POLYPUBLIE
Polytechnique Montréal

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ D'INGÉNIERIE

**Titre:** Title: Aspects mécanique et biomécanique de fixations de skis

**Auteurs:** Authors: Marc Riedl, & Roland Doré

**Date:** 1976

**Type:** Rapport / Report

**Référence:** Citation: Riedl, M., & Doré, R. (1976). Aspects mécanique et biomécanique de fixations de skis (Rapport technique n° EP-R-76-20). https://publications.polymtl.ca/9539/

**Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** PolyPublie URL: https://publications.polymtl.ca/9539/

**Version:** Version officielle de l'éditeur / Published version

**Conditions d'utilisation:** Terms of Use: Tous droits réservés / All rights reserved

**Document publié chez l'éditeur officiel**
Document issued by the official publisher

**Institution:** École Polytechnique de Montréal

**Numéro de rapport:** Report number: EP-R-76-20

**URL officiel:** Official URL:

**Mention légale:** Legal notice:

**Ce fichier a été téléchargé à partir de PolyPublie, le dépôt institutionnel de Polytechnique Montréal**
This file has been downloaded from PolyPublie, the institutional repository of Polytechnique Montréal

https://publications.polymtl.ca

2

# DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

## SECTION DESIGN de MACHINES

ASPECTS MÉCANIQUE ET BIOMÉCANIQUE

DE FIXATIONS DE SKIS

par

Marc RIEDL et Roland DORÉ

Rapport No. EP - 76-R-20

Septembre 1976

Ecole Polytechnique de Montréal

Campus de l'Université
de Montréal
Case postale 6079
Succursale 'A'
Montréal, Québec
H3C 3A7

TABLE DES MATIERES


1. INTRODUCTION 1

2. EVALUATION STATIQUE DES FIXATIONS 3

2.1 Graphique force-déplacement 3
2.2 Propriétés mécaniques du tibia 4
2.3 Définition des forces 10
2.4 Forces combinées 13

2.4.1 Evaluation des moments d'inertie 13
2.4.2 Equations de flexion et de torsion 22
2.4.3 Diagramme de rupture fragile 29
2.4.4 Caractéristiques des fixations réelles et idéales 34

3. EVALUATION DYNAMIQUE DES FIXATIONS 36

3.1 Propriétés dynamiques du système jambe-ski 36
3.2 Graphique couple de torsion-rotation 40
3.3 Impulsion 40
3.4 Comparaison de différentes fixations 44

4. CONCLUSION 51

APPENDICE I 53
APPENDICE 2 56
APPENDICE 3 60
PHOTOGRAPHIES 62
BIBLIOGRAPHIE 72

## REMERCIEMENTS

Nos plus sincères remerciements vont au Dr. Gagnon, de la faculté de médecine de l'Université de Montréal, qui nous a gracieusement permis de travailler au laboratoire d'anatomie.

Nous remercions aussi: Mlle Marie-France Lévesque qui a bien voulu dactylographier le rapport, ainsi que le personnel de la bibliothèque de l'Ecole Polytechnique qui nous a bien aidé dans la recherche bibliographique.

# 1. INTRODUCTION

Le ski est un sport qui a fortement gagné en popularité et en participation dans les dernières années.

C'est un sport très excitant mais qui implique un certain élément de risque: quand on connaît un skieur, on n'est jamais vraiment surpris de le voir un jour la jambe dans un plâtre.

Pour minimiser ces risques, le skieur porte une fixation entre la bottine et le ski. Pour les besoins de cette analyse, nous allons supposer que la fixation doit répondre à deux critères généraux de fonctionnement.

Premièrement, la bottine doit rester solidement fixée au ski et la fixation doit transmettre le plus intégralement possible les mouvements et les forces entre la bottine et le ski.

Deuxièment, la fixation doit agir comme un genre de fusible mécanique et "couper le contact" entre le skieur et le ski dès que les forces impliquées sont susceptibles de causer une blessure quelconque au skieur. La fixation ne doit pas s'ouvrir inutilement pour un choc qui n'aurait pas blessé le skieur.

Ces deux conditions doivent être satisfaites dans toutes les conditions que le skieur peut rencontrer, de la neige folle à la glace, en passant par la neige mouillée, la neige damée et la terre par moments, c'est-à-dire quelles que soient les forces impliquées.

L'intensité des forces sur la fixation n'est jamais suffisante pour identifier totalement le chargement. Leur direction et l'intervalle de temps de l'application de la force sont aussi des données critiques.

Nous pouvons diviser cette étude en deux parties: une partie statique où on ne considère que les forces et leurs directions et une partie dynamique où le temps d'application des forces devient important.

Jusqu'à récemment, on pensait qu'une évaluation statique des fixations était suffisante, mais on s'est aperçu que les accélérations et l'inertie n'étaient pas toujours négligeables par rapport aux forces statiques.

Dans les deux parties, on cherche à limiter une variable fondamentale: la contrainte maximale dans la jambe, puisque c'est elle qui cause ultimement

la rupture. En statique, la limitation de la contrainte induite maximale entraîne automatiquement une limitation des forces exercées par la fixation sur la jambe. On verra que cette approche n'est plus valable dans la partie dynamique: les contraintes dépendent plutôt de l'impulsion. Cette constatation porte à penser que la conception actuelle des fixations n'est pas adéquate.

## 2. EVALUATION STATIQUE DES FIXATIONS

Dans certains cas de chutes, les forces sont appliquées relativement lentement sur la jambe et le chargement peut être considéré comme statique. L'étude du comportement de la fixation à de tels chargements est donc essentielle.

On peut d'abord analyser le comportement statique de la fixation `a l'aide d'un graphique force-déplacement, qui donne beaucoup d'information sur le comportement souhaitable de la fixation. En un deuxième temps, nous étudierons les propriétés mécaniques du tibia qui est le site usuel des fractures en ski. Finalement, on essaiera de déterminer quelles sont les forces maximales admissibles sur la jambe d'un point de vue bio-mécanique.

### 2.1 Graphique force-déplacement

L'analyse de la courbe force-déplacement d'une fixation donne d'excellentes informations. La butée et la talonnière ont des comportements semblables. Comme exemple nous étudierons le comportement de la butée.

La figure (1-a) montre une courbe proche de la réalité, la figure (1-b), une courbe idéalisée et la figure (1-c), une courbe réelle tirée de la référence {12} *.

La zone $\overline{OA}$ est la zone de rétention: il y a peu de déplacement angulaire pour un grand couple. La zone $\overline{AB}$ est la zone plastique; près du couple critique, une petite variation du couple entraîne un grand déplacement. Si celui-ci devient trop grand, on atteint le point critique R. Dans toutes les fixations, le désengagement est déterminé par le déplacement relatif ski-botte. S'il n'y a pas séparation, la fixation retourne `a sa position d'équilibre en suivant $\overline{BCDO}$.

On désire une pente assez grande dans les régions $\overline{OA}$ et $\overline{BC}$ afin de minimiser le déplacement entre le ski et la botte. Par ailleurs on désire que $\overline{AB}$ ait une pente petite mais positive pour être sûr que le point R, le point de désengagement, soit bien celui qui admet le plus grand couple.

---

* Les références entre crochets {} sont énumérées à la fin du rapport.

## ABSTRACT

The legs of a skier can be exposed to rather severe loadings as shown by the high rate of injury in that sport.

The human leg was found to have two distinct behaviors, depending upon the duration of loading. The behavior is static if it lasts for more than about one second, otherwise it is dynamic, in which case the loading rate becomes a critical factor in bone fracture.

Whether the leg is loaded dynamically or statically, the tibia fractures because the stress has reached a critical level. The main function of a ski binding is thus to limit the stress in the tibia below this critical level. The best binding would have the same static or dynamic behavior as the tibia and at the same time allow for a safety factor.

In a static situation, fracture is usually caused by a combination of torsion and bending. An ideal binding would lower the torsional limit as bending would build up. Contemporary bindings do not show such a characteristic.

In the dynamic case, stress in the tibia is not proportional to the force or torque on the leg, but on the impulse, whatever the applied torque, time of loading or shape of the torque versus time diagram. Bindings now available disengage at impulsions far lower than those the tibia can bear. Under impact, premature release often occurs, forcing the skier to tighten his bindings, making them dangerous under static loading. A major effort by the manufacturers is necessary to improve the dynamic behavior of bindings.

The release criteria for the two types of loading are fundamentally different. The binding has to function in two different modes which, without being incompatible, are not convergent. Thus, one could imagine bindings which could include two independent systems, one being sensitive to static forces and not to impacts and vice-versa. These two systems would work as fuses in series. Contemporary systems only include one fuse.

Notwithstanding preceding considerations, separate adjustment of toe and heel binding is a dangerous procedure. Adjustment combining action of torsion and bending would be safer. Use of a table, such as the one given in appendix three establishes better limits for release forces. In practice, a skier should be able to release his bindings by exerting as much bending and torsion force as possible but without impact.

La région hachurée indique que la jambe a atteint sa rotation maximale et est susceptible de casser. Le point B doit être suffisamment éloigné de cette zone pour assurer un facteur de sécurité adéquat. Cependant, afin d'éviter les désengagements prématurés qui présentent un certain risque, le point B doit quand même se situer à une valeur appréciable du point A. Un compromis entre ces deux positions doit donc être établi.

La courbe $\overline{OABCDO}$ est une courbe d'hystérésis, commune aux systèmes qui dissipent de l'énergie. La surface à l'intérieur de la courbe est une mesure de l'énergie dissipée durant le déplacement.

Notons aussi que la courbe n'est pas nécessairement symétrique pour des déplacements positifs et négatifs. Après un cycle, la botte ne revient pas à 0 mais à 0', c'est-à-dire pas exactement au centre de la fixation. Pour que la botte revienne à 0, il faut renverser le couple légèrement.

## 2.2 Propriétés mécaniques du tibia

Le tibia est le site de prédilection des blessures en ski. Il est donc important de bien en connaître la géométrie et les propriétés mécaniques afin d'évaluer en fonction de certains facteurs morphologiques, la capacité de charge de cet os.

E. Asang s'est intéressé au problème et conclut{ 13, p. 237 } :

> "Fondamentalement le sexe n'a pas d'influence sur les propriétés et le comportement du tibia humain.
>
> Les propriétés de force des os sont à peu près la moitié pour des vieilles personnes (au-dessus de 70 ans) de ce qu'elles sont pour des jeunes de vingt ans. De même, pour des jeunes en-dessous de 17 ans, les limites ultimes sont à peu près la moitié de celles des adultes. Entre 20 et 60 ans, les limites sont assez constantes.
>
> Sur la figure 2, on peut voir le comportement élastique, plastique et ultime d'un tibia humain typique.

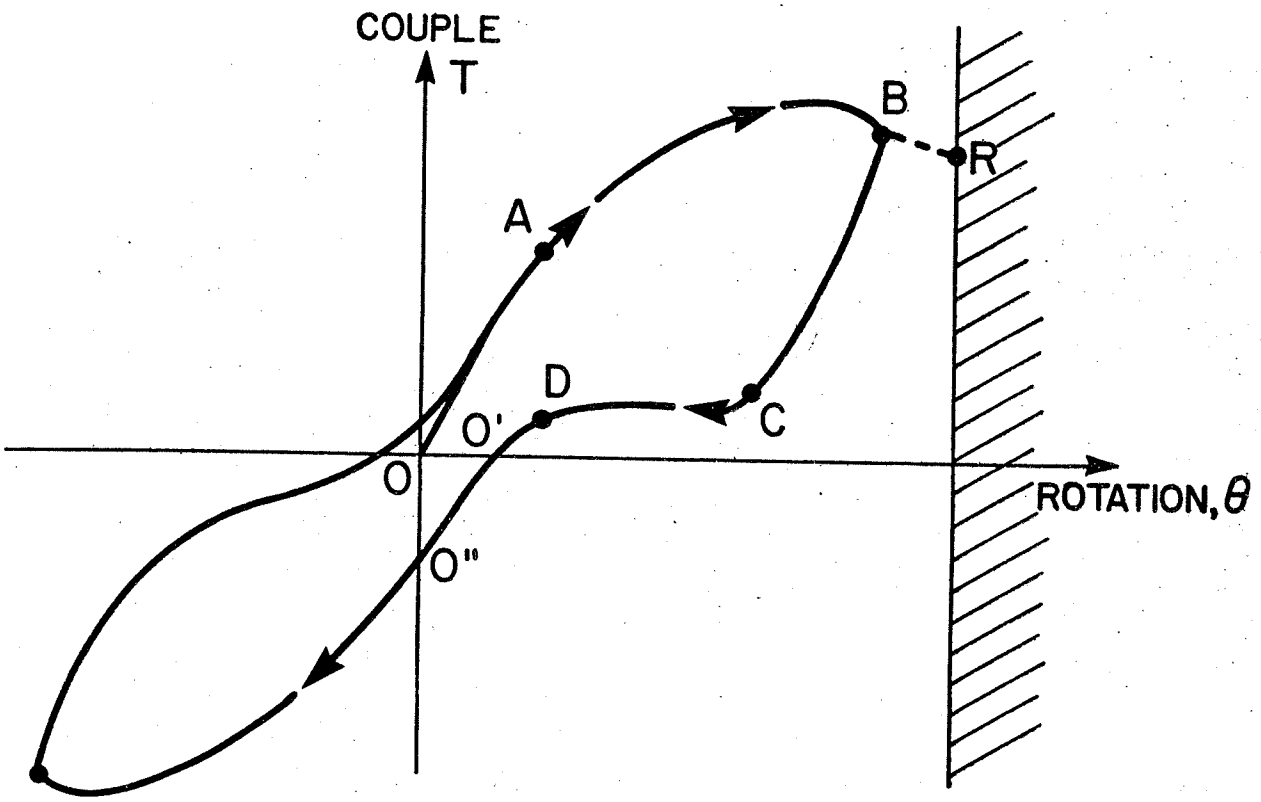



Figure I.-A Courbe couple (T) vs déplacement angulaire (θ) d'une fixation.

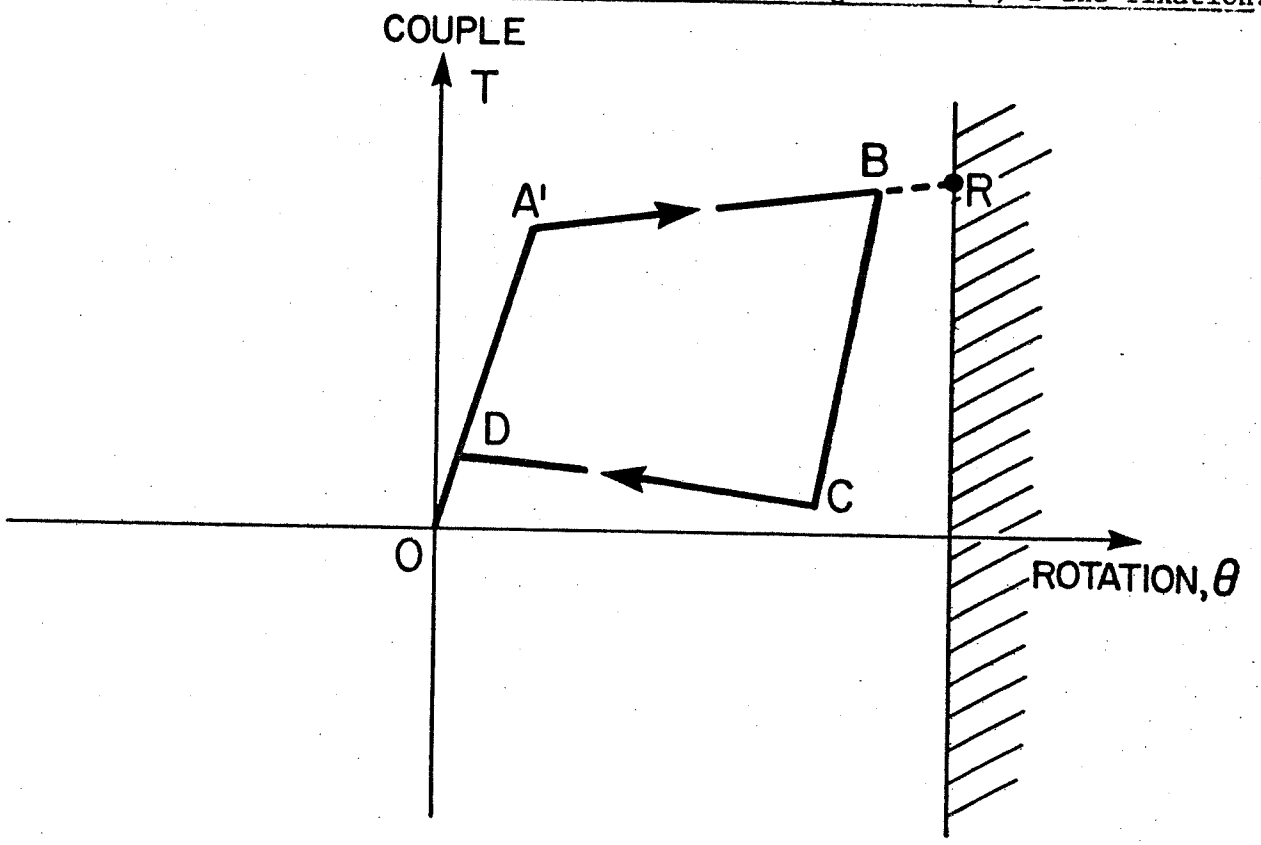



Figure I.-B Courbe idéalisée.

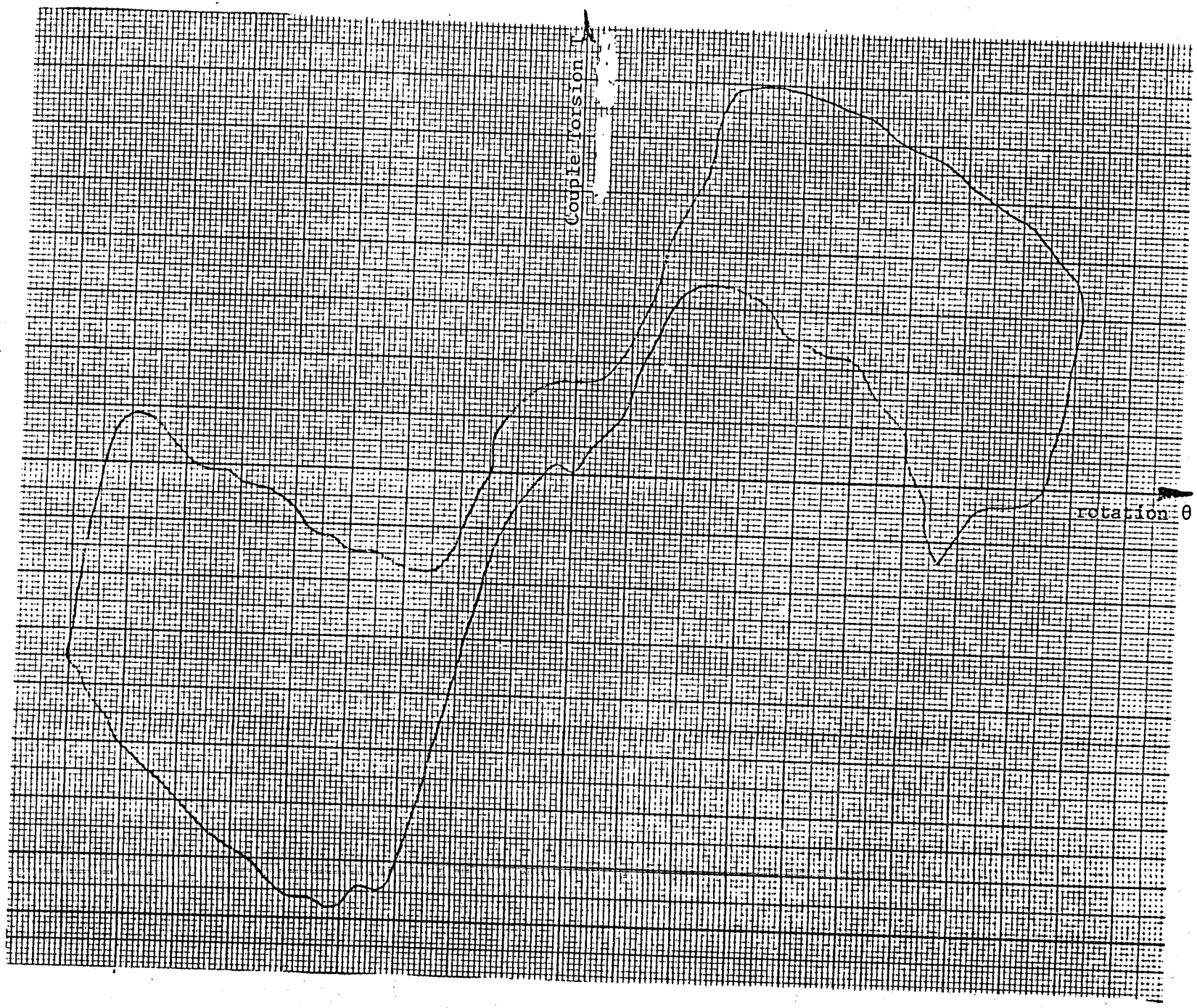



Figure 1-c: Exemple d'une courbe couple-rotation pour une fixation

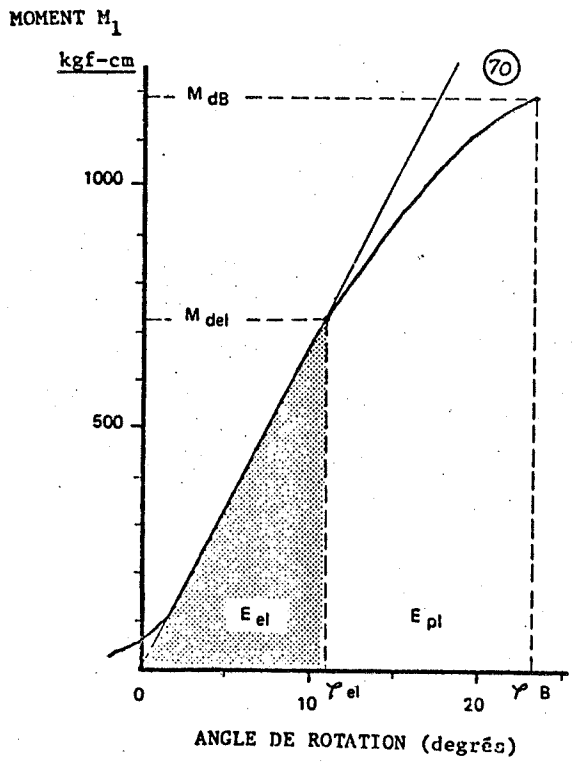



figure 2

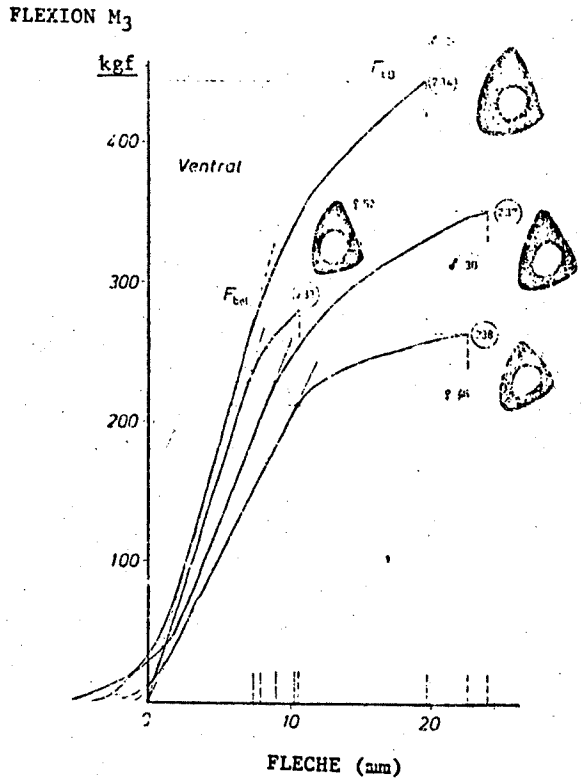



figure 3

Figure (2) { 13, p. 238 }

Graphique couple-rotation pour un tibia soumis à une torsion longitudinale

$M_{db}$ = limite ultime du couple de torsion

$M_{del}$= limite élastique du couple de torsion

$E_{el}$ = énergie due à la formation élastique

$E_{pl}$ = énergie due à la déformation plastique

Figure (3) { 13, p. 238 }

Graphique force-déformation pour un tibia soumis à une flexion antériopostérieure.

$F_{db}$ = limite ultime

$F_{bel}$= limite élastique

Le comportement élastique est d'une surprenante régularité: l'angle de torsion est $12^{o}$ . Cette généralisation est importante parce que la limite élastique du tibia est la limite inférieure des fractures de la jambe. Pendant la période de déformation plastique, la structure de l'os change. Pour supporter cette affirmation, on s'aperçoit que la limite ultime est considérablement diminuée par des essais en fatigue à des chargements plus élevés que la limite élastique.

La force en flexion est approximativement 3 fois ce qu'elle est en torsion.

Le diagramme de flexion antériopostérieure (figure 3) montre l'influence de la section du tibia sur la limite élastique et la limite ultime."

| ÂGE | 10-19 ans | 20-29 ans | 30-39 ans | 40-49 ans | 50-59 ans | 60-69 ans | 70-79 ans |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| PROPRIETE | | | | | | | |
| résistance en tension ($kgF/mm^2$) | 11.6 ± 0.15 | 12.5± 0.10 | 12.2 ± 0.19 | 11.4 ± 0.25 | 9.5 ± 0.14 | 8.8 ± 0.24 | 8.8 ± 0.24 |
| déformation unitaire en tension (%) | 1.48 | 1.44 ± 0.007 | 1.38 ± 0.014 | 1.31 ± 0.027 | 1.28 ± 0.015 | 1.26 ± 0.005 | 1.26 ± 0.005 |
| résistance en compression ($kgF/mm^2$) | - | 17.0 ± 0.44 | 17.0 ± 0.42 | 16.4 ± 0.37 | 15.8 ± 0.44 | 14.8 ± 0.23 | -- |
| déformation unitaire en compression(%) | - | 1.9 ± 0.07 | 1.8 ± 0.02 | 1.8 ± 0.02 | 1.8 ± 0.02 | 1.8 ± 0.02 | -- |
| Module d'élasticité(torsion) ($kgF/mm^2$) | - | 350. | 350 | 320 | 320 | 300 | 300 |
| résistance en torsion($kgF/mm^2$) | - | 5.82 ± 0.11 | 5.82 ± 0.11 | 5.37 ± 0.05 | 5.37 ± 0.05 | 4.96 ± 0.12 | 4.96 ± 0.12 |

Tableau 1: Propriétés mécaniques moyenne pour des os de sujets japonais d'âges différents

Tiré de {3} , p. 222

Une revue de la littérature { 1, 3 }, montre que le Tableau 1 semble le mieux résumer les propriétés des os, même s'il est fait pour des sujets japonais et pour un os quelconque. D'autres résultats moins complets sur le tibia et sur des sujets nord-américains concordent assez bien avec ceux du Tableau 1.

La déformation à la rupture étant toujours plus petite que 5% (voir Tableau 1, déformation unitaire en tension) l'on peut conclure que le comportement des os est essentiellement fragile et les critères de rupture de tels matériaux s'appliquent donc dans le cas présent {16}.

## 2.3 Définition des forces

L'étude du mode de chargement de la jambe lorsque le skieur évolue est primordiale.

Il importe avant tout de se définir un système de coordonnées. Celui-ci est décrit à la figure 4 à la page suivante. La direction 1, longitudinale, est celle de l'axe du tibia. La direction 2, antériopostérieure, est celle de l'avant à l'arrière. La direction 3, latéromédiale, est celle de gauche à droite.

On peut maintenant dresser un tableau des chutes les plus communes et des forces principales impliquées dans chaque chute (Tableau 2). Les chargements correspondants sont tous une combinaison de flexion et de torsion. Les deux premiers types de chutes sont les plus fréquents et les plus dangereux.

Ordinairement, on ajuste les fixations avant et arrière séparément. Or, celles-ci sont conçues pour sentir des flexions et des torsions selon des axes différents. Ainsi, il est possible, lors d'un changement combiné, que la contrainte dans la jambe dépasse de beaucoup la contrainte maximale pour laquelle les deux fixations ont été ajustées indépendamment l'une de l'autre. Il est donc nécessaire, du point de vue de la sécurité, de considérer un changement combiné.

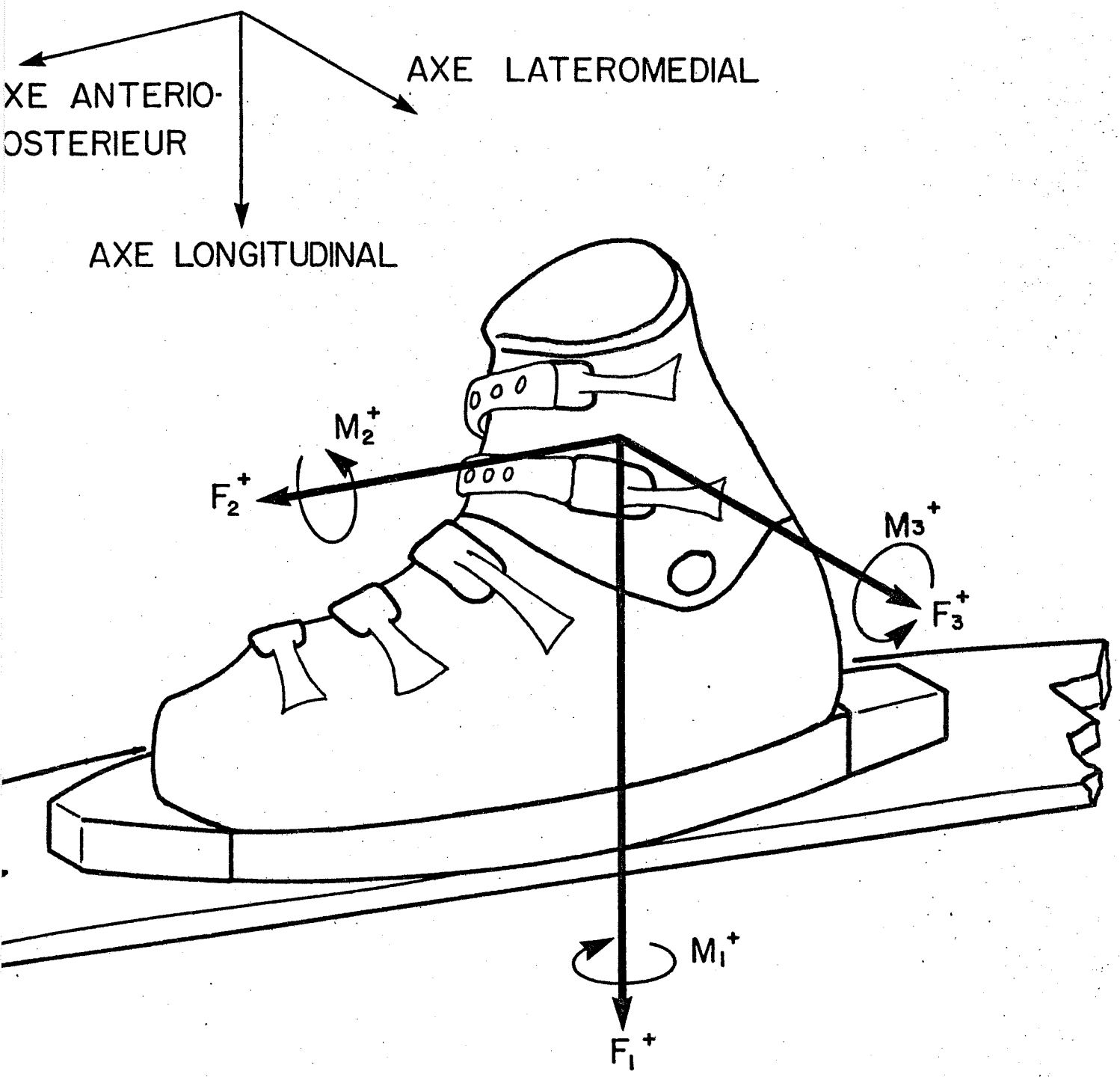



Figure 4. SYSTEME DE COORDONNEES, JAMBE GAUCHE.

| TYPE DE CHUTE | FORCES PRINCIPALES |
|---|---|
| Torsion de la jambe à gauche avec projection avant | $M_1$, $M_3$ |
| Torsion de la jambe à droite avec projection avant | $M_1$, $M_3$ |
| Chute en avant | $F_1$, $M_3$ |
| Chute en arrière | $F_1$, $M_3$ |
| Chute latérale à gauche | $F_3$, $M_2$ |
| Chute latérale à droite | $F_3$, $M_2$ |

Tableau 2: Tableau des chutes les plus communes, jambes gauche

## 2.4 Forces combinées

### 2.4.1 Evaluation des moments d'inertie

Nous allons déterminer quels sont les chargements maximaux que peut supporter le tibia. Il nous faut donc des données sur la forme et les dimensions du tibia( les dimensions extérieures, les dimensions du trou et le rapport entre les deux) afin d'en évaluer les propriétés d'inertie à la section critique.

Ces renseignements nous sont en partie donnés par le Tableau 3 tiré de la référence {17}. Il s'agit de mesures radiographiques du tibia gauche, à la moitié de sa hauteur et dans la direction antériopostérieure. Les chiffres sont des moyennes tirées d'observations sur un grand nombre d'individus finlandais.

Les symboles sont expliqués à la figure 5 qui montre une coupe du tibia à la moitié de sa hauteur.

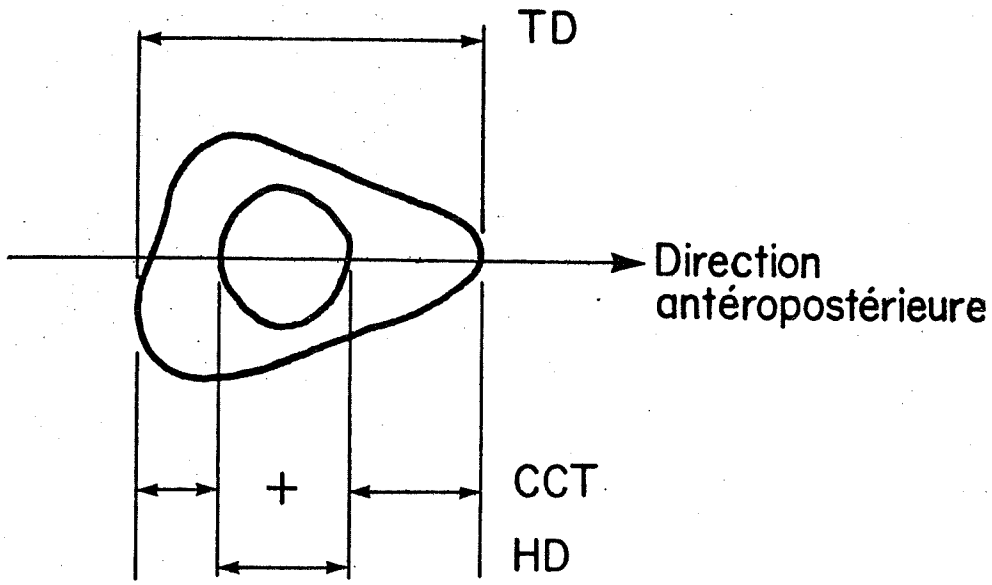



Figure.5. COUPE DU TIBIA A LA MOITIE DE SA HAUTEUR

| ÂGE | CCT (mm) | CI | TD (mm) | HD (mm) | $\frac{TD}{HD}$ |
|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 5.1 | o.46 | 10.1 | 5.0 | 2.02 |
| 2 | 5.8 | 0.47 | 11.9 | 6.1 | 1.95 |
| 3 | 6.4 | 0.47 | 13.4 | 7.0 | 1.91 |
| 4 | 7.0 | 0.47 | 14.8 | 7.8 | 1.89 |
| 5 | 7.6 | 0.48 | 16.0 | 8.4 | 1.90 |
| 6 | 8.1 | 0.48 | 17.0 | 8.9 | 1.91 |
| 7 | 8.6 | 0.48 | 18.0 | 9.4 | 1.91 |
| 8 | 9.0 | 0.49 | 18.8 | 9.8 | 1.91 |
| 9 | 9.4 | 0.49 | 19.5 | 10.1 | 1.93 |
| 10 | 9.8 | 0.49 | 20.2 | 10.4 | 1.94 |
| 11 | 10.1 | 0.49 | 20.8 | 10.7 | 1.94 |
| 12 | 10.5 | 0.50 | 21.3 | 10.8 | 1.97 |
| 13 | 10.8 | 0.50 | 21.8 | 11.0 | 1.98 |
| 14 | 11.0 | 0.50 | 22.2 | 11.2 | 1.98 |
| 15 | 11.3 | 0.50 | 22.6 | 11.3 | 2.00 |
| 16 | 11.5 | 0.51 | 23.0 | 11.5 | 2.00 |
| 17 | 11.8 | 0.51 | 23.3 | 11.5 | 2.03 |
| 18 | 12.0 | 0.51 | 23.6 | 11.6 | 2.03 |
| 19 | 12.2 | 0.51 | 23.9 | 11.7 | 2.04 |
| 20 | 12.3 | 0.51 | 24.2 | 11.9 | 2.03 |
| 25 | 13.1 | 0.52 | 25.1 | 12.0 | 2.09 |
| 30 | 13.6 | 0.53 | 25.7 | 12.1 | 2.12 |
| 35 | 13.9 | 0.53 | 26.0 | 12.1 | 2.15 |
| 40 | 14.1 | 0.53 | 26.2 | 12.1 | 2.16 |
| 45 | 14.1 | 0.53 | 26.2 | 12.1 | 2.16 |
| 50 | 14.1 | 0.54 | 26.1 | 12.0 | 2.17 |
| 55 | 14.1 | 0.54 | 26.0 | 11.9 | 2.18 |
| 60 | 13.9 | 0.54 | 25.7 | 11.8 | 2.17 |
| 65 | 13.7 | 0.54 | 25.5 | 11.8 | 2.16 |
| 70 | 13.5 | 0.53 | 25.2 | 11.7 | 2.15 |
| 75 | 13.3 | 0.53 | 24.8 | 11.5 | 2.15 |
| 80 | 13.0 | 0.53 | 24.5 | 11.5 | 2.13 |
| 85 | 12.7 | 0.53 | 24.1 | 11.4 | 2.11 |
| 90 | 12.3 | 0.53 | 23.7 | 11.4 | 2.08 |

Tableau 3: Mâles tibia gauche direction antériopostérieure (L/2)
Voir Figure 5, pour notation

| No. du spécimen (photographies) | 10 | 14 | 19 | 24 | 11 | 7 | 4 | 1 | 6 | 18 | MOYENNE TOTALE | MOYENNE DES HOMMES | MOYENNE DES FEMMES |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| diamètre axe antériopostérieur L/2, cm | 2.77 | 2.79 | 3.14 | 2.55 | 2.91 | 2.36 | 2.98 | 3.23 | 2.79 | 3.25 | 2.88 | 3.10 | 2.65 |
| diamètre axe latéromédial L/4, cm | 2.40 | 1.90 | 2.20 | 2.40 | 2.40 | 2.00 | 2.60 | 2.65 | 2.05 | 2.10 | 2.27 | 2.39 | 2.15 |
| diamètre axe antério-postérieur L/4, cm | 2.30 | 2.40 | 2.50 | 1.90 | 2.20 | 2.25 | 2.35 | 2.30 | 1.90 | 2.40 | 2.24 | 2.14 | 2.35 |
| diamètre moyen L/4 (TD)*, cm | 2.35 | 2.15 | 2.35 | 2.15 | 2.30 | 2.12 | 2.47 | 2.47 | 1.97 | 2.25 | 2.26 | | |
| longueur du tibia, cm | 33.0 | 30.5 | 37.5 | 30.5 | 36.8 | 34.3 | 36.8 | 41.9 | 34.3 | 35.6 | 35.1 | 37.7 | 32.5 |
| diamètre de la tête du tibia, cm | 7.07 | 6.63 | 7.81 | 6.93 | 7.59 | 6.93 | 8.13 | 8.28 | 7.37 | 8.38 | 7.51 | 8.03 | 6.99 |
| sexe | F | F | M | F | M | F | M | M | F | M | | | |
| droit ou gauche | D | D | D | D | G | G | G | G | D | G | | | |
| diamètre moyen du trou (HD), cm | 1.2 | 1.1 | 1.2 | 1.1 | 1.4 | 1.0 | 1.4 | 1.3 | 0.8 | 1.0 | 1.15 | | |
| rapport TD/HD | 1.96 | 1.95 | 1.96 | 1.95 | 1.64 | 2.12 | 1.76 | 1.90 | 2.46 | 2.25 | 2.05 | | |

Tableau 4: Dimensions des tibias de cadavres complets (centimètres)

* Voir Figure 5 pour la notation

| | | | | | | | | | | | MOYENNE |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Diamètre axe antériopostérieur , (L/2), cm | 2.45 | 2.43 | 2.77 | 3.30 | 2.79 | 2.72 | 3.01 | 2.74 | 2.48 | 2.62 | 2.73 |
| Diamètre axe latéromédial (L/4), cm | 2.12 | 2.08 | 2.16 | 2.11 | 2.01 | 2.03 | 2.03 | 2.08 | 2.32 | 2.29 | 2.12 |
| Diamètre axe antériopostérieur (L/4), cm | 2.02 | 2.14 | 2.41 | 2.39 | 2.16 | 2.21 | 2.29 | 2.08 | 2.03 | 2.29 | 2.20 |
| Diamètre moyen (L/4), cm | 2.07 | 2.11 | 2.28 | 2.25 | 2.08 | 2.12 | 2.16 | 2.08 | 2.17 | 2.29 | 2.16 |
| Longueur du tibia L en cm | 40.6 | 31.75 | 38.1 | 35.6 | 36.2 | 33.0 | 30.5 | 35.6 | 33.0 | 34.3 | 34.9 |
| Diamètre de la tête du tibia, cm | 7.11 | 7.37 | 7.19 | 7.47 | 7.32 | 6.65 | 6.60 | 6.31 | 7.98 | 7.54 | 7.15 |

Tableau 5: Dimensions de tibias secs (centimètres)

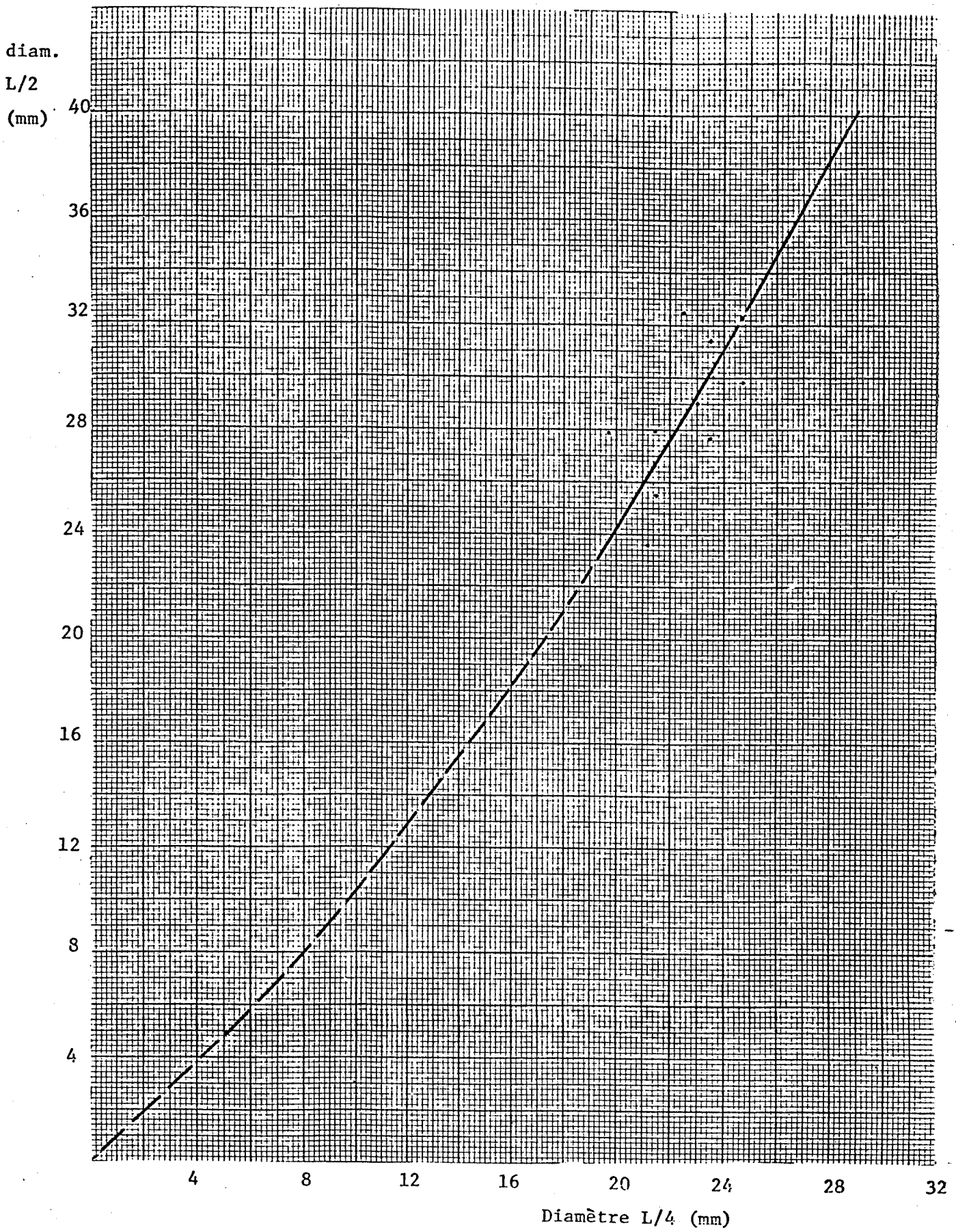



Figure 6: Corrélation entre axe antériopostérieur à la demi longueur (L/2) et au quart de la longueur (L/4)

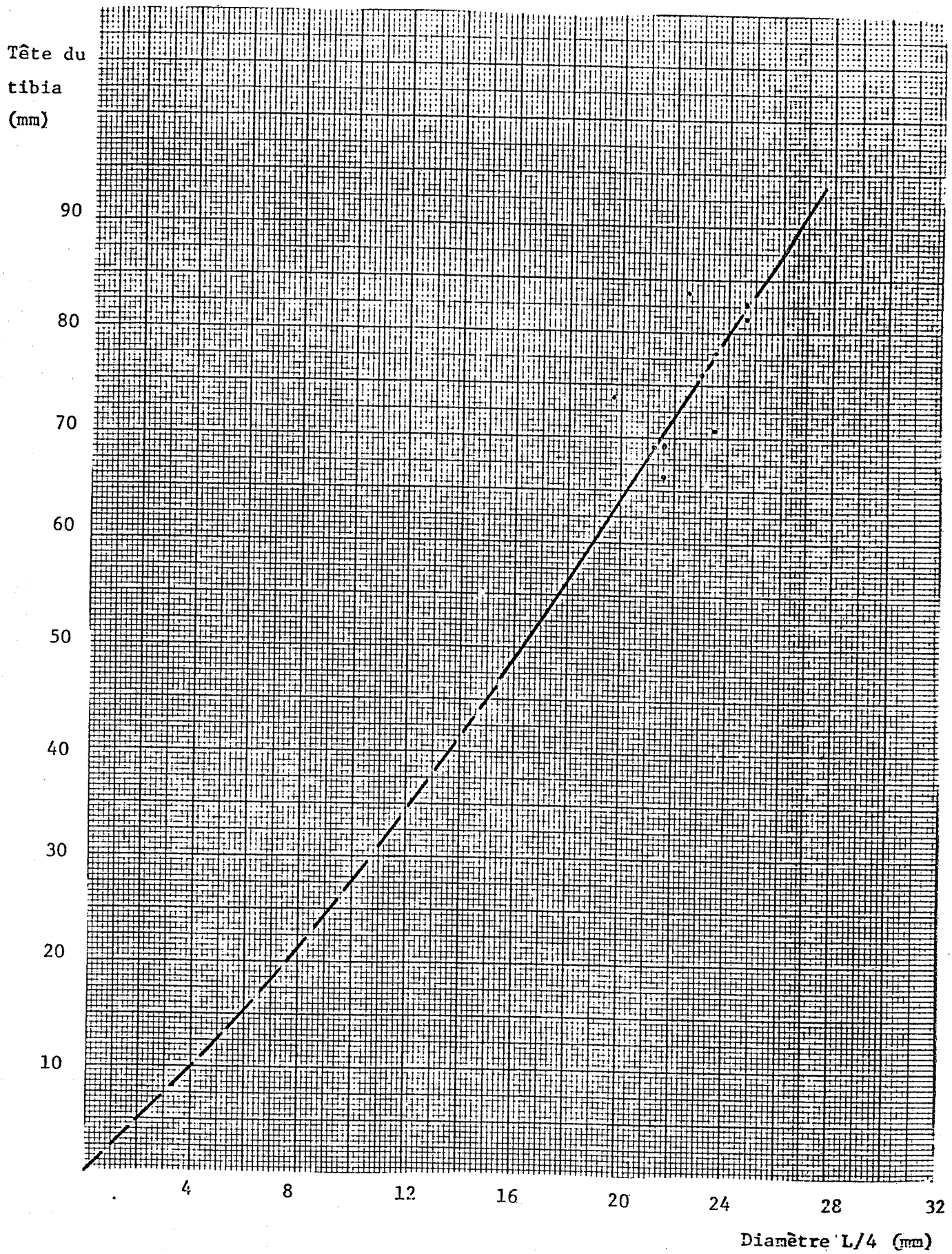



Figure 7: Corrélation entre diamètre de la tête du tibia et axe antériopostérieure au quart de la longueur.

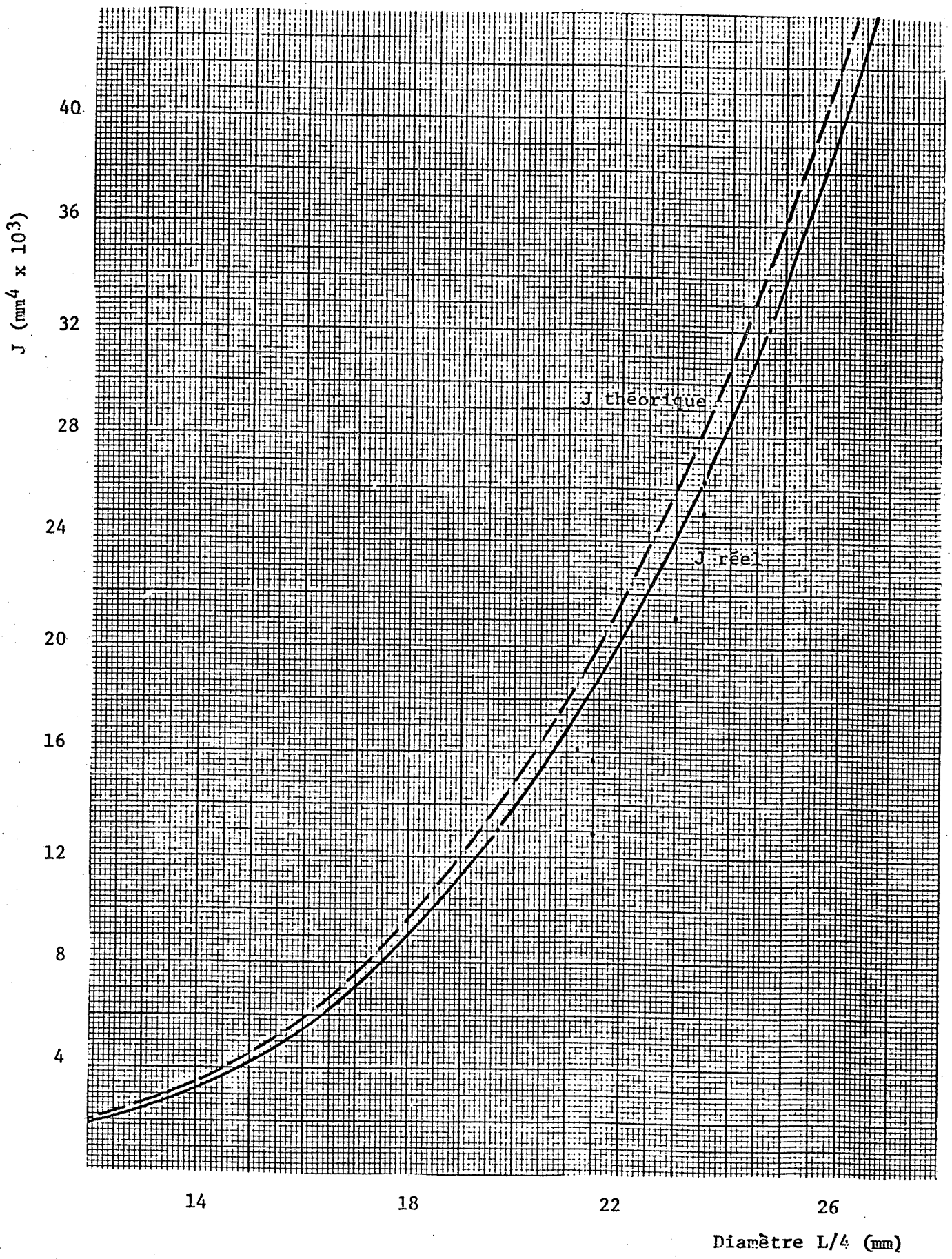



Figure 8: Moment d'inertie polaire théorique et réel du tibia

-CCT (Combined Cortical Thickness), épaisseur corticale combinée, est la somme de l'épaisseur des deux couches corticales de l'os, mesurée dans la direction antériopostérieure.

-CI (Cortical Index), index cortical, est obtenu en divisant l'épaisseur corticale combinée par le diamètre transversal au même point, (CCT/TD)

-TD (Total Diameter), diamètre total extérieur

-HD (Hole Diameter), diamètre du trou

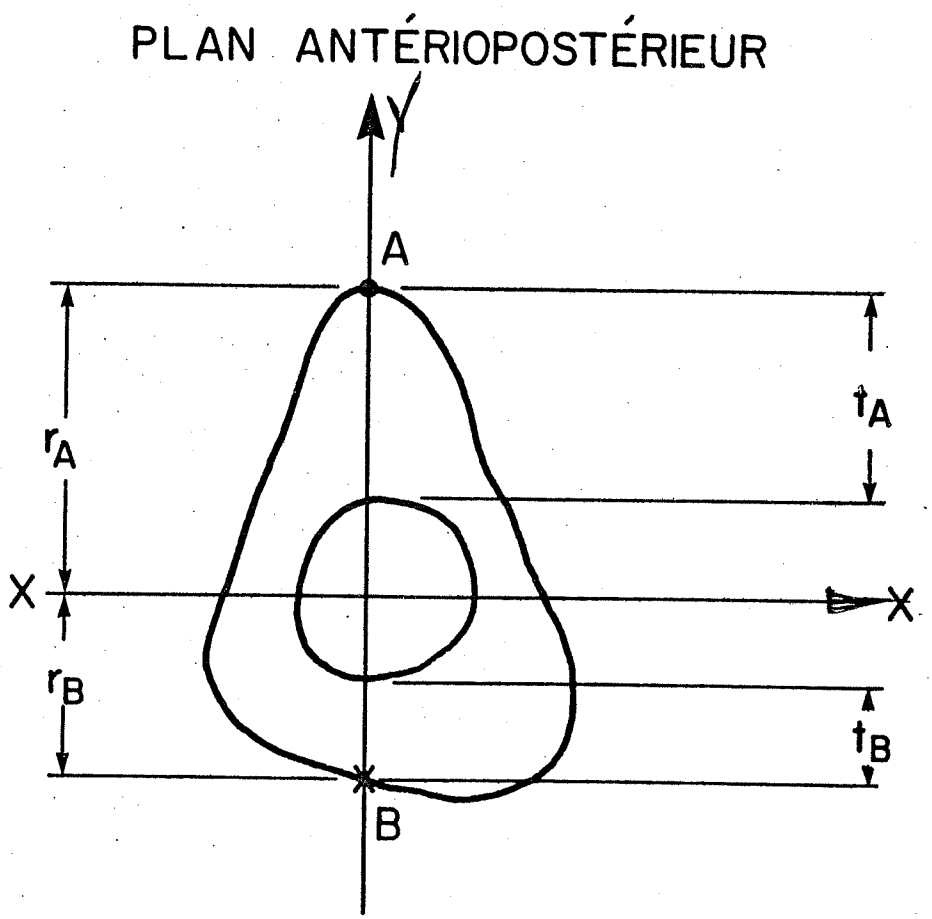



FIGURE 9

Le rapport TD/HD varie avec l'âge. Grossièrement c'est à peu près 1.9 à 5 ans, 1.95 à 10 ans, 2.0 à 20 ans, 2.10 à 30 ans et ça se stabilise à 2.16 à partir de 40 ans.

Ces résultats sont bons pour une coupe à la moitié du tibia. Mais nous supposons que la partie la plus faible est au quart de la longueur mesurée à partir du bas. Nous avons donc nous-mêmes mesuré et photographié des tibias de cadavres entreposés à la faculté de Médecine de l'Université de Montréal. Il s'agit donc d'os relativement frais et humides. Les résultats de ces investigations sont données au Tableau 4. Les sujets étaient assez âgés, soit soixante-dix ans. Les coupes sont des photographies (voir appendice 4) prises au quart de la longueur du tibia, en direction du bassin.

Plusieurs autres tibias étaient disponibles. Ceux-ci étaient secs et séparés de leurs cadavres. Leur sexe était indéterminé et on ne pouvait les couper, voir Tableau 5.

On peut tirer plusieurs conclusions de ces deux tableaux.

1° Au quart de la longueur, le diamètre antériopostérieur n'est pas très différent du diamètre latéromédial. Nous les considérerons égaux dans les calculs.

2° Le sexe et le fait que l'os soit de la jambe droite ou de la jambe gauche n'a pas d'influence, hormis le fait que les femmes ont des os plus petits que les hommes.

3° Le diamètre de l'axe antériopostérieur à la demi longueur est toujours plus élevé que le diamètre au quart de la longueur. On a donc tenté d'établir une corrélation entre ces deux dimensions à la figure 6. La courbe de la figure 6 n'est vraie que pour la moyenne des gens, à cause des variations individuelles.

4° On a présenté aussi une corrélation entre le diamètre au quart de la longueur et le diamètre de la tête du tibia à la figure 7, parce que c'est devenu une pratique courante d'évaluer la résistance du tibia en fonction de cette dernière mesure, facile à effectuer.

5° Le rapport TD/HD est approximativement 2.0 au quart de la longueur.

Notre but en prenant ces mesures, était d'évaluer les moments d'inertie en flexion, $I_x$ et $I_y$, et le moment d'inertie polaire J, considérant que l'axe

x serait la direction antériopostérieure et l'axe Y, la direction latéromédiale, tel que dans la figure 9.

Le moment d'inertie du tibia a donc été calculé en supposant que:

1° La section à L/4 est circulaire et son diamètre extérieur est la moyenne du diamètre antériopostérieur et du diamètre latéromédial

2° Le trou est circulaire et centré

3° Le rapport TD/HD est 2.0

4° Le matériau est homogène

Pour une pièce creuse:

$$J = \frac{\pi}{32} (D^4 - d^4) \qquad (1)$$

où D est le diamètre total et d le diamètre du trou. Ce qui donne la ligne pointillée à la figure 8.

On a par la suite vérifié si cette courbe théorique correspondait bien à la réalité. A l'aide des photographies, on a évalué graphiquement les moments d'inertie. Les résultats ainsi qu'une comparaison avec la théorie sont donnés au tableau 6. Un exemple de calcul apparaît en appendice 2.

Les moments d'inertie polaires réels ainsi obtenus sont reportés sur le graphique de la figure 8. Il appert que la courbe théorique est trop élevée. Si on baisse sa valeur de 6%,on obtient la ligne pleine dont l'équation est:

$$J = 0.94 \frac{\pi}{32} (D^4 - d^4) \qquad (2)$$

Nous nous servirons de cette courbe pour estimer les moments d'inertie en fonction du diamètre.

### 2.4.2 Equations de flexion et de torsion

Dans le plan antériopostérieur, les points A et B ne sont pas sollicités également. Le point A l'étant plus en flexion et le point B l'étant plus en torsion (figure 9).

Nous considérerons donc les sollicitations en ces deux points afin de bien établir les conditions de chargement pour lesquelles la rupture sera

| Spécimen | $I_x$ réel ($mm^4$) | $I_x$ théorique ($mm^4$) | écart | $I_y$ réel ($mm^4$) | $I_y$ théorique ($mm^4$) | écart | J réel ($mm^4$) | J théorique ($mm^4$) | écart |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 10 | 12532 | 14035 | + 11% | 13828 | 14035 | + 1% | 26360 | 28070 | + 6% |
| 4 | 14694 | 17129 | + 14% | 17473 | 17129 | - 2% | 32168 | 34258 | + 6% |
| 19 | 14021 | 14035 | 0% | 11113 | 14035 | + 21% | 25135 | 28070 | +10% |
| 24 | 6921 | 9833 | + 29% | 8795 | 9833 | + 10% | 15716 | 19666 | +20% |
| 6 | 5735 | 6931 | + 17% | 7314 | 6931 | - 5% | 13049 | 13862 | + 6% |
| 1 | 14935 | 17129 | + 13% | 18710 | 17129 | - 9% | 33645 | 34258 | + 2% |
| 18 | 14391 | 11794 | -22% | 9922 | 11794 | + 16% | 24313 | 23588 | - 3% |
| 7 | 8985 | 9296 | + 3% | 7076 | 9296 | + 23% | 16061 | 18592 | +13% |
| 14 | 6462 | 9833 | + 34% | 6450 | 9833 | + 34% | 12912 | 19666 | +34% |
| 11 | 10823 | 12876 | + 16% | 10302 | 12876 | + 20% | 21125 | 25752 | +18% |
| moyenne | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |

Tableau 6: Caractéristiques réelles et théoriques du tibia
(Voir la suite du Tableau 6 à la page suivante).

| Spécimen | rayon $r_a$ (mm) | rayon $r_b$ (mm) | rayon moyen $r = \frac{TD}{2}$ (mm) | épaisseur $t_a$ (mm) | épaisseur $t_b$ (mm) | épaisseur moyenne $t = \frac{TD}{4}$ (mm) |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 10 | 13.6 | 9.2 | 11.75 | 6.0 | 5.0 | 5.875 |
| 4 | 13.6 | 10.0 | 12.35 | 5.6 | 3.0 | 6.175 |
| 19 | 14 | 11.6 | 11.75 | 7.2 | 4.0 | 5.875 |
| 24 | 12.2 | 7.8 | 10.75 | 5.8 | 3.0 | 5.375 |
| 6 | 11.2 | 7.6 | 9.85 | 8.0 | 3.6 | 4.925 |
| 1 | 13.0 | 10.0 | 12.35 | 6.8 | 3.6 | 6.175 |
| 18 | 14.0 | 11.4 | 11.25 | 9.4 | 4.6 | 5.625 |
| 7 | 11.6 | 10.8 | 10.6 | 6.0 | 6.0 | 5.3 |
| 14 | 10.4 | 8.2 | 10,75 | 8,0 | 3.8 | 5.375 |
| 11 | 12.8 | 11.2 | 11.5 | 6.8 | 1.4 | 5.75 |
| moyenne | 12.64 | 9.78 | 11.3 | 6.96 | 3.8 | 5.645 |

Tableau 6 (suite): Caractéristiques réelles et théoriques du tibia

amorcée en A ou en B. La charge critique globale sera ainsi obtenue. La contrainte en flexion antériopostérieure est proportionelle à la distance du point considéré à l'axe neutre X-X. Le point A est plus éloigné de l'axe neutre que ne laisse supposer le rayon moyen tandis que le point B l'est moins. Au Tableau 6, on fait une moyenne pour les dix spécimens présentés aux photographies 1 à 10, ce qui donne:

$$r_a = 1.12\ r \tag{3}$$

$$r_b = 0.87\ r \tag{4}$$

où r est le rayon moyen du tibia au quart de la longueur L. La contrainte en flexion à chaque point est donc:

$$\sigma_a = 1.12\ \frac{M_3 r}{I} \quad \text{où} \quad D/2 = r\ ; \quad \sigma_a = 0.56\ \frac{M_3 D}{I} \tag{5}$$

$$\sigma_b = o.87\ \frac{M_3 r}{I} \quad \text{où} \quad D/2 = r\ ; \quad \sigma_b = 0.435\ \frac{M_3 D}{I} \tag{6}$$

où

$$I = \frac{J}{2} = 0.94\ \frac{\pi}{64}\ (D^4 - d^4), \text{ voir relation (2).} \tag{7}$$

Examinons maintenant ce qui se passe en torsion. La section n'est pas circulaire. Ainsi l'équation conventionelle de torsion,

$$\tau = \frac{M_1 z}{J} \tag{8}$$

n'est pas exacte. Mais on sait que le flux de cisaillement est constant suivant le contour si on suppose que la contrainte de cisaillement est constante à travers l'épaisseur {18} .

$$q = t\,\tau = t_a\,\tau_a = t_b\,\tau_b \tag{9}$$

où $\tau$ est le cisaillement moyen, $t$ l'épaisseur moyenne, $\tau_a$ et $t_a$ le cisaillement et l'épaisseur au point A, $\tau_b$ et $t_b$ le cisaillement et l'épaisseur au point B. L'épaisseur moyenne est approximativement égale à l'épaisseur de l'arbre creux qu'on a supposé équivalent à l'os.

$$t = (D - d)/2 \tag{10}$$

donc

$$\tau_a = \tau\,\frac{t}{t_a} = \tau\,\frac{(D - d)}{2\,t_a} \tag{11}$$

$$\tau_b = \tau\,\frac{t}{t_b} = \tau\,\frac{(D - d)}{2\,t_b} \tag{12}$$

Les valeurs de $t$, $t_a$ et $t_b$ apparaissent au Tableau 6. Ainsi en moyenne on peut dire:

$$\frac{t}{t_a} = 0.8 \tag{13}$$

$$\frac{t}{t_b} = 1.5 \tag{14}$$

donc

$$\tau_a = 0.8\ \tau \tag{15}$$

$$\tau_b = 1.5\ \tau \tag{16}$$

Le cisaillement moyen $\tau$ est:

$$\tau = \frac{M_1 c}{J} \tag{17}$$

où $c$ est le rayon maximal. Donc

$$\tau = \frac{M_1}{J}\ \frac{D}{2} \tag{18}$$

En introduisant (18) dans (15) et (16), on obtient:

$$\tau a = 0.8 \frac{M_1}{J} \frac{D}{2} \qquad (19)$$

$$\tau_b = 1.5 \frac{M_1}{J} \frac{D}{2} \qquad (20)$$

où $J = 0.94 \frac{\pi}{32} (D^4 - d^4)$

Donc, en résumé:

<u>point A:</u>

en flexion: $$\sigma_a = \frac{1.12\ M_3}{0.94 \frac{\pi}{32} (D^4 - d^4)} \frac{D}{2} = 12.14 \frac{M_3 D}{(D^4 - d^4)} \qquad (21)$$

en torsion: $$\tau_a = \frac{0.87\ M_1}{0.94 \frac{\pi}{32} (D^4 - d^4)} \frac{D}{2} = 4.33 \frac{M_1 D}{(D^4 - d^4)} \qquad (22)$$

<u>point B:</u>

en flexion: $$\sigma_b = \frac{0.87\ M_3}{0.94 \frac{\pi}{64} (D^4 - d^4)} \frac{D}{2} = 9.43 \frac{M_3 D}{(D^4 - d^4)} \qquad (23)$$

en torsion: $$\tau_b = \frac{1.5\ M_1}{o.94 \frac{\pi}{32} (D^4 - d^4)} \frac{D}{2} = 8.13 \frac{M_1 D}{(D^4 - d^4)} \qquad (24)$$

### 2.4.3 Diagramme de rupture fragile

Pour un os sollicité en un point par des contraintes combinées $\sigma$ et $\tau$, les contraintes principales $\sigma_1$ et $\sigma_2$ sont {14}:

$$\sigma_{(1,2)} = \frac{\sigma}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma}{2}\right)^2 + \tau^2} \qquad (25)$$

Ainsi pour le point A:

$$\sigma_{(1,2)} = \frac{12.14}{2} M_3 \frac{D}{(D^4 - d^4)} \pm \sqrt{\left(\frac{12.14}{2} M_3 \frac{(D)}{(D^4 - d^4)}\right)^2 + \left(4.33 M_1 \frac{(D)}{(D^4 - d^4)}\right)^2}$$

$$= \{ 6.07 M_3 \pm \sqrt{(6.07 M_3)^2 + (4.33 M_1)^2} \} \frac{D}{(D^4 - d^4)} \qquad (26)$$

et pour le point B:

$$\sigma_{(1,2)} = \frac{9.43}{2} M_3 \frac{D}{(D^4 - d^4)} \pm \sqrt{\left(\frac{9.43}{2} M_3 \frac{(D)}{(D^4 - d^4)}\right)^2 + \left(8.13 M_1 \frac{(D)}{(D^4 - d^4)}\right)^2}$$

$$= \{4.72 M_3 \pm \sqrt{(4.72 M_3)^2 + (8.13 M_1)^2} \} \frac{D}{(D^4 - d^4)} \qquad (27)$$

Le critère de rupture des matériaux fragiles est montré à la figure 10 {14, 16}. D'après la théorie de Coulomb-Mohr, la rupture est amorcée lorsque l'état de sollicitation $(\sigma_1, \sigma_2)$ se trouve sur la ligne polygonale. L'état de sollicitation de tout point à l'intérieur du polygone est donc sécuritaire.

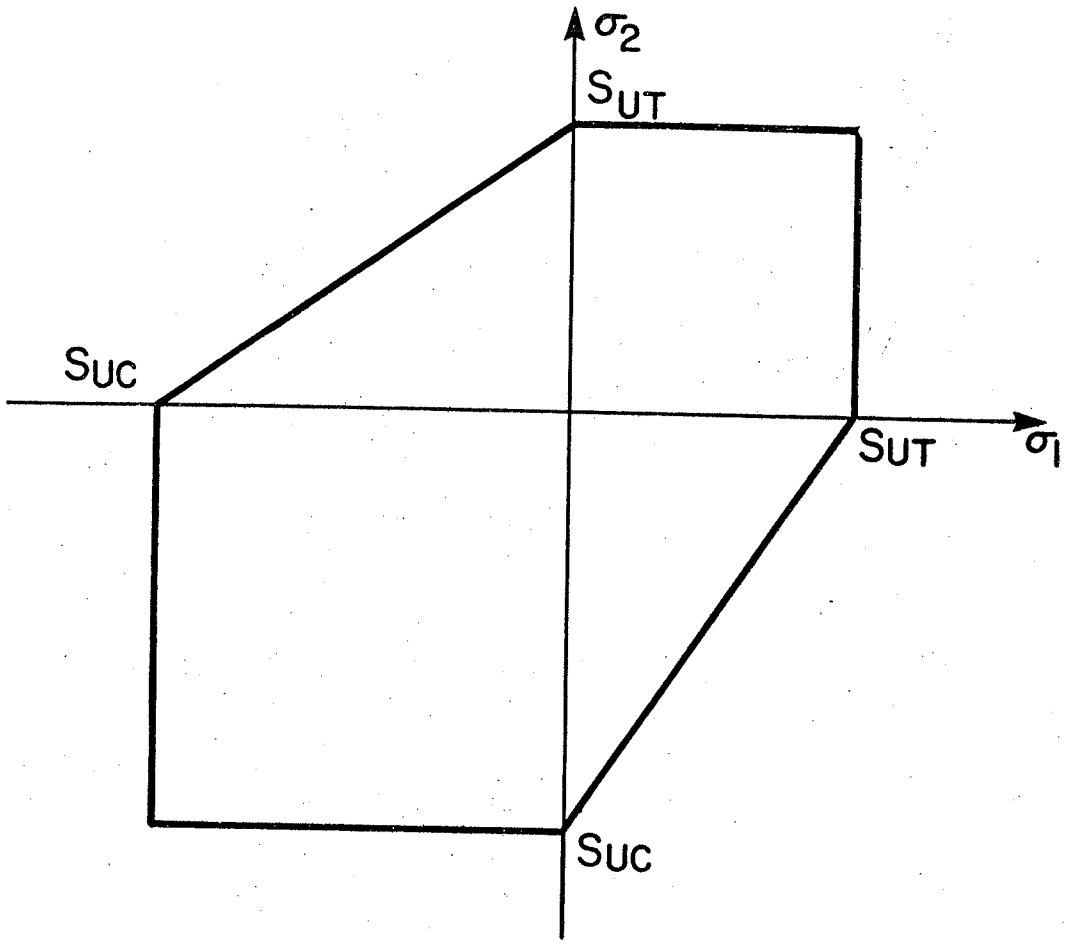



Figure 10: DIAGRAMME DE RUPTURE FRAGILE (Coulomb-Mohr)

Les limites de rupture en tension et en compression sont données au Tableau 1. Pour la gamme d'âge de 10 à 50 ans, ces limites sont

$$S_{ut} = 12.0 \text{ kg/mm}^2$$

et (28)

$$S_{uc} = 17.0 \text{ kg/mm}^2$$

Nous obtenons ainsi les diagrammes présentés à la figure 11(un exemple de calcul est donné en appendice 1). Les cinq couches foncées représentent les combinaisons maximales de torsion et de flexion que peuvent supporter cinq tibias de diamètres différents. Chacune de ces cinq courbes est à son tour composée de deux courbes plus pâles, qui représentent aussi les combinaisons maximales au point A et au point B. La courbe foncée est composée de celle des deux courbes qui aura la plus faible combinaison, c'est-à-dire du point qui cèdera en premier. Vu que le point A est plus sensible à la flexion antériopostérieure $M_3$ que le point B, c'est donc lui qu'on choisira lorsque $M_3$ sera prépondérant (partie supérieure des courbes). Inversement, le point B était plus sensible à la torsion, longitudinale $M_1$, c'est lui qu'on choisira lorsque $M_1$ sera prépondérant (partie inférieure des courbes).

La région à l'extérieur de la courbe foncée est une zone de fracture.

Où l'individu moyen se place-t-il dans ce graphique? D'après les renseignements des tableaux 4 et 5 et de la référence {17} l'homme normal se situerait près de la courbe 2 avec une moyenne de diamètre de tibia approximativement à 23 mm. Pour une femme ordinaire cette moyenne serait à 21 mm, donc entre les courbes 2 et 3. Entre les courbes 1 et 2 viendraient se placer les individus très forts et exceptionellement forts. Les femmes les plus faibles seraient aux environs de la courbe 4. Entre les courbes 4 et 5 viendraient se placer les enfants.

On peut comparer ces résultats avec ceux de la figure 12. Ceux-ci ont été obtenus à partir d'expériences sur des sujets vivants par des chercheurs de Munich {13}. La courbe du haut représente une flexion $M_3$ et celle du bas une torsion $M_1$, combinée avec une flexion $M_3$. Prenons par exemple un tibia de diamètre 23 millimètres, ce qui correspond à un diamètre de tête du tibia de 75 millimètres. Sur la figure 12, un tibia d'une telle dimension peut supporter 12.5 kg-m de flexion pour $M_3$ (limite élastique), tandis que d'après nos résultats (figure 11), il peut supporter 11.25 kg-m; ces deux résultats concordent assez bien.

Pour le même os, la limite de $M_1$ combinée avec une flexion $M_3$, serait 5 kg-m, d'après la figure 12. Là aussi nous sommes d'accord si on suppose qu'il y a un fort moment $M_3$.

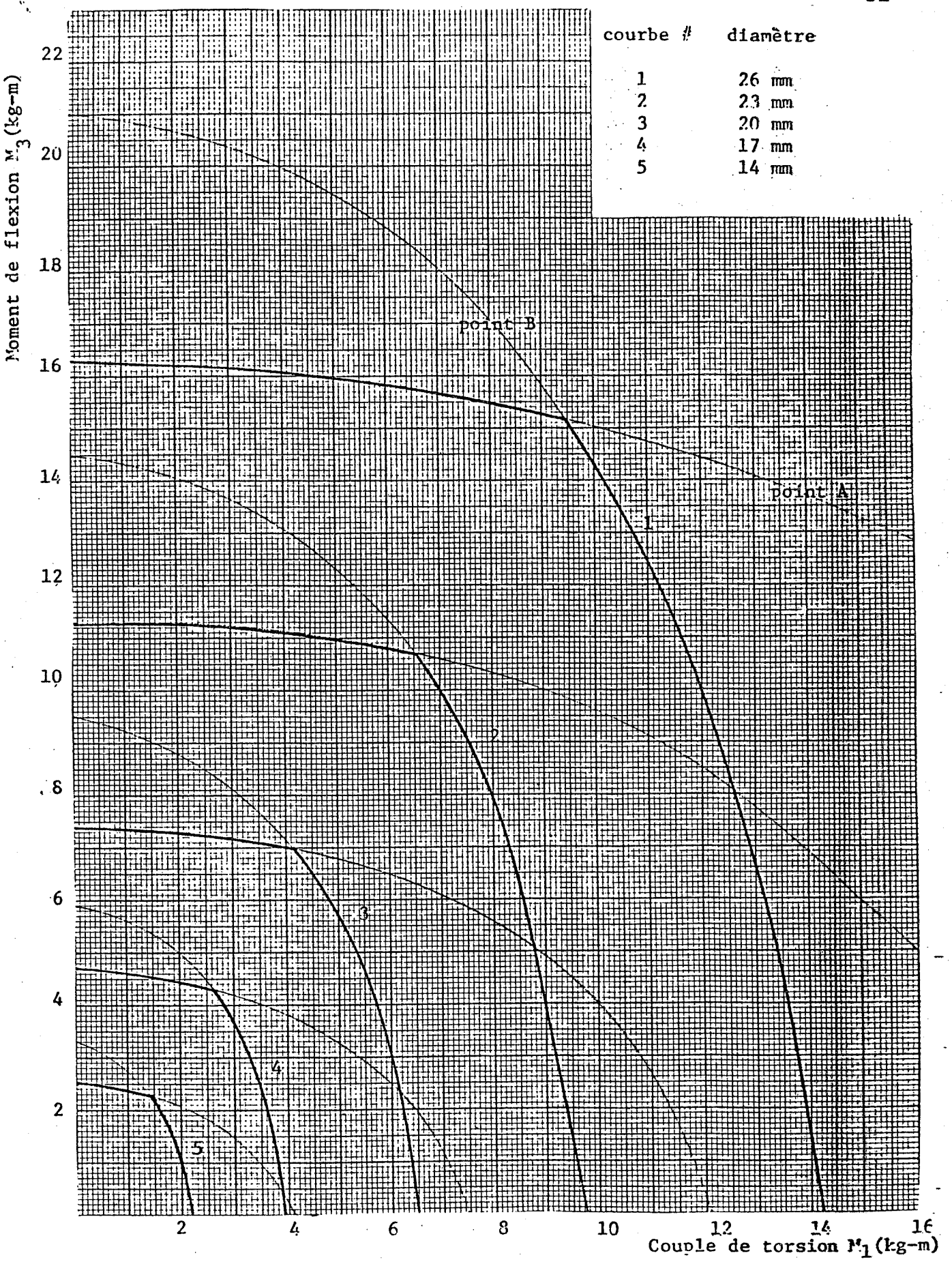



Figure 11: Diagrammes de rupture du tibia pour un chargement combiné en flexion $M_3$ et en torsion $M_1$

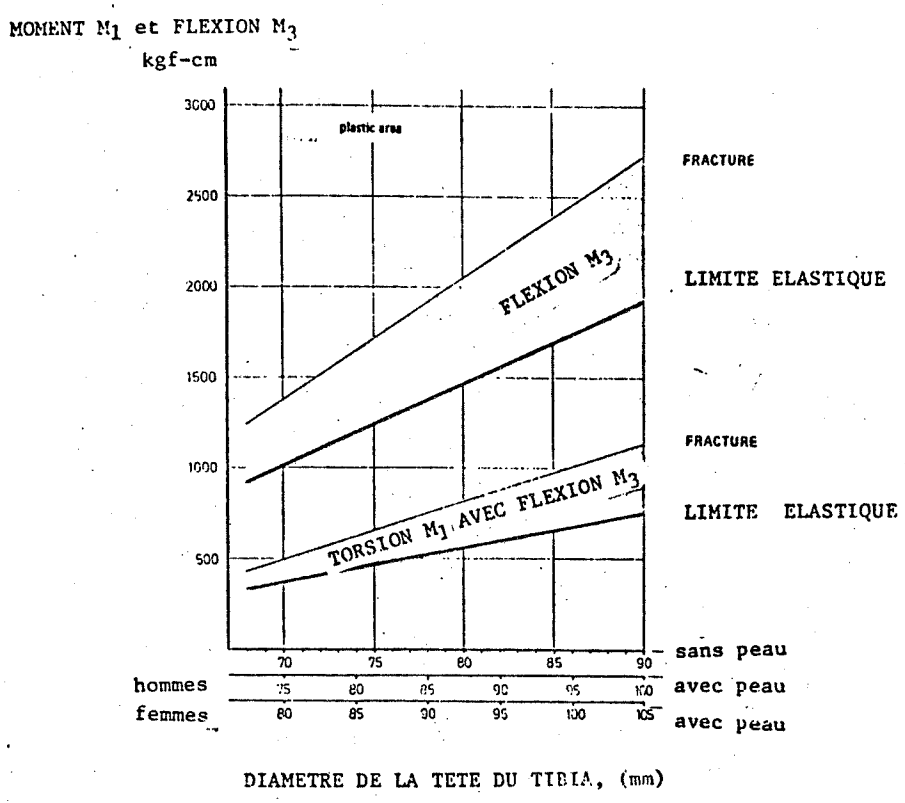



Figure 12: Limites de chargement du tibia en fonction du diamètre de la tête du tibia, {13}.

2.4.4 Caractéristiques des fixations réelles et idéales

Le diagramme illustre bien le fait que le chargement combiné soit si sévère. Considérons un os de vingt-trois millimètres de diamètre (courbe 2). Un moment $M_1$ de huit kilogramme-mètres semble sécuritaire en torsion pure. Si on le combine avec un moment de flexion $M_3$ de 10 kilogramme-mètres, lui aussi sécuritaire en flexion pure, un point à l'extérieur de la courbe est obtenu, ce qui indique une fracture assurée de la jambe.

Ainsi, l'ajustement séparé de la butée et de la talonnière n'est pas sécuritaire, car le chargement transmis par l'une peut influencer le chargement permis par l'autre.

L'idéal serait d'avoir une fixation qui se comporterait de la même façon que la jambe. C'est-à-dire que lors d'un chargement combiné, les forces permises par la talonnière seraient diminuées à mesure qu'augmenteraient les forces transmises par la butée et vice-versa.

Les fixations actuelles ne se comportent certainement pas de cette façon. A cause des forces de frottement engendrées entre la botte et la fixation, on s'attend même à un comportement inverse. En effet, un moment $M_3$ augmente la force normale entre la botte et la fixation, augmentant d'autant la force de frottement entre les deux. Ainsi, lors d'un chargement combiné, le moment longitudinal à la butée ne serait pas seulement $M_1$ mais la somme de $M_1$ et du moment dû au frottement. C'est pourquoi, récemment, les manufacturiers de fixations ont introduit des plaques anti-friction sous la botte. La talonnière, habituellement soumise au moment $M_3$, est moins sujette à ce phénomène. Sur la figure 13, la ligne pleine indique le comportement souhaité et la ligne tiretée [redacted] le comportement réel de la fixation. Les surfaces ombragées [redacted] indiquent un déclenchement prématuré. Si par ailleurs, le skieur reserre ses fixations, on se retrouve à la figure 14, où la région hachurée indique un danger imminent de rupture du tibia.

Les figures 13 et 14 montrent donc le comportement d'une fixation typique sous deux ajustements différents. Dans un cas un désengagement prématuré est à prévoir et dans l'autre une fracture. De par la nature même de la construction des fixations, le skieur doit donc faire face à des inconvénients graves en les utilisant. La fixation idéale serait donc celle qui suivrait le plus fidèlement possible la courbe de comportement du tibia tout en assurant une

sécurité constante quelque soit le mode de chargement. (figure 15)

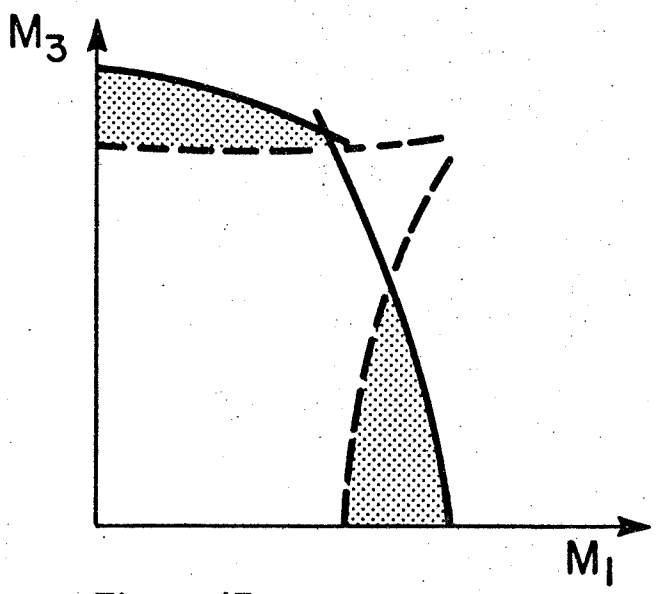



Figure 13

FIXATION INSUFFISAMMENT SERRÉE

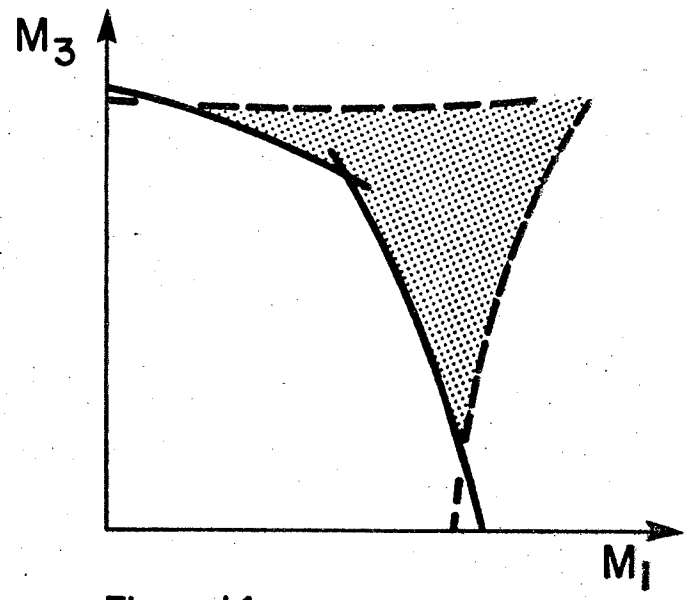



Figure 14

FIXATION TROP SERRÉE

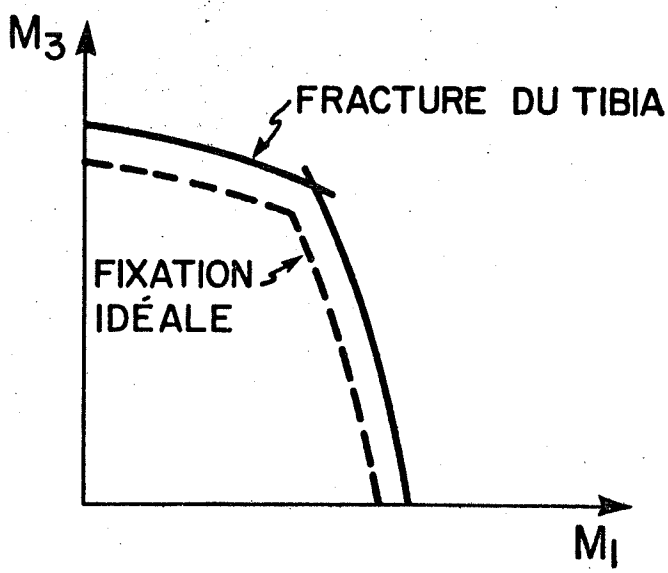



Figure 15

COMPORTEMENT DE LA FIXATION IDÉALE

# 3. EVALUATION DYNAMIQUE DES FIXATIONS

## 3.1 Propriétés dynamiques du système jambe-ski

Dans la partie statique, c'est-à-dire pour des chargements suffisamment longs, les contraintes induites dans la jambe dépendent simplement des forces et la contrainte maximale fixe une force limite statique que la fixation ne doit pas permettre qu'on dépasse. Dans le présent chapitre, nous allons présenter des observations qui nous portent à penser que, si la durée d'application de la force est plus petite qu'une certaine durée maximale, les contraintes dans la jambe ne dépendent plus simplement des forces mais aussi du temps d'application des forces. La contrainte maximale admissible fixerait une impulsion maximale au delà de laquelle la rupture se produirait. La fixation devrait sentir cette impulsion et se désengager en conséquence. Nous compliquons ainsi sensiblement le rôle de la fixation.

D'après EVANS {3 } à mesure que le taux de déformation (strain rate) augmente dans un os, la contrainte ultime en compression de même que le module d'élasticité augmentent (voir Tableau 7). Ce qui voudrait dire que plus l'os est chargé rapidement, plus grande est sa charge maximale admissible. EVANS en conclut { 3, p. 141 } :

> "La plupart des fractures sont dues à des chocs, pour lesquels la force est appliquée à un taux élevé et les os ainsi que les tissus avoisinants absorbent de l'énergie. La capacité plus grande des os d'absorber de l'énergie à des taux de déformation élevés est donc une assurance accrue face aux fractures."

R. L. Piziali {2} s'est aussi penché sur le problème et a développé un modèle analytique du système jambe-botte-ski par la méthode des éléments finis où les constantes ont été préalablement déterminées de façon expérimentale. Le modèle inclut le tibia, le fémur, les articulations ainsi que l'inertie des muscles, de la botte et du ski. La force simulée était d'une forme semi-sinusoïdale de période 2 $\Delta T$. Les résultats de la simulation sont donnés au Tableau 8.

On peut en tirer les conclusions suivantes: à une fréquence de

0.125 Hz ($\Delta T = 8$) les effets dynamiques commencent à se faire sentir parce que le cisaillement augmente même si le moment reste constant. A à peu près 1.6 Hz, l'impulsion devient prédominante. Pour une impulsion constante, le cisaillement reste aussi constant même si le moment de torsion a augmenté par un facteur de 300.

La figure 16 montre la distribution du cisaillement dans le tibia et le fémur pour des impulsions égales mais des forces et des temps différents. Les courbes sont très similaires. A remarquer que ces résultats sont pour une torsion longitudinale et sont donnés en fonction du temps.

| Taux de déformation (mm/mm/sec) | Limite ultime en compression ($kgf/mm^2$) | Module d'élasticité ($kgf/mm^2$) | Déformation maximale à la rupture (%) |
|---|---|---|---|
| 0.001 | 15.33 | 1547 | 1.65 |
| 0.01 | 18.28 | 1758 | 1.75 |
| 0.1 | 20.39 | 1828 | 1.80 |
| 1.0 | 22.50 | 2250 | 1.78 |
| 300 | 28.47 | 3023 | 1.10 |
| 1500 | 32.34 | 4148 | 0.95 |

Tableau 7: Effet de divers taux de déformation sur les propriétés mécaniques d'un fémur humain { 3, p. 140 }

| Moment de torsion maximal (lb-po) | ΔT sec | Impulsion (lb-po-sec) | Cisaillement maximal lb/po$^2$ |
|---|---|---|---|
| 900 | 8 | 4 600 | 6 500 |
| 900 | 4 | 2 300 | 7 100 |
| 900 | 2 | 1 150 | 8 800 |
| 1 000 | .3 | 191 | 5 950 |
| 3 000 | .1 | 191 | 6 250 |
| 6 000 | .05 | 191 | 6 450 |
| 30 000 | .01 | 191 | 6 650 |
| 60 000 | .005 | 191 | 6 550 |
| 300 000 | .001 | 191 | 5 800 |

Tableau 8: Cisaillement maximal induit dans le tibia par un moment semi-sinuoïdal appliqué au ski {4}.

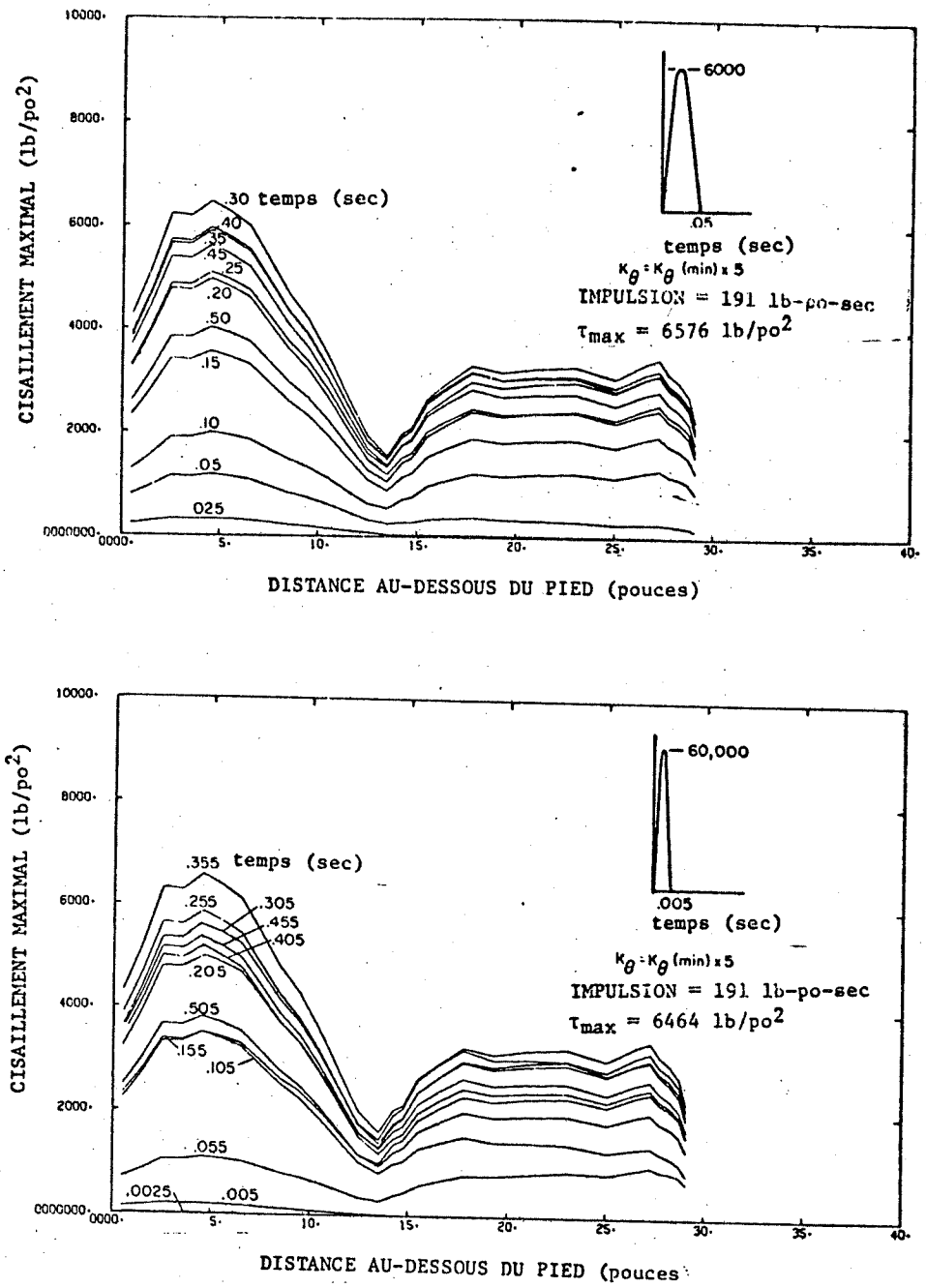



Figure 16: Distribution du cisaillement en fonction du temps dans le tibia et le fémur due à des impulsions égales, { 2 }.

## 3.2 Graphique couple de torsion-rotation

Le graphique T vs θ de la figure 17 montre que l'énergie est transmise du ski au système jambe-ski-fixation pour ensuite être dissipée. Pour une impulsion donnée, à mesure que le déplacement entre la fixation et le ski augmente, l'énergie $E_T$ est dissipée et entreposée par la fixation.

Sur la figure, $E_D$ représente l'énergie dissipée (région grise) durant le déplacement aller-retour de la fixation, $E_R$ l'énergie (lignes simples) récupérée au retour de la fixation. L'énergie $E_T$ est la somme de $E_D$ et $E_R$.

L'énergie $E_T$ au point B serait le maximum d'énergie que la fixation peut tolérer. Ce maximum ($E_T$) est déterminé par une impulsion maximale.

Si les impulsions se suivent avant que la fixation n'ait le temps de revenir à sa position d'équilibre, sa capacité $E_T$ est diminuée (voir figure 18), d'où l'importance d'un retour rapide de la fixation pour éviter les désengagements inutiles.

Si une fixation se désengage prématurément trop souvent, sa capacité $E_T$ est trop faible. On peut remédier à la situation de deux façons.

On peut resserrer la fixation, c'est-à-dire remonter le point R à R' (voir figure 19). Ou encore s'il s'agit du manufacturier, augmenter l'angle θ admissible, ce qui peut donner l'impression que la fixation est "molle", le déplacement entre le ski et la botte étant devenu trop grand (figure 20).

Dans le cas dynamique on ne peut plus parler simplement de force et de déplacement. Le système jambe-ski répond aux impulsions et la fixation doit faire de même.

Le désengagement doit être causé par une impulsion trop grande et à cette impulsion doit correspondre l'énergie maximale absorbable par la fixation.

## 3.3 Impulsion

Le fait qu'on doive distinguer une réponse statique et une réponse dynamique de la fixation est dû à l'inertie et la rigidité du système jambe-ski. Si le système peut répondre et "suivre" le chargement imposé, on a une condition statique, mais si ce chargement varie plus rapidement que le système ne peut l'accepter, on a une condition dynamique. Le point de transition est la fréquence caractéristique du système jambe-ski, approximativement 1 Hz (cycle/sec).

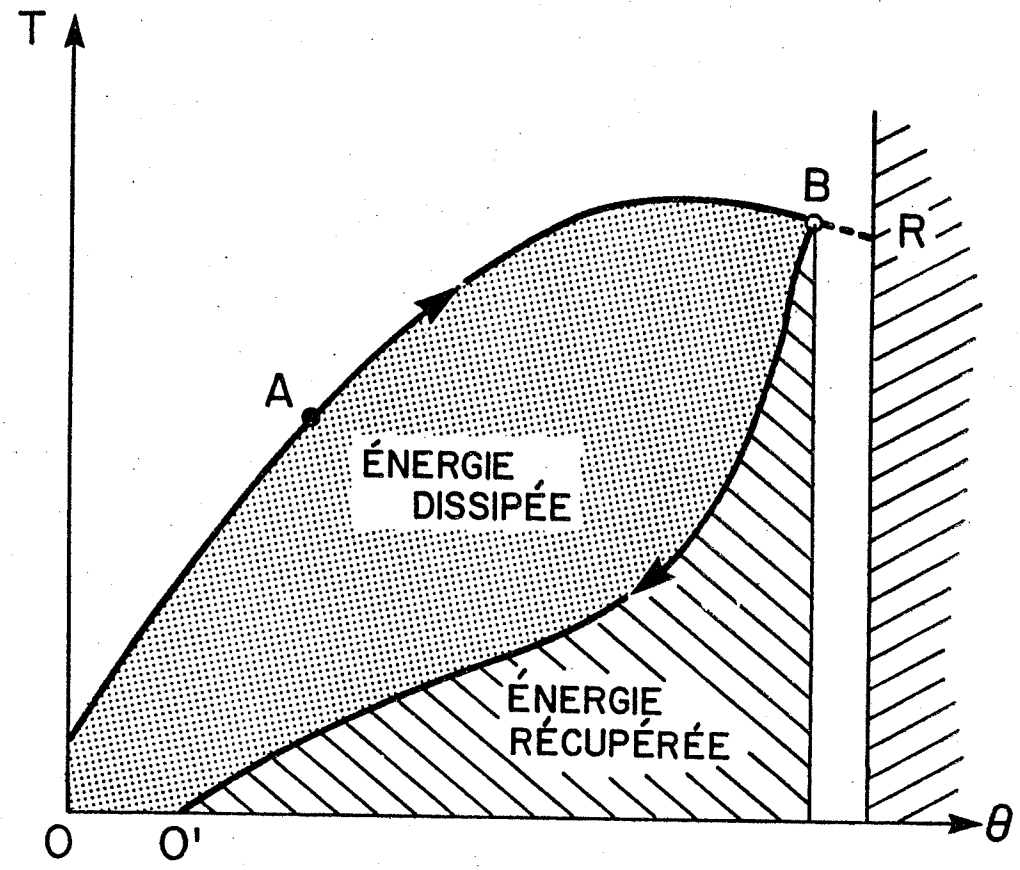



Figure 17. Energie dissipée par la fixation.

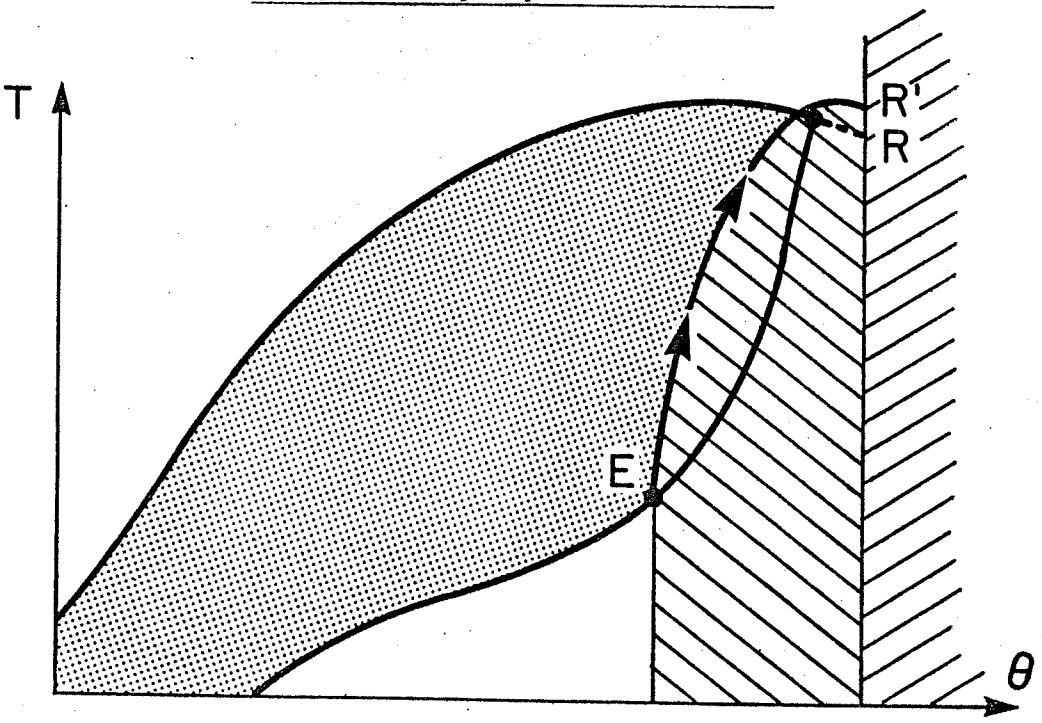



Figure 18. Energie dissipée pour un choc avant le recentrage de la fixation.

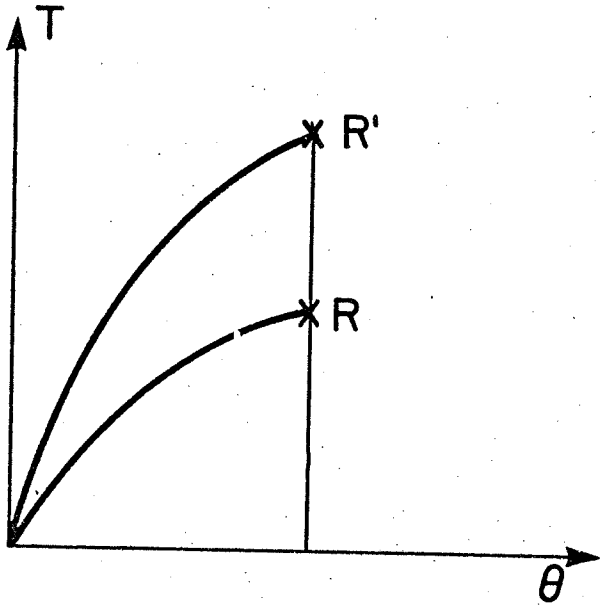



Figure 19: Resserrement d'une fixation

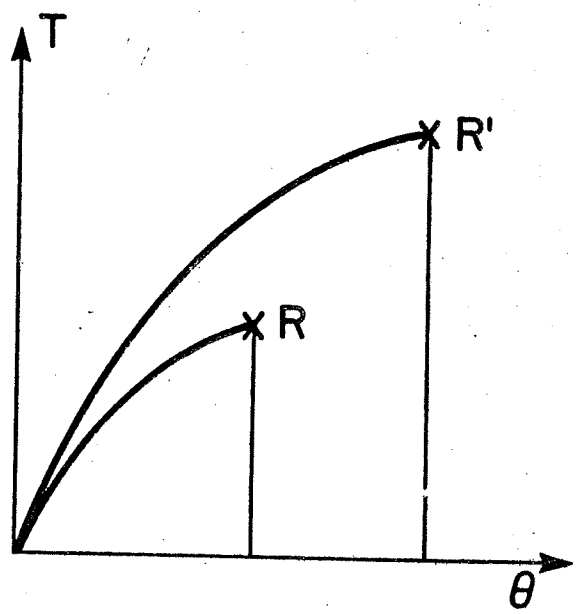



Figure 20: Augmentation de la déviation d'une fixation

Si le chargement est d'une période plus longue qu'une seconde, la réponse est statique; pour un chargement moins long qu'une seconde, la réponse est dynamique. Il y a aussi une zone de transition autour de 1 Hz, qui assure le passage d'une condition à l'autre.

Beaucoup de forces appliquées en ski sont de périodes plus petites qu'une seconde. G. Wittman {13} distingue les forces actives dues au skieur lui-même, à ses muscles et les forces passives, dues aux conditions de la piste. Le temps minimal pour l'application d'une force active est un dixième de seconde et pour une force passive, un centième de seconde.

Wittman a obtenu les courbes de la figure 21 en plaçant des jauges entre le ski et la fixation.

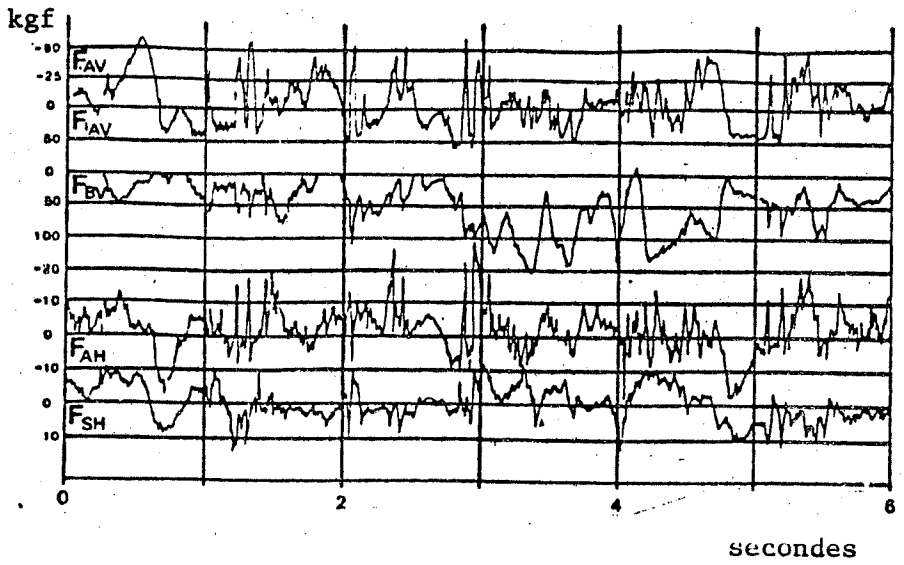



Figure 21: Enregistrement typique de forces à la fixation sur une pente difficile, à haute vitesse.

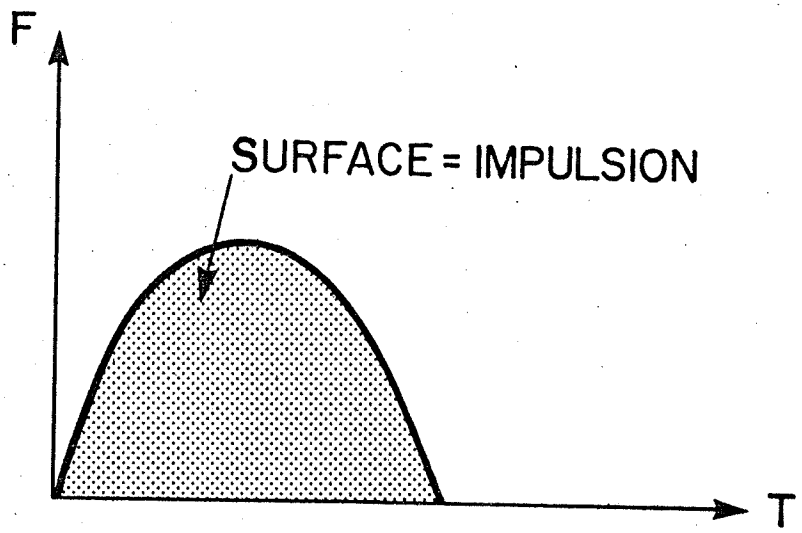



Figure 22: Variation typique de la force en fonction du temps.

Considérons un chargement appliqué au ski durant une courte période de temps, c'est-à-dire une période petite par rapport à celle permise par la fréquence fondamentale de 1 Hz.

Le ski n'a plus le temps de répondre, de réagir à la force avant qu'elle ne disparaisse. Dans ce cas, ce n'est plus la force qui est importante comme ce l'était en statique, mais la surface sous la courbe F-T, c'est-à-dire l'impulsion.

Cette impulsion donne une vitesse initiale au ski par rapport à la botte, qui ne dépend pas directement de la force F, du temps T ou de la forme de la courbe, mais de la surface sous la courbe. Il s'ensuit un déplacement entre la botte et le ski et c'est justement ce déplacement, s'il est trop grand, qui cause le désengagement de la fixation.

Mais ce déplacement n'est pas nécessairement proportionnel au mouvement de la jambe. Si on retourne aux principes basiques de physique, en particulier la loi de conservation du moment cinétique, on s'aperçoit que le mouvement de la jambe est indépendant du mouvement relatif ski-botte, si on suppose qu'il n'y a pas désengagement. C'est analogue à une simple collision; le moment cinétique est conservé, quel que soit le mouvement relatif des deux objets durant la collision.

Or dans une fixation classique c'est le déplacement relatif ski-botte qui contrôle le désengagement.

## 3.4 Comparaison de différentes fixations

Considérons maintenant des essais faits en laboratoire par Laszlo, Mote et Hull sur différentes fixations {9, 12 }.

La botte est solidement fixée et une force de grandeur et durée connue est appliquée au ski. Si la durée T est suffisamment longue, le cas est statique et la fixation se déclenche pour une force fixe et le fait de changer la durée n'a pas d'influence sur la grandeur de la force de désengagement.

Si par ailleurs la durée T est petite, alors l'impulsion donne au ski une vitesse initiale. Si celle-ci est juste assez grande, la botte et le ski se sépareront au point R à une vitesse relative nulle. L'impulsion critique est dénotée $I_{REL} = F_o T$. Si on fait un graphique de $F_o$ et T au désengagement, on obtient:

$$F_o = F_{STATIQUE} \quad \text{si} \quad T \text{ grand}$$

$$F_o = I_{REL} / T \quad \text{si} \quad T \text{ petit}$$

La figure 24 nous montre les résultats de tests sur trois fixations qui confirment bien l'existence d'une région statique et d'une région dynamique.*

Ces graphiques nous aident à comparer les fixations entre elles et à les comparer à un certain standard. L'impulsion de déclenchement pour la fixation 4 est $I_{REL}$ = 2.70 lb-sec, 1.32 lb-sec pour la fixation 5 et 0.16 lb-sec pour la fixation 6. Ainsi la fixation 4 peut supporter une impulsion deux fois plus grande que la fixation 5 et vingt fois plus grande que la fixation 6, pourvu qu'elles supportent la même charge statique.

Si on veut augmenter la capacité de la fixation 6 à celle de la fixation 4, on doit augmenter la force statique acceptable, c'est-à-dire resserrer la fixation. Dans le cas de la fixation 6, la force statique acceptable doit être augmentée par un facteur de dix pour que l'impulsion permise approche celle de la fixation 4. Ainsi, la majorité des fixations déclenchent à une impulsion qui ne présente pas de danger pour la jambe donc à une impulsion trop petite.

On suppose que le système jambe-ski est un système amorti ($\zeta = 0.3$) d'une fréquence fondamentale de 1 Hz. Pour un déplacement constant $\theta_{max}$, on calcule la relation $F_o$ - T et le résultat est montré en figure 24.

La région dynamique correspond à un temps plus petit que 0.7 secondes, la région statique à un temps plus grand que 2 secondes et une région transitoire entre 0.7 et 2 secondes.

Les courbes 4, 5 et 6 montrent les lieux de désengagement de 3 fixations différentes mais ajustées à une même force de désengagement statique.

Le mieux serait que ces trois courbes soient aussi proches que possible de la courbe du système jambe-ski. Malheureusement les trois fixations dé-

---

* Les expériences mentionnées, ainsi que les graphiques, sont tirées des références (9) et (12).

clenchent à des impulsions beaucoup trop petites; elles n'absorbent pas suffisamment d'énergie.

La figure 25 montre une expérience semblable mais sans échelle logarithmique cette fois. Nous avons vu dans une partie précédente, que dans le domaine dynamique, les contraintes induites dans la jambe étaient approximativement proportionnelles à l'impulsion à laquelle on soumettait le système jambe-ski. Les fixations testées se désengagent à une impulsion trop petite, les contraintes induites dans la jambe étant alors bien en deçà des contraintes critiques. Les fixations se déclenchent donc prématurément.

Ce comportement présente deux dangers. Considérons un skieur soumis à un choc d'intensité très fort mais très court: sa fixation se désengage même si le choc n'est pas suffisant pour une fracture, et le désengagement produira une chute qui peut être dangeureuse dans des conditions difficiles. Le désengagement a été inutile et dangereux.

Si des désengagements inutiles se produisent trop souvent, le skieur resserrera sa fixation. Résultat: la fixation est très bien ajustée du côté dynamique mais l'ajustement statique laisse à désirer (figure 26). Le skieur risque de nouveau une fracture s'il est soumis à un choc de durée suffisamment longue.

Quel que soit l'ajustement, la fixation n'est pas ajustée au comportement de la jambe. C'est donc la conception qui est fautive. Il serait souhaitable que la fréquence fondamentale des fixations se rapproche de celle de la jambe ( ~ 1 Hz). Sur la figure 24, on voit que la fréquence approximative des fixations 4, 5 et 6 est, respectivement 2.5, 5 et 33 Hz, donc trop haute.

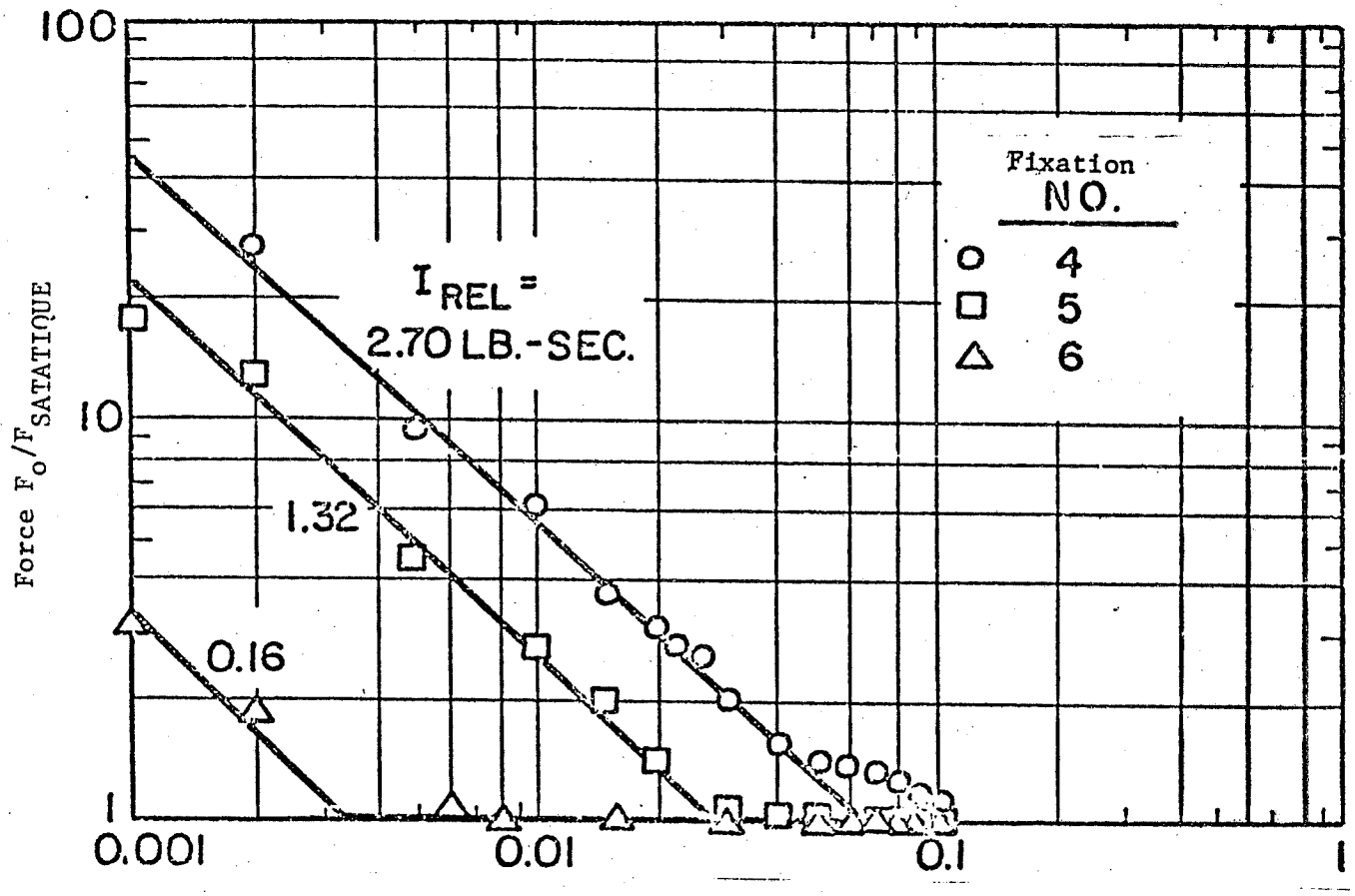



Figure 23: Résultat des tests pour des fixations avant, {12}.

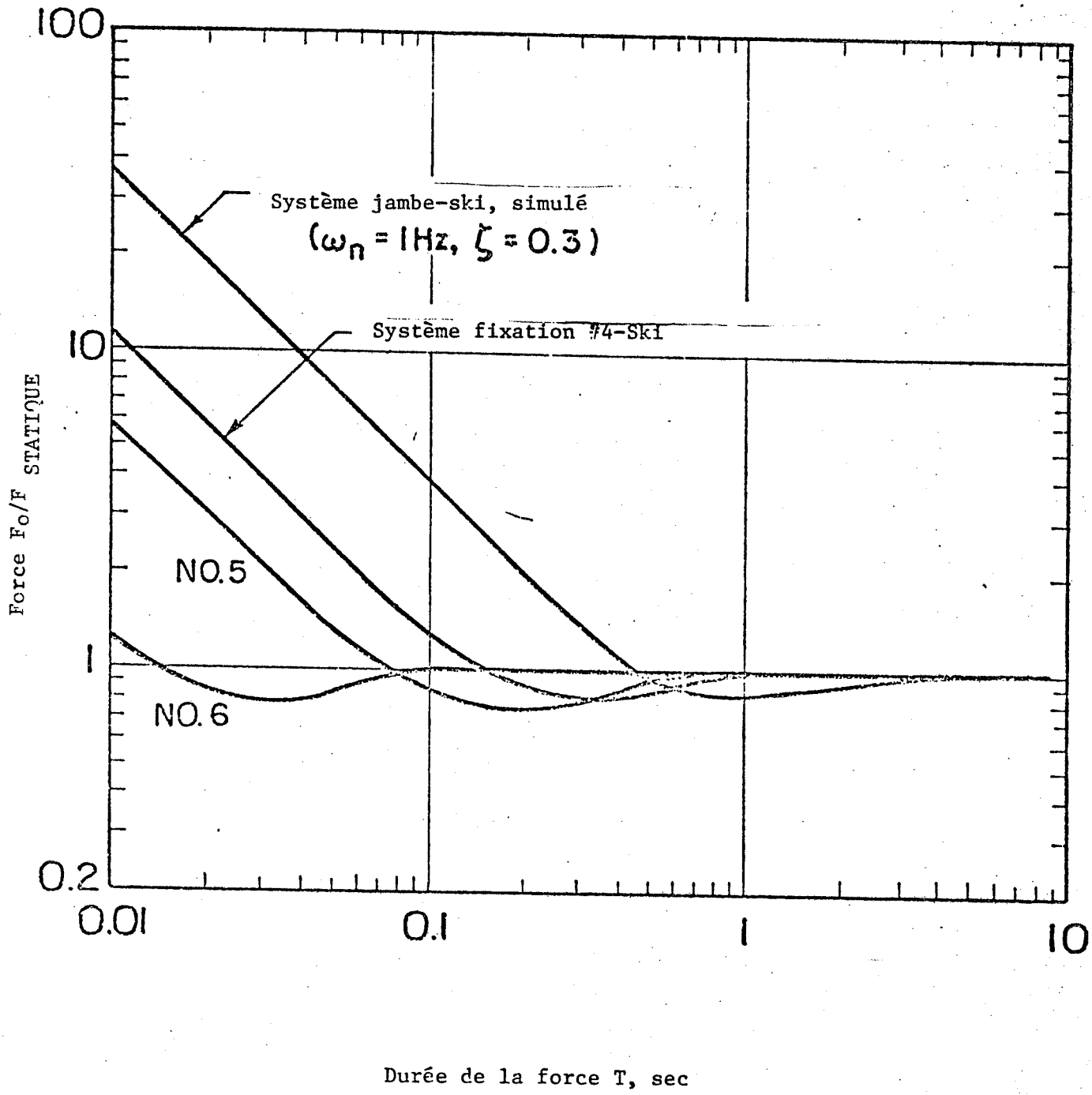



Figure 24: Force semi-sinusoïdale nécessaire pour produire un déclenchement constant par rapport à la durée d'application {12}

#4. LOOK - NEVADA SKI

#5. SALOMON SKI

#6. MARKER SKI

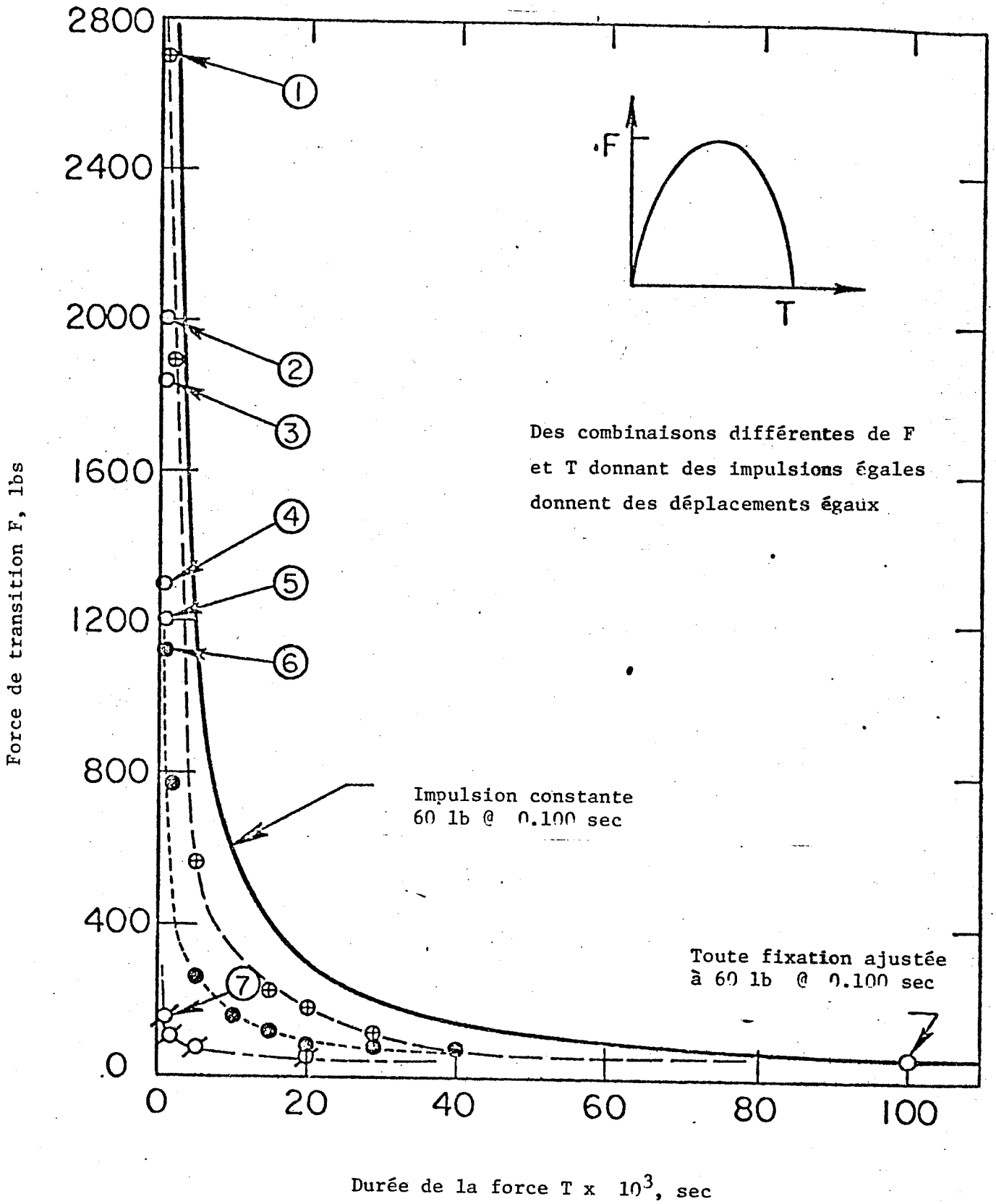



Figure 25: Limite de la force de désengagement en fonction du temps, {10} .

#1. LOOK - NEVADA
#2. ECKEL - ROYAL
#3. ROSEMENT
#4. TYROLIA
#5. CUBCO
#6. SALOMON
#7. MARKER

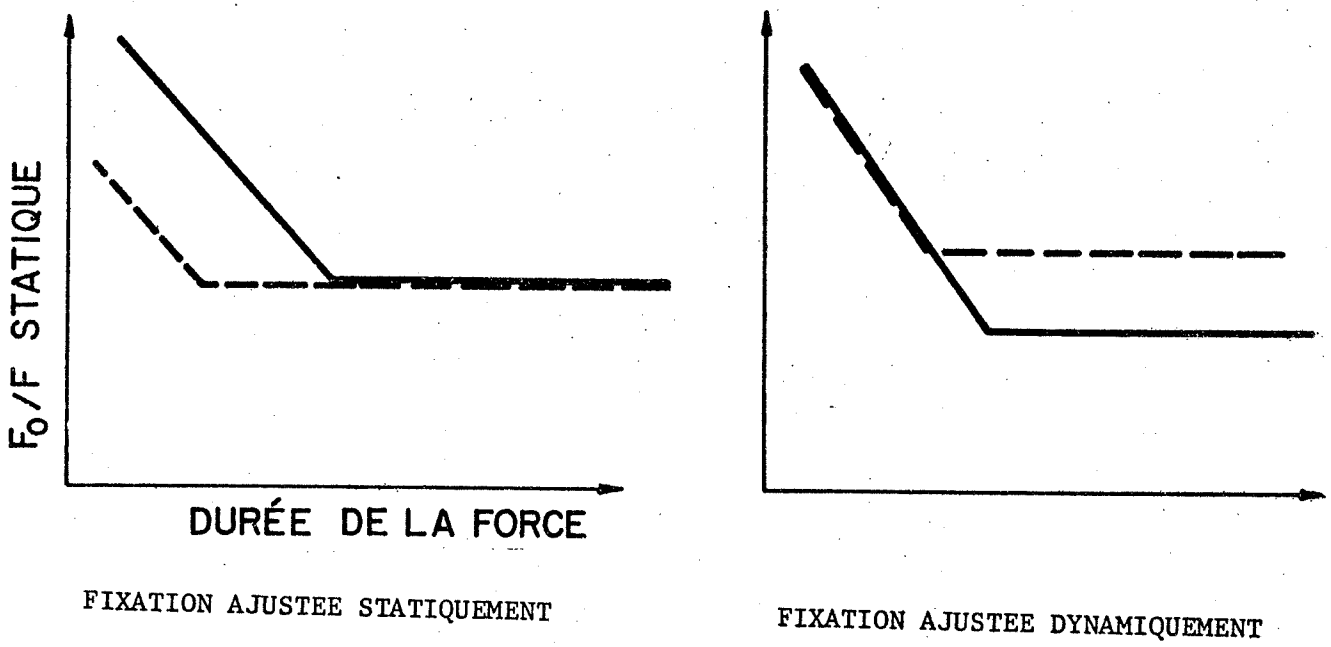



Figure 26: Réponses comparées de la fixation et du système jambe-ski

Notons que les observations précédentes sont valables pour la fixation avant, c'est-à-dire en torsion longitudinale.

L'évaluation des fixations arrière, donc en flexion antériopostérieure, est compliquée par le fait que le ski est moins rigide dans ce plan que le plan précédent. Néanmoins, il semble que la fréquence fondamentale de la jambe dans ce plan soit à peu près 5 à 10 Hz {8} et [redacted] la fréquence fondamentale de la fixation arrière de 10 - 30 Hz. Ainsi il semble que la fixation arrière soit mieux ajustée au système jambe-ski que la fixation avant.

## 4. CONCLUSION

Dans un cas de chargement statique ou de chargement dynamique de la jambe, la fracture du tibia est occasionnée par un état de contraintes atteignant un niveau critique. Ce niveau critique de contraintes dépend du taux de chargement si celui-ci est appliqué en moins d'une seconde. La fonction primordiale des fixations de ski est donc de maintenir les contraintes dans le tibia en deçà de ce seuil de tolérance. La meilleure fixation serait donc celle qui copierait le plus fidèlement possible les comportements statique et dynamique de la jambe tout en maintenant un même degré de sécurité dans les deux cas.

Lorsque le chargement est appliqué en plus d'une seconde, la charge est statique. La fracture du tibia est alors occasionnée par de la torsion et de la flexion combinées comme le montre la figure 15. La fixation idéale au point de vue statique serait donc celle qui suivrait le plus fidèlement possible la courbe de comportement du tibia [redacted] tout en assurant une sécurité constante quelque soit la combinaison de chargement. Ce comportement idéal est caractérisé par une diminution du couple de torsion de désengagement de la butée lorsque le moment de flexion antériopostérieure augmente. Les fixations actuellement disponibles sur le marché ne possèdent pas cette caractéristique. Il serait pourtant possible de concevoir une fixation incorporant cet ajustement du couple de désengagement en fonction de la flexion.

Pour un chargement dynamique, la fixation idéale est caractérisée par la capacité de subir une certaine impulsion sans se désengager. Cette impulsion critique produit une contrainte maximale pratiquement constante dans le tibia quelque soient l'intensité du couple appliqué, le temps d'application et la forme du diagramme couple vs temps. Les fixations disponibles sur le marché se désengagent à des impulsions beaucoup trop faibles comparativement à la capacité d'absorption de la jambe. Sous impact, les désengagements prématurés sont donc monnaie courante, ce qui force les skieurs à reserrer leurs fixations les rendant alors dangereuses sous chargement statique. Un gros effort est nécessaire de la part des manufacturiers pour améliorer le comportement dynamique des fixations.

Pour les deux types de chargement, les critères de désengagement sont donc fondamentalement différents. Les objectifs que doivent satisfaire les fixations dans ces deux cas, sans être incompatibles, ne sont donc pas convergents.

Dans cette optique on pourrait imaginer que les fixations incorporeraient deux systèmes de désengagement indépendants: le premier étant sensible aux forces statiques et insensible aux chocs et vice-versa pour le second. Ces deux systèmes agiraient comme des fusibles mécaniques en série. Les systèmes actuels n'incorporent qu'un seul fusible.

Nonobstant les considérations précédentes sur les caractéristiques d'une fixation idéale, l'ajustement séparé de la butée et de la talonnière est une pratique présentant certains dangers. Un ajustement combiné en flexion et en torsion serait préférable et beaucoup plus sécuritaire. La table en Appendice 3 pourrait servir de guide pour établir les valeurs tolérables des forces de désengagement. Pratiquement, un skieur devrait ainsi, debout et au repos, être capable de désengager ses fixations en exerçant les forces combinées de torsion et de flexion les plus grandes possible mais sans donner de choc.

# APPENDICE 1

## -Calcul du graphique de la figure 12

Ces courbes sont inspirées des équations (26) et (27) ainsi que de la figure 11. Voici un exemple:

Supposons $D = 20$ mm, $d = \frac{D}{2} = 10$ mm

$$\sigma_{(1,2)} = \frac{\sigma}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma}{2}\right)^2 + \tau^2} \qquad (25)$$

Au point A

$$\sigma_{(1,2)} = \left\{ 6.07\ M_3 \pm \sqrt{(6.07 M_3)^2 + (4.33\ M_1)^2} \right\} \frac{20}{150\ 000} \qquad (26)$$

1° flexion pure

$M_1 = 0 \qquad \tau = 0$

de (25)

$$\sigma_{(1,2)} = \left\{ 6.07\ M_3 \pm \sqrt{(6.07\ M_3)^2} \right\} \frac{20}{150\ 000}$$

$$\sigma_1 = 0$$

$$\sigma_2 = 2 \left\{ 6.07\ M_3 \frac{20}{150\ 000} \right\}$$

ce qui correspond au point 1 sur le diagramme de rupture fragile

$\sigma_2 = \sigma_{ut} = 12 \text{ kg/mm}^2$

donc

$M_3 \doteq 7.4$ kg-m

2° <u>Torsion pure</u>

$M_3 = 0 \qquad \sigma = 0$

de (25)

$$\sigma_{(1,2)} = \pm \sqrt{(4.33\ M_1)^2 \ \frac{20}{150\ 000}}$$

Ce qui correspond au point 2 sur le diagramme de rupture fragile

$\sigma_1 = 7 \text{ kg/mm}^2$
$\sigma_2 = -7 \text{ kg/mm}^2$

donc $M_1 = 12.0$ kg-m

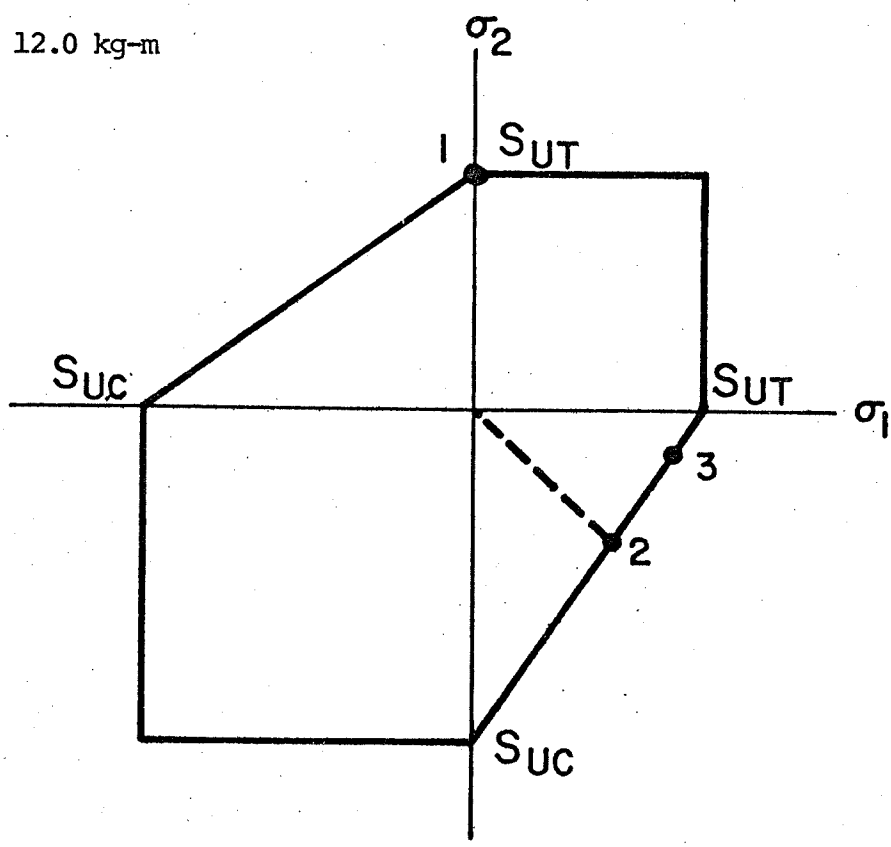



Figure 27. DIAGRAMME DE RUPTURE FRAGILE

3° <u>Pour trouver un point sur la courbe</u>, on commence par fixer un moment $M_3$ arbitraire entre 0 et 7.4 kg-m et on trouve le moment maximal $M_1$ permis par le diagramme de rupture fragile.

Posons $M_3$ = 5 000 kg-mm

et supposons $M_1$ = 9 000 kg-mm

$$\sigma_{(1,2)} = \{ 6.07(5\ 000) \pm \sqrt{(6.07 \times 5\ 000)^2 + (4.33 \times 9\ 000)^2} \} \frac{20}{150\ 000}$$

d'où

$$\sigma_1 = 10.63 \text{ kg/mm}^2$$

$$\sigma_2 = -2.54 \text{ kg/mm}^2$$

ce qui correspond au point 3 sur le diagramme de rupture fragile.

On continue ainsi de suite pour d'autre combinaisons

| $M_1$ (kg-m) | $M_3$ (kg-m) |
|---|---|
| 0 | 7.4 |
| 6.0 | 6.5 |
| 9.0 | 5.0 |
| 11.5 | 2.0 |
| 12.0 | 0 |

On recommence avec le même diamètre mais pour le point B.

# APPENDICE 2

## Evaluation des moments d'inertie réels du tibia

Les moments d'inertie au quart de la longueur du tibia ont été évalués graphiquement pour les dix sujets observés à l'Université de Montréal, d'après les photographies données en appendice, le calcul donné en exemple étant bon pour la photographie no. 7 (axe X). Chaque coupe du tibia est munie d'un treillis de référence; chaque carreau mesure deux millimètres de côté. On a trouvé les deux axes centroïdaux approximatifs X et Y en comptant autant de carreaux de part et d'autre d'un axe, en incluant le trou central. Ainsi on peut calculer $I_x$ et $I_y$ les moments d'inertie.

$$I_x = \Sigma\ (R_x)^2\ S$$

où $R_x$ est la distance moyenne à l'axe X de chaque élément de surface S.

de même:

$$I_y = \Sigma\ (R_y)^2\ S$$

exemple:

| $(R_x)^2$ | | S | | |
|---|---|---|---|---|
| $(5.25)^2$ | X | 2 | = | 55.125 |
| $(4.5)^2$ | | 5 | | 101.25 |
| $(3.5)^2$ | | 6.5 | | 79.625 |
| $(2.5)^2$ | | 8.5 | | 53.125 |
| $(1.5)^2$ | | 9.5 | | 21.375 |
| $(0.5)^2$ | | 10 | | 2.5 |
| $(0.5)^2$ | | 9.5 | | 2.375 |
| $(1.5)^2$ | | 9 | | 20.25 |
| $(2.5)^2$ | | 8 | | 50.0 |
| $(3.5)^2$ | | 6.5 | | 79.625 |
| $(4.5)^2$ | | 5 | | 101.25 |
| $(5.5)^2$ | | 1 | | 27.56 |
| | | | | 594.06 = $I'_x$ |

Il faut retrancher le moment d'inertie du cercle interne.

$$I \text{ cercle} = 0.05 \text{ (diamètre)}^4$$

L'axe centroïdal du cercle n'est pas le même que l'axe X

$$I_c = I \text{ cercle} + \{ S_c \times D_c{}^2 \}$$

où $S_c$ est la surface du cercle et $D_c$ la distance entre l'axe X et l'axe centroïdal du cercle.

exemple: $I_x \text{ cercle} = 0.05 \times 5^4 = 31.25$

$$I_c = 31.25 + \{ (\pi \times 2.5^2)\ (0.25)^2 \} = 32.48$$

$$I_x = I_x' - I_c$$

$$= 594.06 - 32.48 = 561.58$$

Il faut aussi considérer s'il faut faire une correction du fait que l'axe centroïdal approximatif a été évalué en considérant que le trou central était plein alors qu'en fait il est vide. Ce n'est donc pas l'axe centroïdal réel.

| | |
|---|---|
| $A_p$ | Surface de la section totale |
| $A_c$ | Surface du trou |
| $A_n$ | Surface nette ($A_p - A_c$) |
| I | moment trouvé précédemment (avec trou, mais axe centroïdal approximatif) |
| I' | moment réel (avec axe centroïdal) |
| $d_c$ | distance entre axe centroïdal approximatif et axe centroïdal du cercle |
| $d_{ic}$ | distance entre axe centroïdal approximatif |

D'après le théorème des axes parallèles:

$$I' = I - A_n \quad d_{ic}^2 \qquad (1)$$

$$d_{ic} = \frac{A_c}{A_p - A_c} \, d_c \qquad (2)$$

combinant (1) et (2)

$$I' = I - \frac{(A_p - A_c) \, A_c^2 \, d_c^2}{(A_p - A_c)^2}$$

$$I' = I - \frac{A_c^2 \quad d_c^2}{(A_p - A_c)}$$

exemple:

$A_p$ = 81 carreaux
$A_c = (\pi x \; 2.5^2) = 19.6$
$d_c = 0.5$

$$I = 561.58 - \frac{19.6^2 \quad o.5^2}{(81 - 19.6)}$$

$$I = 561.58 - 1.56$$

La variation est négligeable. On considérera donc que l'axe centroïdal trouvé originellemnt est suffisamment bon. Le même cas s'est répété pour les autres photographies.

Donc finalement, comme chaque carreau a 2 millimètres de côté:

$I_x = 561.58 \times 16 = 8985 \text{ mm}^4$

ce qui est bien la valeur indiquée au Tableau 6, pour le spécimen 7, sous la colonne $I_x$.

Le moment d'inertie $I_x$ théorique a été évalué comme suit:

$$I_x = \frac{\pi}{64} (D^4 - d^4)$$

où D est le diamètre moyen L/4 donné au Tableau 4 et $d = D/2$

exemple:

$$I_x = \frac{\pi}{64} (21.2^4 - 10.6^4) = 9296 \text{ mm}^4$$

## APPENDICE 3

International Association for Safety in Skiing, D-86 Bamberg, Hainstr. 18

# IAS-Adjustment Table for Ski Bindings

| frontal diameter at the tibia head | | torsional release; horizontal force at the boot tip | | forward release; vertical force upwards at the heel | | LIPE |
|---|---|---|---|---|---|---|
| cm | in | kp | lbs | kp | lbs | |
| **Children and juniors up to 18 years** | | | | | | |
| 6 | 2 5/8 | 4...5 | 10...15 | 20...25 | 50...65 | 2 |
| 6,5 | 2 1/2 | 5...7 | 15...20 | 25...30 | 65...80 | 2-3 |
| 7 | 2 3/4 | 7...9 | 20...25 | 30...35 | 80...95 | 3 |
| 7,5 | 3 | 9...11 | 25...30 | 35...40 | 95...110 | 4 |
| 8 | 3 1/8 | 11...13 | 30...35 | 40...50 | 110...125 | 5 |
| 8,5 | 3 3/8 | 13...15 | 35...40 | 50...60 | 125...145 | 5-6 |

| | | women | | men | | women | | men | | w | m |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| cm | in | kp | lbs | kp | lbs | kp | lbs | kp | lbs | | |
| **Adults up to approx. 50 years** | | | | | | | | | | | |
| 7,5 | 3 | 11...12 | 16...20 | 12...13 | 20...24 | 45...50 | 90...100 | 55...60 | 115...125 | 4 | 5 |
| 8 | 3 1/8 | 13...14 | 22...26 | 14...15 | 26...30 | 55...60 | 105...115 | 65...70 | 130...140 | 5 | 6 |
| 8,5 | 3 3/8 | 15...16 | 28...32 | 16...17 | 32...36 | 65...70 | 120...130 | 75...80 | 145...155 | 6 | 6-7 |
| 9 | 3 1/2 | 17...18 | 34...38 | 18...19 | 38...42 | 70...75 | 135...145 | 80...85 | 160...170 | 6-7 | 7 |
| 9,5 | 3 3/4 | 19...20 | 40...44 | 20...21 | 44...48 | 75...80 | 150...160 | 85...90 | 175...185 | 7 | 8 |
| 10 | 3 7/8 | 21...22 | 46...50 | 22...23 | 50...54 | 80...85 | 165...175 | 90...95 | 190...200 | 8 | 9 |
| 10,5 | 4 1/8 | 23...24 | 52...56 | 24...25 | 56...60 | 85...90 | 180...190 | 95...100 | 205...215 | 9 | 10 |
| 11 | 4 3/8 | 25...26 | 58...62 | 26...27 | 62...66 | 90...95 | 195...205 | 100...105 | 220...230 | 10 | 11 |
| 11,5 | 4 1/2 | 27...28 | 64...68 | 28...29 | 68...72 | 95...100 | 210...220 | 105...110 | 235...245 | 10-11 | 12 |

**Explanation of the table**

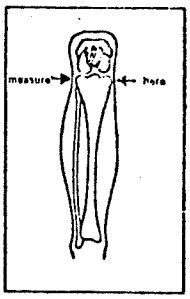
1. The diameter of the leg is measured with a slide rule as follows: Palpate the head of the fibula at the outer side below the knee. Measure the transverse diameter of the tibia head directly above this point. The measurement should be taken while the skier is sitting with his knee bent.

2. The values recommended for the adjustment are then read on the table corresponding to the measured diameter.

Example: Adult, female up to 50 years.
Diameter measured: 3 3/8 in
Lateral force: 28...32 lbs
Heel force: 120...130 lbs
Set value: 30 lbs, 125 lbs

3. Persons over 50 should set the values shown one or two lines above the measured diameter

Example: Adult, male over 50 years.
Diameter measured: 3 3/4 in
Effective diameter: 3 1/2 or 3 5/8 in
Lateral force: 38...42 lbs
or 32...36 lbs
Heel force: 160...170 lbs
or 145...155 lbs




4. Well trained adults under 50 can set values obtained by adding 1/4 in to the measured diameter.

5. In case of a turntable binding the measured diameter can be increased by 1/8 in for determining the lateral release force.

6. It is recommended that adults over 60 should use short skis.

7. Only reliable testing equipment should be used for the adjustment. It should be checked from time to time for accuracy. Since friction between the boot and binding elements often affects the binding system, adjustment should always be made with moist or greased contact surfaces.

8. An antifriction device must be used under the ball of the foot.

9. Values essentially higher than those given must be avoided. They are dangerous. If they are necessary, however, this generally indicates lack of suitability or faulty fitting of the binding.

10. The adjustment of the binding should be checked from time to time. If the skis, boots or bindings are changed the adjustment must always be re-checked.

11. It is essential to protect the binding against dirt and corrosion.

Druck: Meisenbach KG, Bamberg

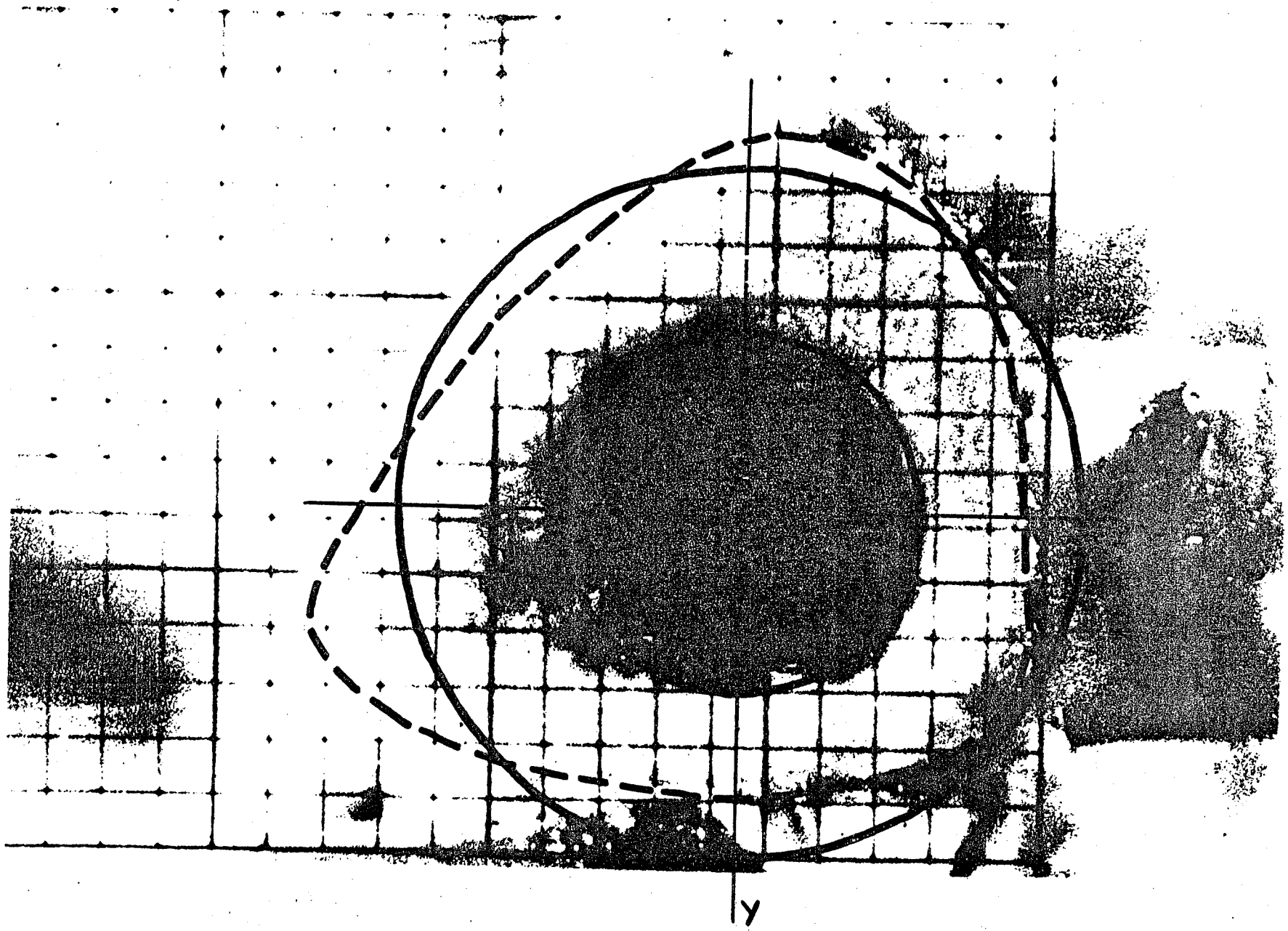
Figure 28: Table IAS pour l'ajustement des fixations.
Tirée de la référence 13, p. 248.

# APPENDICE 4

## Photographies

Les dimensions de ces photographies sont cinq fois les dimensions réelles. Chaque carreau mesure un centimètre de côté alors qu'en réalité, il ne mesure que deux millimètres.

Le pointillé indique la limite extérieure de l'os. Le cercle extérieur est une approximation de cette limite extérieure et a le même diamètre que celui donné au tableau 4 (diamètre moyen). Le cercle intérieur est une approximation du trou, tel que donné aussi dans le tableau 4. Le plus souvent, ces deux cercles ne sont pas centrés au même point.




1

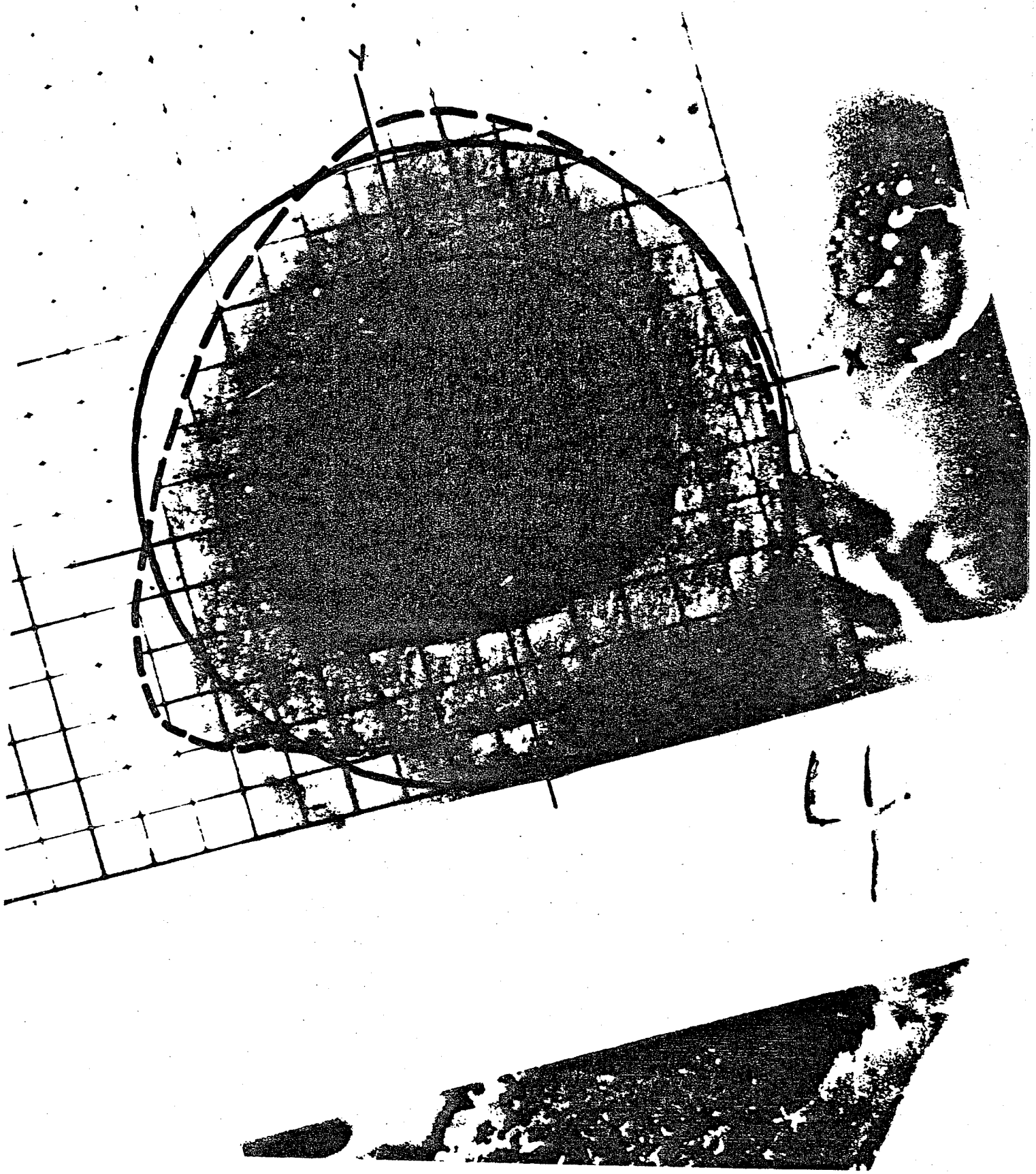
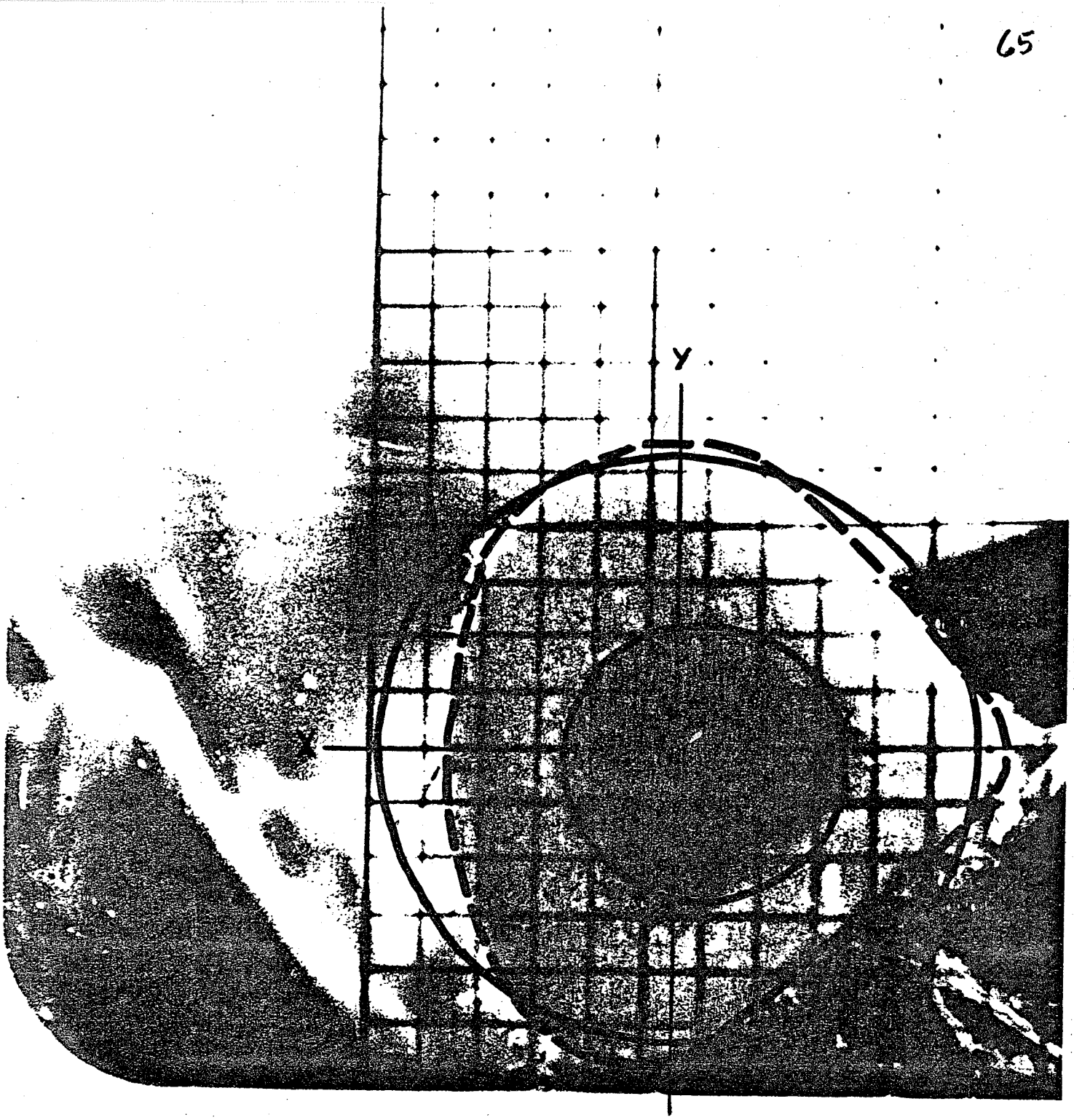
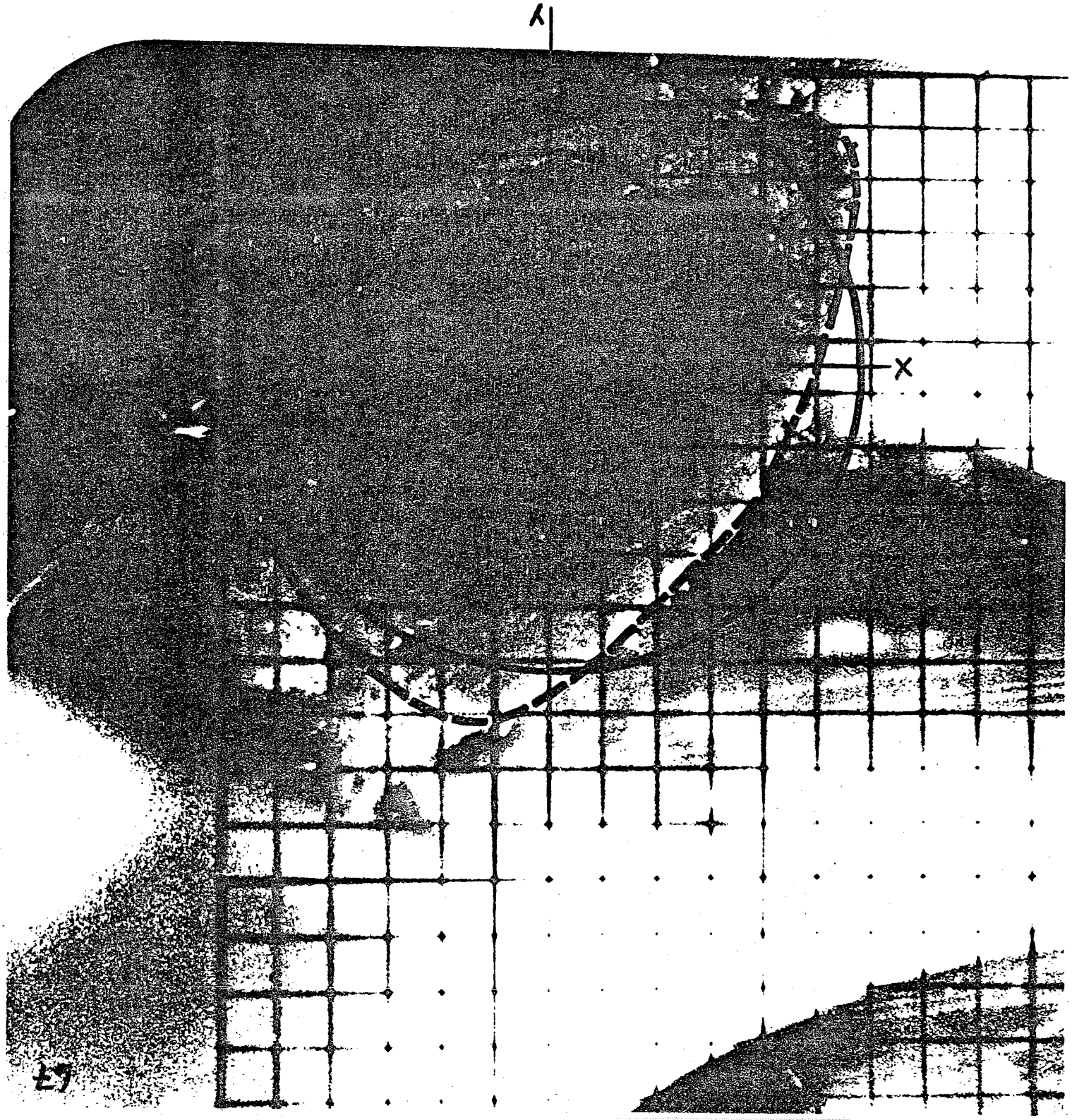


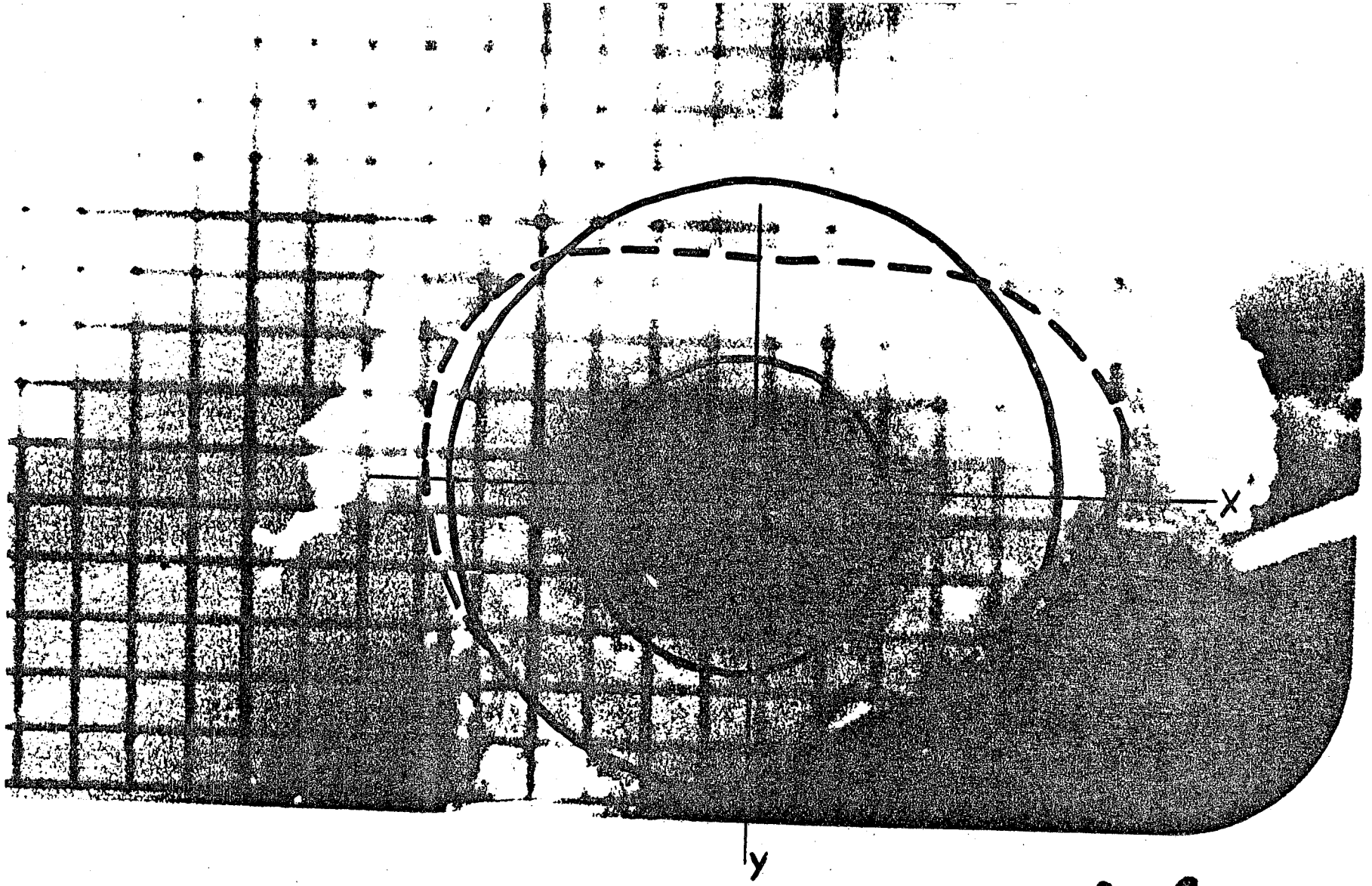

Fig. 1

6

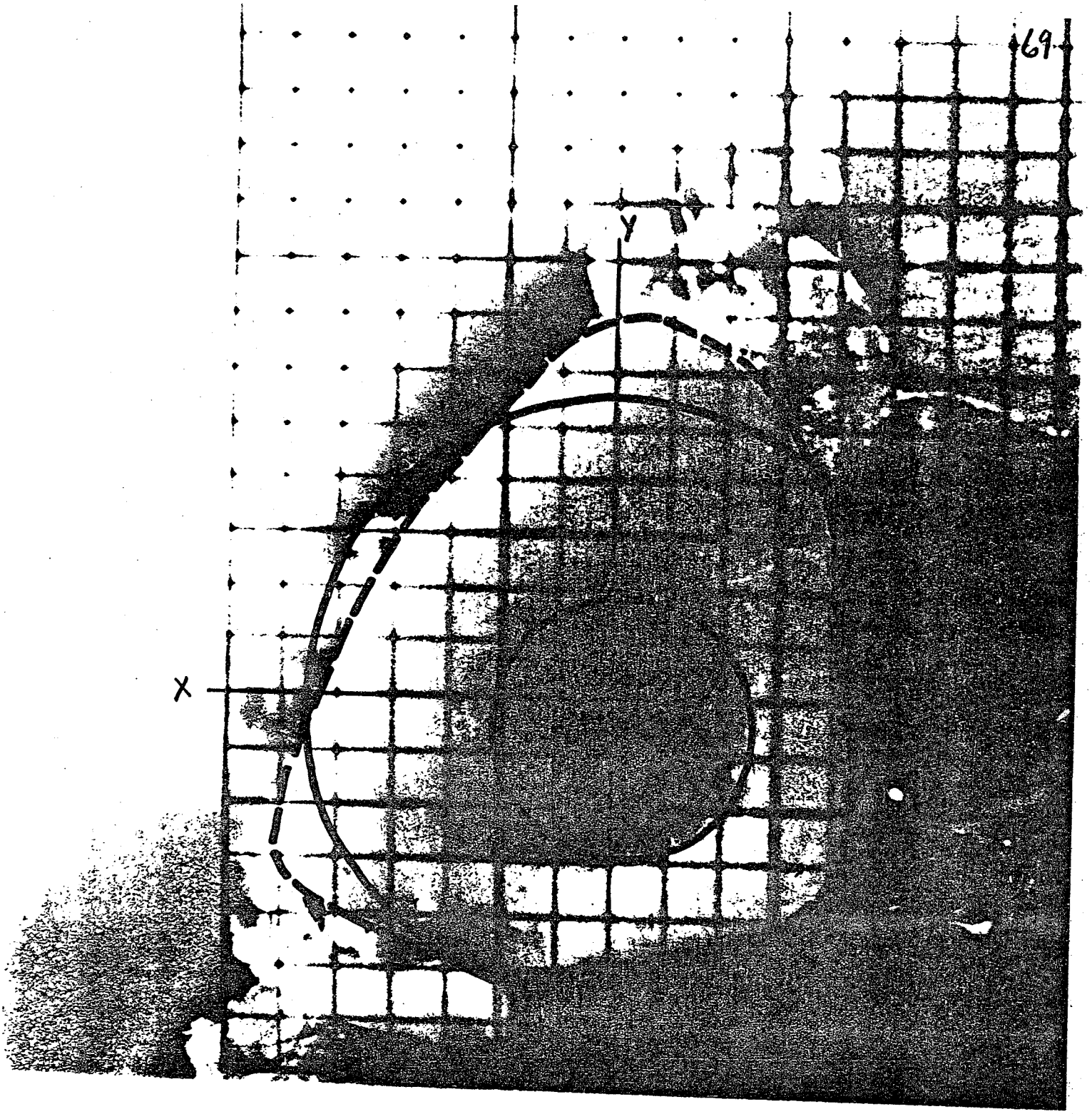

Y
X

10


A
X




14




18

19

24

# BIBLIOGRAPHIE

{1} YAMADA, H., Evans, F. G. (Ed), Strength of Biological Materials, Baltimore, Williams & Wilkins Co., 1970.

{2} PIZIALI, R. L., Bleustein, Jeffrey L. (Ed.), The Dynamic Torsional Response of The Human Leg Relative to Skiing Injuries, in Mechanics and Sports, New-York, The American Society of Mechanical Engineers, 1973.

{3} EVANS, F. G., Mechanical Properties of Bone, Springfield, Charles C. Thomas Co., 1973.

{4} MOTE, C. D., Bleustein, Jeffrey L. (Ed.), Remarks on the Dynamic Performance of Ski Release Bindings, in Mechanics and Sports, New-York, The American Society of Mechanical Engineers, 1973.

{5} Bureau Suisse de Prévention des Accidents (BFU), Fixations de sécurité pour skis, Lausanne, 1970

{6} BAUMEISTER, Theodore, Standard Handbook for Mechanical Engineers, McGraw-Hill, 1958.

{7} KROGMAN, Wilton Marion, The Human Skeleton in Forensic Medicine, Charles C. Thomas Co., Springfield, Ill, 1962.

{8} ELLIS, Raymond W., Mote, C. D., Jr., Short Duration Response of Ski Bindings Toe and Heel Units, Dept. of Mech. Eng., Univ. of Calif. Berkeley, August 1972.

{9} LASZLO, Janos, MOTE, C. D.,Jr., Static and Dynamic Release Characteristic of Ski Bindings, Report No. ND-70-Su-106, Dept. of Mech. Eng., Univ. of Calif., Berkeley, August 1970.

{10} MOTE, C. D.,Jr., Pray for Impact a Shocking look at Release Bindings, Dept. of Mech. Eng., Univ. of Calif., Berkeley, March 1972.

{11} MOTE, C. D., Jr., A Static Testing System for Determining Ski Binding Release Characteristics, Dept. of Mech. Eng., Univ. of Calif., Berkeley, December 1972.

{12} MOTE, C. D., Jr., HULL, M. L., Fundamental Considerations in Ski Binding Analysis, Dept. of Mech. Eng., Univ. of Calif., Berkeley, June 1974.

{13} NELSON, Richard C., Chauncey A. Morehous (Ed.), Biomechanics IV, University Park Press, Baltimore, 1974.

{14} DORE, R., Formules générales de calcul des pièces de machines, Ecole Polytechnique, 1971.

{15} DREYFUSS, H., The Measureof Man, Whitney Library of Design, New-York, N. Y. 1959, 1960.

{16} SHIGLEY, Hoseph E., Mechanical Engineering Design, McGraw-Hill, 1972.

{17} VIRTAMA, Pekka, HELELA, Tapio, Radiographie Measurements of Cortical Bone, Acta Radiologica, supplément 293, Stockholm, 1969.

{18} CRANDALL & AL., An Introduction to the Mechanics of Solids, Second edition, McGraw-Hill, 1972.

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL
3 9334 00288867 3