

UNIVERSITE SIDI MOHAMMED BEN ABDELLAH
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE

FES



Année 2012

Thèse N° 106/12

REPARTITION DES CONTRAINTES DANS LE GENOU APRES OSTEOTOMIE TIBIALE DE VALGISATION

THESE

PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 25/06/2012

PAR

Mr. MARDY ABDELHAK

Né le 09 avril 1984 à Fès

POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MEDECINE

MOTS-CLES :

Etude théorique - Contrainte - Correction angulaire - Ostéotomie tibiale
de valgisation

JURY

M. KHALID RACHID.....

Professeur de Traumatologie-orthopédie

PRESIDENT

M. EL MRINI ABDELMAJID.....

Professeur de Traumatologie-orthopédie

RAPPORTEUR

M. AFIFI MY ABDRAHMANE.....

Professeur agrégé de Chirurgie pédiatrique

JUGE

PLAN

INTRODUCTION	4
CHAPITRE I	7
Biomécanique du genou appliquée à l'étude des pressions fémoro-tibiales	7
I. NOTIONS GENERALES DE LA MECANIQUE : CHARGE ; CONTRAINTE ; SOLLICITATION MECANIKUES	8
1) modèles rigides	8
a. charge centrée.....	8
b. charge excentrée.....	9
2) modèles articulés	10
a. les forces	10
b. contraintes de contact	12
II. APPLICATION A LA BIOMECHANIQUE DU GENOU : SOLLICITATION MECANIQUE DU GENOU	13
1) les forces appliquées sur le genou normal	13
a. origine des forces.....	13
b. évaluation	13
2) modèle mécanique de MAQUET	14
a. genou en station debout en appui bipodal	14
b. forces exercées sur le genou en appui unipodal.....	15
c. sollicitation mécanique du genou durant la marche.....	19
III. SURFACES PORTANTES DE L'ARTICULATION FEMERO TIBIALE.....	20
1) méthodes de mesure	20
a. préparation intra articulaire	20
b. méthodes radiographiques	20
c. modèles photo élastiques	22
d. étude des contraintes par jauge.....	22

e. mesure directe des pressions dans l'articulation	23
2) résultats :	24
a. surfaces et pressions fémorotibiales : facteur de variation..	24
b. rôle des ménisques	24
CHAPITRE II	25
Travail théorique	25
I. Objectif	26
II Matériels et méthodes.....	26
III Méthodologie de calcul	27
1) Analyse théorique des contraintes dans le genu varum	27
a) Déplacement de la force R en dedans.....	27
b) Genoux devenus instables	29
c) Evolution de la contrainte articulaire	30
2) Calcul de l'effet de l'ostéotomie tibiale de valgisation sur le centre mécanique du genou.....	34
3) analyse de la répartition des contraintes en fonction de la correction angulaire	35
CHAPITRE II I.....	40
DISCUSSION	40
1) limite de la méthode mathématique	41
2) l'hypercorrection	42
a) Argument théorique	42
b) Argument expérimental.....	42
CONCLUSION	44
RESUMES	46
BIBLIOGRAPHIE	50

INTRODUCTION

La gonarthrose fémorotibiale interne occupe en clinique une place privilégiée .Son traitement est n'est pas univoque et nécessite une prise en charge globale du patient et doit tenir compte des demandes de celui-ci en terme d'activité ; cela pour choisir de manière pertinente la solution la plus adaptée.

Le traitement chirurgicale des gonarthroses peut être conservateur (chirurgie arthroscopique ; ostéotomies) ; ou prothétique (arthroplastie unicompartmentaire ou tricompartmentaire).

L'ostéotomie tibiale de valgisation proposée par JACKSON 1958(1) s'inspire des techniques d'ostéotomies inter trochantériennes et a pour objectif de corriger un défaut d'axe.

La compréhension de la biomécanique du genou dans le plan frontal et sagittal est essentielle pour appréhender les effets d'une ostéotomie de valgisation.

La biomécanique du genou se heurta tout d'abord à la modélisation des forces qui lui sont appliquées ; en raison du grand nombre de muscles agissant sur le genou pour maintenir son équilibre .L'ensemble des modèles proposés repose soit sur une mesure indirecte de MORRISON(2) ; soit sur une analyse mathématique de MAQUET(3).

L'étude des surfaces et des pressions de contact fémoro-tibiales fait appel à de nombreux procédés :

-soit indirects par la méthode radiographique (KETTELKAMP (4) ; MAQUET(5) modèles photo-élastiques(RADIN) (6) ; jauge de contrainte (BOURNE (7); BLAIMONT(8).

-soit direct : dans ce cas ; il est utilisé de nombreux méthodes dont certaines permettent d'apprécier en même temps la surface et la pression de contact (FUKUBAYASHI (9)).

Ainsi ; le but de ce travail théorique est d'évaluer la répartition des contraintes fémoro tibiales apportées par une ostéotomie tibiale de valgisation.

Cette étude revêt deux pôles d'intérêt :

- en pathologie ou le but est d'observer les modifications des pressions induites par le genu varum .

-en thérapeutique : l'étude des variations des contraintes fémorotibiale en fonction de l'angle fémorotibiale essaie de préciser le degré d'hypercorrection en valgus qu'il faut apporter pour que l'ostéotomie de valgisation soit efficace.

CHAPITRE I

Biomécanique du genou appliquée à l'étude des pressions fémoro-tibiales

I. NOTIONS GÉNÉRALES DE MÉCANIQUE : CHARGE ; CONTRAINTES ; SOLLICITATIONS MÉCANIQUES

1) Modèles rigides : Proposés par Pauwels)(10)

a) charge centrée

Soit une colonne supportant une charge centrée de 100 kg (1000N) ; celle-ci va provoquer des contraintes de compression D qui constituent la sollicitation mécanique interne de la colonne.

Ces contraintes s'expriment en kg par cm^2 ou en NEWTON(N) par m^2 définissant le MEGAPASCAL(M.Pa). Elle sont proportionnelles à la charge et inversement proportionnelles à la surface de la coupe de la colonne. (fig1)

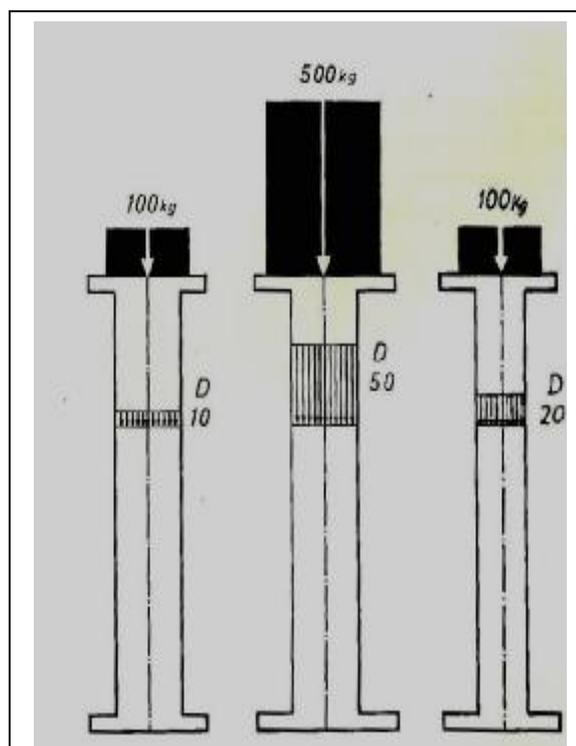


Fig1 : Contraintes dans une colonne supportant une charge centrée

b) charge excentrée (fig 2)

Le déplacement de la charge induit l'addition dans la colonne de deux espèces de contraintes :

- Les contraintes en compression pure de valeur inchangée(D)
- Les contraintes de flexion qui se subdivisent en :
 - contraintes en compression située du côté de la charge ;
 - contraintes de traction du côté opposé à la charge(Z)

L'ensemble de ces contraintes s'additionne algébriquement et l'on constate que les contraintes maximales sont multipliées par 5 pour une charge excentrée par rapport à une charge centrée. Si le déplacement de la charge se poursuit ; les contraintes de flexion augmentent rapidement ; se multiplient par 10 et ; accentuent encore plus la sollicitation mécanique de la colonne.

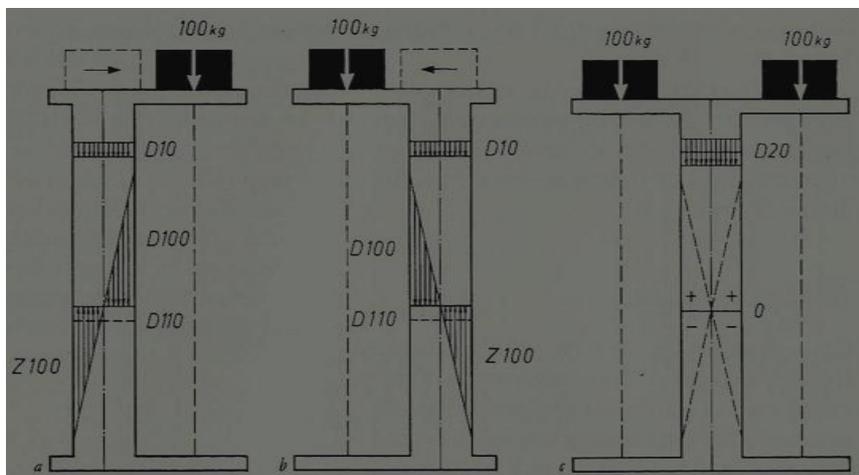


Fig2 : Colonnes chargées excentriquement (a et b). Malgré une charge plus grande ; les contraintes sont diminuées dans la colonne(c)

Si l'on équilibre la charge excentré par une charge du cote opposé (fig2-c-) ; équidistante de la colonne ; les contraintes de flexion disparaissent pour ne laisser place qu'aux contraintes en compression pure. Et ; bien que la charge se soit multipliée par 2 ; la sollicitation mécanique de la colonne s'est divisée par 5.

2) modèles articulés :

Proposés par Maquet(3) Ils comprennent deux colonnes articulées à frottement négligeable.

a) les forces

Un poids excentré P nécessite un contre poids L placé de l'autre coté de la colonne. Les caractéristiques de ce contre poids L sont telles que la résultante R des forces P et L passe par l'axe de rotation de l'articulation. Il faut en effet que les moments des forces P et L par rapport à l'axe de rotation soient égaux et de direction opposée d'où l'équation : $P.a=L.b$

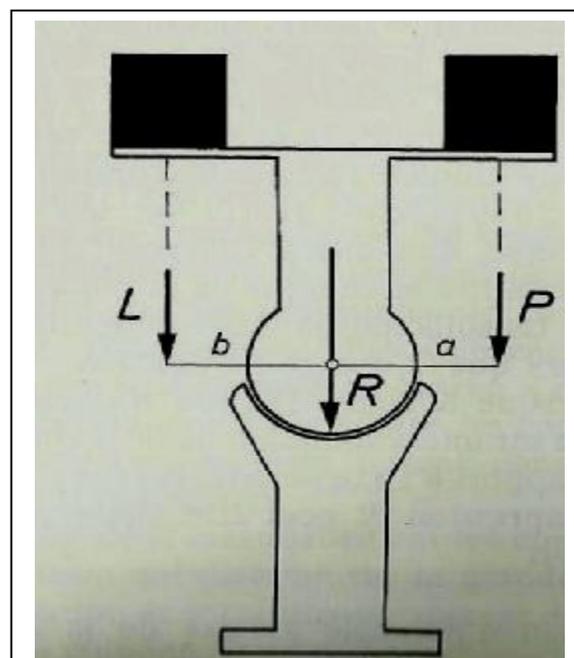


Fig 3 : Modèle articulé équilibré

A partir de cette équation ; tous les cas de figures sont possibles en faisant varier les poids en fonction des bras de levier et vice-versa.

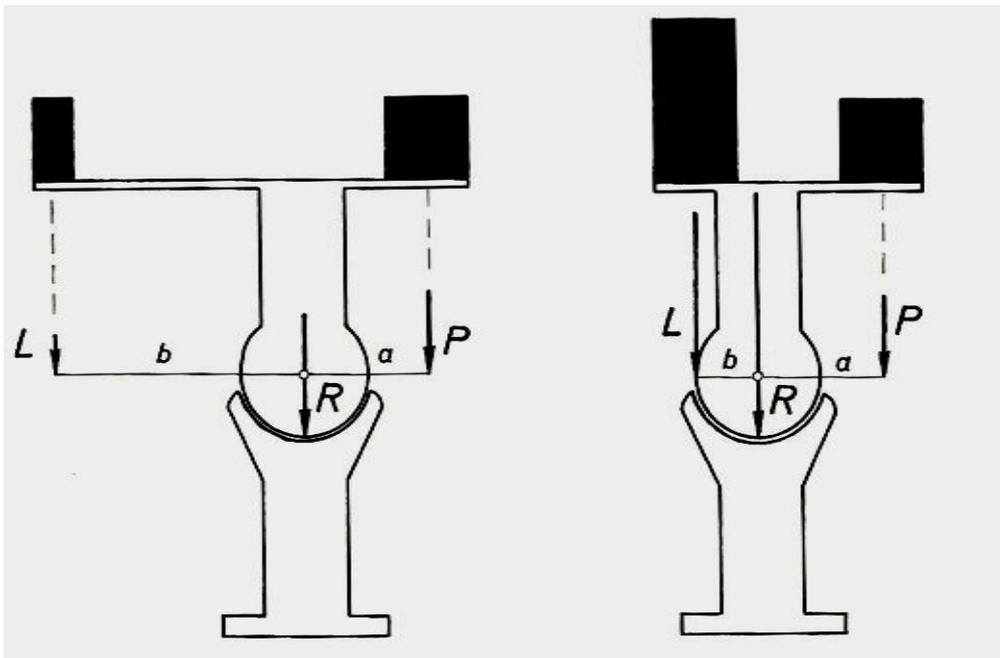


Fig 4 : Variation des paramètres de l'équation d'équilibre

Le contre poids L peut être remplacé par un hauban.

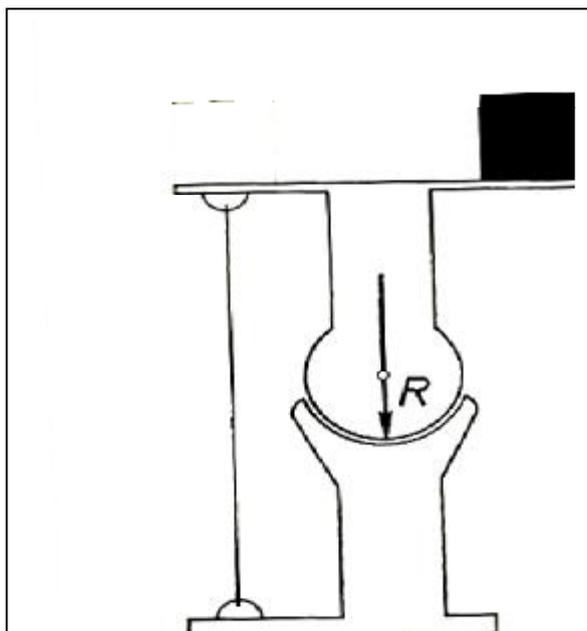


Fig. 5 : le contre poids peut être remplacé par un hauban

b) les contraintes de contact :

Sous l'effet de la charge R ; l'articulation du modèle subit des contraintes de compression qui constituent la sollicitation mécanique de l'articulation. Comme l'a démontré MAQUET (3) sur des modèles photo-élastiques ; la distribution des contraintes de contact suit la ligne d'orientation de la ligne d'action de la charge R .

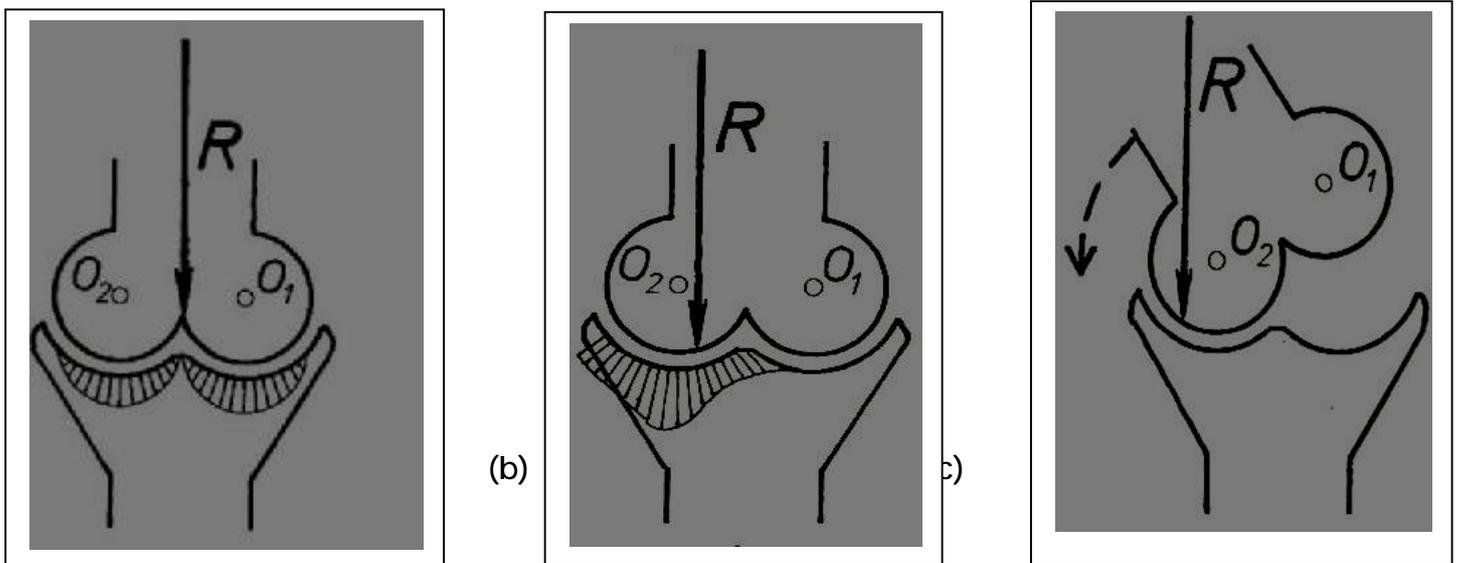


Fig. 6 : Contraintes de compression.

(a) Charge centrée.

(b) Charge excentrique mais agissant en les centres de courbure O_1 et O_2 .

(c) Charge agissant en dehors du centre de courbure O_2 .l'équilibre est rompu

II .APPLICATION A LA BIOMECA NIQUE DU GENOU :

SOLLICITATION MECANIQUE DU GENOU

1) Forces appliquées sur le genou normal

a) Origine de ces forces

En position debout ; le genou comme les autres articulations du membre inférieur transmet des forces de deux origines :

- le poids du corps sus-jacent ;
- l'action des muscles agissant sur le genou pour maintenir son équilibre.

b) Evaluation :

L'ensemble de ces méthodes repose sur des données fournies par BRAUNE et FISCHER(11) .Ces deux auteurs ont déterminé les centres de gravité du corps et de ses différentes parties et les ont localisées dans un système de coordonnées x ; y ;z dans 3 plans rectangulaires :

- un plan vertical frontal zy ;
- un plan vertical sagittal zx ;
- un plan horizontal xy

Ø Méthodes indirectes de mesure

MORRISON(2) ; PAUL(12) ; mesurent les efforts exercés au sol par le sujet en marche grâce au dynamomètre de CUNNINGHAM. HARRINGTON(13) évalue les forces appliquées au genou 2 à 5 fois le poids du corps pendant la phase d'appui unipodal (stance-phase)

Ø Méthodes mathématiques de mesure des forces exercées sur le genou

MAQUET en intégrant son modèle mécanique de genou dans le système de coordonnées de BRAUNE et FISCHER retrouve pour un sujet de en appui unipodal ; des forces exercées sur le genou évaluées à 2 fois le poids du corps.

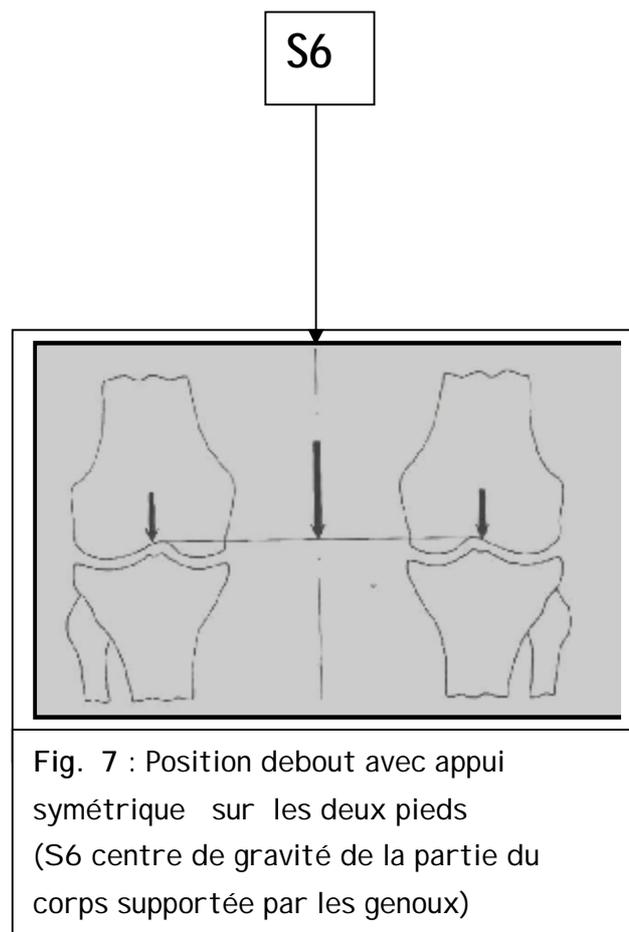
2) Modèle mécanique de MAQUET

MAQUET a étudié la sollicitation mécanique du genou en station debout ; en appui bipodal ; monopodal ; puis durant les phases d'appui monopodal de la marche.

a) genou en station debout ; en appui bipodal.

MAQUET admet que la charge appliquée sur les deux genoux correspond à la partie du corps sus jacente et se concentre en son centre de gravité S6 (niveau L 3) (fig.7)

Si l'appui est symétrique ; la charge en S6 de direction verticale se répartit également entre les deux genoux qui supportent chacun 50% de cette charge.



b) Forces exercées sur le genou en appui unipodal

Dans ces conditions ; le genou en charge supporte la masse de la tête ; du tronc ; des membres supérieurs ; la cuisse homolatérale et tout le membre inférieur opposé.

Cette masse est centrée en son centre de gravité S_7 distincte du centre de gravité S_6 de tout le corps. MAQUET a analysé successivement l'action du poids du corps partiel P :

Dans le Plan frontal :(fig 8)

- Localisation de la charge P

En appui unipodal ; la charge P se concentre en S_7 ; 'exerce en dedans du genou normal entrainant le basculement du fémur en dedans sur le tibia.

Ainsi ; l'équilibre sera assuré par un contre poids L : hauban latéral.

- Constitution du hauban latéral :

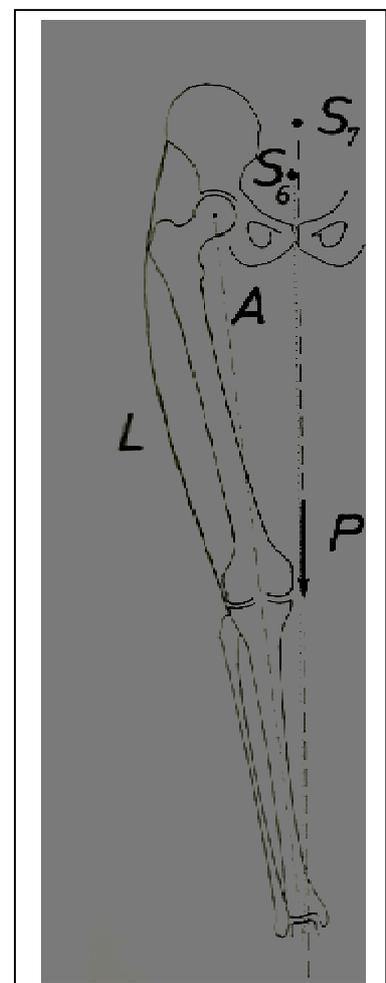
Pour MAQUET ; le hauban latéral L est essentiellement constitué par le deltoïde pelvien :

- le grand fessier ;
- le tenseur du fascia lata ;
- le tractus ilio-tibial.

Fig 8 : position debout sur un pied.

S_6 : centre de gravité du corps

S_7 : centre de gravité de la partie du corps supportée par le genou



BLAIMONT(14) a démontré par des tests de latéralité mettant la jambe en extension sous amplificateur de brillance le rôle stabilisateur du hauban latéral. (fig 9)

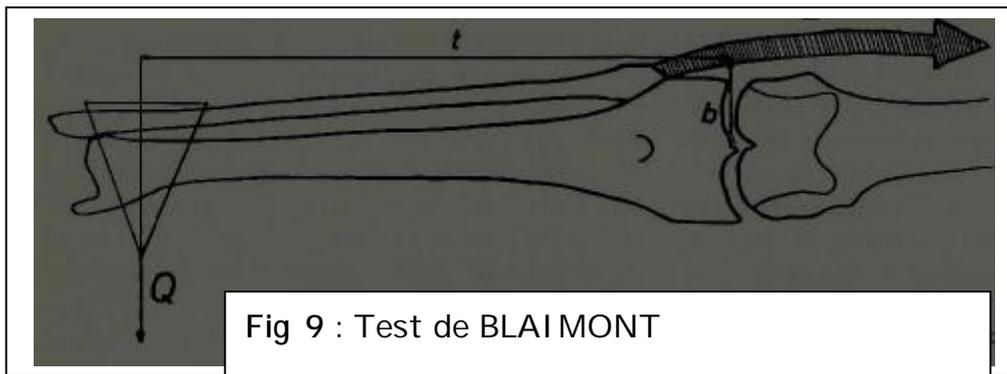


Fig 9 : Test de BLAIMONT

- Q : poids suspendu à la cheville
- L : hauban musculaire latéral
- t : bras de levier de Q
- b : bras de levier de L

- Détermination de l'équation d'équilibre et caractéristique de la résultante R .

Le poids P agit sur le genou au bout du bras de levier a : défini par la distance entre la verticale abaissée de $S7$ et un point central G sur l'axe de flexion du genou.

L agit au bout du bras de levier b ; défini par la distance entre la ligne d'action de L et le point central G .

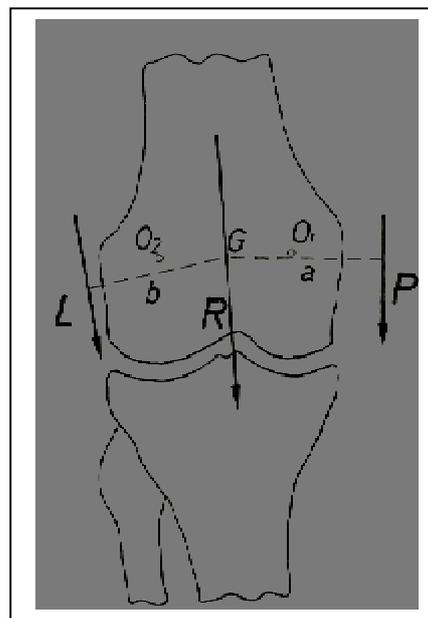


Fig 10 : Genou en charge projeté dans un plan frontal

Dans le plan sagittal (fig 11a et b)

KUMMER(15) 1962 a défini sur un membre inférieur légèrement fléchi l'interaction des forces entre elles et sur les articulations en charge.

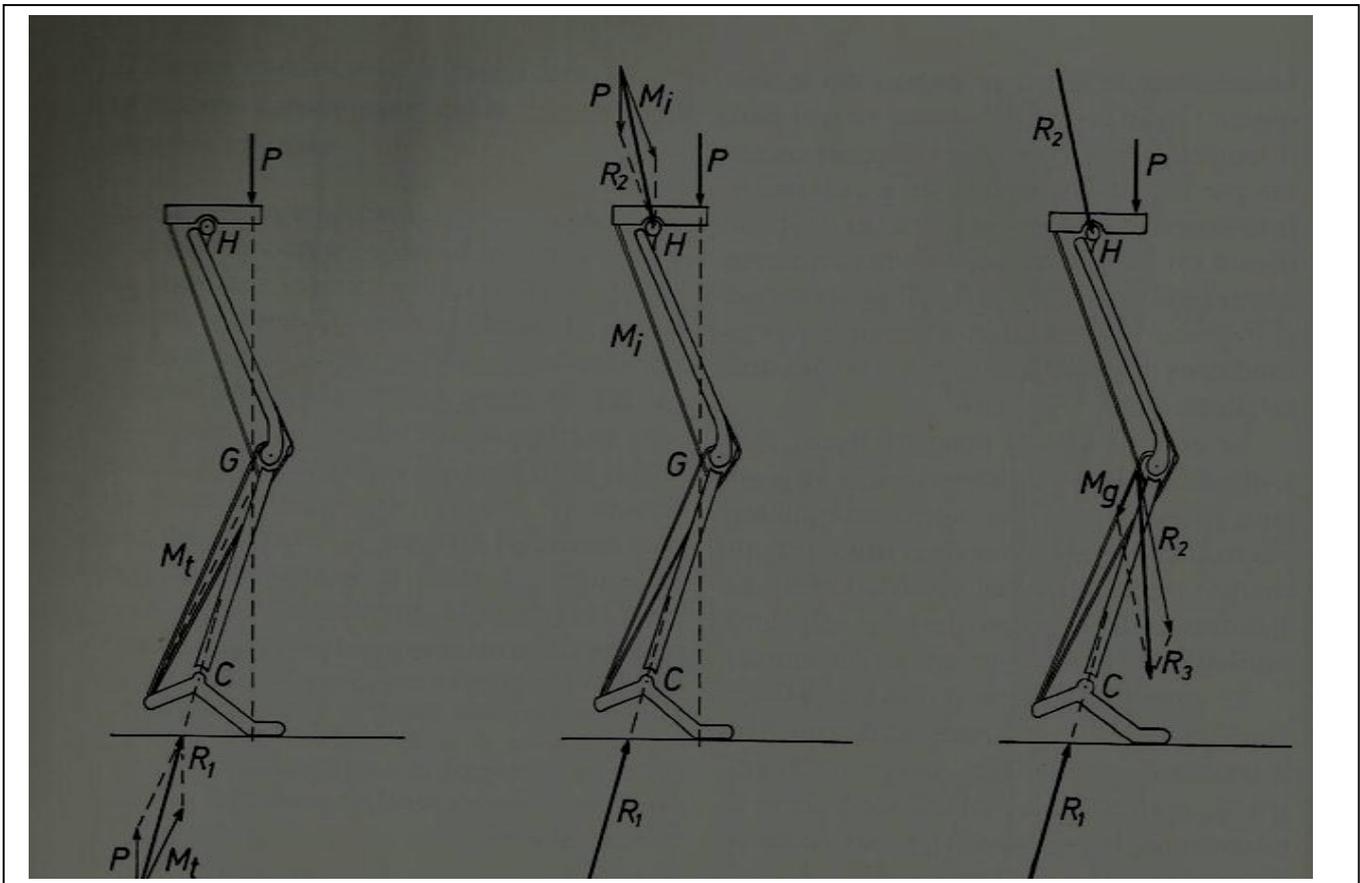


Fig. 11 : phase monopodal ; projection dans le plan sagittal.

Le poids P fléchit la jambe sur le pied

Mt : l'action du triceps sural qui équilibre P

R1 : résultante de P et Mt ; passe par le centre cheville

Mi : l'action des ischio-jambiers

R2 : la résultante de P et Mi ; passe par le centre de la hanche

Mg : l'action des jumeaux

R3 : résultante de Mg et R2 passe par le centre du genou

Pa : la contraction du tendon patellaire

R4 : la résultante de Pa et R3 ; traverse le centre du genou

Mv : contraction du quadriceps

R5 : résultante de Mv et Pa ; traverse le centre du genou

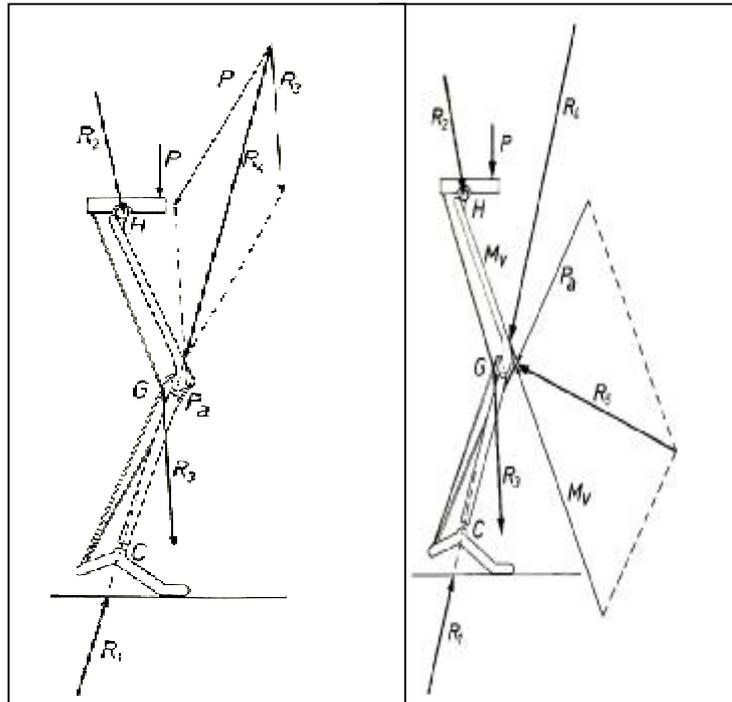


Fig 11b : les résultantes R4 et R5

c) sollicitation mécanique du genou durant la marche (fig 12)

Lors de la marche ; le genou se retrouve pendant le passage du pas en station unipodale. Il est donc soumis à une charge centrée sur S6 qui va se déplacer dans les 3 plans de l'espace. Les accélérations et les décélérations de la masse S7 vont provoquer des forces fictives d'inertie avec :

V: somme algébrique du P et la composante verticale des forces fictives d'inertie

H: la composante horizontale des forces fictives d'inertie

R : Résultante de H et V

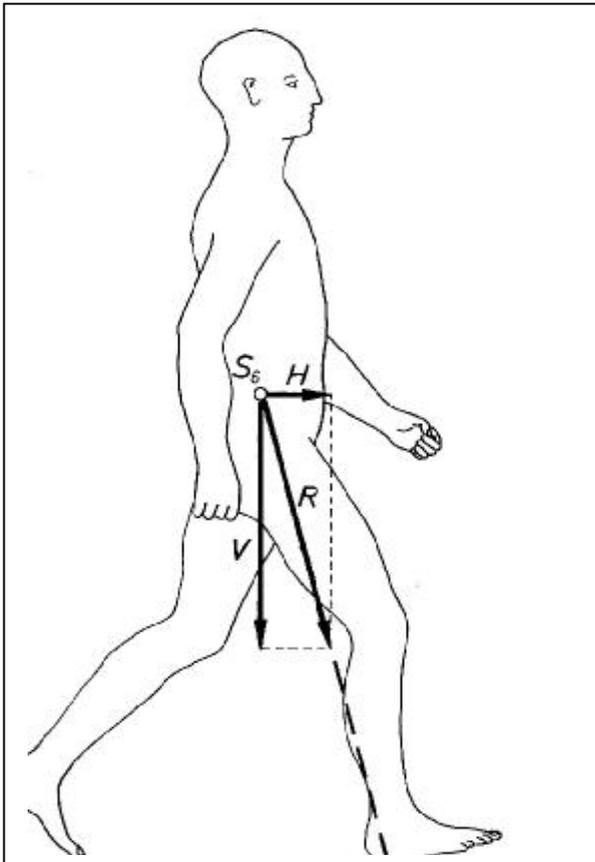


Fig 12 : Individu en marche

H: Composante horizontale des forces fictives d'inertie

V : Forces verticales (poids et composante verticale des forces fictive d'inertie)

R : Résultante de H et V

III.SURFACES PORTANTES DE L'ARTICULATION FEMORO

TIBIALE :

1) Méthodes de mesure

a) Préparations intra articulaires :

Walker et ERKMAN(16) en 1975 utilisent du méthyle-méthacrylate introduit par section des ligaments ; appliquant une charge de 150 kg pendant 5 minutes ; pratiquant une étude en extension et flexion jusqu'à 90° .

KUROSAWA et FUKUBAYASHI (9) introduisent une gomme de silicone dans l'interligne et soumettent le genou à des charges progressives de 200 à 500 N avec flexion jusqu'à 90.

b) Méthodes radiographiques :

KETTELKAMP(17) puis MAQUET utilisent des genoux sectionnés juste au dessous des plateaux tibiaux et au niveau de l'extrémité inférieure du fémur.(fig 13)

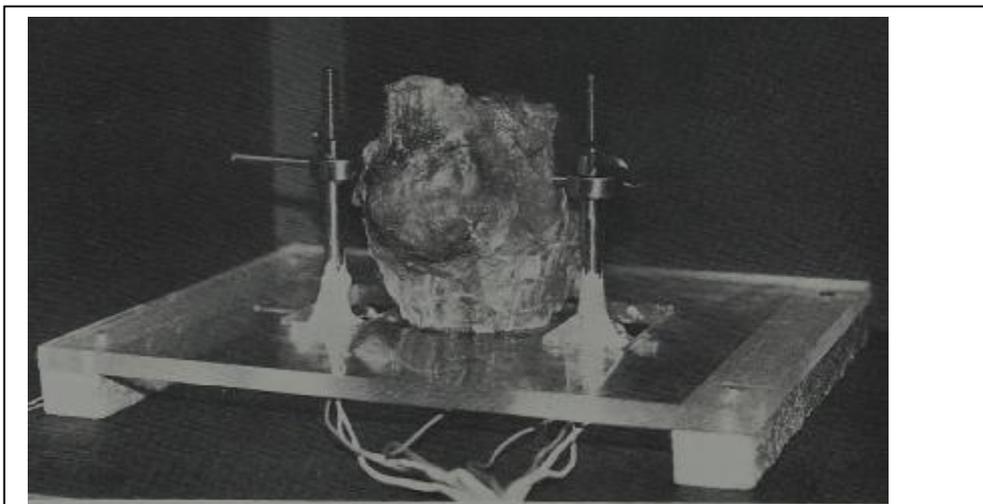


FIG 13 : la pièce anatomique fixée par une vis à un support en plexiglas. (d'après MAQUET)

KETTELKAMP applique une charge très faible de 30 à 80 N alors que MAQUET applique de 2000 à 2550 N avec étude en extension puis en flexion.

MAQUET injecte du sulfate de baryum dans la capsule articulaire alors que KETTELKAMP l'ayant excisé. Ils pratiquent ensuite des clichés verticaux ; déterminant par soustraction les surfaces de contact. (fig 14)

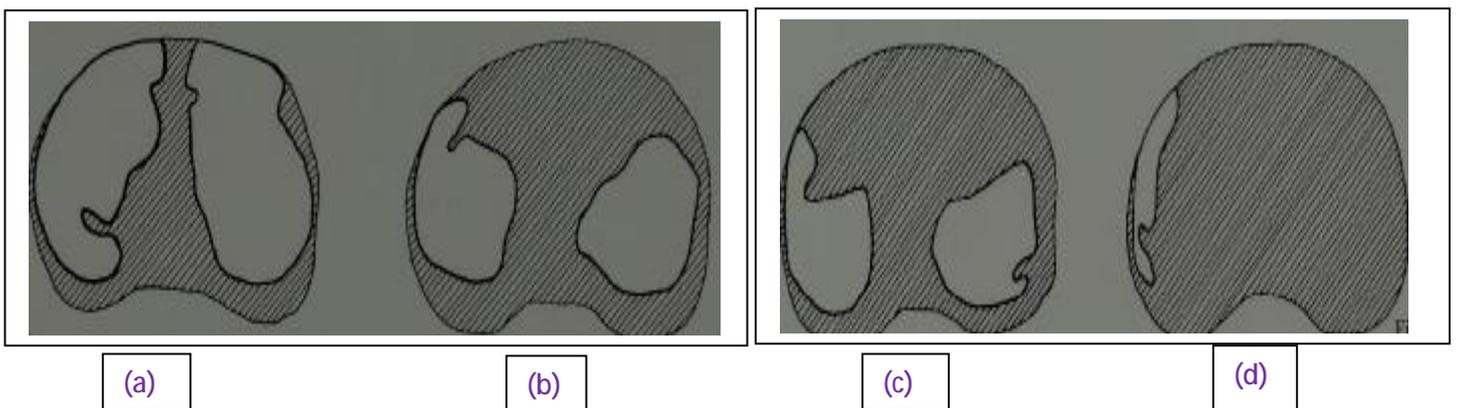


Fig14 : Radiographies montrant une coupe du genou rempli de sulfate de baryum et calque des surfaces portantes

(a) sous compression genou en hyperextension à 5° (b) sous compression genou à 45° (c) sous compression genou à 75° (d) sans compression

c) Modèles photo-élastiques :

MAQUET puis RADIN (18) ont pratiqué des études de répartition de contraintes sur modèles photo élastiques en lumière polarisée. Ce sont de véritables maquettes de genou en araldite de 1 cm d'épaisseur ; dessinées à partir de clichés radiologiques.

L'extrémité de ces pièces est recouverte de polyéthylène ; se substituant au cartilage. Quant aux ménisques ; ils sont remplacés par des pièces en polyuréthane. fig (15)

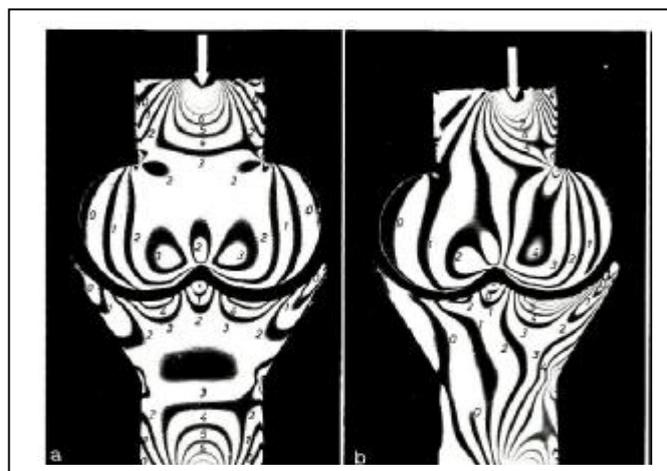


Fig 15 : Modèle photo-élastique .la ligne blanche représente la charge

(a) charge centrée. (b) charge excentrée

En (a) le modèle supporte une charge centrée. Cette charge fait apparaître en lumière blanche des lignes colorées ; en lumière monochromatique des lignes noires ; dites isochromes ; qui sont en nombre égal dans la partie droite et gauche.

En (b) ; la charge est excentrique. son déplacement vers la droite a diminué le nombre isochromes dans la partie gauche du modèle.

d) Etude des contraintes par jauge :

BLAIMONT (8) répartit une couronne de jauge de déformation à la périphérie des plateaux tibiaux quelques millimètres sous le niveau méniscal. Puis ; il applique

une charge excentrée dont la ligne d'application est celle du poids du corps. Ensuite ; conformément au modèle mécanique du MAQUET ; il équilibre cette force par la mise en tension de haubans externes.

BOURNE (7) applique 24 jauges de contrainte tout le long de la diaphyse tibiale sur 6 niveaux. Les spécimens comprennent l'extrémité inférieure du fémur et le tibia entier. Il est appliqué des charges en compression 0 à 2500 N. la ligne d'application de cette charge est parfaitement centré sur l'axe mécanique du membre ; se confondant ainsi avec la résultante R des forces P et L.

e) Mesure directes des pressions dans l'articulation (fig16)

WALKER (16) fut le premier à introduire dans l'articulation un capteur de pressions intra articulaires sous une charge de 1500N mais son encombrement gênait le contact entre les surfaces articulaire.

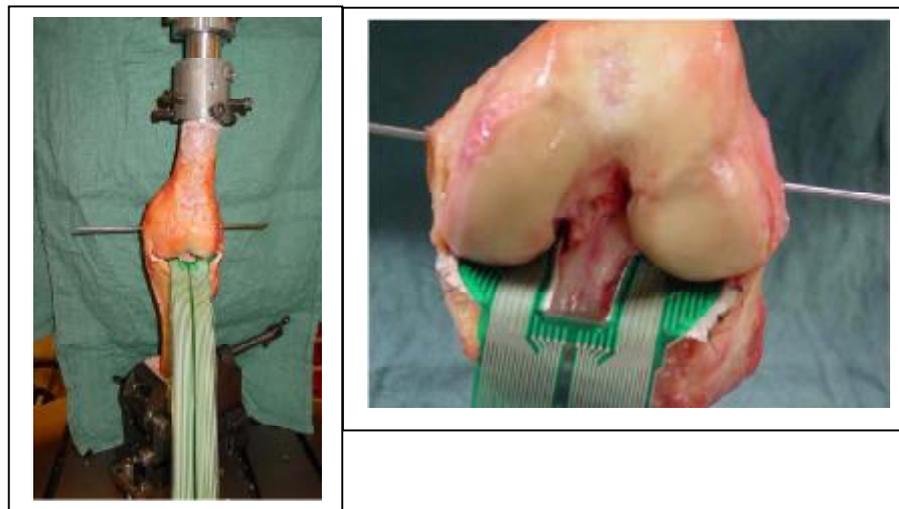


Fig 16 : Etude de contrainte par capteur intra articulaire

2) Résultats :

a) surfaces et pression fémoro-tibiales : facteurs de variation : Ces deux paramètres sont avant tout fonction de la valeur de la charge appliquée sur le genou. Ainsi toute augmentation de charge entraîne :

- un agrandissement de la surface de contact
- un accroissement des pressions dans des proportions variables.

La flexion induit deux modifications :

- d'une part ; les surfaces de contact voient leur étendue diminuer et glisser en arrière et latéralement ; surtout sur le compartiment externe.
- d'autre part ; la pression augmente avec les degrés de flexion.

b) Rôle des ménisques :

BLAIMONT et BOURNE affectent au ménisque d'une part ; le rôle de transmission de la charge car ils constatent des modifications des contraintes tibiales après ménisectomies et d'autre part ; l'élargissement de la surface de contact avec l'accroissement de la charge transmise dans leur compartiment respectif à chacun des ménisques.

CHAPITRE II

TRAVAIL THEORIQUE

I. Objectif :

le but de notre travail est d'étudier l'évolution des contraintes dans l'articulation fémoro tibiale interne en cas d'un genu varum ; ainsi que d'analyser sur le plan mathématique la distribution de ces contraintes entre les deux compartiments fémoro tibiales sous l'effet de la correction angulaire au cours d'une ostéotomie tibiale de valgisation par ouverture interne.

Cette étude aboutit à une équation mathématique qui donne la contrainte en fonction du déplacement du centre mécanique du genou.

II. Matériels et Méthodes :

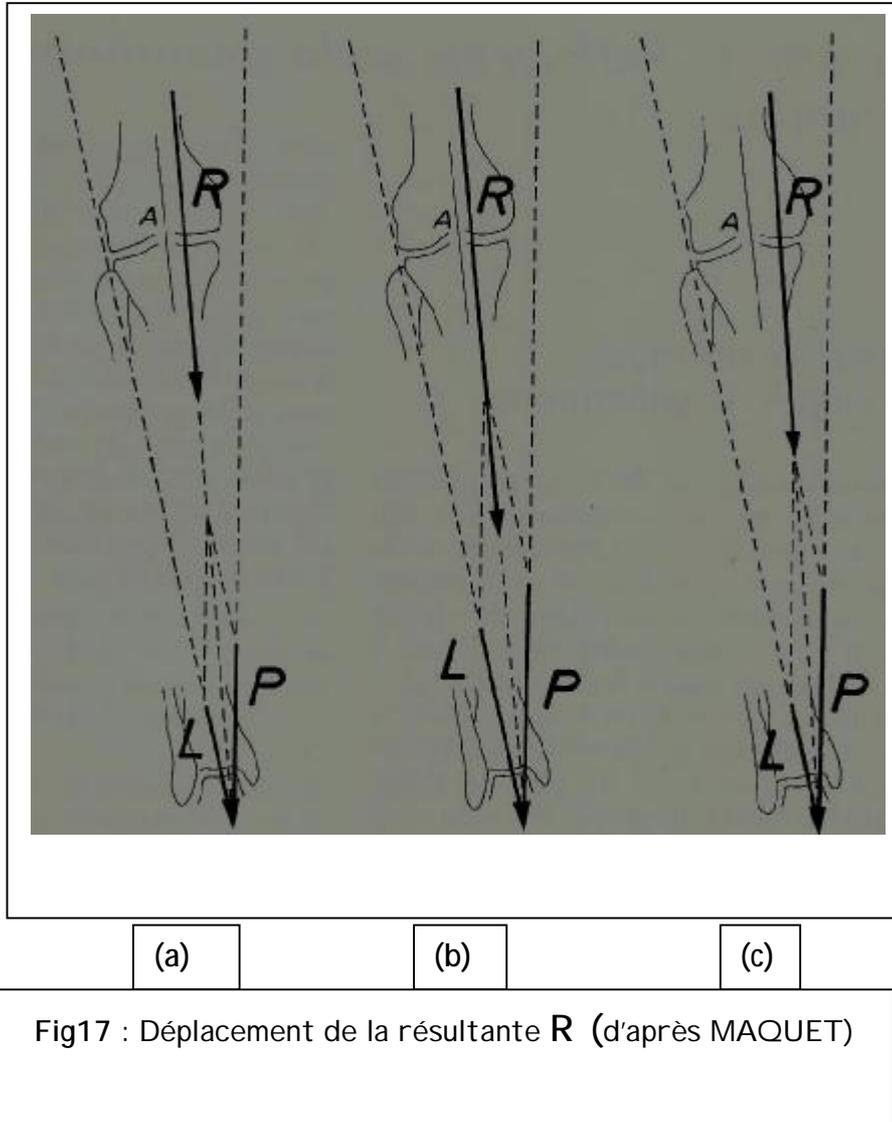
Il s'agit d'un travail d'étude et de recherche s'appuyant sur des théorèmes mathématiques et des notions de la physique des solides et de la géométrie analytique.

Les applications ont été faites sur des modèles radiographiques de goniométrie de tout le membre chez des patients opérés ; dans le service de chirurgie orthopédique B4 ; pour ostéotomie tibiale de valgisation par technique d'ouverture interne.

III. Méthodologie de calcul :

1) Analyse théorique des contraintes dans le genu varum

a) Déplacement de la force R en dedans (fig17)



Une diminution de la force **L** ; c'est-à-dire un relâchement des muscles latéraux fig 17(a) ; déplace la ligne d'action de la résultante **R** en dedans. En même temps ; la direction de **R** se rapproche légèrement de la verticale.

Une augmentation du poids accroît la force **P**. Si elle n'est pas compensée par un accroissement correspondant de la force musculaire **L** ; elle provoque le même résultat fig17(b).

Lorsque ; comme on peut l'observer vers la ménopause ;le hauban musculaire L se relâche en même temps que le poids P augmente ;le déplacement de la charge R en dedans est encore plus grand fig(c).

Le déplacement de la résultante R en dedans peut être la conséquence d'une translation du centre de gravité du corps allongeant la distance entre la ligne d'action de la force P et le genou(le cas d'une inégalité des membres) fig18.

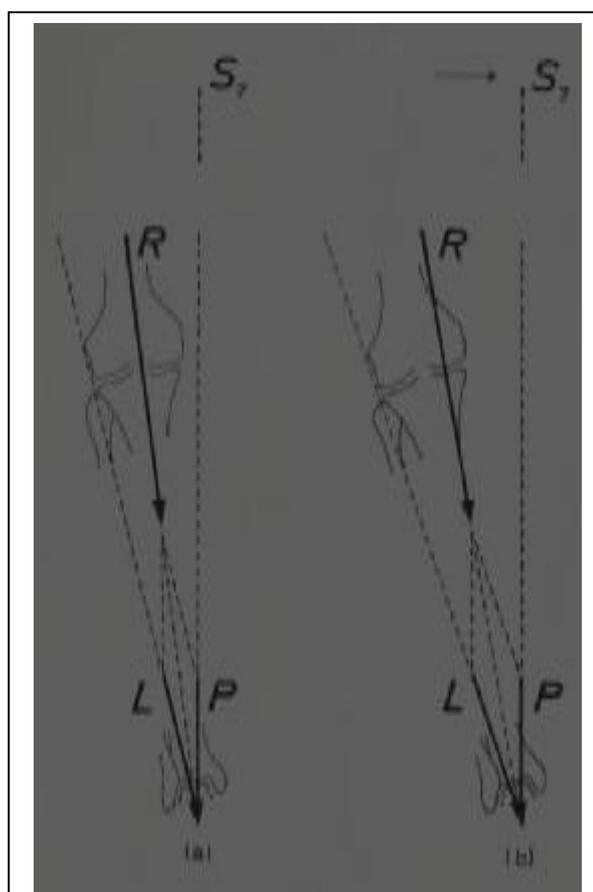
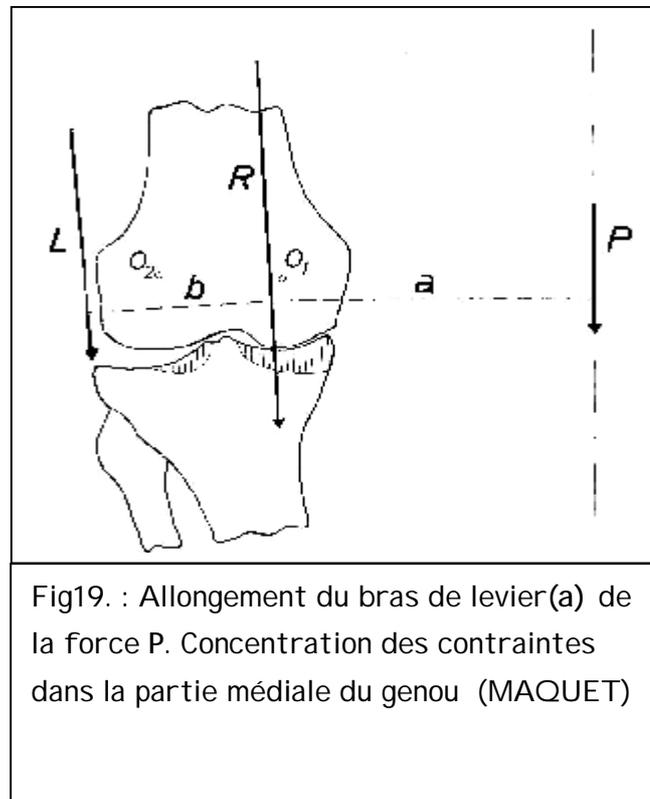


Fig. 18 :(a) genou normo axé

(b) déplacement du centre de gravité partiel S_7

Déplacée en dedans ; la charge R provoque une concentration des contraintes de compression articulaire qui sont fortement augmentées dans la partie médiale du genou fig. 19.



b) genou devenant instable :

Lorsque la ligne d'action de la résultante R passe en dedans du centre de courbure O_1 du condyle médial ; le fémur doit basculer sur le tibia et l'instabilité s'installe.fig 20

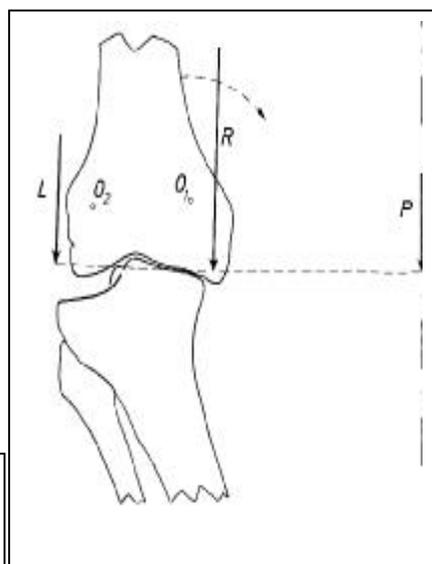


Fig. 20 : genu varum instable d'après MAQUET

c) Evolution de la contrainte articulaire :

La grandeur et la ligne d'action de la force R est stylisée à la figure 21

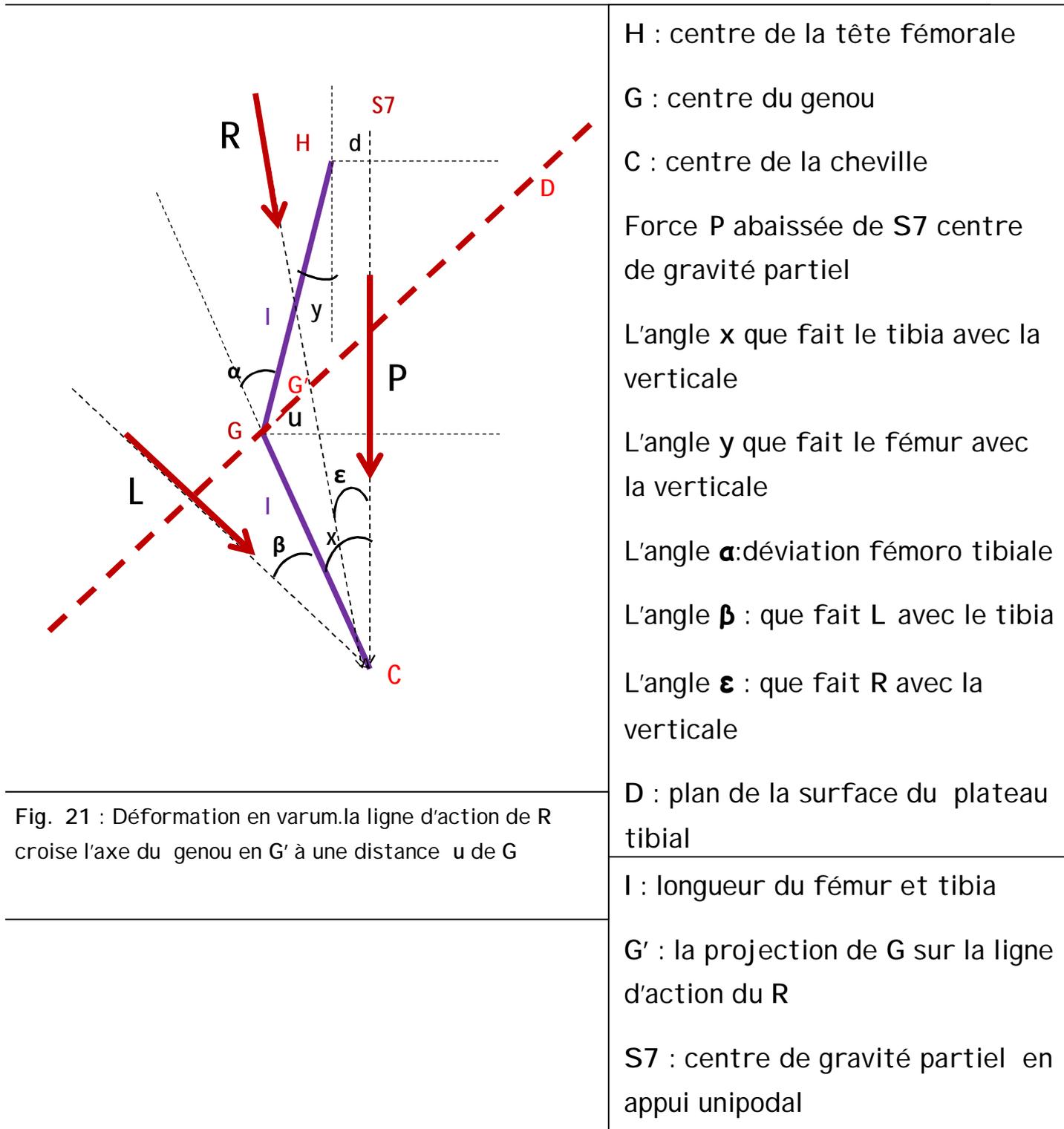


Fig. 21 : Déformation en varum. la ligne d'action de R croise l'axe du genou en G' à une distance u de G

- H : centre de la tête fémorale
- G : centre du genou
- C : centre de la cheville
- Force P abaissée de S7 centre de gravité partiel
- L'angle x que fait le tibia avec la verticale
- L'angle y que fait le fémur avec la verticale
- L'angle α : déviation fémoro tibiale
- L'angle β : que fait L avec le tibia
- L'angle ϵ : que fait R avec la verticale
- D : plan de la surface du plateau tibial
- I : longueur du fémur et tibia
- G' : la projection de G sur la ligne d'action du R
- S7 : centre de gravité partiel en appui unipodal

A partir du schéma précédent ; on construit le parallélogramme des forces :

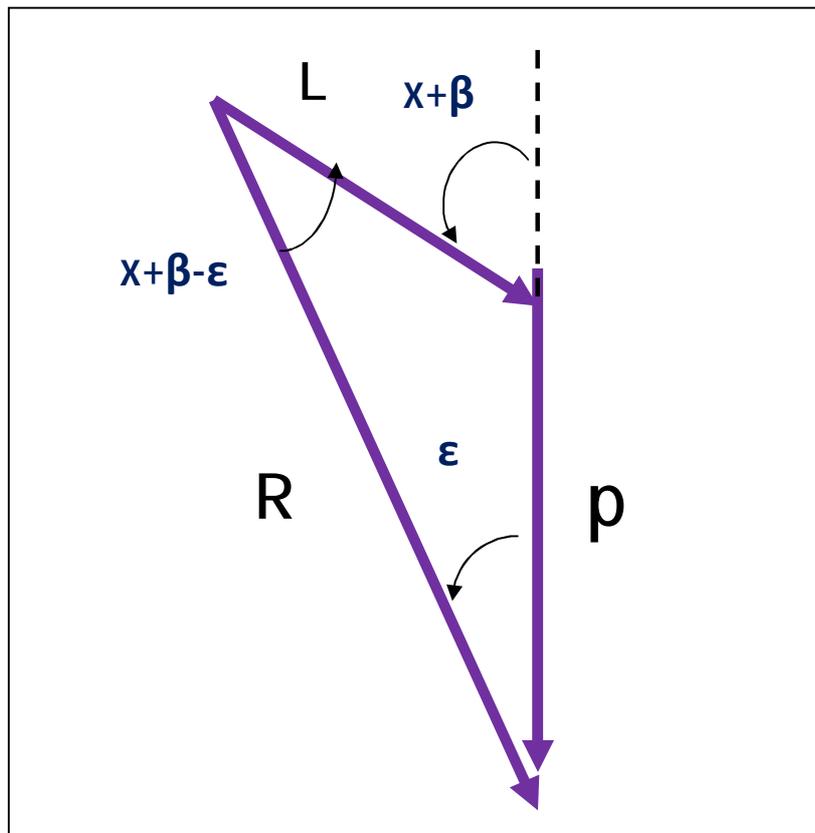


Fig 22 : Parallélogramme des forces dans le genu varum

et on démontre que :

$$R = \sqrt{P^2 + L^2 + 2PL \cos(x + \beta)}$$

$$L = P \frac{\sin \epsilon}{\sin(x + \beta - \epsilon)}$$

$$d = l(\sin x - \sin y)$$

$$\alpha = x + y$$

$$u = l \cdot \text{tg}(x - \epsilon)$$

Pour analyser les contraintes de compression articulaire on considère dans un repère orthogonal (OX) et (OY) ; une surface d'étude traversant le plan de contact fémoro tibial (D) dans la figure 22 ;

Ce plan qui fait un angle α égale à l'angle de déviation fémoro tibial ; comporte les différentes valeurs de déplacement du centre mécanique du genou.

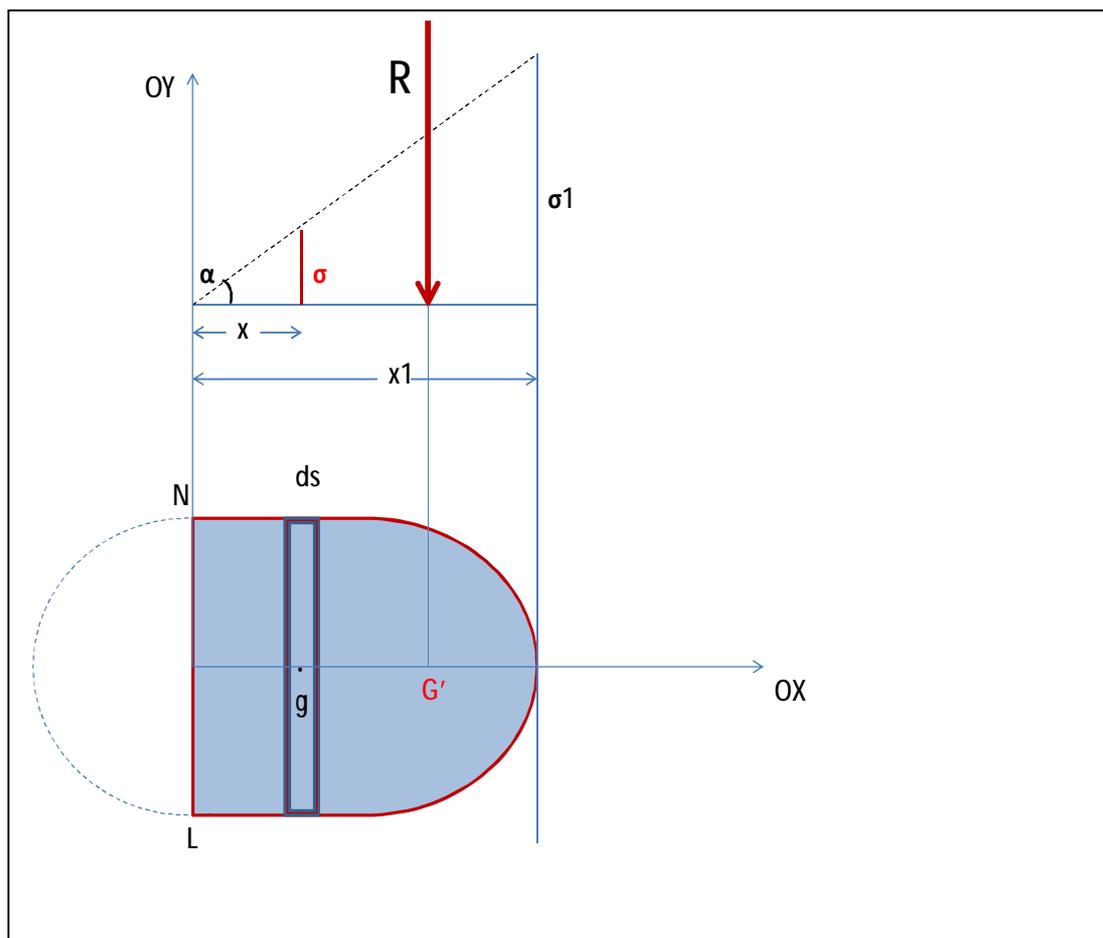


Fig 23 : évolution des contraintes en fonction du déplacement du centre mécanique

On considère dans cette surface un élément de balayage ds ayant un centre de gravité g qui se déplace dans l'axe OX

Cet élément de surface ds subit l'effet d'un élément de force dr dont la résultante est égale à R ; ce qui crée une compression $\sigma = dr/ds$

Selon le schéma : $tg\alpha = \sigma/x$ avec x le déplacement du centre de gravité

Également : $tg\alpha = \sigma_1/x_1$ avec x_1 le déplacement maximal et σ_1 la contrainte maximale appliquée au bord de la surface de contact

On déduit l'équation de contrainte en fonction du déplacement du centre mécanique du genou :

$$\sigma = x.tg\alpha$$

Le déplacement du centre mécanique du genou crée une distribution non uniforme triangulaire des contraintes articulaires avec présence d'une ligne de nulle pression NL.

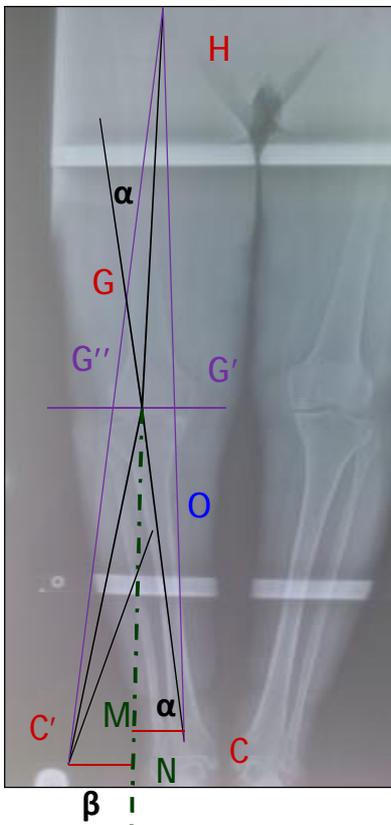
Pour déduire la contrainte totale dans la surface de contact fémoro tibiale ; on doit faire l'intégrale double de notre équation :

$$\begin{aligned} \sigma.ds &= \sigma_1 \cdot x/x_1 \cdot ds = tg\alpha \cdot x.ds \\ \iint \sigma.ds &= \iint tg\alpha \cdot x.ds \\ \iint \sigma.ds &= \iint dr \end{aligned}$$

$$\iint \sigma.ds = tg \alpha \iint x.ds = R$$

2) Calcul de l'effet de l'ostéotomie tibiale de valgisation sur le centre mécanique du genou :

La correction angulaire apportée par une ostéotomie tibiale de valgisation crée un déplacement externe du centre mécanique du genou fig.(24)



- H : centre de la tête fémorale
- G : centre de masse du genou (centre anatomique)
- C : centre de la mortaise tibio astragalienne
- O : coin d'ostéotomie
- G' : centre mécanique du genu varum
- G'' : centre mécanique après correction
- C' : centre de la mortaise après correction
- α : l'angle de déviation tibiofémorale
- $\alpha + \beta$: l'angle de correction
- M : projection de C sur la perpendiculaire
- N : projection de C' sur la perpendiculaire

Fig 24 : déplacement du centre mécanique du genou

Pour calculer la distance du déplacement du centre mécanique du genou du point G' en point G'' ; on considère les triangles HCM et HC'N et on trouve :

$$\frac{HG'}{HC} = \frac{HG}{HM} = \frac{G'G}{CM}$$

$$\frac{HG''}{HC'} = \frac{HG}{HN} = \frac{GG''}{C'N}$$

$$CM = GC \sin \alpha$$

$$C'N = GC' \sin \beta$$

$$G'G'' = GG' + GG''$$

$$G'G'' = CM \cdot \frac{HG'}{HC} + C'N \cdot \frac{HG''}{HC'}$$

Au total: $G'G'' = GC \sin \alpha \cdot \frac{HG'}{HC} + GC' \sin \beta \cdot \frac{HG''}{HC'}$

3) Analyse de la répartition des contraintes en fonction de la correction angulaire :

L'étude de l'équation de contraintes articulaires en fonction du déplacement du centre mécanique du genou permet d'expliquer l'augmentation des contraintes en cas genu varum fig(25)

Le déplacement en dedans du centre mécanique crée une concentration des charges dans le compartiment médial. Ainsi l'objectif d'une ostéotomie tibiale de valgisation est le transfert de ces charges en externe selon l'équation cette équation : $\sigma = x \cdot \text{tg}(-\alpha)$ fig(26)

$$\sigma = x \cdot \text{tg} \alpha$$

Contrainte articulaire σ

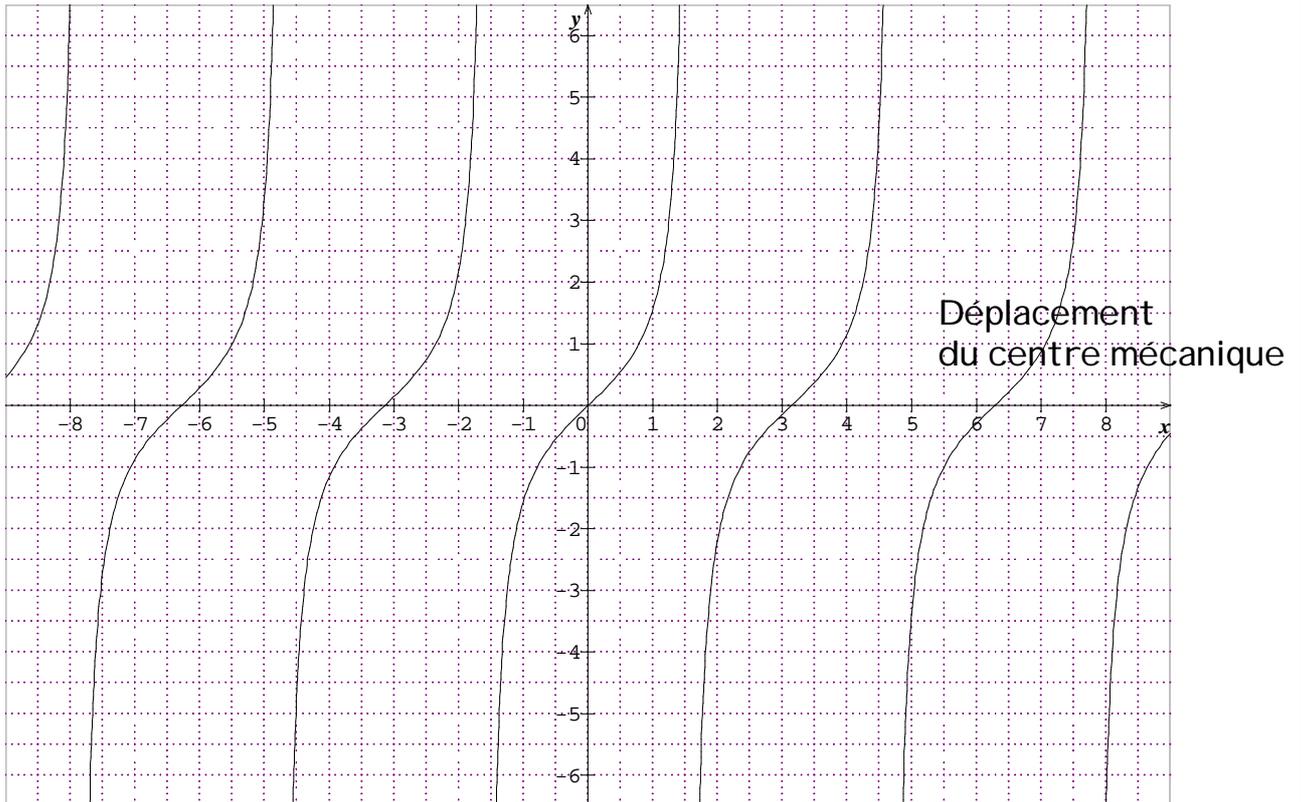


Fig 25 : l'évolution des contraintes en fonction du déplacement médial du centre mécanique

$$\sigma = x \cdot \text{tg}(-\alpha)$$

Contrainte articulaire σ

Déplacement
du centre mécanique

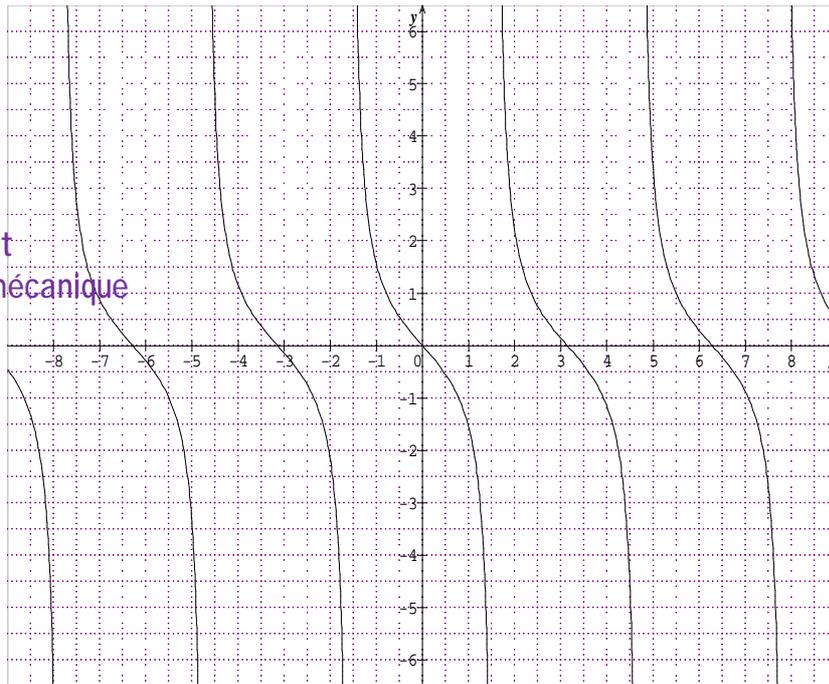


Fig 26 : transfert des contraintes en externe après correction angulaire

L'approche mathématique de la répartition des contraintes après une ostéotomie tibiale de valgisation peut être résolu dans la courbe figure(27) qui représente l'équation :

$$\sigma = x \cdot \text{ch}(\alpha)$$

Cette courbe est une représentation parabolique des variations des charges ; ainsi quand le centre mécanique est déplacé dans l'axe des abscisses vers la gauche ; les contraintes sont diminuées dans ce compartiment interne et augmentées progressivement dans le compartiment externe.

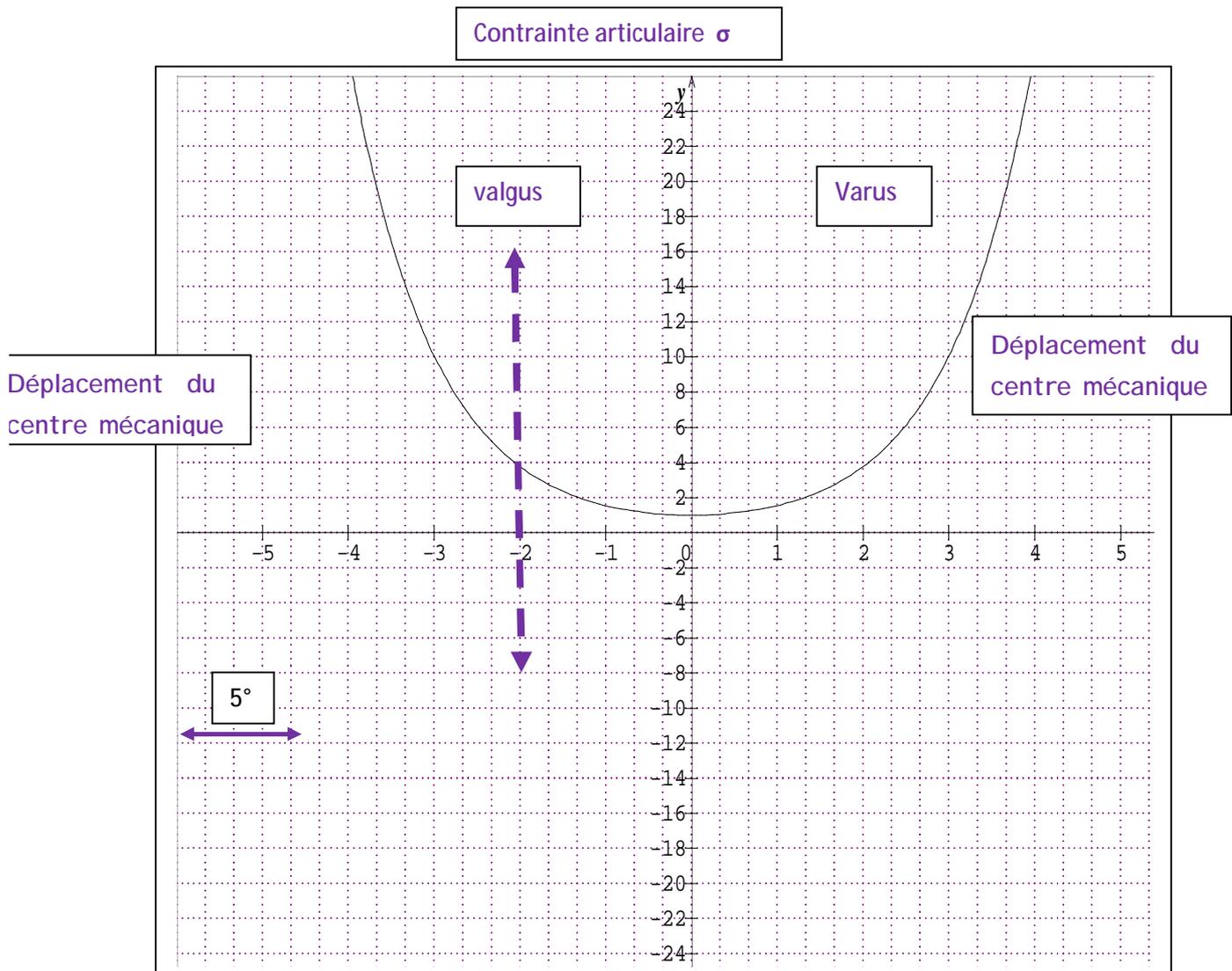


Fig. 27 : répartition des contraintes dans le genou en fonction de la déformation

On intégrant la table des valeurs des équations de contrainte avec les mesures du centre mécanique ; on trouve que dans un genou normo axé($\alpha=0^\circ$) la contrainte totale vaut environ 6.3 kg/cm².

Ainsi ; dans un intervalle (0° et -6°) la contrainte articulaire reste presque constante (tableau figure 28) et delà de (-6°) de valgus ; elle augmente rapidement jusqu'à atteindre 26kg /cm² ce qui détériore le compartiment externe.

Degré de correction	0°	-6°	-10°	-15°	-20°
Contrainte articulaire (kg/cm ²)	6.3	8.6	14.8	22.7	25.8

Fig.28 :table de variation des contraintes articulaires totales en fonction du degré de valgus

CHAPITRE III

DISCUSSION

1) limite de la méthode mathématique :

A partir des données de notre étude ; la géométrie analytique et la trigonométrie permettent de déduire la grandeur et la ligne d'action des forces exercées sur le genou en situation d'appui unipodal dont la résultante R traverse le centre mécanique de l'articulation.

Ce raisonnement et les formules mathématiques qui en découlent peuvent être appliqués aux forces exercées dans le plan sagittal et pendant les différentes phases de la marche.

L'équation de l'évolution des contraintes en fonction de l'angle fémorotibial et du déplacement du centre mécanique permet d'une part d'expliquer les modifications de la distribution des contraintes articulaires dues à un déplacement permanent de la charge R en dedans au cours du genu varum ;et démontre l'effet de la correction angulaire sur la répartition des contraintes unitaires après une OTV d'autre part.

Cette méthode de calcul théorique a permis de combler un défaut des études expérimentales des pièces anatomiques ou du modèle synthétique du genou qui ignoraient plusieurs facteurs intervenant dans l'équilibre d'un sujet normal ou atteint d'une déformation en varum ou en valgum.

Parmi ces facteurs ; on peut citer le problème de l'évaluation du jeu ligamentaire et la quantification de l'effort musculaire agissant sur le genou. Ainsi ; les résultats obtenu se retrouve non représentatifs de l'état réel de la situation.

Cependant ; le calcul mathématique est également n'est pas dénué de critiques car il ignore certaines données qui rendent difficile la précision des corrections à effectuer ; en particulier dans l'arthrose ;les troubles rotatoires ;

l'existence d'une subluxation fémorotibiale qui rendent difficile le calcul du centre mécanique du genou .

D'autres facteurs sont liés à la difficulté de quantifier les surfaces de contact fémoro tibial in vivo chez un sujet atteint d'un genu varum . Le problème se complique encore plus par la présence des imprécisions de calcul mathématique liée aux erreurs de mesure de la distance du déplacement du centre mécanique et de l'angle de déformation fémoro tibial sur une goniométrie car de petites variations peut donner de modifications importantes des contraintes articulaires.

2) hypercorrection :

Parait actuellement globalement admise comme facteur essentiel de réussite de l'ostéotomie tibiale de valgisation. En effet ; le recul est actuellement suffisant et il est admis que l'hypocorrection est un facteur important de récurrence de la déformation et de la symptomatologie douloureuse.

a)Argument théorique :

A partir de notre équation; le valgus de 3° à 6° permet de concentrer les charges dans le compartiment latéral ce qui soulage le compartiment médial. Cependant ; au-delà de ce niveau de correction ; l'évolution des contraintes est exponentiel détériorant le compartiment externe.

b) Argument expérimental :

Si l'on considère que l'origine de la gonarthrose interne en genu varum réside entre autre dans la défaillance du hauban externe ; il est logique que BLAIMONT (14) ait proposé une quantification de la correction à apporter en fonction de la qualité mécanique du hauban externe. Celle ci est déterminée par des tests en charge en

porte-à-faux : elle est égale à la charge maximale M (à laquelle disparaît encore le bâillement externe). La charge M multipliée par le bras de levier b donne le moment musculaire qui dans les conditions physiologiques doit être égal au moment gravitaire P.a. BLAIMONT (14) a démontré qu'en cas de genu varum arthrosique ; le moment musculaire est nettement inférieur au moment gravitaire. Pour MAQUET(3) et BLAIMONT(14) ; il faut donc hypervalgiser car l'axe normal ne fait que replacer l'articulation dans les mêmes conditions que celle dans lesquelles l'arthrose s'est développée.

KETTELKAMP et CHAO(17) déterminent sur des clichés radiologiques ; la variation de la distribution de la force de contact sur les plateaux tibiaux en fonction de la différence entre axe mécanique tibial et fémoral. Pour cela ; ils établissent un modèle mathématique qui dans un but de simplification ne prend en compte ; comme élément stabilisateur ; que les ligaments latéraux externes et internes ; faisant abstraction dans le calcul de tous les éléments musculaires. Dans ce modèle ; l'équilibration des contraintes fémoro-tibiales d'un genu varum nécessite une hypercorrection de 3° à 6° de valgus.

KOSHINO en scintigraphie note une chute de la concentration du strontium 85 dans le compartiment interne un an après ostéotomie de valgisation que lorsqu'il existe une hypervalgisation de 2° à 10°.

CONCLUSION

Notre travail est une étude théorique ; se basant sur des fondements mathématiques ; grâce à laquelle nous avons pu démontrer que la correction angulaire apportée par une ostéotomie tibiale de valgisation permet un transfert des charges depuis le compartiment médial vers le compartiment latéral.

Le but biomécanique de l'ostéotomie est donc de réduire la pression unitaire au niveau de l'interligne fémoro-tibial interne:

-en diminuant en valeur absolue la charge fémoro-tibiale globale ; par diminution des composantes de réaction du sol grâce au recentrage

-mais aussi par une meilleure répartition de celle-ci entre les deux compartiments ; et à l'intérieur de chaque compartiment

Cette redistribution des contraintes ne peut s'obtenir que par une hypercorrection avec transformation du varum en valgum.

RESUMES

RESUME

Il s'agit d'une étude théorique; basée sur une méthodologie de calcul mathématique utilisant des théorèmes de la géométrie analytique et de la trigonométrie. L'objectif de notre travail est de démontrer par le calcul l'effet de l'ostéotomie tibiale de valgisation (OTV) sur la répartition des contraintes dans les compartiments fémoro tibiales.

L'apport des équations de contraintes que nous avons développées dans le genou en fonction du déplacement du centre mécanique ont démontré l'intérêt de l'OTV dans le traitement conservateur de la gonarthrose fémoro tibiale interne. Ainsi le déplacement externe du centre mécanique sous l'effet de la correction est accompagné d'une diminution des charges dans le compartiment interne.

L'analyse de la courbe des charges σ montre une distribution parabolique des pressions par rapport à la correction angulaire théorique et prouve l'intérêt de l'hyper correction de façon à déplacer le centre mécanique du genou à 6 ° de valgus ; au-delà, la correction est néfaste car il aura une majoration exponentiel des charges détériorant le compartiment externe.

Mots clé : Etude théorique - Contrainte - Correction angulaire - Ostéotomie tibiale de valgisation

SUMMARY

This is a theoretical study of the mathematical method of measuring the forces and load across the knee before and after valgus high tibial osteotomy.

We have given the demonstration of mathematical equation of distribution of load between medial and lateral compartment.

The valgus correction of varus knee osteoarthritis can translate load to the lateral compartment which can relieve the medial one; but the over correction more than 6° of valgus will be harmful to the first because the evolution of load have an exponential type with mechanical centre displacement.

Keys words: High tibial osteotomy - biomechanical study-load transfer

ملخص

إنها دراسة نظرية لتأثير قطع العظم الظنبوبي الروحي بفتح العظم على الركبة الفجاء.

هذه الدراسة تتمركز حول إظهار توزيع الضغط داخل الركبة قبل و بعد التصحيح النظري للركبة الفجاء.

خلال دراستنا، قمنا ببرهنة معادلات الضغط بدلالة درجات التصحيح و أيضا بدلالة تغيرات تموضع المركز الميكانيكي للركبة خلال عملية التصحيح. هذه المعادلات مكنتنا من إظهار الفائدة الحقيقية من هذه العملية و التي تمكن من نقل الضغط من المقصورة الداخلية نحر المقصورة الخارجية مما يساعد على عدم فقدان درجة التصحيح بعد العملية.

إلا أن التماذي في درجة التصحيح تعد 6 درجات من الزيادة تكون له مضاعفات وخيمة على المقصورة الخارجية مما يؤدي إلى إضعافها.

الكلمات الأساسية : دراسة نظرية - الضغط - التصحيح النظري - فتح العظم الظنبوبي.

BIBLIOGRAPHIE

(1) JACKSON J.P. ; WAUGH W.

Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee.

Acta Orthop .Belg.48:93-96 ; 1982

(2)MORRISON J

Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint .

Biomed.Eng. ; 3 :164-170;1968

(3) Maquet P.

Biomécanique du genou :application à la pathogénie et au traitement chirurgical de la gonarthrose .

Springer Verlag Ed. ;Berlin Heidelberg ;New-york ;1977

(4) KETTELKAMP DB; CHAO EY

A method for quantitative analysis of medial and lateral compressions forces at the knee during standing .

Clin.Orthop.83:202 -213;1972

(5)Maquet P.

Traitement chirurgical de l'arthrose fémoro-tibiale

Acta orthop.Belg. ;48 :172 -189 ;1982

(6)RADIN E.L ;PAUL I.L. ;LOWY M.

Acomparison of dynamic force transmitting properties of subchondral bone and articular cartilage.

J.Bone Joint Surg.(am);52:444-456;1970

(7)BOURNE R.B;FINLAY J.B. ;

In vitro strain distribution in the proximal tibia :Effect of varus -valgus loading in the normal and osteoarthritic knee .

Clin.Orthop.;188:285-292;1984

(8)BLAIMONT P.;BURNOTTE J.;HALLEUX P.

Rôle des ménisques du genou dans la transmission des contraintes articulaires.

Acta Orthop.Belg . ;41 :143-152 ;1975

(9) FUKUBAYASHI T.KUROSAWA H.

The contact area and pressure distribution pattern of the knee-A study of normal and osteoarthritic joint

Acta Orthop.Scand.;51:871-879;1980

(10) F.PAUWELS

Biomecanique de la hanche saine et pathologique

Springer Verlag Ed. ;Berlin Heidelberg ;New-york ;1965

(11) BRAUNE W.; FISCHER O.

The Human Gait

Société de biomécanique 1936

(12) PAUL J.P:

Forces transmitted by joints in the human body

Journal of biomech. 1980

(13) HARRINGTON I.J.

A bioengineering analysis of force action at the knee in normal and pathological gait

Biomed.Eng.;11 :167.1976

(14)BLAIMONT P.;BURNOTTE J.;HALLEUX

Contribution biomécanique à l'étude des conditions d'équilibre dans le genou normal et pathologique : Application au traitement de l'arthrose varisante

Acta Orthop.Belg ;48 :97-109 ;1982

(15)KUMMER B.

Cinématique du genou

Acta Orthop.Belg.1982

(16)Walker P.S ; ERKMAN M.

The load -bearing area in the knee joint.

J.Biomech.;5:581-585;1972

(17)KETTELKAMP DB.JACOBS AW.

Tibio-femoral contact area-Determination and implication

J.Bone Joint Surg.(Am);54:349-356;1972

(18)RADIN E.L;DE LAMOTTE F.;MAQUET P.

Role of the menisci in the distribution of stress in the knee

Clin.Orthop.;185:290-294;1984

(19)KOSHINO T.;

Effect of weight bearing forces on healing process of tibial osteotomy in man
observed through strontium-85 scintimetry

Clin.Orthop.;78:286-156;1971