plaque. Malgré tout, la dorsiflexion génère une rotation de la plaque, ce qui résulte en une plus faible raideur. Ce mouvement est dû à l'absence de support latéral à la cheville arthrodèsée (Scranton, 1980). Ross (1985) a essayé d'éliminer ce problème en plaçant une seconde plaque en T, plus

petite, du côté latéral. Il a obtenu un taux de 100% de fusion pour 8 chevilles arthrodèsées. Dohm (1994) a lui aussi obtenu 100% de fusion pour 7 chevilles en utilisant cette technique avec deux plaques. L'addition d'une seconde plaque présente le désavantage d'une deuxième incision et nécessite l'enlèvement de matériel osseux supplémentaire. Cette méthode à double plaque en T est donc beaucoup plus invasive. Avec une seule plaque en T, Scranton a obtenu 96% de fusion sur 25 chevilles.

La plaque en T modifiée montre les meilleurs résultats du point de vue de la stabilité biomécanique. Le fait d'ancrer les vis de la plaque dans la malléole externe permet de donner à la cheville un supplément de stabilité du côté latéral, et annule la faiblesse de la plaque en T originale en dorsiflexion. Il est bien important, lors de l'instrumentation, d'effectuer d'abord la compression avec des vis courtes dans l'astragale, pour prévenir une inclinaison possible en valgus et un interstice au site d'arthrodèse. Une fois la compression effectuée de manière satisfaisante, les vis courtes de l'astragale sont remplacées une à une par des vis plus longues qui viennent s'ancrer dans la malléole du péroné. Bien que le nombre d'études cliniques soit limité pour la plaque en T, nous croyons que cette technique de plaque en T modifiée, de manière générale, présente le meilleur compromis, avec une stabilité biomécanique supérieure et un enlèvement de matériel osseux minimum. La plaque en T, originale ou modifiée, est probablement la meilleure lors d'un premier échec d'arthrodèse, et est bien indiqué lors d'une réopération.

Ces conclusions peuvent ne pas s'appliquer à toutes les indications chirurgicales pour l'arthodèse de la cheville. Par exemple, dans les cas d'infections sérieuses, il est souvent préférable d'éloigner le fixateur du site d'infection. Dans ce cas particulier, un fixateur externe peut être plus approprié.

Bien entendu, ces résultats représentent la stabilité initiale d'une cheville arthrodèsée. Au fur et à mesure de la fusion et du remodelage osseux au site d'arthrodèse, il est possible que la stabilité de l'un ou l'autre des fixateurs change et que le degré de compression soit modifié.

6.2 Comparaison avec les études biomécaniques de la littérature

Cinq autres évaluations biomécaniques de l'arthrodèse de la cheville ont été publiées. Scranton (1980) a été le premier à identifier le besoin d'une procédure de test contrôlé pour évaluer la stabilité de la cheville arthrodèsée. Il a comparé la technique avec fixateurs de Charnley, la technique de la Royal Air Force (R.A.F.) utilisant le péroné comme fixateur (Adams, 1948) et la plaque en T. Il a conclu que la plaque en T offrait plus de stabilité en flexion et en rotation par rapport aux deux autres techniques. Par contre, la plaque en T est apparue peu stable en cisaillement antéro-postérieur, un effet qui est selon lui directement relié au manque de support à la malléole du péroné. Nos résultats concordent avec les siens. Scranton a aussi utilisé une série de rosettes de contraintes pour mesurer la compression à

tiges au lieu de deux, et offrant un peu plus de stabilité que Charnley. Ses résultats ont montré que les vis croisées sont aussi stables, sinon plus stables que le fixateur de Calandruccio. Sa plus récente étude publiée en 1994 examine différentes configurations de membrures pour le fixateur de Calandruccio, et conclu qu'un montage à 4 membrures offre le plus de stabilité à la cheville. La faiblesse de ces études provient du fait que les forces ont été appliquées manuellement sur les chevilles. La vitesse de mise en charge n'a donc pas été contrôlée, ce qui peut fausser les résultats. En effet, le comportement viscoélastique des structures de la cheville suggère une dépendance de la réponse biomécanique par rapport à la vitesse de chargement. De plus, seules des forces en rotation et en flexion ont été appliquées, le cisaillement n'étant pas évalué du tout. Ses résultats cependant, comme les nôtres, semblent indiquer le manque de stabilité des fixateurs externes du genre Charnley ou Callandruccio, par rapport aux techniques de fixation interne.

Dans l'étude de Dohm (1994), des tests destructifs ont été effectués sur des chevilles arthrodèsées, pour comparer la technique R.A.F., la double plaque en T (une latérale et l'autre médiale), et les vis croisées. La seule situation de charge étudiée était la flexion plantaire. Aucun préconditionnement n'a été fait. Comme on a pu le constater lors de nos essais, la réponse biomécanique de la cheville arthrodèsée change considérablement entre le premier cycle de chargement et les cycles subséquents. Le préconditionnement permet aux structures de la cheville de se tasser et de reprendre le dépacement permanent. Il n'est donc pas étonnant de voir de très grandes variances dans les résultats de Dohm. Il n'a pu tirer de conclusions valables car les différences entre les techniques n'étaient pas significatives. La

tendance de ses résultats montrent, de façon non-significative, une plus grande stabilité des double plaques en T, par rapport à la technique R.A.F et les vis croisées.

Les résultats de notre étude montrent que le fixateur de Charnley est le moins rigide, et ce dans tous les degrés de liberté testés. Ces résultats sont en accord avec Scranton, qui mentionne que la stabilité de Charnley augmente avec le degré de compression appliquée. Des tiges de Steinman de plus grand diamètre doivent être utilisées si l'on veut appliquer une plus grande force de compression, sans risquer de causer d'infection à l'interface peau-tige. Mais le diamètre des tiges est aussi limité par le risque de fracture au site des tiges dans l'os. De plus, si une compression trop élevée est appliquée, il y a un risque de nécrose au site d'arthrodèse. En effet, le flux sanguin au site d'arthrodèse est réduit ou même stoppé si la compression osseuse est trop élevée (Jain, 1997). Comme la tige placée dans l'astragale doit être en position antérieure pour éviter la malléole, le bras de levier permettant de résister à une dorsiflexion est très petit. Pour cette raison, étayée par nos résultats biomécaniques, le fixateur de Charnley ne semble pas approprié pour l'arthrodèse de la cheville. On peut argumenter que le tendon d'Achille aide à résister au mouvement de dorsiflexion, mais cette force antagoniste n'est pas constante et dépend du temps de réaction du patient lorsqu'une charge en dorsiflexion survient.

Si un fixateur externe doit être utilisé, nous suggérons fortement l'utilisation d'un fixateur offrant une stabilité biomécanique dans les trois plans principaux de mouvement. Parmi ceux-ci, le fixateur triangulaire de Callandruccio peut être utilisé pour une meilleure

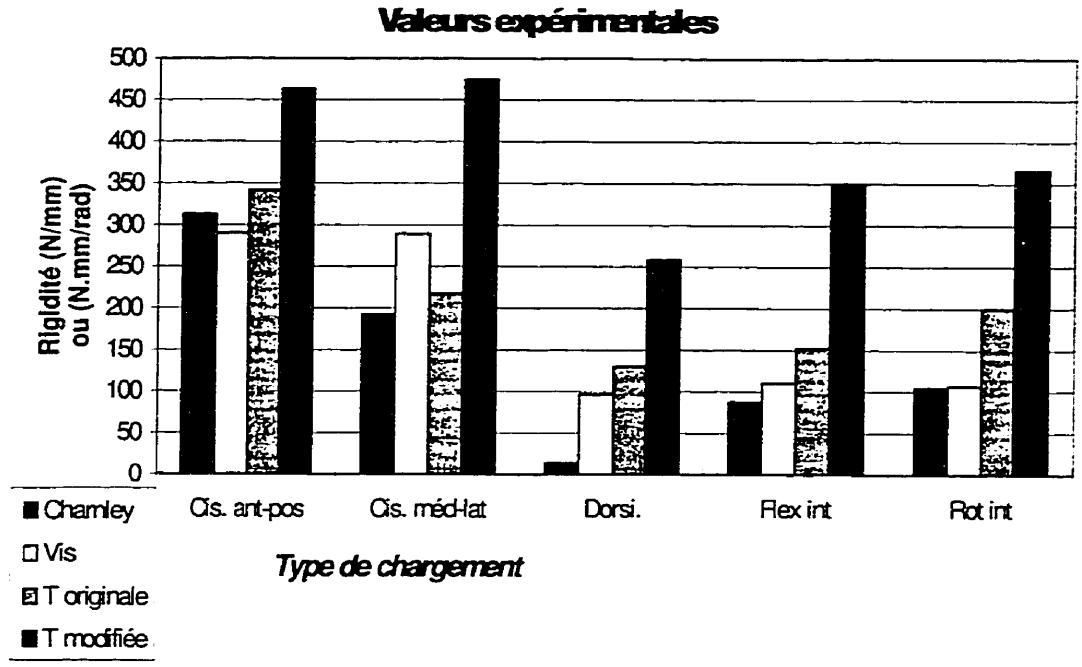
6.4 Comparaison avec le modèle par MEF

Le but de ce modèle simple était d'appuyer les résultats en comportements biomécaniques de notre étude expérimentale. La simplicité du modèle nous empêche de faire une comparaison avec les valeurs absolues. Par contre, nous pouvons examiner la tendance en raideur et l'ordre des fixateurs l'un par rapport à l'autre, et comparer avec les tendances et l'ordre des fixateurs selon les résultats expérimentaux.

Pour le cisaillement antéro-postérieur, le modèle semble confirmer nos résultats expérimentaux, sauf pour le fixateur de Charnley. Cette différence provient du fait que le frottement à l'interface de fusion n'a pas été modélisé, et que le glissement libre est permis. Ceci est nuisible au fixateur de Charnley qui agit en compression sur l'interface osseuse et utilise à son avantage cette force de friction. Aussi, notre modèle ne reflète pas la différence marquée entre la plaque en T modifiée et la plaque en T originale.

Pour le cisaillement médio-latéral, notre modèle par MEF n'est pas du tout en accord avec nos résultats expérimentaux. Le modèle montre que c'est le fixateur de Charnley qui est le plus stable, ce qui n'est pas le cas. Le fait que l'interface os-fixateur ne permette pas de mouvements relatifs est probablement la cause de ces résultats trop optimistes pour le fixateur de Charnley.

réalité, permettrait de raffiner l'analyse et de se rapprocher du comportement biomécanique de la cheville arthrodèsée.



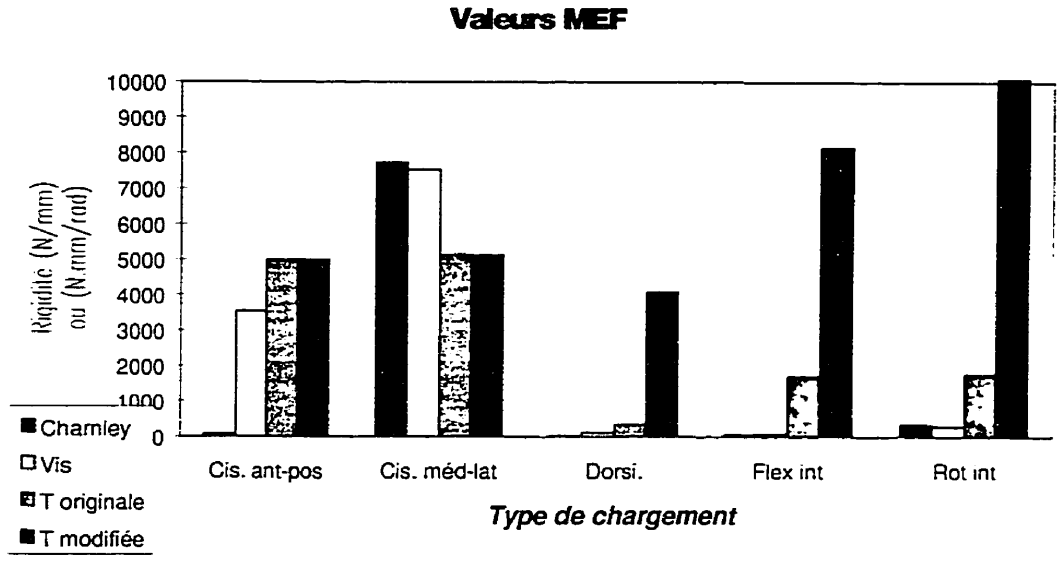


Figure 17 Comparaison entre les valeurs expérimentales et MEF

6.5 Facteurs expérimentaux

Bien que les résultats de notre étude biomécanique soient corroborés par la littérature et les études cliniques, il y a tout de même plusieurs facteurs auxquels il faut prêter attention.

Tous d'abord, il faut mentionner que cette étude était de type comparative, que les échantillons de chevilles humaines étaient embaumées et congelées, que la provenance de ces échantillons et les renseignements sur les donneurs sont inconnus, et que les chevilles instrumentées étaient visuellement saines et dépourvues de tissus mous. Les résultats biomécaniques de cette étude ne peuvent donc pas être utilisés sur une base absolue et transférés à un cas clinique particulier. De plus, parmi les incertitudes expérimentales cliniques, la préparation des chevilles en vue des tests, bien que difficile à évaluer, constituent une source d'erreur qui influence à un certain degré la variance des résultats. Quatre personnes (3 chirurgiens et un ingénieur), le plus souvent en équipe de deux, ont participé à l'instrumentation des chevilles. Ceci représente une source de variance dans la position des fixateurs, la découpe osseuse et le niveau de compression exercé. Il existe toujour un compromis entre le contrôle des sources de variance et l'aspect représentatif de la réalité clinique.

De manière générale, les soins post-opératoires comportent un plâtre qui, jusqu'à un certain point, peut amener une certaine stabilité supplémentaire à la cheville arthrodèsée. Cet aspect n'a pas été évalué dans notre étude et représente une différence avec la réalité clinique.

CONCLUSION

Cette étude biomécanique de la stabilité de la cheville arthrodèsée a permis d'évaluer de manière contrôlée trois différents fixateurs couramment utilisés en chirurgie orthopédique. Trois différents volets ont été suivis lors de cette évaluation: un volet expérimental avec l'utilisation de spécimens cadavériques, un volet analytique avec un modèle d'analyse par éléments finis, et un volet clinique, avec une méta-analyse des résultats publiés dans la littérature. Initiée à l'origine par les chirurgiens Olga Huk et John Fowles, la convergence des résultats expérimentaux, analytiques et cliniques appuient l'hypothèse d'une probabilité de fusion supérieure lorsque la raideur de fixation de la cheville est plus élevée.

Une modification de la technique de plaque en T, jamais décrite auparavant dans la littérature, a permis d'obtenir une stabilité supérieure sans augmenter la perte de matériel osseux de techniques similaires telle que l'utilisation de deux plaques. Le caractère prometteur de cette technique, tel que démontré autant dans le volet expérimental que dans le volet analytique, suggère une étude clinique approfondie portant sur cette méthode pour appuyer nos résultats. La résection de matériel osseux exigée par la technique de plaque en T, combinée à la grande stabilité biomécanique de celle-ci, en fait une technique apppropriée lors de réopération après la faillite d'une première arthrodèse.

La technique avec deux vis spongieuses croisées, bien qu'un peu moins stable biomécaniquement que la plaque en T, présente l'avantage d'être moins invasive et de se

prêter facilement à une chirurgie arthroscopique. Sa faiblesse en rotation peut être corrigée par une troisième vis, antérieure du tibia vers l'astragale, tel que démontré par Ogilvie-Harris (1994). Les résultats cliniques et la stabilité moyenne des vis croisées montrent que c'est une technique appropriée lors d'une première opération.

Le fixateur de Charnley démontre, par sa médiocre stabilité biomécanique et par les résultats cliniques, que cette technique ne devrait plus être utilisée. Le fait qu'il n'agit que sur un seul plan de force, la compression à l'interface osseuse qui est dépendante du jugement du chirurgien traitant et ce durant toute la durée des soins post-opératoires, les complications post-opératoires multiples sont autant de raisons pour délaisser cette technique. Certaines indications chirurgicales, telles que l'ostéoporose, fractures traumatiques multiples, déformations graves, peuvent demander un fixateur externe. Dans ces cas, il faut plutôt utiliser un fixateur qui agit dans tous les plans de contraintes tel que le fixateur d'Ilizarov.

Notre modèle simple utilisé pour l'analyse par la MEF montre une certaine analogie en flexion et en rotation, mais il ne simule pas nos résultats expérimentaux en ce qui a trait au cisaillement. Une modélisation plus complexe, qui incluerait des éléments non-linéaires en frottement, combiné à une géométrie plus exacte, permettrait de raffiner l'analyse et de se rapprocher du comportement biomécanique de la cheville arthrodèsée.

Bien que les résultats de notre étude soient comparatifs, le protocole expérimental qui a été développé peut être répété pour différentes techniques qui verront le jour dans le futur, ou encore d'autres techniques décrites dans la littérature.

À la lumière des résultats obtenus lors de cette étude, les recommendations suivantes peuvent être apportées:

Tout d'abord, le fixateur externe de Charnley ne devrait plus être utilisé pour l'arthrodèse de la cheville à cause de son inaptitude à stabiliser le site d'arthrodèse convenablement. Dans les cas d'infection, il peut être avantageux d'utiliser un fixateur externe pour éloigner celui-ci du site d'infection. Si un fixateur externe doit être utilisé, celui-ci doit agir dans tous les plans de contraintes.

Le développement des techniques arthroscopiques et la bonne stabilité des vis croisées en font la technique de choix lors d'une première opération. Cependant, certaines indications chirurgicales telles que les malformations congénitales ou fractures multiples peuvent demander une technique de fixation différente, et le chirurgien devra en juger selon le cas. Une troisième vis antérieure devrait être utilisée lorsque possible pour améliorer la stabilité en rotation de cette technique.

Enfin, lorsque le matériel osseux de la malléole du péroné est sain et permet un ancrage adéquat des vis, la technique de plaque en T avec ancrage des vis dans le péroné devrait être

RÉFÉRENCES

ADAMS J.C. (1948). Arthrodesis of the ankle joint. Experiences with the transfibular approach. Journal of Bone and Joint Surgery, 30B, 506-511.

ALBERT E. (1879). Beiträge zur operativen Chirurgie. Wien Med Presse, 20, 705-708.

ANDERSON J.G. et al. (1997). Revision ankle fusion using internal compression arthrodesis with screw fixation. Foot & Ankle International, 18(5), 300-9.

ANDERSON R. (1945), Concentric Arthrodesis of the Ankle Joint: A Transmalleolar Approach. Journal of Bone and Joint Surgery, 27(1), 37-48.

BACIU C. (1986). A simple technique for arthrodesis of the ankle. Journal of Bone and Joint Surgery, 68B, 226-227.

BACKER M. (1989), Passive Ankle Mobility. Journal of Bone and Joint Surgery, 71(4)B, 696-698.

BINGOLD A.C. (1986). Ankle and subtalar fusion by a transarticular graft. Journal of Bone and Joint Surgery, 38B, 862-870.

BISHOP T. A. et al. (1995). Arthrodesis of the Ankle with a Free Vascularized Autogenous Bone Graft. Journal of Bone and Joint Surgery, 77A, 1867-1875.

BLAIR H.C. (1943). Comminuted Fractures and Fractures dislocations of the Body of the Astragalus. Operative Treatment. American Journal of Surgery, 59, 37-47.

BONNIN M. et al. (1995). Arthrodesis of the ankle under arthroscopy. Revue de Chirurgie Orthopedique et reparatrice de l'Appareil Moteur, 81(2), 128-35.

BRALY W.G. et al. (1994). Arthrodesis of the ankle with lateral plating. Foot & Ankle International, 15(12), 649-53.

BRESLER F. et al. (1993). Arthrodesis of the ankle joint: effect of the position of the arthrodesis on the foot. Revue de Chirurgie Orthopédique et réparatrice de l'Appareil Moteur, 79(8), 643-9.

BRESLER F. et al. (1994). Tibitalar arthrodesis under arthroscopy. Revue de Chirurgie Orthopédique et réparatrice de l'Appareil Moteur, 80(8), 744-8.

BRUNS J. et al. (1990). Pressure Distribution at the Ankle Joint, Clinical Biomechanics, 5, 153-161.

CAMPBELL C.J. et al. (1974). Arthrodesis of the ankle. Deep autogenous inlay grafts with maximum cancellous bone apposition. Journal of Bone and Joint Surgery, 56A, 63-70.

CAMPBELL P. (1990). Arthrodesis of the Ankle with Modified Distraction-Compression and Bone-Grafting. Journal of Bone and Joint Surgery, 72(4)A, 552-556.

CARRIER D.A. et al. (1991). Ankle Arthrodesis With Vertical Steinmann's Pins in Rheumatoid Arthritis. Clinical Orthopaedics and Related Research, 268, 10-14.

CARTER D. et al. (1981). Uniaxial fatigue of human cortical bone. The influence of tissue physical characteristics, Journal of Biomechanics, 14, 461-470.

CASTAING J. et al. (1960). La Cheville, Edition Vigot, Paris.

CATANZARITI A.R. (1996). Graft-enhanced arthrodesis. Journal of Foot & Ankle Surgery, 35(5), 463-73.

CHARNLEY J. (1951), Compression arthrodesis of the ankle and shoulder. Journal of Bone and Joint Surgery, 33B, 180-191.

CHEN Y.J. et al. (1996). Ankle arthrodesis with cross screw fixxation. Acta Orthopaedica Scandinavica, 67(5), 473-8.

CHILDRESS H.M. (1965). Vertical Transarticular-Pin Fixation for Unstable Ankle Fractures. Journal of Bone and Joint Surgery, 47A, 1323-1334.

CHU T.M. et al. (1991). Three dimensionnal finite element analysis of the ankle-foot orthosis. Annals of Biomedical Engineering, 19(5), 122-6.

CHUINARD E.G. et al. (1963). Distraction-Compression Bone-Graft Arthrodesis of the Ankle. A Method Especially Applicable for Children. Journal of Bone and Joint Surgery, 45A, 481-490.

CORSO S.J. et al. (1995). Technique and clinical evaluation of arthroscopic ankle arthrodesis. Arthroscopy, 11(5), 585-90.

CURREY J.D. et al. (1988). The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone. Journal of Biomechanics, 21(2), 131-139.

DANZIGER M.B. et al. (1995). Distal tibia bone graft for arthrodesis of the foot and ankle. Foot & Ankle International, 16(4), 187-90.

FOWLES J.V. et al (1991). Arthrodèse de la cheville: protocole de recherche. Protocole présenté au Comité d'Étique de la Recherche de l'Hôtel-Dieu de Montréal.

FOWLES J.V. (1997). Communication orale personnelle.

FRANKEL V.H. et al. (1980). Basic Biomechanics of the Skeletal System, Lea & Febiger, New-York.

FRIEDMAN R.L. et al. (1994). A bimechanical comparative analysis of tewo techniques for tibiotalar arthrodesis. Foot & Ankle International, 15(6), 301-5.

FRIES J. F. et al. (1986). Assessment of radiologic progression in rheumatoid arthritis, Arthritis and Rheumatism, 29(1), 1-9.

GALANTE J. et al. (1970). Physical properties of trabecular bone. Calcified tissue International, 5, 236-246.

GALLIE W.E. (1948). Arthrodesis of the Ankle Joint. Journal of Bone and Joint Surgery, 30B, 619-621.

GHISTA D.N. (1982). Osteoarthromechanics. McGraw-Hill, New-York.

GLICK J.M. et al. (1996). Ankle arthodesis using an arthroscopic method. arthroscopy, 12(4), 428-34.

GRAHAM C.E. (1970). A New Method for Arthrodesis of an Ankle Joint. Clinical Orthopaedic and Related Research, 68, 75-77.

GRICE D.S. et al. (1952). An Extra-Articular Arthrodesis of the Subastragalar Joint for Correction of Paralytic Flat Feet in Children. Journal of Bone and Joint Surgery, 34A, 927-940.

GRUEN G.S. et al. (1991). Arthrodesis of the Ankle and Subtalar Joints. Clinical Orthopaedics and Related Research, 268, 15-20.

GUHL J.F. (1988). Ankle Arthroscopy: Pathology and Surgical Technique. Thorofare, New Jersey, Slack Inc.

HAGEN R.J. et al. (1986). Ankle Arthrodesis. Problems and Pitfalls. Clinical Orthopaedics and Related Research, 202, 152-162.

HALLOCK H. (1945). Arthrodesis of the Ankle Joint for Old Painful Fractures. Journal of Bone and Joint Surgery, 27, 49-58.

HARPER M.C. (1987). Deltoïd ligament: an anatomical evaluation of function. Foot and Ankle, 8, 19-20.

HATT R.N. (1940). The Central Bone Graft in Joint Arthrodesis. Journal of Bone and Joint Surgery, 22(2)A, 393-402.

HAWKINS B.J. et al. (1995). The Ilizarov technique in ankle fusion: a preliminary report. Bulletin - Hospital for Joint Diseases, 53(4), 17-21.

HAWKINS B.J. et al. (1994). The Ilizarov technique in ankle fusion. Clinical Orthopaedics & Related Research, 303, 217-25.

HELM R. (1990). The Results of Ankle Arthrodesis. Journal of Bone and Joint Surgery, 72(1)B, 141-143.

HOLT E.S. et al. (1991). Ankle Arthrodesis Using Internal Screw Fixation, Clinical Orthopaedics and Related Research, 268, 21-28.

HOLZ U. (1992). Arthrodesis of the Ankle Joint with Lag Screw. Orthopaedics and Traumatology, 1, 9-16.

INMAN T.V. (1976), The Joints of the Ankle, The Williams & Wilkins Company, Baltimore (USA).

IWATA H. et al. (1980). Arthrodesis of the Ankle Joint with Rheumatoid Arthritis: Experience with the Transfibular Approach. Clinical Orthopaedics and Related Research, 153, 189-193.

JACKSON A. et al. (1979), Tarsal Hypermobility after Ankle Fusion - Fact or Fiction? Journal of Bone and Joint Surgery, 61(4)B, 470-473.

JAIN R. Et al. (1997), Effect of stainless steel and titanium low-contact dynamic compression plate application on the vascularity and mechanical properties of cortical bone after fracture. Journal of Orthopaedic Trauma, 11(7), 490-495.

JEROSCH J. et al. (1996). Arthroscopically assisted arthrodesis of the ankle joint. Archives of orthopaedic & Trauma Surgery, 115(3-4), 182-9.

JOHNSON E.E. et al. (1992). Ilizarov Ankle Arthrodesis. Clinical Orthopaedic and Related Research, 280, 160-169.

KENNEDY J.C. et al. (1960). Arthrodesis of the Ankle with Particular Reference to the Gallie Procedure. Journal of Bone and Joint Surgery, 42(8)A, 1308-1316.

KIRKPATRICK J.S. et al. (1991). Revision Arthrodesis for Tibiotalar Pseudoarthrosis With Fibular Onlay-Inlay Graft and Internal Fixation. Clinical Orthopaedics and Related Research, 268, 29-36.

KISH G. et al. (1993). Ankle arthrodesis placement of cannulated screws. Foot & Ankle, 14(4), 223-4.

KITAOKA H.B. (1991). Salvage of Nonunion Following Ankle Arthrodesis for Failed Total Ankle Arthroplasty. Clinical Orthopaedics and Related Research, 268, 37-43.

KOTWICK J.E. (1982). Biomechanics of the foot and ankle. Clinical Sports Medecine, 1, 19-21.

LACHIEWICZ P.F. et al. (1984). Total Ankle Replacement in Rheumatoid Arthritis. Journal of Bone and Joint Surgery, 66(3)A, 340-343.

LAMBERT K.L. (1971). The weight-bearing function of the fibula. A strain gage study. Journal of bone and Joint Surgery, 53A, 567-9.

LAMOTTE M. (1967). Initiation aux méthodes statistiques en biologie. Deuxième édition, Masson et Cie, Paris.

LANCE E.M. et al. (1979). Arthrodesis of the Ankle Joint. A Follow-Up Study. Clinical Orthopaedic and Related Research, 142, 146-158.

LAURIN C. et al. (1973). Talar and subtalar tilt: an experimental investigation. The Canadian Journal of surgery, 11, 270-9.

LAURIN C. et al. (1973). Drawer sign of the heel. Normal sagittal laxity of the heel. Union Médicale du Canada, 102(10), 2116-21.

LAURIN C. et al. (1975). Sagittal mobility of the normal ankle. Clinical Orthopaedic and Related Research, 108, 99-104.

LINDAHL O. (1976). Mechanical properties of dried defatted spongy bone. Acta Orthopaedica Scandinavica , 47, 11-19.

LIDOR C. et al. (1997). Stress fracture of the tibia after arthrodesis of the ankle or the hindfoot. Journal of Bone & Joint Surgery, 79(4)A, 558-64.

McCULLOUGH C.L. et al. (1980). Rotatory stability of the load-bearing ankle. Journal of Bone and Joint Surgery, 62B, 460-2.

MCELHANEY J. et al. (1964), Effect of embalming on the mechanical properties of beef bone. Journal of Applied Physiology, 19(6), 1234-1236.

MCGUIRE M.R. et al. (1988). Comparative analysis of ankle arthroplasty versus ankle arthrodesis. Clinical orthopaedic and Related Research, 226, 174-181.

MEARS D.C. (1991). Ankle Arthrodesis With an Anterior Tension Plate. Clinical Orthopaedics and Related Research, 268, 70-77.

MENDICINO R.W. et al. (1996). Techniques for harvesting autogenous bone graft of the lower extremity. Journal of Foot & Ankle Surgery, 35(5), 428-35.

MITCHELL J.R. et al. (1995). Stress fracture of the tibia following extensive hinfoot and ankle arthrodesis. Foot & Ankle International, 16(7), 445-8.

MOECKEL B.H. et al. (1991). Ankle Arthrodesis: A Comparison of Internal and External Fixation, Clinical Orthopaedics and Related Research, 268, 78-83.

MORAN C.G. et al. (1991). Ankle Arthrodesis in Rheumatoid Arthritis. 30 cases followed for 5 years. Acta Orthop Scand, 62(6), 538-543.

MORGAN C.D. et al. (1985). Long-Term Results of Tibiotalar Arthrodesis. Journal of Bone and Joint Surgery, 67A, 546-555.

MORREY B.F. et al. (1980). Complications and Long-Term Results of Ankle Arthrodeses following Trauma. Journal of Bone and Joint Surgery, 62(5)A, 777-784.

MORRIS H.D. et al. (1971), The Modified Blair Fusion for Fractures of the Talus. Journal of Bone and Joint Surgery, 53(7)A, 1289-1297.

MYERSON M.S. et al. (1989). Arthroscopic ankle arthrodesis. Contemporary Orthopedic, 19, 21.

MYERSON M.S. et al. (1991). Ankle Arthrodesis: A Comparison of an Arthroscopic and an Open Method of Treatment. Clinical Orthopaedics and Related Research, 268, 84-95.

NEWTON S. (1979). An Artificial Ankle Joint, Clinical Ortopaedics and Related Research, 142, 141-145.

OGILVIE-HARRIS D.J. et al. (1993). Arthroscopically assisted arthrodesis for osteoarthotic ankles. Journal of Bone and Joint Surgery, 75(8)A, 1167-74.

OGILVIE-HARRIS D.J. et al. (1994). Arthrodesis of the ankle. A comparison of two versus three screw fixation in a crossed configuration. Clinical Ortopaedics and Related Research, 304, 195-9.

OTTOLENGHI C.E. et al. (1970). Percutaneous Arthrodesis of the Ankle Joint. Clinical Orthopaedics and Related Research, 68, 72-74.

OUELLET R. et al. (1968). Laxite ligamentaire de la cheville. Union Médicale du Canada, 97(7), 861-8.

PANJABI M. et al. (1973). Mechanical properties of bone as function of rate of deformation. Journal of Bone and Joint Surgery, 55(2)A, 322-330.

PAREMAIN G.D. et al. (1996). Ankle arthrodesis: results after the miniarthrotomy technique. Foot & Ankle International, 17(5), 247-52.

PFAHLER M. et al. (1996). Role of internal and external fixation in ankle fusion. Archives of Orthopaedic & Trauma Surgery, 115(3-4), 146-8.

SCOTT D.L. et al. (1984). Progression of radiological changes in rheumatoid arthritis. Annals of the Rheumatic Diseases, 43, 8-17.

SCRANTON P.E. et al. (1980). Ankle Arthrodesis: A Comparative Clinical and Biomechanical Evaluation. Clinical Orthopaedics and Related Research, 151, 234-243.

SCRANTON P.E. et al. (1985). Use of internal compression in arthrodesis of the ankle. Journal of Bone and Joint Surgery, 67A, 550-3.

SCRANTON P.E. et al. (1991). An Overview of Ankle Arthrodesis. Clinical Orthopaedics and Related Research, 268, 96-101.

SEDLIN E.D. et al. (1966). Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. Acta Orthopaedica Scandinavica, 37, 29-48.

SHIBATA T. et al. (1990). The Results of Arthrodesis of the Ankle for Leprotic Neuroarthropathy. The Journal of Bone and Joint Surgery, 72(5)A, 749-756.

SOREN A. (1968). Safe Inlay of Bone Graft in Arthrodesis. Clinical Orthopaedic and Related Research, 58, 147-152.

STAPLES O.S. (1956). Posterior Arthrodesis of the Ankle and Subtalar Joints, Journal of Bone and Joint Surgery, 38(1)A, 50-58.

STONE K.H. et al. (1991). A Method of Ankle Stabilization. Clinical Orthopaedics and Related Research, 268, 102-106.

STORMONT D.M. et al. (1985). Stability of the loaded ankle. American Journal of Sports Medecine, 13, 295-6.

STRANKS G.J. et al. (1994). Anterior ankle arthrodesis with cross-screw fixation. A dowel graft method used in 20 cases. The Journal of Bone and Joint Surgery, 76(6)B, 943-6.

SWÄRD L. et al. (1992). Posterior internal compression arthrodesis of the ankle. Journal of Bone and Joint Surgery, 74B, 752-756.

THOMAS F.B. (1969). Arthrodesis of the Ankle. Journal of Bone and Joint Surgery, 51(1)B, 53-59.

THORDARSON D.B. et al. (1990). Arthrodesis of the Ankle with Cancellos-Bone Screws and Fibular Strut Graft. Biomechanical Analysis. Journal of Bone and Joint Surgery, 72(9)A, 1359-1363.

THORDARSON D.B. et al. (1992). Stability of an Ankle Arthrodesis Fixed by Cancellous-Bone Screws Compared with that Fixed by an External Fixator. Journal of Bone and Joint Surgery, 74(7)A, 1050-1055.

THORDARSON D.B. et al. (1994). External fixation in arthrodesis of the ankle. A biomechanical study comparing a unilateral fram with a modified transfixion frame. The Journal of Bone and Joint Surgery, 76(10)A, 1541-4.

TURAN I. et al. (1995). Arthroscopic ankle arthrodesis in rheumatoid arthritis. Clinical Orthopaedics & Related Research, 320, 110-4.

WANG C.J. et al. (1974). An Evaluation of Ankle Fusion in Children. Clinical Orthopaedic and Related Research, 98, 233-238.

WANG G.J. et al. (1993). Transfibular compression arthrodesis of the ankle joint. Clinical Orthopaedics & Related Research, 289, 223-7.

WEAVER J. et al. (1966). The microscopic hardness of bone. Journal of Bone and Joint Surgery, 48(2)A, 273-288.

WEAVER J. et al. (1966). Cancellous bone: its strenght and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content. Journal of Bone and Joint Surgery, 48(2)A, 289-298.

WELTMER J.B. et al. (1991). Wolf Blade Plate Ankle Arthrodesis. Clinical Orthopaedics and Related Research, 268, 102-106.

WHITE A.A. (1974). A Precision Posterior Ankle Fusion. Clinical Orthopaedic and Related Research, 98, 239-250.

WILSON H.J. (1969). Arthrodesis of the Ankle. A Technique Using Bilateral Hemimalleolar Onlay Grafts with Screw Fixation. Journal of Bone and Joint Surgery, 51(4)A, 775-777.

YEE T.C. et al. (1994). Arthroscopic ankle fusion utilizing bone marrow and deminearlized bone matrix: a case report. Nebraska Medical Journal, 79(9), 327-9.

Annexe I: Anatomie de la cheville normale

Résumé anatomique et arthrologique de la cheville normale

L'articulation de la cheville ou articulation tibio-tarsienne est l'unité articulaire qui relie le squelette du pied à celui de la jambe. La cheville résulte de l'évolution et l'adaptation de l'homme dans la position debout dans sa démarche sur deux pieds. Cette articulation joue un rôle important dans la statique du pied et dans le processus de la marche.

La cheville doit supporter tout le poids du corps et contrôler l'appui de l'arrière-pied, quelle que soit la position du pied au sol. Elle est constituée de l'union souple des extrémités inférieures des deux os de la jambe (tibia et péroné) dans laquelle s'encastre l'astragale. Ces trois os sont réunis dans une même enceinte articulaire. Les ligaments qui assurent sa stabilité ne s'insèrent pas tous sur l'astragale: certains ont leurs attaches inférieures sur le calcanéum ou sur le scaphoïde. Ainsi, l'articulation tibio-tarsienne est reliée anatomiquement et fonctionnellement aux articulations sous-astragalienne et médio-tarsienne (articulation de Chopart).

Le squelette de la jambe

Le squelette de la jambe est constitué de deux os longs: le tibia et le péroné. Le tibia est articulé au péroné par ses extrémités.

Le tibia

Le tibia est situé à la partie interne de la jambe. Il est constitué d'un corps (diaphyse), d'une extrémité supérieure (épiphyse proximale) et d'une extrémité inférieure (épiphyse distale). L'extrémité inférieure est constituée de 5 faces: antérieure, postérieure, externe, interne et inférieure.

La face inférieure (pilion tibial) est une surface articulaire, quadrilatère et concave antéro-postérieurement. Elle est séparée en deux par une crête mousse antéro-postérieure qui répond à la gorge de la poulie astragalienne.

La face interne se prolonge en bas en une apophyse volumineuse: la malléole interne. La face externe de la malléole présente une surface articulaire en forme de goutte, en rapport avec l'astragale et est en parfaite continuité avec la surface articulaire de l'épiphyse distale du tibia.

Le péroné

Le péroné est situé à la partie externe de la jambe. C'est un os grêle qui est, lui aussi, constitué de trois parties: une diaphyse, une extrémité supérieure et une extrémité inférieure. Cette dernière est appelée malléole externe. La face interne de cette malléole présente une facette articulaire, triangulaire à base supérieure, convexe en rapport avec l'astragale.

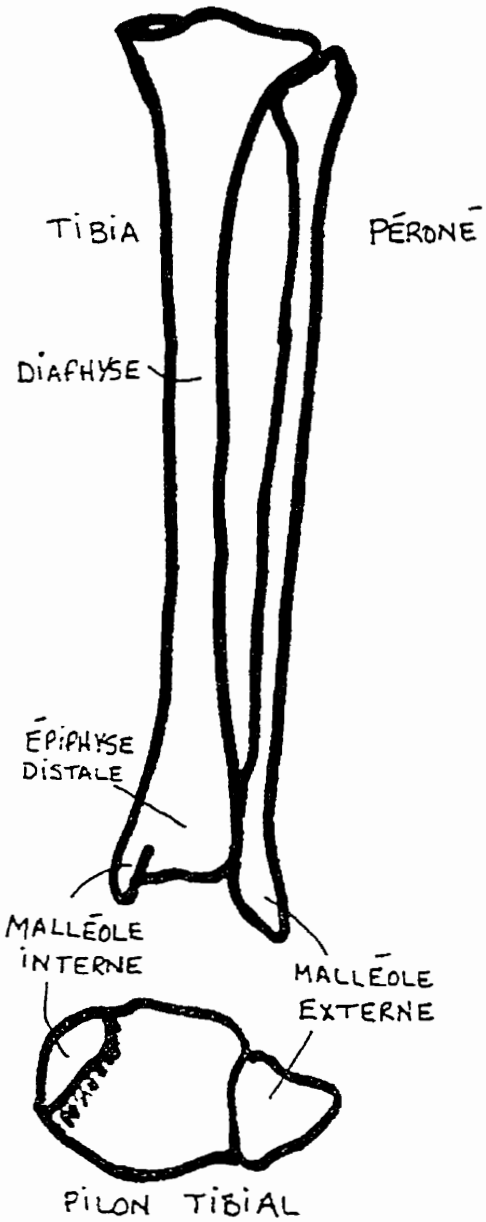


Figure 18 Vue antérieure du squelette de la jambe

La face supérieure (proximale) présente une surface articulaire en forme de poulie: la poulie astragalienne. Cette dernière s'articule avec le tibia.

La face inférieure s'articule avec le calcanéum par deux surfaces articulaires, l'une antérieure, l'autre postérieure, séparées par le sillon astragalien.

La face externe s'articule avec la malléole externe par une facette articulaire triangulaire appelée *facette péronière* ou *malléolaire externe*.

La face interne présente une facette articulaire appelée *facette tibiale* ou *malléolaire interne* qui s'articule avec la malléole interne.

La face antérieure appelée *tête de l'astragale* comprend trois segments ou champs dont le plus distal s'articule avec le scaphoïde, l'intermédiaire avec le ligament spring, et la partie la plus postérieure et inférieure s'articule avec la facette antéro-supérieure correspondante du calcanéum (sur le sustentaculum tali).

Le calcanéum

Le calcanéum est situé en-dessous de l'astragale. C'est le plus volumineux des os du tarse et il forme la saillie du talon. Le calcanéum présente six faces: supérieure, inférieure, externe, interne, postérieure et antérieure.

La face supérieure comprend deux segments: antérieur et postérieur. Le *segment antérieur* comporte deux surfaces articulaires qui sont en rapport avec les facettes articulaires de la face inférieure de l'astragale, et sont séparée par le sillon calcanéum. Celui-ci, avec le sillon calcanéen, forme le sinus du tarse, à travers lequel passent un ligament astragalo-calcanéen et certaines artères nourrissantes de l'astragale.

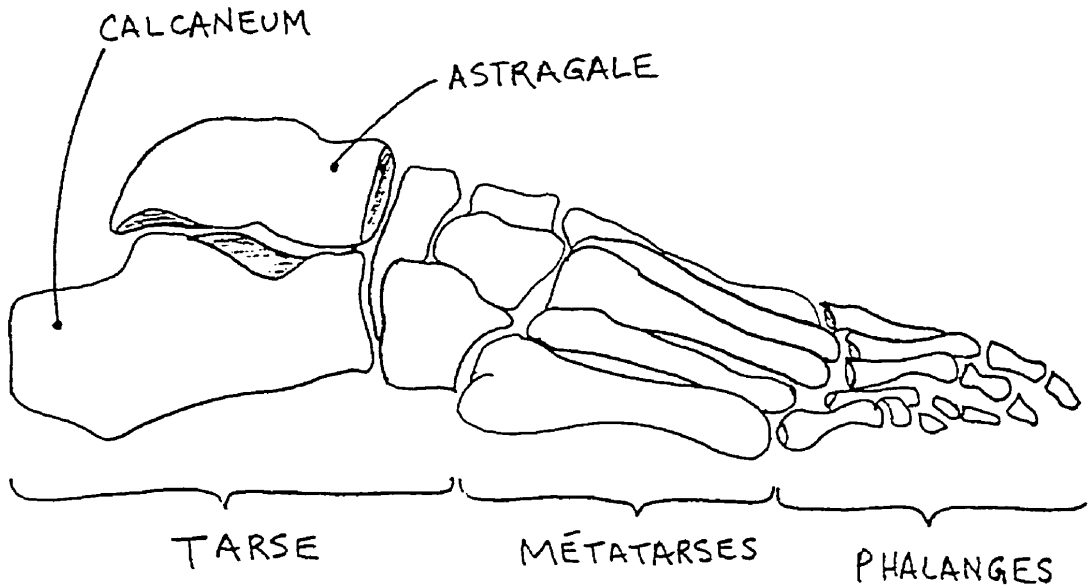


Figure 19 Vue latérale du suelette du pied

L'articulation tibio-péronière distale (inférieure)

Les extrémités distales du tibia et du péroné sont unies par une articulation de la classe des amphiarthroses. Cette articulation tibio-péronière distale permet de petits mouvements de cisaillement et transversaux. Cette amphiarthrose est constituée d'un ligament interosseux en trois feuillets: antérieur, moyen et postérieur, qui se trouvent immédiatement proximal à la malléole externe.

L'articulation tibio-tarsienne

L'articulation de la cheville, ou *articulation tibio-tarsienne,* est de type synoviale et réunit les deux os de la jambe à l'astragale. C'est une articulation trochléenne, c'est-à-dire que la surface articulaire de l'astragale est en forme de poulie sur laquelle les os du tibia et du péroné peuvent pivoter dans le plan sagittal.

Les extrémités distales des os de la jambe, stabilisées par l'articulation tibio-péronière distale, forment une mortaise dans laquelle s'insère le corps de l'astragale, taillé en forme de tenon.

La surface articulaire tibio-péronière présente trois parois articulaires: tibiale et deux latérales (ou malléolaires). Les surfaces articulaires sont recouvertes par un revêtement

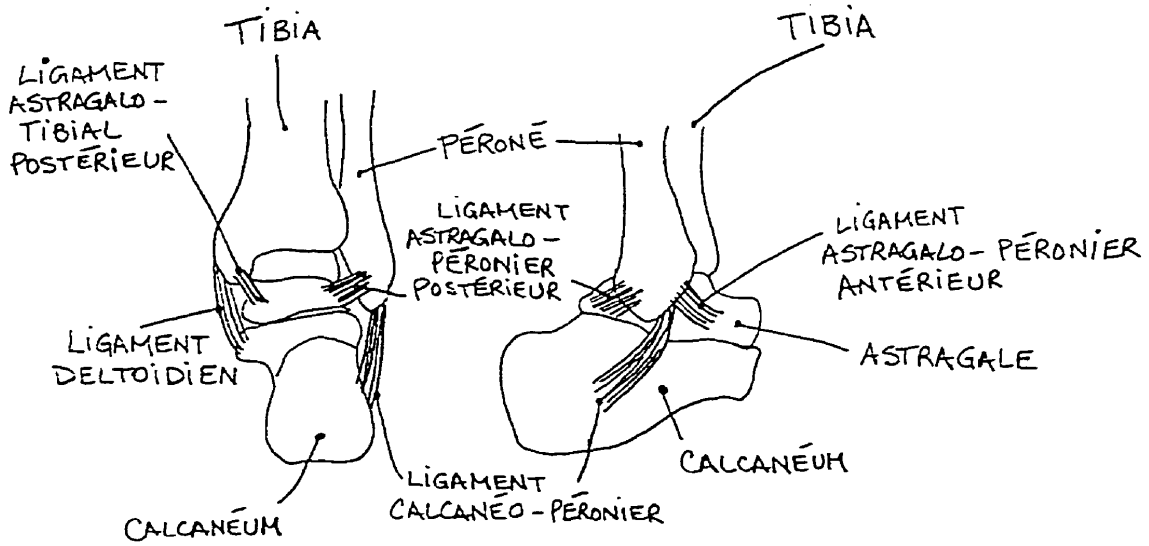


Figure 20 Quelques uns des ligaments de la cheville

Annexe II: Techniques d'arthrodèses décrites dans la littérature

Auteur	Année	Description sommaire
Anderson	1945	Exérèse des malléoles. Coupe des cartilages articulaires avec courbes concentriques. Fixateur externe utilisant des tiges de Kirshner et le fixateur de Hoffmann.
Adams	1948	Le tiers distal du péroné est coupé, exposé sur sa surface interne et vissé contre le tibia et l'astragale. Approche latérale. Appellation: Royal Air Force
Gallie	1948	Deux cavités rectangulaires de 1/4" de large sont créées au travers du tibia et du péroné. Deux greffons provenant du tibia sont insérés dans ces cavités. Plâtre.
Charnley	1951	Incision antérieure transversale. Préparation des surfaces articulaires. Tiges de Steinman latéralement dans le tibia et l'astragale. Compression avec fixateur externe.
Chuinard	1963	Un greffon bicortical de crête iliaque est placé entre le tibia et l'astragale, dont les surfaces ont été préparées. Plâtre. Appellation: Distraction-Compression.
Graham	1970	Deux cavités cylindriques sont percées latéralement à travers la chevilles. Deux greffons provenant du péroné sont insérés dans les cavités. Plâtre.
Campbell, C	1974	Une cavité cubique est préparée depuis l'avant de la cheville. Un greffon de crête iliaque est découpé et inséré dans la cavité. Platre.
Morgan	1985	Cartilages enlevés. Deux vis spongieuses sont insérées en croisé depuis les malléoles.
Baciu	1986	Un couteau cylindrique est utilisé pour découper un greffon cylindrique au travers de l'articulation de la cheville. Le greffon est réinséré avec une rotation de 90°. Plâtre.

Annexe II: Techniques d'arthrodèses décrites dans la littérature (suite)

Bingold	1986	Un greffon provenant du péroné est inséré depuis la base du calcanéum, à travers l'astragale et jusque dans le canal médulaire du tibia. Plâtre. Inclut une arthrodèse sous-astragalienne.
Carrier	1991	Cartilages enlevés. Deux tiges de Steinman de 6mm sont insérées au travers de l'astragale jusque dans le canal médulaire du tibia. Plâtre.
Gruen	1991	Cartilage enlevés. Approche postérieure. Une plaque-lame en L est fixée contre l'arrière du tibia. La partie inférieure de la plaque est insérée dans le calcanéum. Plâtre. Inclut fusion sous-astragalienne.
Holt	1991	Cartilage enlevés. Plusieurs vis spongieuses sont utilisées pour fixer la cheville ainsi que la partie distale du péroné contre la cheville.
Mears	1991	Cartilage enlevés. Un plaque antérieure est fixée contre la cheville.
Holz	1992	Cartilage enlevés. Deux vis spongieuses sont insérées depuis l'arrière des malléoles.
Johnson	1992	Cartilage enlevés. Ilizarov

Annexe IV: Certificat de calibration de la MTS Bionix

MTS

TS SYSTEMS CORPORATION
00 TECHNOLOGY DRIVE
EN PRAIRIE, MN 55344

TRANSDUCER–
TRANSDUCER CONDITIONER
CALIBRATION CERTIFICATE

ER [illegible] SYSTEM NO. 945 64
DUCER TYPE [illegible] SERIAL NO. [illegible] CONDITIONER MODEL [illegible] SERIAL NO. [illegible]
I.D. NO. [illegible] INDICATOR UNIT I.D. NO. [illegible] STANDARDIZER I.D. NO. [illegible] LAB TEMP. [illegible]
D SUP — CAL FACTOR INITIAL — CAL FACTOR FINAL —
RACTION POS ☒ NEG ☐ ADDITIONAL EQUIPMENT

458AC CAL FAC SW ON / OFF 1 2 3 4 5 6

NGE #, FULL SCALE	INITIAL CAL DATA	MODULE OUTPUT	ERROR-IN OF READING	ADJUSTMENT	FINAL CAL DATA	MODULE OUTPUT	ERROR-IN OF READING
[illegible]	100%	[illegible]		☒ REQUIRED	100%	[illegible]	
NDARD CELL/DEVICE NO. [illegible]	80%	[illegible]		☐ NOT REQUIRED	80%	[illegible]	
UNT CAL. ITIAL [illegible]	60%	[illegible]			60%	[illegible]	
NAL [illegible]	40%	[illegible]			40%	[illegible]	
ESISTOR [illegible] Ω	20%	[illegible]			20%	[illegible]	
CITATION ITIAL [illegible]	0%	0			0%	[illegible]	
NAL [illegible]	-20%	[illegible]			-20%	[illegible]	
ΔK SW ON ☐ OFF ☐	-40%	[illegible]			-40%	[illegible]	
	-60%	[illegible]			-60%	[illegible]	
	-80%	[illegible]			-80%	[illegible]	
	-100%	[illegible]			-100%	[illegible]	

NGE #, FULL SCALE	INITIAL CAL DATA	MODULE OUTPUT	ERROR-IN OF READING	ADJUSTMENT	FINAL CAL DATA	MODULE OUTPUT	ERROR-IN OF READING
[illegible]	100%	[illegible]		☒ REQUIRED	100%	[illegible]	
NDARD CELL/DEVICE NO. [illegible]	80%	[illegible]		☐ NOT REQUIRED	80%	[illegible]	
UNT CAL. ITIAL [illegible]	60%	[illegible]			60%	[illegible]	
INAL [illegible]	40%	[illegible]			40%	[illegible]	
ESISTOR [illegible] Ω	20%	[illegible]			20%	[illegible]	
CITATION [illegible]	0%	0			0%	0	
[illegible]	-20%	[illegible]			-20%	[illegible]	
[illegible]	-40%	[illegible]			-40%	[illegible]	
ΔK SW ON ☐ OFF ☐	-60%	[illegible]			-60%	[illegible]	
	-80%	[illegible]			-80%	[illegible]	
	-100%	[illegible]			-100%	[illegible]	

NGE #, FULL SCALE	INITIAL CAL DATA	MODULE OUTPUT	ERROR-IN OF READING	ADJUSTMENT	FINAL CAL DATA	MODULE OUTPUT	ERROR-IN OF READING
	100%			☐ REQUIRED	100%		
ANDARD CELL/DEVICE NO.	80%			☐ NOT REQUIRED	80%		
UNT CAL. NITIAL	60%				60%		
INAL	40%				40%		
ESISTOR Ω	20%				20%		
CITATION NITIAL	0%				0%		
FINAL	-20%				-20%		
ΔK SW ON ☐ OFF ☐	-40%				-40%		
	-60%				-60%		
	-80%				-80%		
	-100%				-100%		

NGE #, FULL SCALE	INITIAL CAL DATA	MODULE OUTPUT	ERROR-IN OF READING	ADJUSTMENT	FINAL CAL DATA	MODULE OUTPUT	ERROR-IN OF READING
	100%			☐ REQUIRED	100%		
ANDARD CELL/DEVICE NO.	80%			☐ NOT REQUIRED	80%		
UNT CAL. NITIAL	60%				60%		
INAL	40%				40%		
ESISTOR Ω	20%				20%		
CITATION NITIAL	0%				0%		
	-20%				-20%		
	-40%				-40%		
ON ☐ OFF ☐	-60%				-60%		
	-80%				-80%		
	-100%				-100%		

MTS MEASUREMENT STANDARDS ARE TRACEABLE TO THE NATIONAL BUREAU OF STANDARDS

RFORMED BY [illegible] DATE 26 NOV 72

Figure 22 Certificat de calibration de la MTS Bionix

Annexe V: Résumé des résultats de raideur

Technique	Chargement	# chev.	Minimum	Maximum	Moyenne	Variance
Charnley	Cis. A-P	6	204	360	312	62
Charnley	Cis. I-E	6	176	283	192	25
Charnley	Dorsiflexion	6	11	29	16	4
Charnley	Flexion I-E	6	61	115	88	28
Charnley	Rotation	6	6	20	11	4
Vis croisées	Cis. A-P	6	166	329	290	70
Vis croisées	Cis. I-E	6	252	363	289	45
Vis croisées	Dorsiflexion	6	43	183	97	54
Vis croisées	Flexion I-E	6	81	135	110	19
Vis croisées	Rotation	6	4	18	11	6
T originale	Cis. A-P	4	315	398	342	39
T originale	Cis. I-E	4	191	238	218	22
T originale	Dorsiflexion	4	73	221	130	64
T originale	Flexion I-E	4	118	194	152	32
T originale	Rotation	4	15	27	20	6
T modifiée	Cis. A-P	4	361	594	463	115
T modifiée	Cis. I-E	4	366	597	475	116
T modifiée	Dorsiflexion	4	193	330	258	69
T modifiée	Flexion I-E	4	342	359	350	8
T modifiée	Rotation	4	31	42	37	6

Annexe VI: Conservation de l'os

Les propriétés de l'os varient selon plusieurs paramètres: température, humidité, fraîcheur (embaumé ou non, congelé ou non) et qualité (variable d'un individu à l'autre). Ces propriétés ont été étudiées par plusieurs auteurs (McElhaney, 1964; Weaver, 1966; Evans, 1973; Galante, 1970; Lindahl, 1976; Sedlin, 1966; Currey, 1988). Voici certains principes de conservation et d'expérimentation des os pour éviter la dégradation des propriétés mécaniques:

1- Les propriétés mécaniques de l'os, lorsque congelé à la température de -20°C ou moins, ne varient pas à long terme (Weaver, 1966; Panjabi, 1973; Carter, 1981; Sedlin, 1966; Schaffler, 1988). Pour cela, les spécimens doivent être gardés dans un sac étanche, afin d'éviter qu'il ne se déssèche. On peut utiliser des températures de congélation encore plus basse (-80°C) et une solution physiologique (solution Ringer) peut être ajouté dans le sac hermétique pour maintenir l'hydratation de l'os (Pope, 1972).

Annexe VII: Photographies des montages expérimentaux

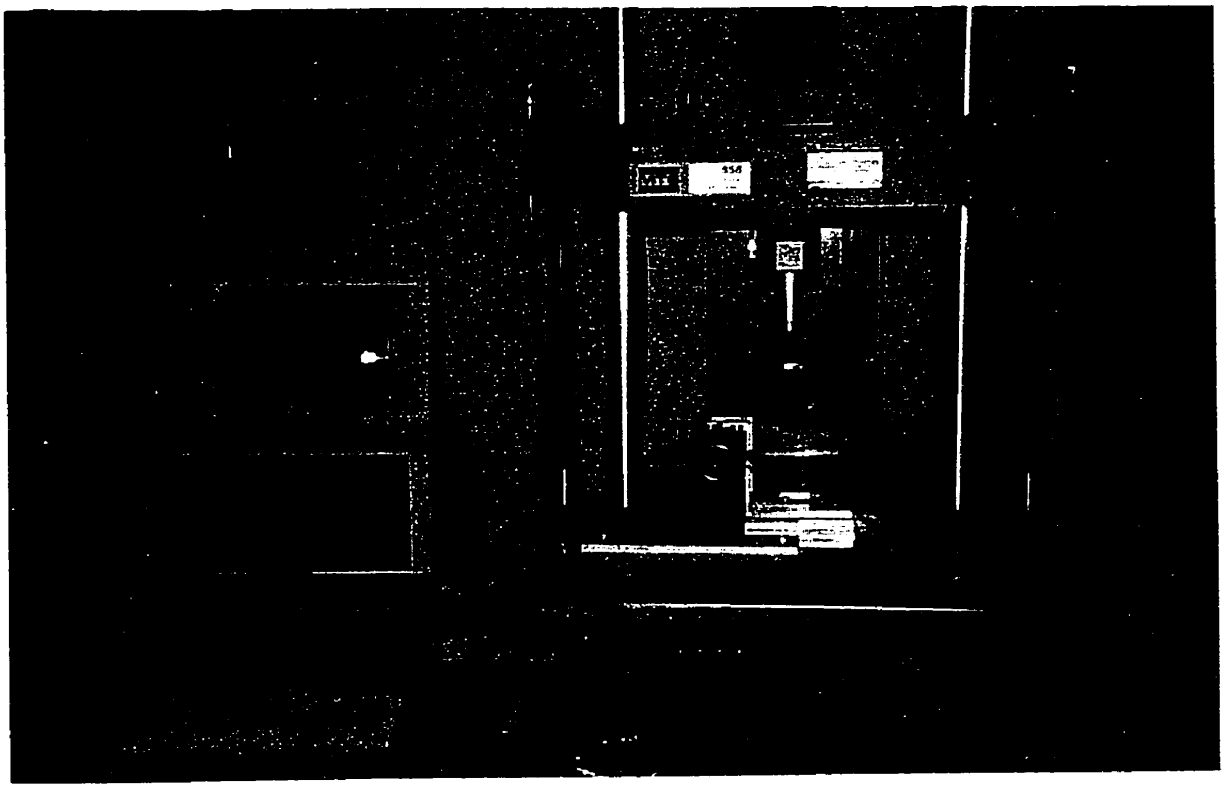


Figure 21 - Banc d'essai avec machine de traction Bionix

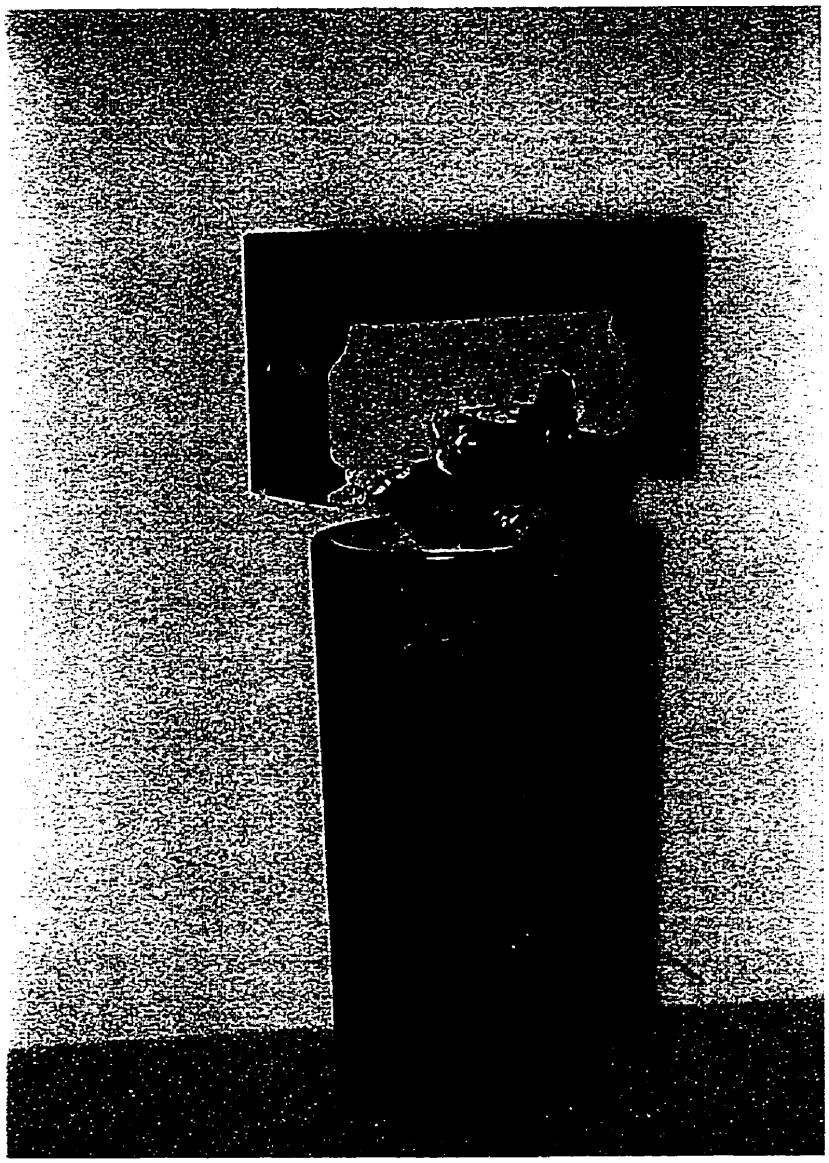


Figure 22 - Cheville instrumentée et préparée pour les tests biomécaniques

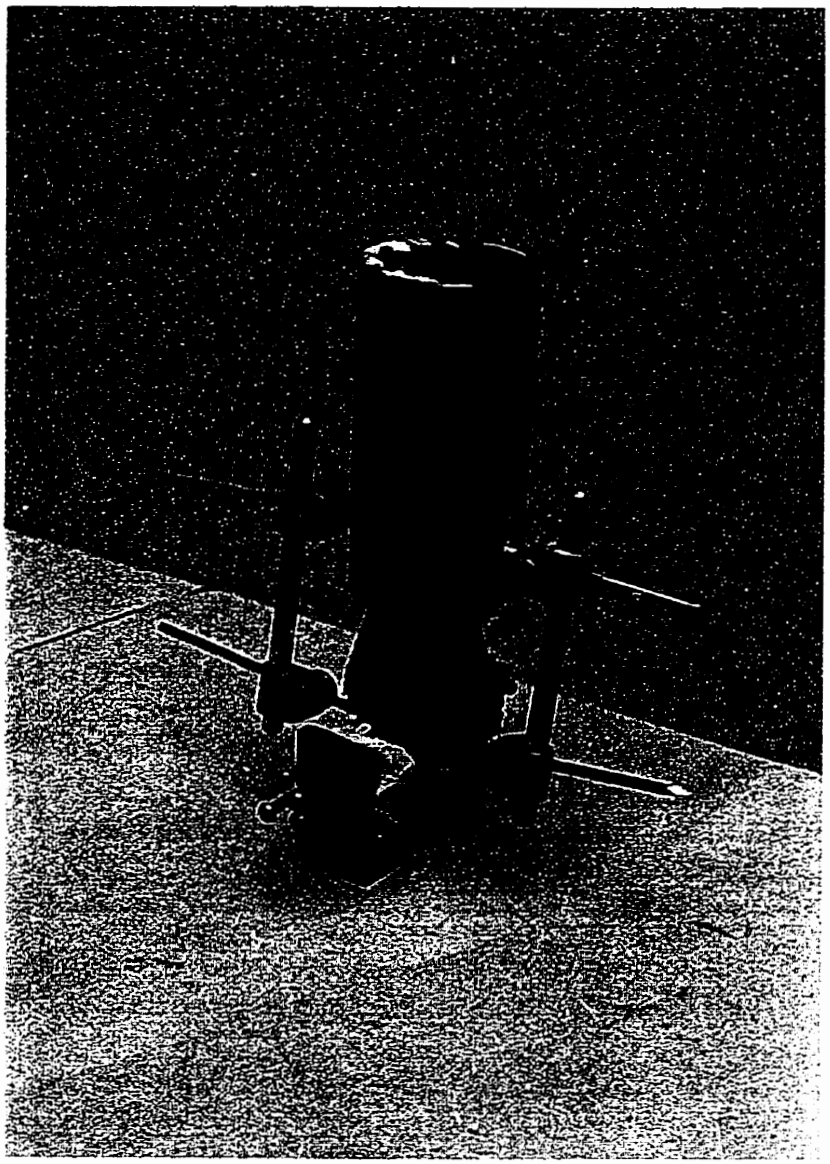


Figure 23 - Cheville instrumentée et préparée pour les tests biomécaniques

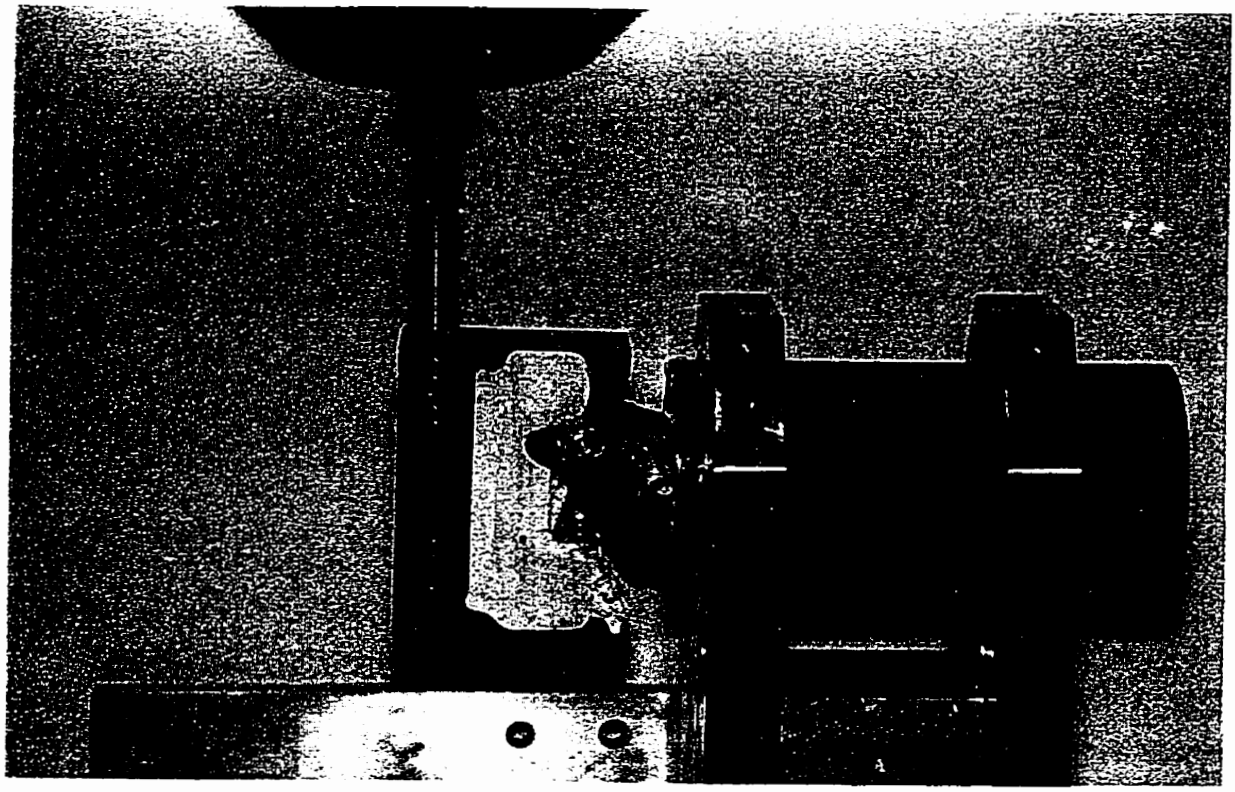
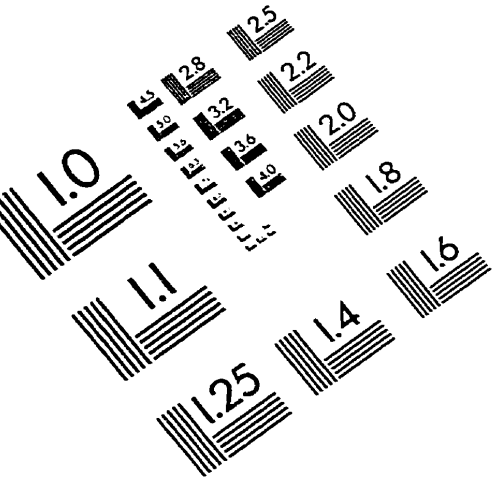
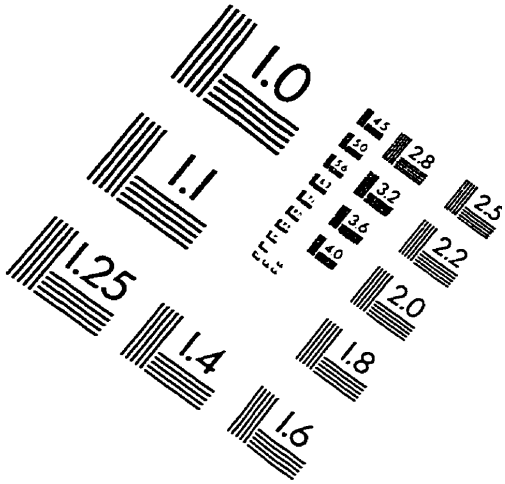
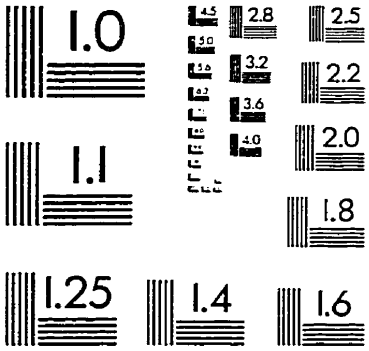


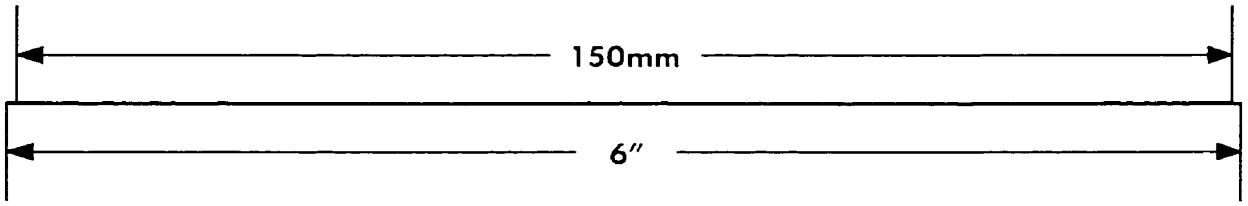
Figure 24 - Montage de test pour essai en dorsiflexion

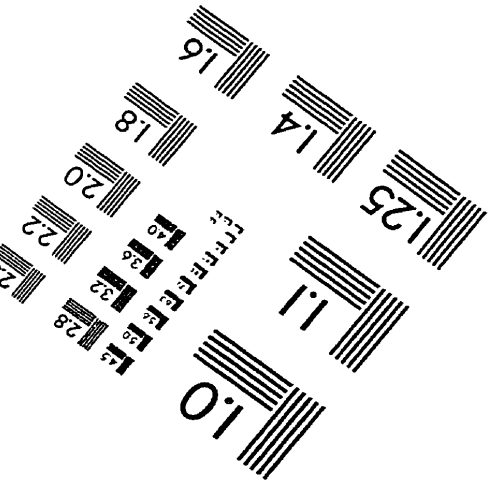
IMAGE EVALUATION TEST TARGET (QA-3)

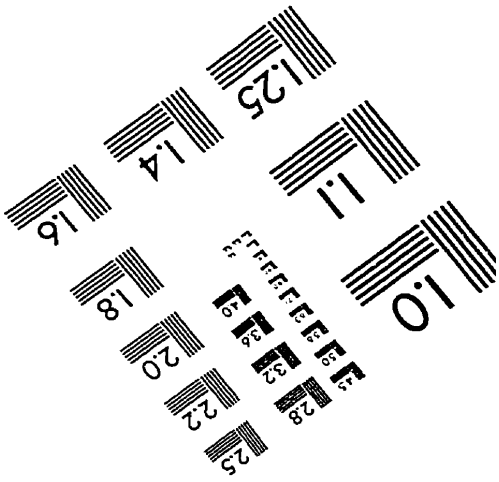










APPLIED IMAGE, Inc
1653 East Main Street
Rochester, NY 14609 USA
Phone: 716/482-0300
Fax: 716/288-5989

© 1993, Applied Image, Inc., All Rights Reserved