

BIOMECHANIQUE DU GENOU :  
VARIATIONS DES PRESSIONS DE CONTACT  
AU COURS DES OSTEOTOMIES POUR GENU-VARUM.

Jérôme MANUCEAU\* , Serge. LALLEMAND \*\*

\* U.F.R. Mathématiques-Informatique-Mécanique.  
Centre Universitaire Saint-Charles.  
3 , Place Victor-Hugo . 13003 MARSEILLE.

\*\* Assistant Chef de clinique  
Service Orthopédie Traumatologie -Pr.POITOUT  
Hôpital Nord- Chemin des Bourrely  
13326 MARSEILLE CEDEX 15

Avril 1988

**RESUME :** Nous étudions d'abord , les conséquences d'une ostéotomie de valgisation , sur l'angle d'inclinaison de l'interligne fémoro-tibial avec l'horizontale .

A l'aide du modèle bicylindrique, nous calculons ensuite, la répartition des pressions de contact, selon que l'interligne est horizontal ou oblique. La comparaison de ces deux répartitions, permet de prévoir à moyen et long terme, une dégradation (et son siège) plus fréquente pour les ostéotomies laissant un interligne oblique. Cette dégradation sera d'autant plus rapide , importante et fréquente, que l'obliquité sera plus grande .

L'ostéotomie de valgisation du tibia est un procédé technique couramment employé dans l'arthrose fémoro-tibiale interne (AFTI) débutante, survenant sur genu-varum.

Les résultats immédiats en sont très satisfaisants, mais les séries dont le recul est suffisant, font état d'une dégradation de ces résultats avec le temps. Si le bilan de cette méthode est positif comparé à l'histoire naturelle de l'A.F.T.I., il nous a paru intéressant de rechercher les facteurs pouvant être à l'origine de cette évolution défavorable.

C'est ainsi que l'examen des documents radiologiques post-opératoires nous a permis de constater une différence anatomique notable entre les genoux dits normaux et les genoux réaxés :

- \* il s'agit d'une part de l'hypercorrection réalisée de façon délibérée par certains auteurs de façon à obtenir un valgus en déviation angulaire globale (D A G) d'une valeur comprise entre  $3^{\circ}$  et  $6^{\circ}$  ;

- \* d'autre part, de la position de l'interligne articulaire. C'est sur ce deuxième facteur que porte la présente étude.

Nous nous intéressons dans ce travail qu'à la projection du membre inférieur dans le plan frontal .

## 1.MODELE BIOMECHANIQUE DU MEMBRE INFERIEUR.

### 1.1. RAPPELS ANATOMIQUES

- \* Les axes : - l'axe mécanique du fémur est la droite passant par le centre de la tête fémorale et le centre des épines tibiales.

- l'axe mécanique du tibia est la droite qui passe par le centre des épines et le centre de l'astragale.

Ces deux axes font entre eux , à l'état physiologique un angle déviation angulaire physiologique (D A P) de  $2^\circ$  chez l'homme et  $3^\circ$  chez la femme . Cette différence est dûe à une plus grande largeur du bassin féminin.

- L'axe mécanique du membre inférieur est la droite qui passe par le centre de la tête fémorale et le centre de l'astragale. Il passe un peu en dehors des épines tibiales.

L'angle D A P étant très petit, nous supposerons dans la suite qu'il est nul, autrement dit que les trois axes sont confondus .

\* Les dimensions : la longueur du segment fémoral est peu différente de celle du segment constitué par la jambe et l'arrière-pied. Nous supposerons donc dans la suite que ces deux segments ont la même longueur.

\* L'interligne articulaire : à l'état normal il est horizontal , perpendiculaire à l'axe mécanique du tibia. Dans le genu-varum, il est parfois oblique en bas et en dedans.

## 1.2. MODELE BIOMECHANIQUE

Le membre inférieur normal vu de face est schématisé (figure 1) par deux segments alignés :



figure 1

- \* AG représente l'axe mécanique du fémur;
- \* GB représente l'axe mécanique du tibia et de l'arrière pied ;
- \* S représente l'interligne articulaire, perpendiculaire à AB .

Nous supposons que la longueur de AG ( notée  $\|AG\|$  ) est égale à celle de GB .

## 2. GENU-VARUM ET OSTEOTOMIES.

### 2.1. DEFINITION

Lorsque le point G n'est plus sur l'axe AB on se trouve dans le cas du genu-varum . Nous verrons plus loin que dans ce cas il y a perturbation de la répartition des pressions de contact. Cette perturbation est à l'origine de l'arthrose ( dite mécanique).

Le but des ostéotomies est de réaligner les axes AG et GB .

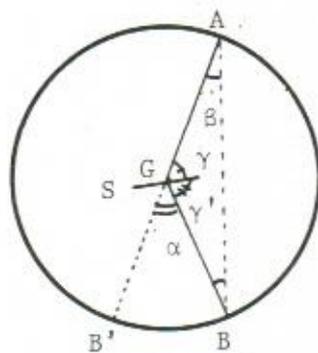


figure 2 a

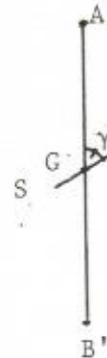


figure 2 b

Nous supposons que les ostéotomies fémorales (resp.tibiales), n'ont pas d'influence sur la longueur  $\|AG\|$  (resp.  $\|GB\|$ ). Cela n'est pas exact évidemment, mais la variation de longueur est négligeable (donc négligée) par rapport à  $\|AG\|$  (resp.  $\|GB\|$ ) .

Après l'ostéotomie d'un angle  $\alpha$ , le point B se retrouve en B' (figure 2 a). D'après les propriétés géométriques, on sait que  $\beta = \alpha / 2$ .

Lorsque S est horizontal avant l'ostéotomie (ce qui n'est pas toujours vrai), alors  $\gamma = \gamma' = \frac{\pi}{2} - \frac{\alpha}{2}$ .

## 2.2. INFLUENCE DE L'OSTEOTOMIE SUR LA POSITION DE S.

S'il s'agit d'une ostéotomie tibiale, la surface articulaire reste solidaire du fémur. En conséquence, après correction, S fait un angle  $\gamma$  avec l'axe A G B' du membre opéré (figure 2 b). En particulier on voit que si S est horizontal avant la correction, après celle-ci elle fait un angle  $\alpha/2$  avec l'horizontale.

Remarque : s'il s'agit d'une ostéotomie fémorale, c'est  $\gamma$  qui reste fixe.

## 2.3. DOUBLE OSTEOTOMIE

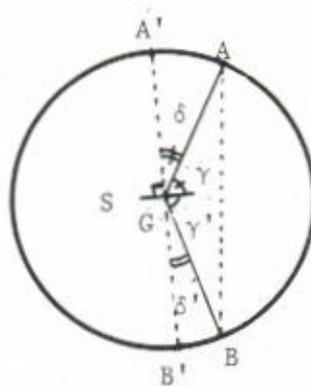


figure 3

Supposons que l'on désire en plus du réalignement des axes AG et GB , avoir après l'intervention une surface articulaire horizontale (donc perpendiculaire au nouvel axe du membre ) . Deux ostéotomies sont alors nécessaires :

- \* une ostéotomie tibiale d'un angle  $\delta' = \frac{\pi}{2} - \gamma$  amène B en B' . Elle rend l'axe tibial perpendiculaire à S ;

- \* une ostéotomie fémorale d'un angle  $\delta = \frac{\pi}{2} - \gamma$  amène A en A' .

Elle rend l'axe fémoral perpendiculaire à S .

### 3. CONSEQUENCES BIOMECANIKES DES OSTEOTOMIES

#### 3.1. PRESSIONS DE CONTACT : RAPPELS [1]

Soient deux solides infiniment rigides, en contact par l'intermédiaire d'une surface sphérique ou cylindrique ( figure 4) .

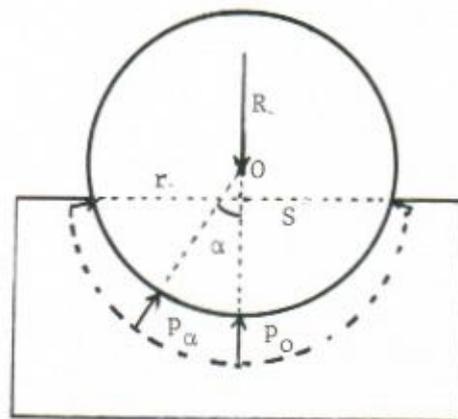


figure 4

Si une force verticale  $R$  s'exerce en  $O$ , alors, la pression de contact  $p_\alpha$  dans la direction  $\alpha$  est

$$p_\alpha = p_0 \cos^2 \alpha$$

où  $p_0 = \frac{\|R\|}{S}$ ,  $\|R\|$  étant l'intensité (ou la longueur) de  $R$  et  $S$  la surface du plan soustendant la surface de contact.

### 3.2. MODELE DE L'ARTICULATION FEMORO-TIBIALE

Nous prenons le modèle bicylindrique (figure 5). Ici nous supposons l'interligne horizontal. Les deux compartiments  $C_1$  et  $C_2$  sont identiques.

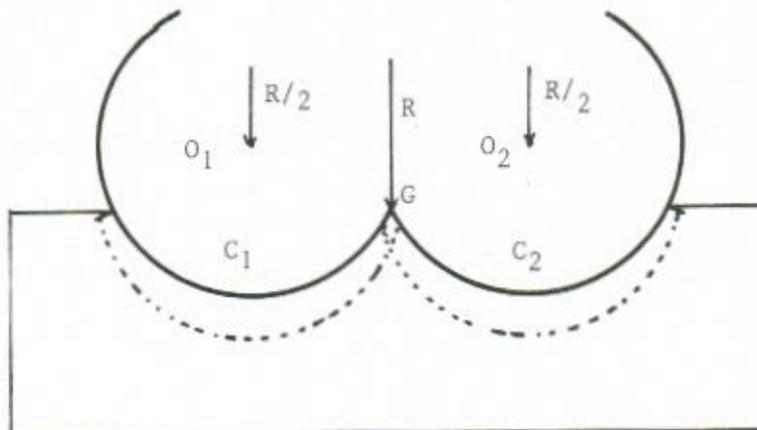


figure 5

Pour l'étude des forces agissant sur le genou , voir [2] . Pour notre part, nous ne nous intéressons qu'à la résultante  $R$  des forces agissant sur l'extrémité inférieure du fémur.

Sur un genou normal ou réaxé, la direction de  $R$  passe par le centre  $G$  du genou . Le système mécanique ne change pas si, on remplace  $R$  par deux forces égales à  $R/2$  et s'appliquant à  $O_1$  et  $O_2$  .

La répartition des pressions de contact est la même dans les deux compartiments. Ses valeurs sont données dans 3.1 et la figure 4.

### 3.3. INTERLIGNE OBLIQUE

Supposons qu'après ostéotomie de réalignement , l'interligne articulaire fasse un angle  $\beta$  avec l'horizontale (figure 6).

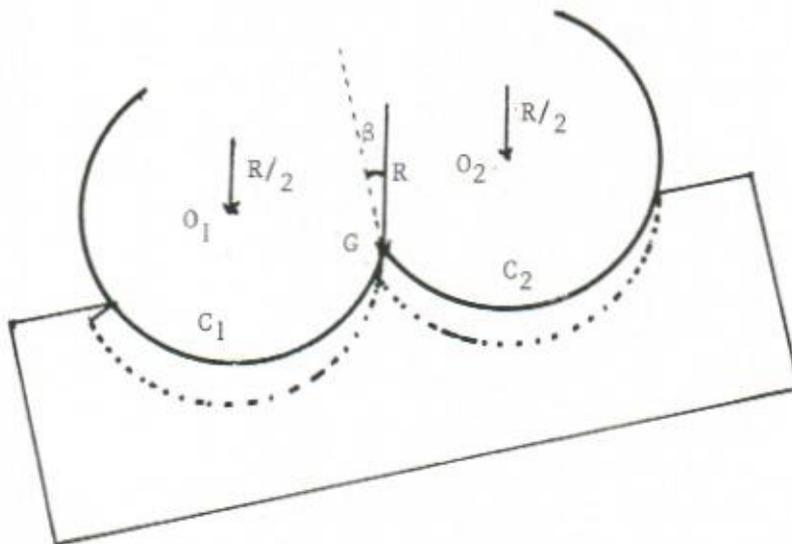


figure 6

Soit  $C_\varphi$  le point de la surface de contact qui se trouve dans la direction  $\varphi$  (par rapport à la verticale).

Soit  $p'_\varphi$  la pression de contact en ce point . Lorsque l'interligne est horizontal, ce même point se trouve dans la direction  $\varphi + \beta$  .

Notons  $p_{\varphi+\beta}$  la pression de contact dans ce cas qui est le cas physiologique.

Pour comparer les pression de contact lorsque l'interligne est oblique avec celle de l'interligne horizontal il faut calculer le rapport

$$p'_\varphi / p_{\varphi+\beta}$$

Ce calcul est complexe et pour ne pas alourdir cet exposé nous l'avons mis en annexe.

Les résultats montrent que :

1/ Lorsque l'interligne est oblique, les pressions de contact, ne sont plus symétriques (figure 6) . Elles sont plus importantes dans la partie déclive de chaque compartiment .

2/ Dans une direction proche de la verticale le rapport  $p'_\varphi / p_{\varphi+\beta}$  diffère peu de 1. Autrement dit les deux pressions de contact ont pratiquement la même intensité dans cette direction.

3/ Le rapport est maximal au bord déclive de chaque compartiment . Par exemple pour une obliquité de l'interligne de  $10^\circ$  ( $\beta=10^\circ$ ) , le rapport au bord déclive de  $C_1$  ( $\varphi=60^\circ$ ) est supérieur à 2. Cela signifie qu'en ce point la pression de contact est plus de deux fois supérieure à celle où l'interligne est horizontal. Même si nous prenons une

obliquité plus faible par exemple  $\beta=6^\circ$  , on trouve un rapport supérieur à 1,5.

On voit donc que dans la partie déclive de l'articulation les pressions de contact sont sensiblement supérieures aux pressions physiologiques ( i.e.interligne horizontal) . En outre, le cartilage articulaire a déjà souffert. On peut s'attendre donc :

1/ à une amélioration sensible immédiate car la réaxation entraîne une diminution sensible de la résultante R et déplace sa direction pour la faire passer par le centre G de l'articulation ;

2/ si l'interligne est oblique les pressions de contact sont plus importantes dans la partie déclive de l'articulation ; à moyen ou long terme, cette partie du genou va entrer dans le cercle vicieux de l'arthrose mécanique dans une proportion d'autant plus grande que l'obliquité est plus prononcée.

### 3.4 LIMITES DU MODELE

D'après ce modèle, les parties déclives des deux compartiments articulaires sont soumises aux mêmes pressions de contact. Cela est faux dans la réalité car les épines ne sont pas des surfaces articulaires. La partie déclive de  $C_2$  n'est pas une surface d'appui. C'est donc la partie déclive de  $C_1$  qui va subir la totalité de l'augmentation de pression due à l'obliquité. Cette augmentation est donc deux fois plus grande que celle donnée par notre modèle.

### 3.5 REMARQUES

3.5.1 On pouvait s'attendre à ce résultat sans faire de calcul complexe. En effet, si nous décomposons  $R$  en une composante normale  $R_N$

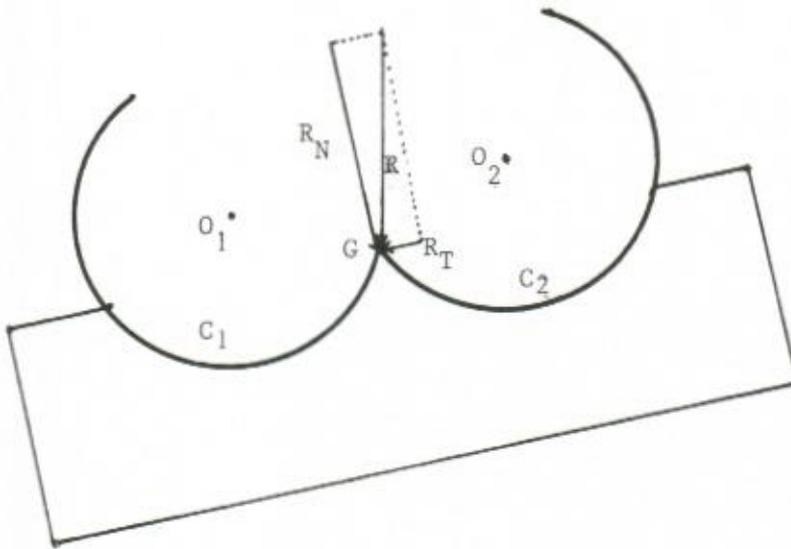


figure 7

et une composante tangentielle  $R_T$ , on voit que

$$\|R_T\| = \|R\| \sin \beta$$

En prenant  $\|R\| = 126,8 \text{ kg}$  (voir [2]) on a :

- \* pour  $\beta = 6^\circ$  ,  $\|R_T\| = 13 \text{ kg}$

- \* pour  $\beta = 10^\circ$  ,  $\|R_T\| = 22 \text{ kg}$ .

La composante tangentielle est donc très importante et c'est la partie déclive du genou qui va supporter seule les conséquences.

3.5.2 Ce raisonnement simple est cependant en contradiction avec [2], page 118 qui affirme que les pressions de contact sont les mêmes pour les articulations horizontales et obliques.

Cette contradiction n'est en fait qu'apparente, car il ne s'agit pas du même modèle. En effet, le modèle utilisé dans [2] est constitué de la maquette d'une coupe frontale des pièces osseuses. Les surfaces articulaires sont relativement planes. Le cartilage articulaire et les ménisques sont remplacés par une feuille de caoutchouc. Cette dernière va empêcher le glissement des deux surfaces, l'une sur l'autre. Cela signifie que son élasticité annule l'action de  $R_T$ . On est donc ramené au cas d'une force normale à la surface articulaire.

**3.5.3.** En pré-opératoire, l'interligne n'est pas toujours horizontal. Selon son orientation et le type d'ostéotomie choisie (fémorale ou tibiale), il faudra ajouter ou retrancher les deux angles pour avoir l'inclinaison post-opératoire.

**3.5.4.** Les résultats obtenus ici pour le genu-varum sont valables pour le genu-valgum.

**3.5.5.** Notre étude repose sur un modèle mécanique qui ne fait pas intervenir les facteurs ligamentaires. Ils sont cependant très importants et pris en considération lorsqu'est posée l'indication d'une ostéotomie.

## CONCLUSION

La comparaison des pressions de contact donne des résultats plus précis que la simple notion de déport de l'axe global du membre de dedans en dehors, lors de la correction.

Elle explicite l'effet nocif d'une inclinaison de l'interligne articulaire. Les résultats obtenus dans [3] concordent avec nos calculs. En effet, dans les ostéotémies tibiales des genu-varum avec hyper correction, il existe une majoration de l'inclinaison de l'interligne. En outre, c'est le compartiment externe qui se trouve en position déclive et c'est sur lui que porte la décompensation.

Lorsque la planification pré-opératoire nous fait prévoir une inclinaison trop importante de l'interligne, il faut peut-être envisager une double ostéotomie (fémorale et tibiale).

## ANNEXE

## A.1 .PRESSIONS DE CONTACT PLANES GENERALISEES

Nous supposons qu'un solide  $S_1$  infiniment rigide, présente une surface de contact  $S$  plane avec un autre solide  $S_2$  (figure A.1).  $S$  est

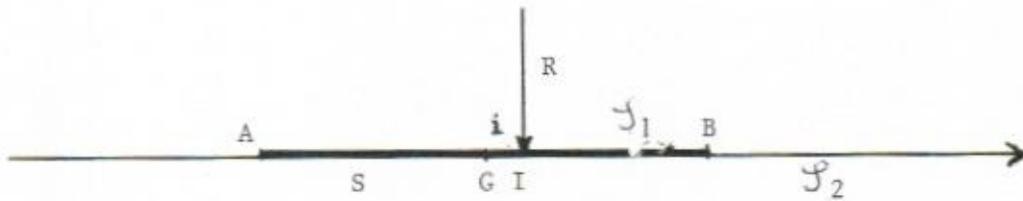


figure A.1

rectangulaire de largeur unité et de longueur  $AB = 2\ell$ . On suppose que la résultante des forces agissant sur  $S_1$  est  $R$  et que sa direction passe par le point  $I$  ( $GI = i$ ).

La mécanique statistique ne permet pas de déduire les pressions de contact. Dans [1] nous avons étudié le cas particulier où  $I$  est en  $G$ . Nous avons ajouté l'hypothèse d'une répartition uniforme des pressions de contact. Ici nous choisissons une hypothèse qui généralise la précédente et dont les conséquences correspondent aux résultats obtenus expérimentalement (photoélasticité).

Axiome: avec les hypothèses ci-dessus (figure A.1), les pressions de contact se répartissent selon une fonction continue linéaire par morceau.

Cet axiome permet de trouver une répartition unique pour les pressions de contact. Trois cas sont possibles :

A.1.1.  $i < \ell/3$  (figure A.2) :

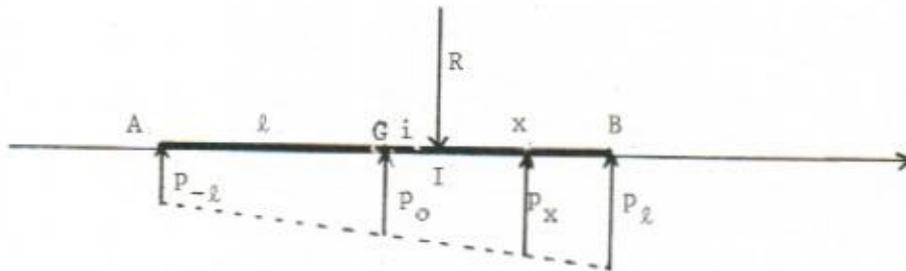


figure A.2.

On suppose donc que la pression de contact au point  $x$  est

$$p_x = ax + b$$

Si la force élémentaire au point  $x$  est  $r_x$ , alors

$$p_x = \frac{r_x}{dx}$$

En utilisant les deux lois de la mécanique statistique on a :

$$*R = \int_{-l}^{+l} r_x = \int_{-l}^{+l} p_x dx = \left[ \frac{ax^2}{2} + b_x \right]_{-l}^{+l} = 2lb$$

d'où  $b = \frac{R}{2l} = p_0$  qui est la pression moyenne

$$*Ri = \int_{-l}^{+l} x.r_x = \int_{-l}^{+l} x.p_x .dx = \frac{2al^3}{3}$$

$$\text{d'où } a = \frac{3}{2} \cdot \frac{R}{l^3} \cdot i = 3 \cdot \frac{i}{l^2} \cdot p_0$$

Par conséquent

$$p_x = p_0 \left( 1 + \frac{3i}{l^2} x \right)$$

La pression maximum est en B et égale à

$$p_l = p_0 \left( 1 + \frac{3i}{l^2} l \right)$$

La pression minimum est en A et égale à

$$p_{-l} = p_0 \left( 1 - \frac{3i}{l^2} l \right)$$

A.1.2  $i = l/3$  (figure A.3.) : c'est un cas particulier de A.1.1.

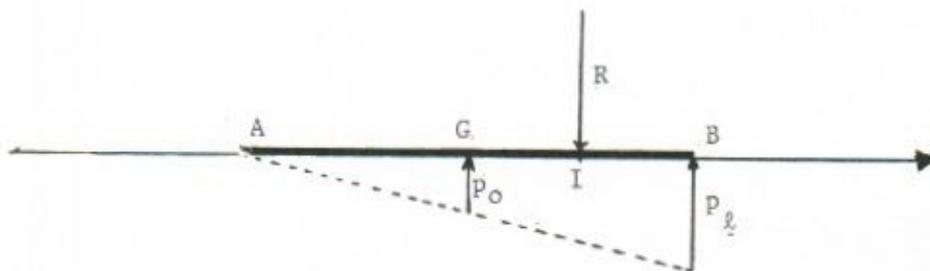


figure A.3.

On croit que  $AB = 3IB$  et que

$$P_x = p_0 \left( 1 + \frac{x}{\ell} \right), \quad p_0 = \frac{R}{2\ell} = \frac{R}{3IB} \quad \text{et} \quad p_\ell = 2 p_0 .$$

A.1.3.  $l > \frac{\ell}{3}$  (figure A.4) : à cause de l'unicité

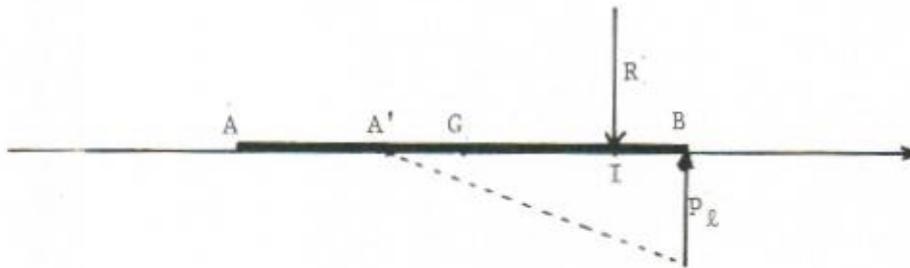


figure A.4

de la solution de A.1.2, la seule solution possible ici est celle où

$$A'B = 3IB, \quad p_\ell = 2p_0 \quad \text{et} \quad p_0 = \frac{R}{3IB} .$$

## A.2. PRESSIONS DE CONTACT CYLINDRIQUES GENERALISEES.

Nous supposons qu'un solide infiniment rigide  $S_1$  est en contact avec un solide  $S_2$  par l'intermédiaire d'une surface cylindrique  $S$  de longueur  $l$  et de rayon  $r$  (figure A.5). On suppose que l'axe  $\Delta$  du cylindre

passe par le centre de gravité  $G$  de  $S$  ( $\Delta$  est perpendiculaire au plan de la figure A.5).

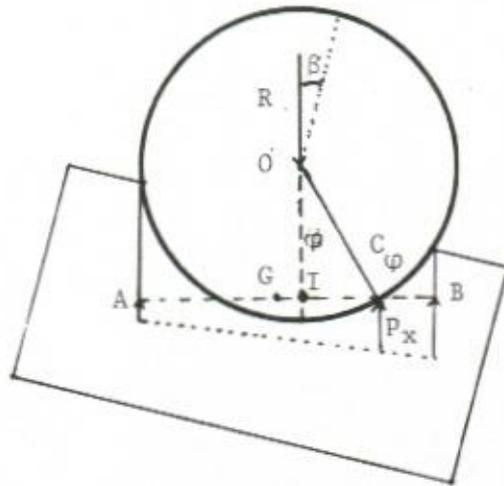


figure A.5

On sait, d'après [1], que la pression de contact au point  $C_\varphi$  est:  $p'_\varphi = p'_x \cdot \cos^2 \varphi$ , où  $p'_x$  est la pression de contact au point  $x$  si la surface avait été plane. Cherchons l'expression de  $p'_x$  qui est donnée dans A.2.1.

$$2\ell = r \cos \beta + r \Rightarrow \ell = \frac{r}{2}(1 + \cos \beta)$$

$$i = \ell - r \cos \beta = \frac{r}{2}(1 - \cos \beta)$$

$$p'_0 = \frac{R}{2\ell} = \frac{R}{r(1 + \cos \beta)}; \quad x = i + r \sin \varphi = \frac{r}{2}(1 - \cos \beta) + r \sin \varphi$$

$$\text{d'où} \quad p'_x = p'_0 \left( 1 + \frac{3i}{\ell^2} \cdot x \right)$$

$$p'_x = \frac{R}{r(1 + \cos \beta)} \left[ 6 \sin \varphi \frac{1 - \cos \beta}{(1 + \cos \beta)^2} + 3 \left( \frac{1 - \cos \beta}{1 + \cos \beta} \right)^2 + 1 \right]$$

$$\text{et} \quad p'_\varphi = \frac{R \cos^2 \varphi}{r(1 + \cos \beta)} \left[ 6 \sin \varphi \frac{1 - \cos \beta}{(1 + \cos \beta)^2} + 3 \left( \frac{1 - \cos \beta}{1 + \cos \beta} \right)^2 + 1 \right]$$

Si l'interligne avait été horizontal, la pression de contact au point  $C_\varphi$  aurait été

$$p_{\varphi+\beta} = p_0 \cos^2(\varphi+\beta) = \frac{R}{2r} \cos^2(\varphi+\beta)$$

Le rapport des pressions au point  $C_\varphi$  est donc

$$\frac{p'_\varphi}{p_{\varphi+\beta}} = \frac{2 \cos^2 \varphi}{(1+\cos \beta) \cos^2(\varphi+\beta)} \left[ 6 \sin \varphi \frac{1-\cos \beta}{(1+\cos \beta)^2} + 3 \left( \frac{1-\cos \beta}{1+\cos \beta} \right)^2 + 1 \right]$$

### REFERENCES

- [1] MANUCEAU J. : Notion de modèle en biomécanique.  
Application : modèle à trois dimensions de l'articulation de la hanche.
- [2] MAQUET P. : Biomécanique du genou.  
Springer-Verlag. Berlin Heidelberg New-York . 1977
- [3] GOUTALLIER D. , HERNIGOU PH. . Devenir à plus de 10 ans de 93 ostéotomies tibiales effectuées pour gonarthrose interne sur genu-varum. R C O , 1986 , 72, 101-113.