

## Modèle à trois dimensions de l'articulation de la hanche

### *Three dimensional pattern of the hip joint*

J. Manuceau (*Pointe-à-Pitre, Guadeloupe*)

Université des Antilles et de la Guyane, U.F.R. Sciences Exactes et Naturelles, Département de Mathématiques,  
B.P. 592, 97167 Pointe-à-Pitre, Guadeloupe.

#### SUMMARY

The main aim of this work was to build a three-dimensional theoretical pattern of the hip joint. It occurs as a generalization of the pattern of Pauwels, which was two dimensional.

The equipment used is general mechanics plus an axiom we have added, which enables the calculation of the distribution of the surface pressures. Through theory, we find the experimental results of photo-elasticity.

This pattern enables an analysis of the forces which act on the hip and their biomechanical role during gait. It leads to a better comprehension of the biomechanic failure, originating a pathology, and to a better choice in surgical correction.

The calculation of the distribution of the surface pressures enables to understand the position of the acetabular rim. Our results contradict R. Bombelli's [1].

Le premier modèle expérimental de la marche a été construit par W. Braune et O. Fischer (2, 3). Leurs résultats ont permis à F. Pauwels de construire le premier modèle théorique de la hanche (11).

Depuis cette époque, le développement des modèles expérimentaux de la hanche a été extraordinaire [Maquet (9), Paul (10), Kummer (7)]. Souvent basés sur les travaux de W. Braune et O. Fischer, ils ont reçu récemment un renfort de taille : l'informatique [Li (8)]. Cependant, il ne faut pas perdre de vue que

#### RÉSUMÉ

L'objectif essentiel de ce travail est de construire un modèle théorique à trois dimensions, de l'articulation de la hanche. Il se présente comme une généralisation du modèle de Pauwels qui est un modèle à deux dimensions.

Le matériel utilisé est la Mécanique Générale à laquelle nous avons ajouté un axiome qui permet le calcul de la répartition des pressions de contact. On retrouve ainsi par la théorie les résultats expérimentaux de la photo-élasticité.

Ce modèle permet une analyse des forces agissant sur la hanche et de leur rôle biomécanique, au cours de la marche. On peut ainsi mieux comprendre le défaut biomécanique, à l'origine d'une pathologie et mieux choisir la correction chirurgicale à apporter.

Le calcul de la répartition des pressions de contact permet de comprendre la position du sourcil cotyloïdien. Nos résultats contredisent ceux de R. Bombelli (1).

ce sont des modèles descriptifs car ils n'ont accès qu'aux résultantes des forces. Leur intérêt principal est de constituer une approximation de la réalité.

Le rôle spécifique des modèles théoriques est l'étude de l'action biomécanique de chaque force, ce qui permet de comprendre la physiologie et la pathologie. Ce sont des modèles explicatifs. Le geste chirurgical à faire paraît alors naturel, car on peut calculer à l'avance sa conséquence biomécanique.

Tirés à part : J. MANUCEAU, adresse ci-dessus.

Cet article sera publié en anglais dans le *French Journal of Orthopaedic Surgery*, 1991, 5, n° 3.

N° DE CODE : 4174.0

La dualité, modèle théorique — modèle expérimental, loin d'être antagoniste, est en fait complémentaire. Le modèle théorique doit retrouver certains résultats des modèles expérimentaux et en prévoir de nouveaux. Inversement les modèles expérimentaux peuvent mettre en évidence les limites du modèle théorique : c'est ce que nous faisons en conclusion de ce travail.

## 1. PRESSION DE CONTACT

L'ouvrage de G. Buhot et P. Thuillier (4) permet d'obtenir une bonne initiation à la mécanique statique.

### 1.1. Surface de contact plane

1.1.1. Supposons qu'un solide présente une surface de contact  $S$  avec un plan  $P$  (fig. 1). Soit  $I$  le milieu de  $S$  et  $R$  la résultante des forces appliquées sur le solide. On suppose que la direction de  $R$  est perpendiculaire à  $S$  et passe par  $I$ .

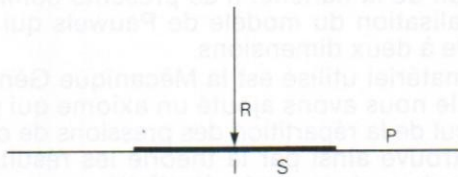


Figure 1

La notion classique de pression,  $p = R/S$  est une notion globale. Les lois de la Mécanique ne permettent pas de définir, ni de calculer les pressions  $p_i$  en chaque point  $i$  de la surface, appelées « pressions de contact ». Dans ce but nous ajoutons l'axiome suivant (qui est en cours de vérification expérimentale), aux lois de la Mécanique Statique :

« dans le cas de la figure 1, si les surfaces sont parfaitement planes et infiniment rigides, les pressions de contact  $p_i$  sont égales, en tout point  $i$  de  $S$ , à  $p$  ».

1.1.2. Supposons maintenant que la résultante  $R$  fasse un angle  $\alpha$  avec la perpendiculaire au plan  $P'$  (fig. 2).

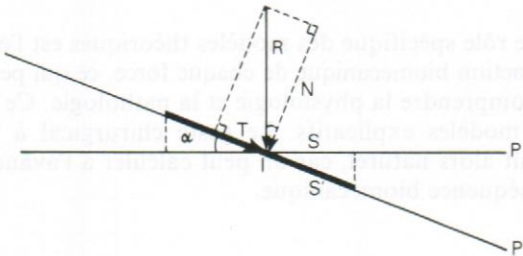


Figure 2

Soit  $S'$  la surface de contact.  $R$  se décompose en deux forces :  $N$  orthogonale à  $P'$  et  $T$  parallèle à  $P'$ .  $N$  détermine la pression de contact :

$$p' = N/S'$$

$T$  est la force de glissement.

1.1.3. Comparons maintenant la pression de contact  $p$  correspondant au plan horizontal  $P$ , à  $p'$ . Nous supposons que la surface de contact  $S$  est la projection de  $S'$  sur  $P$  et que  $P'$  et  $P$  font un angle  $\alpha$ .

On voit que :

$$S = S' \cdot \cos \alpha$$

$$\text{et } N = R \cdot \cos \alpha.$$

D'où

$$p' = N/S' = R \cos \alpha / S / \cos \alpha = \frac{R}{S} \cos^2 \alpha = p \cos^2 \alpha.$$

### 1.2. Surface de contact demi-sphérique

1.2.1. Supposons que la surface de contact  $S'$  soit une demi-sphère (fig. 3).

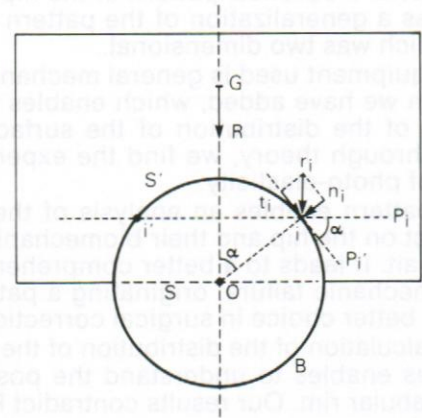


Figure 3

Soit  $S$  la surface de section de la boule  $B$  avec le plan horizontal passant par son centre  $O$ .

Si la surface d'appui était  $S$ , la pression de contact  $p = F/S$  serait la même, en tout point de contact. En revanche si la surface de contact est  $S'$ , la pression de contact n'est plus constante. Calculons cette dernière au point  $i$ .

En ce point s'exerce une force infinitésimale  $r_i$  dont la composante perpendiculaire à  $S'$  est  $n_i$  et la composante tangentielle  $t_i$ . Soit  $s'_i$  une surface infinitésimale de  $S'$  centrée en  $i$ . On peut supposer que  $s'_i$  est plane, contenue dans le plan  $P'_i$  tangent à  $S'$  en  $i$ . Ce dernier fait un angle  $\alpha$  avec le plan  $P_i$  horizontal passant par  $i$  et notons  $s_i$  la projection de  $s'_i$  sur  $P_i$ . Nous nous trouvons dans la situation du 1.1.3. (fig. 2). Le calcul montre que :

$$(1) p' = p \cos^2 \alpha$$

On voit que la pression de contact est maximale au pôle supérieur de S' et alors égale à p puisque  $\cos 0^\circ = 1$ . Elle diminue au fur et à mesure que l'on s'éloigne du pôle (fig. 4). Elle est nulle à l'équateur puisque  $\cos 90^\circ = 0$ .

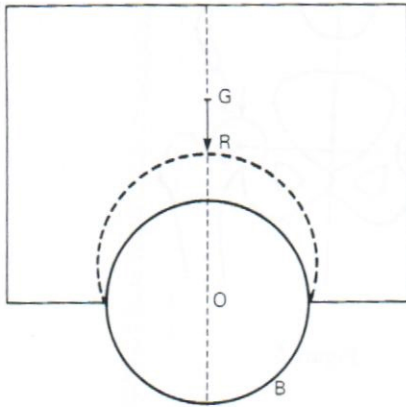


Figure 4

En conclusion, l'ensemble des pressions de contact, représenté sur la figure 4 (coupe passant par la droite GO), a l'aspect d'un croissant dont la plus grande épaisseur est sur la droite GO et les pointes au niveau de l'équateur de la boule B. Insistons sur le fait que la répartition des pressions de contact ne dépend que de R et non de l'une de ses composantes.

1.2.2 Remarques

a — La force de glissement  $t_i$  (fig. 3) a un moment par rapport au point O. Si  $i'$  est le point symétrique de  $i$  par rapport à l'axe GO, on voit que la force de glissement  $t_{i'}$  en ce point, a un moment par rapport à O, opposé à celui de  $t_i$ . Il y a donc équilibre.

b — Supposons que la surface de contact S' ne soit pas toute la demi-sphère, mais une partie seulement, comme c'est le cas pour la hanche. Il y aura équilibre si la surface S' admet GO comme axe de symétrie. Ainsi les forces de glissement s'équilibrent deux à deux comme nous l'avons vu ci-dessus. Les formules (1) restent vraies en tout point  $i$  de contact, à condition de prendre pour S, la projection de S' sur le plan équatorial de la boule B.

2. MODÈLE A DEUX DIMENSIONS DE L'ARTICULATION DE LA HANCHE

Nous allons décrire ici, le modèle de F. Pauwels et donner les principaux résultats qu'on peut en tirer. Ce modèle décrit les forces s'exerçant dans le plan frontal.

Il nous permet de comprendre le modèle à trois dimensions qui en est une extension. Puis nous expliquerons nos divergences avec la théorie de R. Bombelli (1).

2.1. Modèle de F. Pauwels (11)

F. Pauwels a eu l'immense mérite d'avoir imaginé ce modèle qui a été à l'origine des extraordinaires progrès de la chirurgie de la hanche.

2.1.1. Appui bipodal

Lors de la station debout, avec appui symétrique sur les deux membres inférieurs, le centre de gravité  $S_4$  du tronc, des membres supérieurs et de la tête, se trouve, comme la figure 5 l'indique, sur la médiatrice de  $OO'$ . La force de gravitation K exercée en  $S_4$  entraîne une compression au niveau de chaque tête fémorale, due à une force  $R = K/2$ . R a une norme égale à environ le tiers du poids du corps.

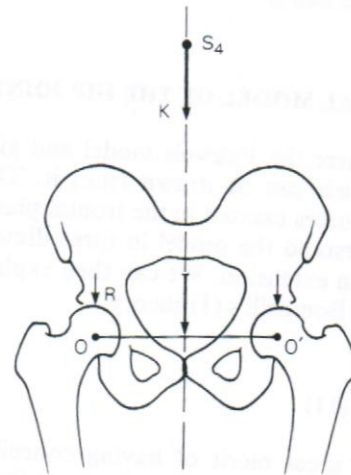


Figure 5

2.1.2. Appui monopodal

En appui monopodal, par exemple droit, le centre de gravité  $S_5$  du tronc, membres supérieurs, tête et membre inférieur gauche, se projette sur  $OO'$  en C (fig. 6).

$O'C$  est évidemment plus petit que  $OC$ . La force de gravitation K qui s'applique en  $S_5$ , a un moment par rapport au centre de rotation O, égal à  $\|K\| OC$ . Pour équilibrer ce moment, deux groupes musculaires abducteurs interviennent : le groupe pelvi-trochantérien (moyen fessier, petit fessier

et pyramidal) et le groupe pelvi-crural (tenseur du fascia lata, droit antérieur et couturier). Cependant le principal muscle abducteur est le moyen fessier.

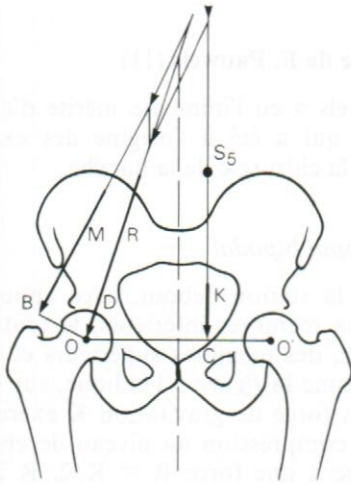


Figure 6

La résultante développée par ces deux groupes, est représentée par le vecteur M sur la figure 6. Il fait un angle de  $21^\circ$  avec la verticale. Le moment de cette force est  $\|M\| \cdot OB$ . On sait qu'il y a équilibre lorsque les deux moments sont égaux.

D'où :

$$\|M\| \cdot OB = \|K\| \cdot OC$$

$$\text{et } \|M\| = \frac{OC}{OB} \cdot \|K\|.$$

La compression exercée sur la tête fémorale est due à la résultante R des deux forces K et M. Elle fait un angle de  $16^\circ$  avec la verticale. R passe par O et détermine la répartition des pressions de contact du cotyle sur la tête. On a vu dans 1.2.1 (fig. 4) que cette répartition est centrée par le point D. Le plan tangent au cotyle au point D, est perpendiculaire à R. Son inclinaison à l'horizontale est donc de  $16^\circ$ .

On montre que R a une norme égale à environ quatre fois le poids du corps.

## 2.2 Théorie de R. Bombelli (1)

Bombelli part du modèle de Pauwels. Il fait l'hypothèse suivante :

(H) : « le sourcil cotyloïdien est dû aux pressions de contact qui s'exercent sur le cotyle en appui monopodal (à la phase 16 de la marche) ».

Rappelons que le sourcil cotyloïdien est la densification sous chondrale du cotyle, parfaitement visible à la radiographie du bassin. Sur les clichés du bassin de face, il a souvent un aspect approximativement

horizontal. Or nous avons vu dans 1.2.1 (fig. 4) que la répartition des pressions de contact, en appui monopodal, admet R pour axe de symétrie.

Par conséquent, si l'hypothèse (H) était vraie, la plus grande épaisseur du sourcil devrait avoir un aspect approximativement oblique, faisant un angle de  $16^\circ$  avec l'horizontale. Cela est rarement le cas.

Pour expliquer cette contradiction, Bombelli décompose R en une composante verticale  $P_R$  et une composante horizontale  $Q_R$  (fig. 7).

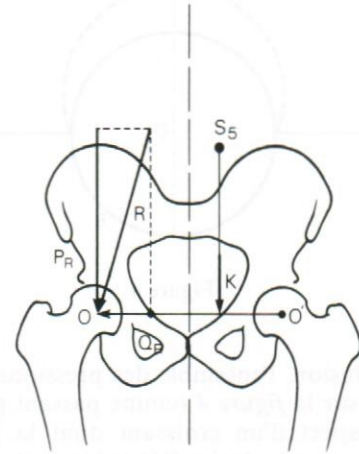


Figure 7

Il affirme ensuite que les pressions de contact du cotyle, en appui monopodal, sont déterminées par  $P_R$  seule. Cette hypothèse est à première vue en accord avec les radiographies de face du bassin. Elle a par contre le défaut irrémédiable d'être en contradiction avec la mécanique statique (cf. 1.2 et fig. 4). Cette même erreur est d'ailleurs répétée tout au long de la partie théorique de (1).

La signification du sourcil cotyloïdien et sa position seront discutées dans 3.3.

## 3. MODÈLE A TROIS DIMENSIONS DE L'ARTICULATION DE LA HANCHE

Nous utilisons ici les travaux de Braune et Fischer comme l'a fait Pauwels pour le modèle à deux dimensions. Les chiffres que nous donnons sont ceux de ces auteurs.

### 3.1. Appui bipodal

#### 3.1.1. Le modèle biomécanique

Nous supposons que l'ensemble : tête, membres supérieurs et tronc est un solide S, de centre de gravité  $S_4$ . S repose par l'intermédiaire des deux cotyles, sur

les têtes fémorales droite et gauche de centre O et O' respectivement. Les têtes fémorales sont considérées comme fixes (fig. 8).

Les forces qui agissent sur ce système mécanique sont :

- 1 - le poids K de S qui s'applique en S<sub>4</sub>;
- 2 - la résultante E des muscles extenseurs (grands fessiers et ischio-jambiers) dont la direction est supposée verticale, en arrière de OO' et contenue dans le plan sagittal Q (perpendiculaire à OO' et passant par son milieu I). On suppose en outre, que la distance d<sub>E</sub> de la direction de E à OO' est environ 5 cm;

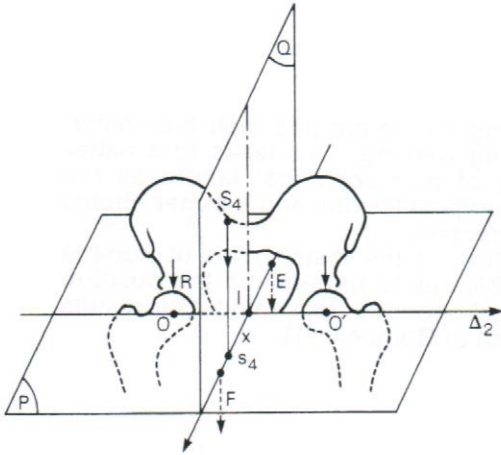


Figure 8

- 3 - la résultante F des muscles fléchisseurs (psaos iliaque et droit antérieur) dont la direction est supposée verticale, en avant de OO' est contenue dans le plan sagittal. On suppose en outre que la distance d<sub>F</sub>, de F à OO' est environ 5 cm.

Le seul mouvement possible pour S est l'oscillation autour de l'axe Δ<sub>2</sub>. On suppose qu'au cours de cette oscillation d<sub>E</sub> et d<sub>F</sub> ne varient pas en première approximation.

On note s<sub>4</sub> la projection de S<sub>4</sub> sur le plan horizontal P, passant par OO' et x la distance de s<sub>4</sub> à OO' (x = IS<sub>4</sub>). x est positif quand s<sub>4</sub> est en avant de I et négatif quand il est en arrière.

### 3.1.2. Physiologie du modèle

K a une intensité et un sens fixes. Son point d'application S<sub>4</sub> oscille autour de l'axe Δ<sub>2</sub> et sa direction qui reste toujours verticale se déplace dans le plan Q. Quand x est positif alors F = 0 et la norme de E vérifie l'équation

$$\|E\| \cdot d_E = \|K\| \cdot x.$$

C'est l'égalité des moments de E et de K par rapport à Δ<sub>2</sub>. D'où

$$\|E\| = \frac{\|K\|}{d_E} \cdot x.$$

On voit donc que E = 0 quand S<sub>4</sub> est dans le plan frontal contenant Δ<sub>2</sub> (x = 0). C'est le cas du modèle de Pauwels. \|E\| est d'autant plus grande que x est plus grand. Dans ce cas la résultante de E et de K est E + K qui a la direction verticale.

Pour étudier le cas où x est négatif, il suffit d'invertir les rôles de E et de F.

### 3.1.3. Répartition des pressions de contact

Pour des raisons de symétrie, la force qui agit au niveau de chaque tête fémorale est  $R = \frac{K + E}{2}$  si x est positif; s'il est négatif ce sera  $R = \frac{K + F}{2}$  et s'il est nul  $R = \frac{K}{2}$ .

R est donc variable en intensité, d'autant plus grande que S est plus penché en avant ou en arrière. La valeur maximale de R est obtenue lorsque x est maximum, c'est-à-dire x = IS<sub>4</sub> (S<sub>4</sub> est alors dans le plan P) qui est approximativement égal à 30 cm. Comme de d<sub>E</sub> mesure a peu près 5 cm, on voit que

$$\|E_{max}\| = 6 \cdot \|K\|$$

$$\text{et } \|R_{max}\| = 3,5 \cdot \|K\|$$

Ces valeurs sont voisines de celles qu'on obtient en appui monopodal. La direction de R reste fixe (verticale) passant par le centre des têtes fémorales. C'est un axe de symétrie pour les pressions de contact (1.4).

## 3.2. Appui monopodal

Ce modèle vise à décrire les forces agissant sur la tête fémorale droite au cours de la période de la marche, où le sujet est en appui sur le membre inférieur droit : phases 12 à 22 (fig. 9).

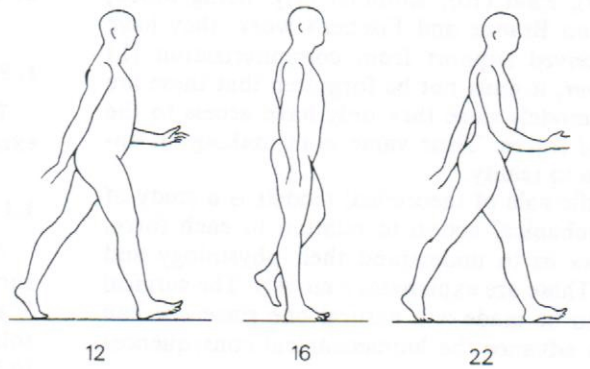


Figure 9

### 3.2.1 Le modèle biomécanique

L'ensemble S formé de la tête, des membres supérieurs, du tronc et du membre inférieur gauche, a pour

centre de gravité  $S_5$ . Ce n'est pas un solide puisque le membre inférieur gauche oscille autour de l'axe  $OO'$ . Au cours de cette oscillation,  $S_5$  se déplace dans le plan sagittal  $Q$ , coupant  $OO'$  en  $C$ . Evidemment  $OC > O'C$ ,  $S_5$  s'étant déplacé vers le membre inférieur gauche (fig. 10).

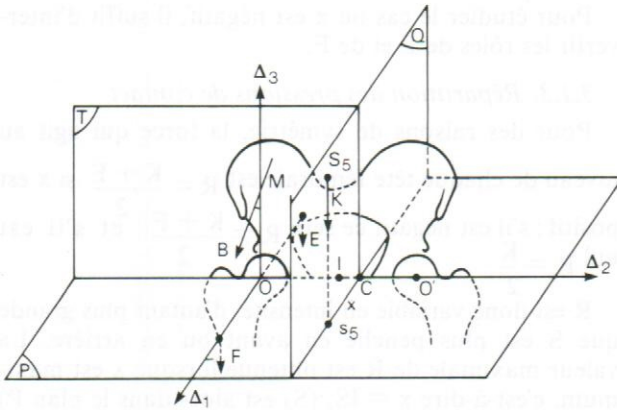


Figure 10

Les forces qui agissent sur  $S$  sont :

1 — Le poids  $K$  appliqué en  $S_5$ , de direction verticale.  $K$  se déplace comme  $S_5$ , dans le plan  $Q$  qui est sagittal para-médian.

2 — Une force d'abduction  $M$ , située dans le plan frontal  $T$  qui passe par  $O$  et  $O'$ . Elle fait tourner  $S$  autour de l'axe  $\Delta_1$  antéro-postérieur passant par  $O$ . La direction de  $M$  fait un angle de  $21^\circ$  avec la verticale, d'après Pauwels.

3 — Une force d'extension  $E$ , située dans le plan sagittal contenant  $\Delta_1$  et  $\Delta_3$ . Sa direction, contenue dans le plan  $(\Delta_1, \Delta_3)$ , est parallèle au membre inférieur droit. Cette force fait tourner  $S$  autour de  $\Delta_2$ .

4 — Une force de flexion  $F$  qui a les mêmes caractéristiques que  $E$ , mais fait tourner  $S$  en sens inverse de  $E$ .

### 3.2.2. Physiologie du modèle

Afin de clarifier l'exposé, les calculs sont mis en annexe. Nous exposons ici, les principaux résultats.

Dans ce modèle, seul le problème statique nous intéresse. Les aspects cinétiques et dynamiques sont négligés, car les accélérations qui y interviennent sont très faibles par rapport à la gravitation.

Comme on l'a déjà dit,  $S$  est mobile autour du point  $O$ , centre de la tête fémorale  $D$ . La force de gravitation  $K$  s'applique au centre de gravité  $S_5$  de  $S$ . Les autres forces, d'abduction  $M$ , d'extension  $E$  et de flexion  $F$  ne servent qu'à équilibrer  $K$ . Ainsi le moment de  $K$  par rapport à  $O$ , noté  $M_0(K)$  est égal à la somme de ses moments par rapport à  $\Delta_1$ , noté  $M\Delta_1(K)$  et par rapport à  $\Delta_2$ , noté  $M\Delta_2(K)$ .

$M\Delta_1(K)$  fait tourner  $S$  autour de  $\Delta_1$ . Il est équilibré

par le moment de  $M$  par rapport à  $\Delta_1$ . Ce problème est résolu par le modèle de Pauwels, car  $M\Delta_1(K) = \|K\|$ .  $OC$  reste constant au cours de la marche.

$M\Delta_2(K)$  fait tourner  $S$  autour de  $\Delta_2$ . Il est équilibré par le moment de  $F$  par rapport à  $\Delta_2$ , lorsque  $s_5$  est en arrière de  $C$  (phases 12 à 15 et alors  $E = 0$ ). Il le sera par celui de  $E$  lorsque  $s_5$  est en avant de  $C$  (phases 17 à 22 et alors  $F = 0$ ). Sa valeur est  $\|K\|.x$ ; elle varie donc au cours de la marche. Elle est nulle à la phase 16, car  $x = 0$  et  $s_5$  est en  $C$ . C'est la position du modèle de Pauwels, où  $M\Delta_2(K)$  n'intervient pas. Le moment est maximal aux phases extrêmes 12 et 22 où  $x = 5$  cm.

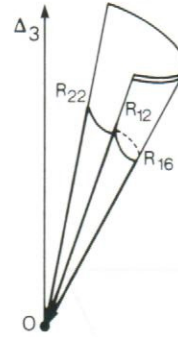


Figure 11

La résultante  $R$  de ces quatre forces  $K$ ,  $M$ ,  $E$  et  $F$  varie en direction et en intensité, au cours de la marche (fig. 11). Sa direction passe par  $O$  et balaye une surface qui ressemble approximativement à une portion de cône. La résultante  $R_{16}$  à la phase 16 fait un angle de  $16^\circ$  avec  $\Delta_3$  (voir modèle de Pauwels). Cet angle grandit ensuite pour atteindre une valeur de  $18^\circ$  aux phases extrêmes 12 et 22.

L'intensité est minimale à la phase 16 égale à quatre fois celle de  $K$ . Elle est maximale aux phases 12 et 22, égale à cinq fois celle de  $K$ .

A chaque instant, les pressions de contact admettent  $R$  comme axe de symétrie. En coupe elles ont l'aspect d'un croissant (fig. 4). Au cours de la marche elles vont intéresser la majeure partie de la surface articulaire.

### 3.2.3. Confrontation du modèle avec la réalité

Aucun muscle n'est exclusivement abducteur, fléchisseur ou extenseur. Cela entraîne que la résultante  $R$  est en fait plus importante que celle que donne le modèle. Examinons le cas du moyen fessier. C'est le principal muscle abducteur. Il s'insère sur le grand trochanter. Quand l'antéversion du col n'est pas importante le point d'insertion du moyen fessier sur le grand trochanter, est sur l'axe  $\Delta_2$ . Au cours de la marche ce point est fixe puisque le membre inférieur droit a pour axe de rotation  $\Delta_2$ . Dans ces conditions le moyen fessier est proche du plan frontal contenant  $\Delta_2$ , il est donc presque exclusivement abducteur.

Dans le cas où l'antéversion est importante le moyen fessier est abducteur et extenseur (10). Pour équilibrer sa fonction d'extenseur, les fléchisseurs doivent intervenir, ce qui majore d'autant la résultante.

### 3.2.4. Principes thérapeutiques

Dans le cas d'une hanche pathologique, il suffit parfois de diminuer la norme de  $R$  pour stabiliser les

lésions et trouver un nouvel équilibre. Cette norme diminue lorsque :

- 1 - On rapproche 0 du milieu I de 00' : ostéotomies du bassin.
- 2 - On diminue une antéversion pathologique.
- 3 - On éloigne la direction de M, du centre 0 de la tête fémorale : ostéotomies fémorales.

### 3.3. Sourcil cotyloïdien

Nous avons déjà dit que le « sourcil cotyloïdien » est la condensation sous chondrale du cotyle, visible à la radiographie. Rappelons aussi l'hypothèse admise par Bombelli.

(H) : « le sourcil est dû aux pressions de contact qui s'exercent sur le cotyle à la phase 16 de la marche ».

car ces dernières sont supposées être maximales.

Cette hypothèse nous semble incomplète. En effet, nous avons montré dans 3.2. que les pressions maximales sont celles des phases 12 et 22 de la marche. De plus, il n'y a pas de raison de ne tenir compte que des pressions maximales. Ainsi nous préférons émettre l'hypothèse suivante :

(H') : « le sourcil cotyloïdien dépend de toutes les pressions de contact qui s'exercent sur le cotyle, chacune d'elle intervenant en fonction croissante de son intensité et de son temps d'application ».

(H') impose de tenir compte :

a. Des résultantes des forces en appui monopodal : nous savons que ce sont les plus importantes (en intensité) et qu'elles sont obliques.

b. Des résultantes des forces en appui bipodal : Elles sont verticales. Leur intensité peut-être huit à dix fois inférieure à celle des précédentes, mais leur temps d'application est certainement très supérieur.

c. Des forces développées par la tonicité musculaire : Les pressions de contact dont elles sont responsables, se répartissent sur la totalité de la surface articulaire. Leur intensité est faible, mais leur temps d'application est beaucoup plus important que celui de toutes les autres forces.

De plus, sachant que la répartition des pressions de contact déborde très largement la direction des différentes forces résultantes, on peut s'attendre à ce que le sourcil cotyloïdien intéresse la totalité de l'os sous chondral. C'est bien ce que confirme la radiologie :

- Sur les clichés de face, le sourcil est le plus souvent horizontal. Cela est dû au fait que le sourcil est strictement sous chondral. Il s'arrête donc, là où commence le fond cotyloïdien et ce dernier remonte souvent très haut. Voici un contre exemple (fig. 12) : il s'agit d'une radiographie de face d'un cotyle où le fond est très

bas. C'est un cas très rare. Le sourcil n'est donc pas horizontal. Il occupe la totalité de la région sous chondrale.

- Sur les clichés de 3/4, le tissu sous chondral visible est beaucoup plus étendu et une partie est même verticale. Le sourcil intéresse la totalité de cette surface (fig. 13).



Figure 12



Figure 13

### CONCLUSION

Si ce modèle, donne une description satisfaisante des forces agissant sur la hanche, en revanche, la description des pressions de contact au niveau du cotyle est moins satisfaisante. En effet, notre modèle suppose que le cotyle est un solide infiniment rigide et de forme parfaitement sphérique.

Pour avoir une meilleure approximation de la réalité, on doit tenir compte de l'élasticité du bassin et de la variabilité de forme de la cavité cotyloïdienne [Li Jia (8), Frain (11), Teinturier et coll. (12)].

## Annexe

$$M_0(K) = M\Delta_1(K) + M\Delta_2(K) \text{ (fig. 10), car}$$

$$M_0(K) = 0s_5 \Delta K = (OC + Cs_5) \Delta K = OC \Delta K + Cs_5 \Delta K$$

$$= M\Delta_1(K) + M\Delta_2(K).$$

$M\Delta_1(K) = \|K\|$ . OC est constant au cours de la marche et égal au moment de M.

Si  $d_E$  est la distance de O à la direction de E, au cours des phases 16 à 22 on a  $M\Delta_2(K) = \|E\| \cdot d_E = \|K\| \cdot x$ ;

$$\text{d'où } \|E\| = \frac{\|K\|}{d_E} \cdot x.$$

Si on suppose que  $d_E$  est approximativement égal à 5 cm, comme  $x$  varie de 0 à 5 cm, on voit que  $\|E\|$  varie de 0 (phase 16) à  $\|K\|$  (phase 22).

La direction de E fait avec la verticale un angle qui varie de 0 (phase 16) à environ 20° (phase 22).

Pour les phases 12 à 16 l'étude de F se fait de la même façon.

Ainsi pour la phase 16 (modèle de Pauwels où  $E = F = 0$ ),  $R_{16} = M + K$ , cette résultante est dans le plan frontal T, sa direction fait un angle de 16° avec la verticale  $\Delta_3$  et son intensité  $\|R_{16}\| = 4 \cdot \|K\|$ .

Pour les phases 16 à 22 ( $F = 0$ ),  $R = M + K + E = R_{16} + E$ .

En particulier  $R_{22}$  est en arrière du plan frontal, il fait un angle de 18° avec  $\Delta_3$ ; le plan ( $\Delta_3, R_{22}$ ) fait un angle de 12° avec le plant T. Enfin

$$\|R_{22}\| = 5 \cdot \|K\|.$$

L'étude est identique pour les phases 12 à 16 ( $E = 0$ ).

*Remerciements.* — Je remercie J.-P. Franceschi et A. Chauvin pour les discussions animées et fructueuses que nous avons eues. L'iconographie est de A. Giordanetto. Je l'en remercie vivement.

## Références

1. BOMBELLI R : Osteoarthritis of the hip. *Springer-Verlag*, Berlin, 1983.
2. BRAUNE W, FISCHER O : Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers. *Abhandl Math. Phys. Cl. Sächs Gesellsch Wissensch*, 1989, 15, 561-589.
3. BRAUNE W, FISCHER O : Der Gang des Menschen. I. Teil. Versuche am unbelasteten und belasteten Menschen. *Abhandl Math. Phys. Cl. Sächs Gesellsch Wissensch*, 1895, 21, 153-322.
4. BUHOT G, THUILLIER P : Cours de mécanique statique. *Masson*, Paris, 1987.
5. FRAIN P : Action mécanique de l'antéversion fémorale sur la hanche. *Rev Chir Orthop*, 1981, 67, 1-9.
6. FRAIN P : Hanche normale et prothétique. *Rev Chir Orthop*, 1983, 69, 95-105.
7. KUMMER B. : Anatomie fonctionnelle et biomécanique de la hanche. *Acta Orthop Belg*, 1978, 44, 94-104.
8. LI JIA : Biomécanique de la hanche. *Thèse*, Université Clermont II, 1987.
9. MAQUET P, TUAN VU ANH : On the forces exerted on the hip during gait. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1981, 99, 53-58.
10. PAUL JP : The biomechanics of the hip joint and its clinical relevance. *Proc R Soc Med*, 1966, 59, 943-948.
11. PAUWELS F : Biomécanique de l'appareil moteur. *Springer-Verlag*, Berlin, Heidelberg, New York, 1979.
12. TEINTURIER P, TERVER S, JARAMILLO CV, BESSE JP : La biomécanique du cotyle. SO.F.C.O.T. nov. 1983, *Rev Chir Orthop*, 1984, 70, Suppl II, 41-46.