

ÉTUDE EXPÉRIMENTALE DES DÉFORMATIONS DU COTYLE EN CHARGE MONOPODALE

P. MASSIN¹, E. VANDENBUSSCHE², B. LANDJERIT³

Ce travail est basé sur un protocole expérimental permettant la reproduction statique de l'appui monopodal sur une pièce squelettique fraîche non embaumée, incluant les 2 dernières vertèbres lombaires, le bassin et les 2 fémurs. Les déformations périacétyloïdiennes ont été étudiées par extensométrie en charge unipodale sur 10 bassins testés bilatéralement soit 20 cavités cotyloïdes. Des déformations circonférentielles et normales au pourtour cotyloïdien ont été obtenues, montrant des résultats variables d'un bassin à l'autre, et à l'intérieur du même bassin du côté droit au côté gauche. L'étude concomitante des déformations de l'échancrure ischio-pubienne et des déplacements relatifs entre les cornes cotyloïdiennes permet de proposer une interprétation tridimensionnelle de déformations de la cavité cotyloïdienne, en séparant les cotyles en 2 groupes : ceux qui s'ouvrent sous la poussée de la tête fémorale avec écartement des cornes, et ceux qui se referment sur la tête fémorale avec avancée latérale des parois et rapprochement des cornes en superficie. Les déformations cotyloïdiennes apparaissent ainsi essentiellement influencées par la forme de la tête fémorale, et peu modifiées par les actions simulées du système musculaire.

Keywords : experimental study ; deformations ; acetabulum ; unipodal stance.

Mots-clés : étude expérimentale ; déformations ; cotyle ; appui unipodal.

INTRODUCTION

De nombreux travaux expérimentaux ont été consacrés à l'étude des déformations du cotyle en charge. Des études anatomiques se sont dans un premier temps attachées à montrer l'incongruence entre la cavité cotyloïdienne et la tête fémorale (Emmet en 1967 (4) ; Goodfellow et Bullough en 1968 (5)). Greenwald et O'Connor en 1971 (7) ont imaginé un mécanisme d'adaptation de la cavité cotyloïdienne à la tête fémorale, permettant l'amélioration de la congruence à partir de charges de 300 à 400 Newtons. Plus récemment, d'autres études ont concerné les déformations osseuses (Sedel *et col.* en 1977 (10) ; Teinturier *et col.* en 1984 (11)). La plupart des travaux publiés rapportent une modélisation en appui bipodal encastré. Certaines études se sont attachées à reproduire l'appui monopodal, mais les mesures extensométriques sur os frais sont peu nombreuses (Rabischong *et col.* en 1977 (9)).

Le but de ce travail est la modélisation de l'appui monopodal à l'aide d'un modèle musculaire fiable et reproductible pour les charges physiologiques. Nous avons pu équilibrer un bassin muni des dernières vertèbres lombaires sous des charges de 600 à 700 Newtons, et étudier le détail des déformations osseuses périacétyloïdiennes sur 10 squelettes frais non embaumés testés bilatéralement, soit sur 20 cavités cotyloïdes.

Ces mesures extensométriques ont été couplées à des mesures des déplacements relatifs entre les cornes cotyloïdiennes et à des mesures extensométriques au niveau de l'arrière-fond cotyloïdien.

¹ Service de Chirurgie Orthopédique, Hôpital Bichat, 46 rue Henri Huchard, 75018 Paris, France.

² Service de Chirurgie Orthopédique, Hôpital Rothschild, 33 boulevard de Picpus, 75012 Paris, France.

³ Laboratoire de Biomécanique, E.N.S.A.M. (École Nationale d'Arts et Métiers), 151 boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris, France.

Correspondance et tirés à part : P. Massin.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le montage. Dix pièces anatomiques fraîches non embaumées comportant le bassin, les deux fémurs et les deux dernières vertèbres lombaires munies de leurs connections discales et ligamentaires, ont été chargées en appui monopodal. Elles provenaient toutes de sujets masculins d'âge situé entre 55 et 65 ans au moment du décès, et avaient toutes subi un cycle de congélation-décongélation avant l'expérimentation. Le protocole expérimental, déjà publié (8), a pour originalité :

— l'absence d'encastrement au niveau des points de fixation du squelette à la machine, permettant l'inclinaison du bassin en charge dans les plans frontal et sagittal, avec rotation possible autour de la hanche en charge, grâce à la mobilité des disques intervertébraux conservés ;

— un modèle musculaire constitué pour les deux premiers bassins : de filets de nylon tressés tendus entre toute la longueur de la crête iliaque et le grand trochanter homolatéral.

pour les autres bassins : de câbles métalliques de tension mesurable par des jauges collées sur des plaquettes métalliques interposées. La modélisation musculaire a porté sur les muscles fessiers (4 câbles), le muscle iliaque (3 câbles), et les muscles abdominaux (muscles lombaires paravertébraux et muscles grands droits de l'abdomen : 1 câble chacun) ;

— la mise en charge du système sous des charges voisines du poids du corps (700 Newtons), ce qui implique en appui monopodal des charges de l'ordre de 2100 Newtons sur la tête fémorale en charge ;

— des mesures extensométriques des déformations osseuses de surface péri-cotyloïdiennes à l'aide de jauges unidirectionnelles — Kyowa KFC 5 C 111 LIM — (deux premiers bassins), ou plus fréquemment de rosettes (jauges tridirectionnelles) — Kyowa KFC 5 D17 LIM —, couplées à des mesures des déplacements relatifs entre les cornes cotyloïdiennes par un capteur de déplacement à noyau libre D2/100 (RDP Electronics LTD). L'utilisation de jauges tridirectionnelles a permis de calculer les déformations angulaires des rosettes. Les déformations de l'arrière-fond cotyloïdien, lame corticale située dans un autre plan que la périphérie cotyloïdienne, ont été étudiées par une jauge située dans le fond de l'échancrure ischio-pubienne, et une autre jauge située à la face endopelvienne de l'arrière-fond.

Protocoles de mise en charge. Certaines modifications du protocole de mise en charge ont eu lieu en raison du perfectionnement progressif de la technique de manipulation. Ces variations en fait limitées sont résumées

dans le tableau I. L'une d'entre elles concerne le point de fixation inférieur à la machine, dont les rotations ont été laissées libres sur les deux premiers bassins. Par la suite, les rotations ont été bloquées de façon à simuler la contrainte d'appui du pied au sol. Dans tous les cas, les rotations fémorales ont été maintenues dans un intervalle de $\pm 10^\circ$ par rapport à la position initiale neutre de référence (sauf sur le cotyle 3G où l'effet de rotations de 30° et de $+ 30^\circ$ a été testé). Au niveau du point de fixation supérieur, seule la rotation du tronc était contrainte, comme l'est en réalité la position du tronc guidée par la position des épaules qui se déplacent toujours face à la direction de la marche.

En début de charge, le bassin était disposé sur la machine avec une prétension des câbles n'excédant pas 50 Newtons, de façon à placer la ligne joignant les deux épines iliaques supérieures au voisinage de l'horizontale et le bassin avec une légère abduction (10°) dans le plan frontal (Figure 1).

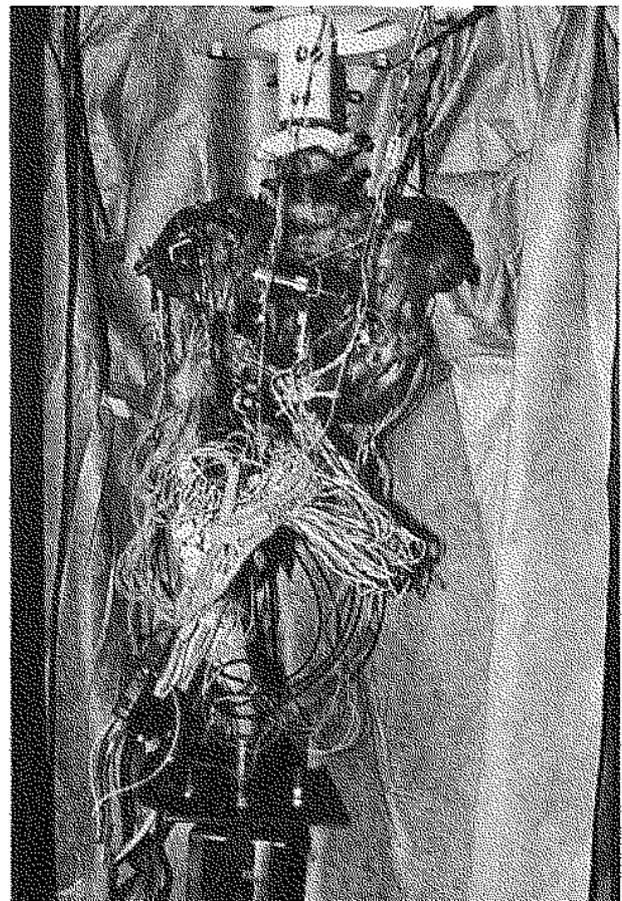


Fig. 1. -- Vue globale du bassin instrumenté. Des câbles métalliques simulent les actions musculaires. La modélisation des muscles abdominaux antérieurs est bien visible.

Tableau I. — Variations du protocole expérimental en fonction de la manipulation

	Conditions expérimentales
1 ^{er} bassin	— Filet de nylon — Rotations fémorales libres — Jauges uni- et tridirectionnelles sur le cotyle, uni- sur l'anneau pelvien
2 ^{ème} bassin	Idem — jauges tri sur le cotyle D — jauges uni sur le cotyle G
3 ^{ème} bassin	— Câbles d'acier — Capteur de déplacement entre les cornes — Anneau pelvien non instrumenté — Rotations fémorales bloquées — Jauges tridirectionnelles sur le cotyle G
4, 5, 6, 7, 8, 9 et 10 ^{ème} bassins	Idem avec jauges tridirectionnelles bilatérales et capteurs de déplacement sur l'anneau pelvien

RÉSULTATS

Les déformations sont exprimées en micromètres/mètre, grandeur sans unité reflétant le taux d'allongement (traction) ou de raccourcissement (compression) de la jauge. Ces déformations péri-cotyloïdiennes ont successivement été étudiées dans deux plans : le plan d'ouverture du cotyle où se produisaient les déformations circonférentielles, c'est-à-dire tangentiels au rebord cotyloïdien, et sur la surface du cylindre perpendiculaire au plan précédent où se produisaient les déformations normales, c'est-à-dire perpendiculaires au plan d'ouverture du cotyle (Figure 2).

Ces déformations étaient de type visco-élastique. Après les trois premières montées en charge où un phénomène d'assouplissement du système a été observé, les déformations osseuses étaient stables, comme l'ont montré des essais sur 500 cycles effectués sur le cotyle 4G.

Les déformations du modèle musculaire. Deux types d'équilibre ont été obtenus, reconnus sur le positionnement du bassin en charge dans le plan sagittal, et objectivés par les déformations des jauges mesurant la tension des câbles métalliques (Figure 3) :

— Dans l'équilibre de type 1, le bassin basculait en extension sur l'articulation coxofémorale en

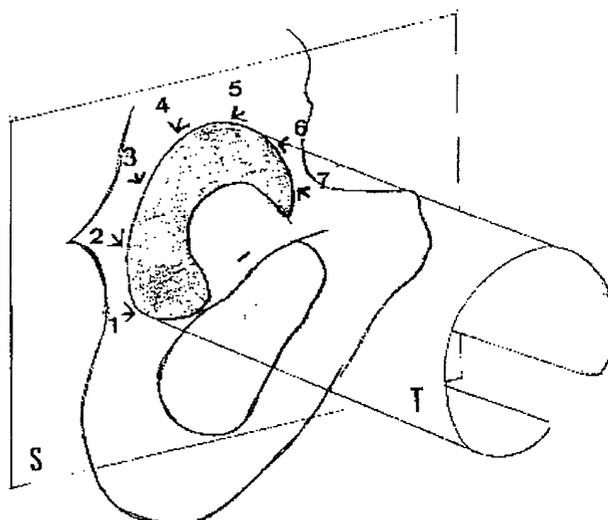


Fig. 2. — Mesure des déformations péri-cotyloïdiennes par les jauges tridimensionnelles. Les déformations circonférentielles sont situées dans le plan S et les déformations normales dans le plan T.

charge. Les câbles antérieurs simulant les grands droits étaient peu tendus (< 10 DécaNewtons (daN)), alors que les câbles postérieurs simulant les muscles sacro-lombaires étaient tendus (30 à 40 daN) ainsi que les câbles les plus antérieurs du groupe «fessier» (20 à 30 daN), et les câbles du groupe «iliaque» (> 10 daN).

— Dans l'équilibre de type 2, le bassin basculait en flexion sur l'articulation coxo-fémorale en

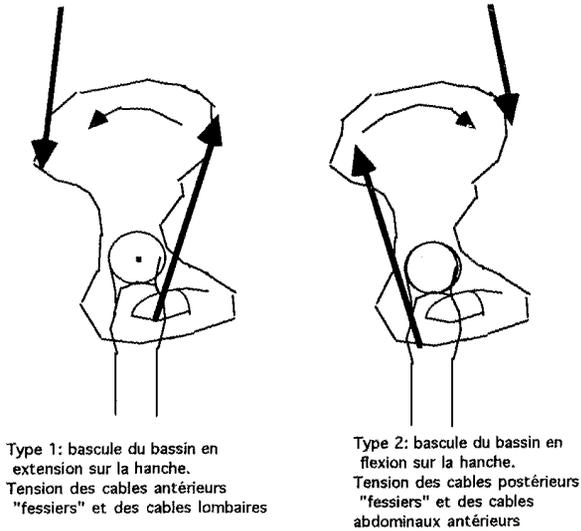


Fig. 3. — Illustre les 2 types d'équilibre monopodaux obtenus dans le plan sagittal.

charge, avec inversion des actions musculaires : les câbles lombaires postérieurs étaient détendus ; les câbles abdominaux antérieurs étaient tendus (25 à 30 daN), retenant la bascule du bassin vers l'avant. Au niveau des câbles périarticulaires, les câbles les

plus postérieurs du groupe «fessier» étaient tendus (10 à 20 daN) alors que les câbles antérieurs et les câbles iliaques étaient détendus.

La traction enregistrée dans le modèle musculaire, n'apparaît que passivement par étirement lors des changements de position du bassin. Elle ne traduit pas les actions musculaires physiologiques qui sont des contractions actives sous l'influence de stimuli nerveux. La répartition des deux types d'équilibre sur les dix bassins est donnée dans le tableau II (5^{ème} colonne). Le positionnement du bassin en début d'expérimentation a toujours été fait de la même manière, sa bascule dans un sens où dans l'autre se faisait arbitrairement.

Les déformations circonférentielles périacétyloïdiennes sont données dans le tableau III.

Des zones de traction dans la région du toit (jauge 4) existaient dans 11 cas. Cette zone de traction circonférentielle plus ou moins étendue était entourée de zones de compression le long des parois cotyloïdiennes dans 4 cas (cotyles 1D, 1G, 3G, 4D). Dans les 6 cas restants, les parois cotyloïdiennes étaient au contraire bordées de traction prédominante (7D, 7G, 8D, 8G, 9D, 9G).

Tableau II. — Déformations de l'échancrure ischio-pubienne (micromètres/mètre) et déplacements relatifs entre les cornes cotyloïdiennes (micromètres)

N°	Exocotyle	Endocotyle	Cornes	Equilibre
1D	+ 280	d.n.r.	d.n.r.	1
1G	+ 300	d.n.r.	d.n.r.	1
2D	+ 650	+ 300	d.n.r.	2
2G	+ 600	+ 100	d.n.r.	2
3G	+ 400	d.n.r.	- 400	2
4D	+ 350	d.n.r.	- 300	1
5D	+ 1200	+ 100	180	1
5G	+ 600	0	0	1
6D	0	+ 350	0	2
6G	+ 200	- 200	- 150	2
7D	d.n.r.	d.n.r.	d.n.r.	2
7G	+ 200	- 150	d.n.r.	2
8D	d.n.r.	d.n.r.	- 300	2
8G	d.n.r.	d.n.r.	0	2
9D	d.n.r.	d.n.r.	0	1
9G	- 450	0	0	1
10D	d.n.r.	d.n.r.	0	1
10G	+ 400	- 500	0	1

d.n.r. = données non recueillies.

Tableau III. — Déformations péricotyloïdiennes linéaires circonférentielles au pourtour cotyloïdien du côté de la charge en appui unipodal à 600 Newtons. Les déformations du cotyle 3D n'ont pas été représentées car obtenues à 400 Newtons seulement

	Post			Ant.			
	J1	J2	J3	J4	J5	J6	J7
C1D	-405	-210	-620	+155	-90	d.n.r.	-90
C1G	-100	d.n.r.	+270	+265	+15	d.n.r.	-95
C2D	-200	-100	+200	-400	d.n.r.	-150	d.n.r.
C2G	-100	-100	-700	-600	-300	-300	0
C3G	-50	-100	-100	+250	+50	-80	-100
C4D	+150	-80	-50	+200	-200	-100	-100
C4G	+80	+80	-400	-400	-200	0	+100
C5D	-100	-200	-400	-700	+400	+200	+160
C5G	+260	-260	0	-60	-200	+160	+100
C6D	0	-100	-160	-300	-200	+100	+140
C6G	-200	0	-80	+80	+100	+400	+260
C7D	+200	+300	+100	+800	0	+100	-50
C7G	0	+100	+200	+100	+40	+20	+30
C8D	d.n.r.	+100	+150	+50	+70	+70	+50
C8G	+100	+200	+150	+150	0	+150	+40
C9D	+100	+50	+70	+100	+70	0	+20
C9G	-20	-20	+50	+30	+030	+050	+10
C10D	0	0	-120	-200	-100	+30	-100
C10G	-50	-150	-50	-80	-50	-50	-40

d.n.r. = données non recueillies.

La zone tectale se déformait en compression dans 8 cas (2D, 2G, 4G, 5D, 5G, 6D, 10D, 10G) dont deux cas avec de la compression circonférentielle (2G, 10G).

L'influence des rotations fémorales a été étudiée sur le cotyle 3G. La rotation externe a provoqué un élargissement de la zone de traction tectale, sans modifier les déformations des parois. La rotation interne a eu l'effet inverse au niveau tectal, et induit de la compression sur la paroi antérieure (Figure 4a).

Les déformations péricotyloïdiennes normales sont données dans le tableau IV. Un classement des cotyles peut être également effectué selon le type de déformation observé au niveau de la zone tectale (jauges 3, 4 et 5). Celui-ci est détaillé dans le tableau 5 en fonction de la déformation circonférentielle tectale. L'influence des rotations fémorales a été étudiée sur le cotyle 3G. Les rotations externe et interne ont eu le même effet. Elles ont supprimé la compression observée au niveau du toit et atténué les déformations des parois (Figure 4b).

Les déformations et déplacements au niveau de l'échancrure ischio-pubienne. Ils sont détaillés dans le tableau II. Les déformations enregistrées au niveau de la face exopelvienne de l'échancrure ischio-pubienne étaient en traction sauf dans un cas (cotyle 10G). Le déplacement relatif entre les cornes cotyloïdiennes était plus fréquemment non

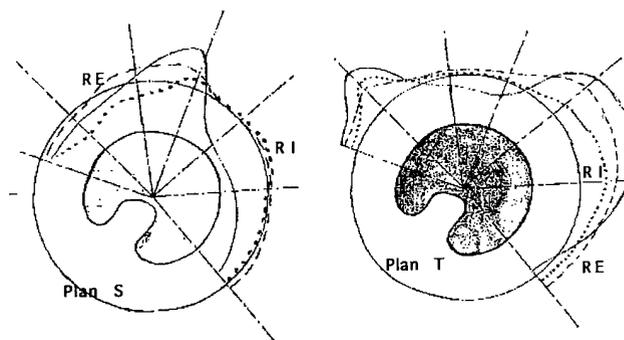


Fig. 4. — Déformations linéaires péricotyloïdiennes du cotyle 3G. A gauche, les déformations circonférentielles, à droite, les déformations normales.

L'influence des rotations fémorales a été étudiée : en pointillés longs, la rotation externe, en pointillés courts, la rotation interne.

Tableau IV. — Déformations péricotyloïdiennes linéaires normales au pourtour cotyloïdien du côté de la charge en appui unipodal, à 600 Newtons

	Post			Ant.			
	J1	J2	J3	J4	J5	J6	J7
C3G	0	+ 150	+ 150	- 80	- 50	+ 200	+ 50
C4D	0	0	0	- 100	+ 200	d.n.r.	- 100
C4G	- 200	0	+ 50	- 200	+ 100	+ 80	+ 80
C5D	+ 80	- 120	+ 200	0	- 600	+ 100	+ 120
C5G	- 100	+ 200	+ 50	- 140	+ 100	+ 100	+ 100
C6D	- 50	- 50	- 50	0	+ 200	+ 100	+ 50
C6G	+ 120	+ 120	+ 200	+ 200	- 50	0	- 400
C7D	0	- 100	+ 50	- 80	+ 200	- 70	+ 150
C7G	+ 120	+ 100	+ 100	+ 120	+ 200	+ 100	+ 100
C8D	+ 30	- 100	+ 150	+ 300	+ 100	+ 20	+ 20
C8G	+ 100	- 50	- 70	- 100	+ 50	- 150	+ 20
C9D	+ 150	+ 70	+ 100	+ 100	+ 150	+ 150	+ 200
C9G	+ 50	+ 20	+ 50	+ 60	+ 50	- 100	+ 70
10D	+ 100	+ 100	+ 100	+ 120	+ 100	+ 50	+ 200
10G	- 20	- 20	- 50	0	- 50	0	+ 30

Tableau V. — Classement des cotyles en fonction des déformations tectales péricotyloïdiennes. La déformation tectale du cotyle 6D se faisait en compression circonférentielle mais la déformation normale était nulle

Déformations tectales	Traction normale	Type d'équilibre	Compression normale	Type d'équilibre
Traction circonférentielle	4D, 6G, 7G, 8D, 9D, 9G	1, 2, 2, 2, 1, 1	3G, 7D, 8G	2, 2, 2
Compression circonférentielle	10D	1	4G, 5D, 5G, 10G	1, 1, 1, 1

significatif c'est-à-dire inférieur à l'intervalle de précision du capteur (80 micromètres) : 5G, 6D, 8G, 8D, 9G, 9D, 10G, 10D. Dans les autres cas, il s'agissait soit d'un rapprochement (3G, 4D, 6G), soit d'un écartement (cotyle 5D). Les déformations enregistrées sur la face endopelvienne de la lame quadrilatère étaient variables, parfois en traction, parfois en compression.

Les déformations angulaires sont indiquées dans le tableau VI. Les déformations négatives traduisent une ouverture des rosettes, et inversement. Dans la majorité des cas, les déformations angulaires traduisent un élargissement de la paroi

postérieure (sauf 2 cas : 8G et 10G). La paroi antérieure se trouve élargie dans 7 cas, mais se ferme dans 3 cas (9G, 9D, 5D). Aucune relation particulière n'a pu être mise en évidence entre les déformations angulaires et le type d'équilibre.

DISCUSSION

Les déformations péricotyloïdiennes et les déplacements intercornes sont variables d'un bassin à l'autre mais aussi d'un cotyle à l'autre du même bassin. Les variations d'un bassin à l'autre peuvent être expliquées par les différences morphologiques et les différences de texture osseuse. Sedel

Tableau VI. — Déformations angulaires en degrés. Une déformation angulaire positive traduit une fermeture de la rosette. Une déformation angulaire négative traduit une ouverture de la rosette

	Post			Ant.			
	J1	J2	J3	J4	J5	J6	J7
C5D	- 0,01	d.n.r.	- 0,1	+ 0,09	+ 0,01	d.n.r.	- 0,15
C5G	0	- 0,01	0	0	- 0,03	- 0,03	+ 0,04
C6D	+ 0,01	- 0,01	- 0,02	0	0	- 0,05	+ 0,01
C6G	+ 0,08	- 0,02	- 0,02	- 0,02	- 0,05	- 0,01	+ 0,07
C8D	d.n.r.	0	- 0,02	+ 0,03	- 0,01	- 0,02	- 0,03
C8G	+ 0,01	+ 0,02	+ 0,05	- 0,02	0	- 0,04	+ 0,01
C9D	0	0	- 0,02	- 0,01	+ 0,01	+ 0,01	d.n.r.
C9G	- 0,01	0	- 0,01	+ 0,01	+ 0,01	+ 0,02	+ 0,02
10D	+ 0,01	0	0	- 0,02	- 0,03	+ 0,01	+ 0,04
10G	d.n.r.	- 0,01	- 0,03	+ 0,03	d.n.r.	- 0,02	- 0,03

d.n.r. = données non recueillies.

et col. (10), mesurant l'énergie absorbée sur une série de 15 bassins, avaient également noté les variations d'un squelette à l'autre. Dans notre expérimentation, le protocole expérimental a subi quelques variations, mais il est resté inchangé pour les 8 derniers bassins testés.

Les différences de comportement entre les deux cotyles d'un même bassin peuvent être expliquées par les modifications du squelette pendant l'intervalle de temps séparant les montées en charge du côté gauche et du côté droit. Celui-ci n'a pas excédé 4 jours sauf pour la manipulation N°1 où il était de 12 jours. Des mesures extensométriques ont été effectuées sur le bassin N°1 à 12 jours d'intervalle sur l'anneau pelvien. Les déformations sont apparues inchangées. L'effet du temps sur les propriétés mécaniques du squelette conservé au réfrigérateur standard reste à déterminer plus précisément. L'assèchement des surfaces de glissement et la disparition de toute lubrification peut modifier le contact des deux surfaces articulaires, même dans une expérimentation statique. Les différences entre côté droit et gauche peuvent enfin être expliquées par l'asymétrie du bassin.

L'interprétation des déformations peut, avec ces réserves, être tentée, surtout si l'on considère les côtés droits testés rapidement après la décongélation du squelette (Figure 5).

Si l'on considère les déformations circonférentielles péricotyloïdiennes, la traction circonférentielle tectale est facile à comprendre si l'on envisage

la fermeture du cotyle sous l'influence de la tête fémorale en charge. Les deux parois ont alors tendance à rapprocher leurs cornes avec rétrécissement en superficie de l'échancrure ischio-pubienne (12 cas) :

- avec le cotyle 1D, la zone de traction tectale était entourée de compression sur le pourtour des parois suggérant un aplatissement de celles-ci, et donc une ovalisation du cotyle (3G, 4D) ;
- avec le cotyle 1G, la zone de traction tectale était plus étendue ;
- avec les cotyle 6G et 9G, la paroi antérieure était bordée de traction, ce qui suggère une fermeture de la concavité de la paroi antérieure, alors que la paroi postérieure aurait au contraire plutôt tendance à s'aplatir ;
- avec les cotyles 7D, 7G, 8D, 8G et 9D, les deux parois cotyloïdiennes ont tendance à se refermer

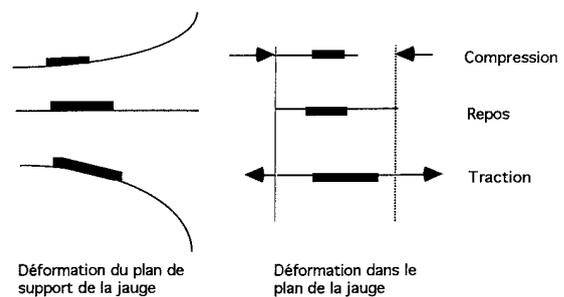


Fig. 5. — Interprétation de la déformation des jauges unidirectionnelles.

puisqu'elles sont bordées de zones de traction aussi bien en avant qu'en arrière.

Dans cette première catégorie, on note le rapprochement des cornes dans 3 cas (3G, 4D, 6G). Ce rapprochement est logique si l'on suppose que le cotyle se ferme. Il est accompagné de traction sur la face latérale de l'échancrure ischio-pubienne. On peut imaginer un enroulement des parois sur la tête fémorale expliquant le rapprochement en superficie et la traction au niveau de l'arrière-fond.

Dans les 7 autres cas où il existait une compression circonférentielle dans la région tectale, on peut imaginer une répartition prédominante de la charge sur les parois cotyloïdiennes qui sont repoussées, provoquant une ouverture de l'anneau cotyloïdien au niveau de l'échancrure ischio-pubienne, et donc une compression au niveau de la zone charnière entre les deux parois qu'est le toit.

Il est intéressant de noter qu'un écartement des cornes cotyloïdiennes a été retrouvé dans un cotyle de la deuxième série, où l'hypothèse est celle d'une ouverture de l'anneau pelvien (5D). Les parois cotyloïdiennes sont d'ailleurs bordées de zone de compression évoquant leur aplatissement. Une traction considérable a logiquement été retrouvée sur la jauge située sur la face exopelvienne de l'échancrure ischio-pubienne.

Si l'on considère les déformations normales, une compression au niveau du toit suggère l'existence d'une force appliquée sur la périphérie du croissant cartilagineux (7 cas). Cette hypothèse est en conformité avec celle de Afoke *et col.* (1), ayant étudié les pressions cotyloïdiennes par films sensibles sur 5 pièces cadavériques. Ces auteurs concluaient à un gradient latéro-médial de pression au niveau de la zone portante tectale.

Dans 7 autres cas, il existe au contraire une traction normale au pourtour cotyloïdien. L'interprétation de cette déformation est plus délicate. Il faudrait alors imaginer la possibilité d'un point d'application plus médial de la force résultante de la tête fémorale sur le croissant articulaire, laissant la partie périphérique (sourcil cotyloïdien) non en charge. C'est peut être possible lorsque la tête fémorale a un diamètre inférieur à celui du croissant cotyloïdien.

Il est plus difficile de concilier ces explications

avec l'observation des déformations circonférentielles faite initialement. Par exemple pour le cotyle 5D, il existe une compression tectale normale et circonférentielle au plan d'ouverture. Il faut donc admettre que la tête fémorale comprime la partie périphérique du toit et repousse la partie basse des parois, induisant une ouverture du cotyle, comme si sa taille était excessive pour la taille du cotyle. Au contraire, si l'on considère les cotyles 4D, 6G, 8D ou les parois s'enrouleraient sur la tête, on retrouve une traction normale tectale. Cette traction normale n'est pas illogique si l'on considère que la tête fémorale exerce sa pression sur la partie la plus médiale du croissant articulaire, comme si sa taille était légèrement inférieure à celle du cotyle.

On pourrait donc proposer sur ces quelques observations encore fragmentaires, un essai de classification des cotyles en deux catégories :

— ceux où la tête fémorale s'appuie à la périphérie du croissant articulaire, repoussant les cornes cotyloïdiennes, où l'on s'attend à retrouver une compression tectale normale au pourtour cotyloïdien, et un écartement des parois avec ouverture de l'anneau cotyloïdien autour du toit charnière (compression tectale circonférentielle), et écartement des cornes cotyloïdiennes par ouverture de l'anneau cotyloïdien. L'écartement des parois s'accompagne d'une traction au niveau de l'arrière-fond. Le cas typique en serait le cotyle 5D (Figure 6).

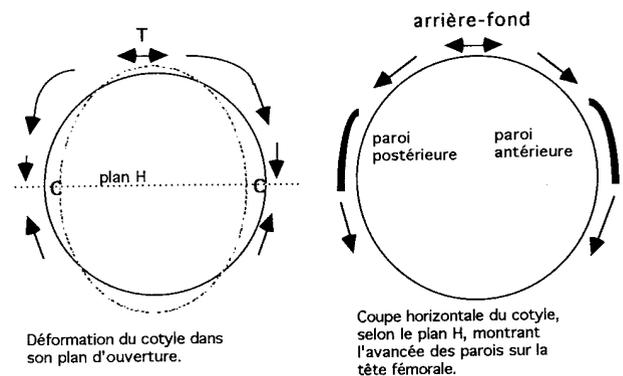


Fig. 6. — Schémas illustrant la déformation des cotyles de la première série (rapprochement des cornes, ovalisation du cotyle).

— ceux où les parois s'enroulent sur la circonférence de la tête fémorale. Celle-ci s'appuierait plutôt sur la partie médiale du croissant articulaire. Elle engendrerait une traction tectale normale au pourtour cotyloïdien. L'enroulement des parois sur la tête fémorale se traduirait par un rapprochement des cornes en superficie avec traction dans l'arrière-fond. La traction tectale circonférentielle pourrait être expliquée par la fermeture de l'anneau cotyloïdien avec rapprochement des cornes cotyloïdiennes. C'est le cas typique des cotyles 3G, 4D, 6G (Figure 7).

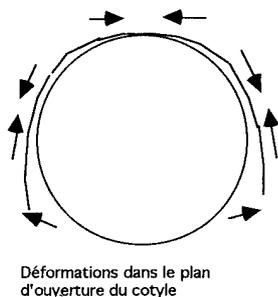


Fig. 7. — Schéma montrant les déformations circonférentielles d'un cotyle de la deuxième série dans son plan d'ouverture.

Il est difficile de situer les autres cotyles dans telle ou telle catégorie. La conclusion est probablement qu'il faut se garder d'expliquer de façon univoque les déformations péricotyloïdiennes, qui sont complexes. Dans la première catégorie de cotyles, l'équilibre de type 1 semble prédominant (5 cas sur 5), alors que l'équilibre de type 2 est plus fréquent dans la deuxième catégorie (6 cas sur 9). Il existe probablement au cours du cycle de la marche des instants proches de l'équilibre de type 1 (attaque et passage du pas), et d'autres instants plus proches de l'équilibre de type 2 (pas postérieur). Il n'est donc pas exclus que le même cotyle se déforme différemment au cours du pas, avec une alternance de rapprochement et d'écartement des cornes.

Les déformations circonférentielles sont apparues d'amplitude moyenne supérieure aux déformations normales avec une prédominance au niveau du toit (J3 et J4 ont les moyennes d'amplitude les plus élevées). Par contre les amplitudes

moyennes sont comparables sur les deux parois antérieure et postérieure. Ce gradient d'amplitude des parois vers le toit n'est pas retrouvé avec les déformations normales.

Le rôle des actions musculaires dans les déformations osseuses a été évoqué dans certains modèles mathématiques (3). Ainsi, les fessiers induiraient logiquement de la compression le long de la corticale latérale de l'aile. Dans l'équilibre de type 1, les câbles les plus antérieurs de notre modèle se tendent, ce qui pourrait engendrer de la compression normale au niveau de la jauge 5. Dans l'équilibre de type 2 où les câbles les plus postérieurs du groupe fessier se tendent, des zones de compression normales plus postérieures devraient être retrouvées (jauges 2, 3 et 4). L'étude de nos résultats ne confirme pas cette hypothèse. L'étude en éléments finis précitée (3) ne retrouve pas non plus de contrainte importante dans la périphérie immédiate de l'anneau cotyloïdien.

En conclusion, les déformations osseuses péricotyloïdiennes semblent régies par la forme et la taille de la tête fémorale, ainsi que par la direction de la réaction exercée par la tête fémorale sur le cotyle. L'adaptation de la forme du cotyle à la tête fémorale a déjà été soulignée par de nombreux auteurs. Greenwald et Haynes (6), Afoke *et col.* (2) avaient décrit l'état d'équipotence aux charges physiologiques. Cette adaptation du cotyle à la forme de la tête fémorale surviendrait très rapidement pour des charges inférieures à 300N, et serait due à la souplesse du cartilage. Cependant, il ressort de nos résultats que des déformations continuent à se produire sous de plus fortes charges, devenant significatives à partir de 300 à 400N par tête fémorale.

BIBLIOGRAPHIE

1. Afoke N. Y., Byers P. D., Hutton W. C. Contact pressures in the human hip joint. *J. Bone Joint Surg.*, 1987, 69-B, 536-541.
2. Afoke N. Y. P., Byers P. D., Hutton W. C. The Incongruous Hip Joint: a Casting Study. *J. Bone Joint Surg.*, 1980, 62-B, 511-4.
3. Carter D. R., Vasu R., Harris W. H. Stress distribution in the acetabular region. Effects of cement thickness and metal backing of the total hip replacement. *J. Biomech.*, 1982, 15, 165-70.

4. Emmet J. Measurements of the acetabulum. Clin. Orthop., 1967, 53, 171-174.
5. Goodfellow J. W., Bullough P. G. Studies on age changes in the human hip joint. J. Bone Joint Surg., 1968, 50-B, 222.
6. Greenwald A. S., Haynes D. W. Weight Bearing Areas in the Human Hip Joint. J. Bone Joint Surg., 1972, 54-B, 157-163.
7. Greenwald A. S., O'Connor J. J. The transmission of load through the human hip joint. J. Biomechanics, 1971, 4, 507-528.
8. Massin P., Landjerit B., Roy Camille R., Thourot M., Jacquard-Simon N. Les déformations du cotyle en charge avant et après implantation prothétique. Étude expérimentale par extensométrie. Rev. Chir. Orthop., 1993, 79, 89-98.
9. Rabischong P., Bonnel F., Oonhishi H., Asaada P., Micallef J. P. Comportement biomécanique du bassin à l'état normal et avec prothèse totale de hanche. Rev. Chir. Orthop. 1977, Suppl. II (63), 95-100.
10. Sedel L., Derethe P., Christel P. Mesure sur simulateur de l'amortissement d'une hanche normale et prothésée. Rev. Chir. Orthop., 1977, Suppl. II (63), 100-107.
11. Teinturier P., Terver S., Jaramillo C. V., Besse J. P. La biomécanique du cotyle. Rev. Chir. Orthop., 1984, Suppl. II (70), 41-46.

SAMENVATTING

P. MASSIN, E. VANDENBUSSCHE, B. LANDJERIT. Experimentele studie van de deformatie van het acetabulum, bij monopodale belasting.

Deze studie berust op een experimentele techniek, waarbij de monopodale belasting statisch wordt geproduceerd op een vers skeletonderdeel, omvattend de onderste 2 lendenwervels, het bekken en de 2 femora. De peri-acetabulaire misvormingen werden bepaald door extensometrie, in unipodale belasting, bij 10 bekkens, die beiderzijds getest werden, hetzij 20 acetabula. Circumferentiële deformaties en variaties van het peri-acetabulaire bot werden geobserveerd, variërend volgens de bekkens en, voor eenzelfde pelvis, variërend tussen

rechts en links. De simultane studie van de misvormingen van het foramen obturatum en van de relatieve verplaatsing tussen anteriore en posteriore facies lunata maakt een tridimensionele interpretatie mogelijk van de misvormingen van het acetabulum, wanneer men een onderscheid maakt tussen 2 groepen : de acetabula die onder de druk van de femurkop opengaan, met grotere afstand tussen de anteriore en posteriore facies lunata en anderzijds de acetabula, die het caput omsluiten, met uitpuiling naar lateraal van de wanden en versmalling van de spatie tussen de facies lunatae. De acetabulum-misvorming is zodoende hoofdzakelijk beïnvloed door de vorm van het caput femoris en weinig beïnvloed door de gesimuleerde werking van het spierstelsel.

SUMMARY

P. MASSIN, E. VANDENBUSSCHE, B. LANDJERIT. Experimental study of the acetabular wall deformations in unipodal stance.

This work is based on an experimental simulation of unipodal stance using skeletons obtained from fresh nonembalmed cadavers, including pelvis, the two last lumbar vertebrae, and both femurs. Periacetabular deformations in unipodal stance were recorded in 10 pelvises, which were bilaterally tested (20 acetabuli). Measurements concerned circumferential deformations (tangential to the periphery of the acetabulum), and normal deformations (perpendicular to the periphery of the acetabulum). Deformations of the medial wall and relative displacements between both acetabular walls were simultaneously recorded. A tridimensional interpretation of acetabular deformations is proposed based on the following classification : acetabuli in which the acetabular notch widens and acetabuli in which the acetabular notch closes itself with lateral displacement of the acetabular walls on the circumference of the femoral head. Acetabular deformations appeared dependent on the shape of the femoral head, but were not influenced by the action of the muscular model.