

# Análisis biomecánico de la cadera antes y después de la artroplastia total en casos de artrosis idiopática y displásica

KVEDERAS, G., y PORVANECKAS, N.

Universidad de Vilnius. Facultad de Medicina. Clínica de Ortopedia.

**RESUMEN:** Se presenta un análisis biomecánico de la articulación de la cadera en casos de osteoartritis idiopática y displásica antes y después de la artroplastia total de la cadera. La finalidad del estudio fue la comparación de la carga, la tensión y los parámetros que pueden determinar estos índices. Se seleccionaron radiografías de 75 pacientes sometidos a la artroplastia total de la cadera entre 1991-1999 (el número total de intervenciones fue de 836). Se comparó la radiografía de antes con la de después de la intervención. La carga media después de la intervención en el caso de artrosis displásica fue un 23,6% mayor que en los pacientes con artrosis idiopática. Tras de la artroplastia total de cadera, la carga y la tensión en el caso de artrosis idiopática y displásica casi se igualaron.

**Conclusión:** Datos postoperatorios muy similares demuestran que los componentes acetabulares femorales se habían implantado de forma idéntica.

**PALABRAS CLAVE:** Artrosis idiopática. Cadera displásica. Artroplastia total de la cadera. Carga. Tensión.

## Biomechanical analysis of the hip before and after total arthroplasty for idiopathic and dysplastic arthrosis

**ABSTRACT:** A biomechanical analysis was made of the hip joint in cases of idiopathic and dysplastic osteoarthritis before and after total hip arthroplasty. Load, resistance, and parameters determinant of these indexes were compared. Radiographs of 75 patients who underwent total hip arthroplasty in 1991-1999 were selected (836 interventions). Radiographic findings before and after the intervention were compared. The mean load after the intervention in patients with dysplastic arthrosis was 23.6% greater than in patients with idiopathic arthrosis. After total hip arthroplasty, load and resistance were similar in patients with idiopathic and dysplastic arthrosis.

**Conclusions:** The postoperative data shows no differences in the results of femoral acetabular implantation in patients with idiopathic and dysplastic hip arthrosis.

**KEY WORDS:** Idiopathic arthrosis. Dysplastic hip. Total hip arthroplasty. Load. Resistance.

La prótesis total de cadera se implanta tanto en la coxartrosis primaria como en la cadera displásica. En este último caso, la intervención es normalmente más complicada, en especial en las displasias avanzadas. Para asegurar la larga duración de la prótesis de la articulación de la cadera, debe restaurarse completamente o casi normalmente<sup>1</sup> la anatomía del paciente operado. Esta es una condición indispensable para

la biomecánica óptima de la articulación. Es bastante sencillo optimizar la posición de la cadera en casos de artrosis primaria de la articulación de la cadera; no obstante, en casos de displasia de grado II y III, el acetábulo óseo está muy deformado y luxado. En casos especialmente complicados de grado IV, la cabeza femoral, muy luxada y desconectada de la pelvis no tiene superficie artrítica, por lo tanto el componente acetabular de la prótesis es implantado en la región rudimentaria del pseudoacetábulo<sup>2</sup>. Cuando la parte craneal del acetábulo está dañada, en la mayoría de los casos está indicada la osteoplastia con hueso autólogo. Se suele observar una anteversión incrementada del cuello femoral y un amplio ángulo CCD. Estos cambios han de corregirse durante la intervención quirúrgica. Mientras se corrige la anteversión en un canal estrecho deformado, no siempre resulta

*Correspondencia:*

Dr. NARUDA PORVANECKAS  
Liudo Giros, 94-6  
LT 2035 Vilnius  
Lithuania

Recibido: Enero de 2001.  
Aceptado: Marzo de 2001.

posible aplicar el componente femoral del tamaño o forma deseados, y de ese modo restaurar la distancia entre el centro de la parte craneal de la prótesis y el eje del canal femoral. En algunos casos este es el motivo de una biomecánica deficiente de la articulación. El objetivo del presente trabajo fue comparar las condiciones biomecánicas de la articulación de la cadera de pacientes hospitalizados después de una intervención de prótesis total con artrosis primaria y displásica, y evaluar la restauración postoperatoria de la anatomía en la articulación de la cadera displásica.

## MATERIAL Y MÉTODO

El material de estudio consistió en radiografías de la articulación de la cadera antes y después de la intervención de 836 pacientes operados entre 1991 y 1999. Para realizar los cálculos biomecánicos, necesitábamos las radiografías de la posición anterior (AP) de la articulación de la cadera antes y después de la operación. Fueron realizadas con el paciente acostado, ambas tibias colgando verticalmente desde el borde de la mesa para asegurar una posición de rotación neutra. Asimismo, la pelvis tenía que estar totalmente aplastada contra la superficie de la mesa de forma que el plano sagital de la pelvis estuviera vertical a la mesa y no desviado hacia cualquiera de los lados del eje del cuerpo. En dichas radiografías tanto la espina femoral anterior superior como los 2 tercios superiores del fémur podían verse claramente; además, la radiografía incluía ambos trocánteres mayores. Las radiografías que eran de pequeño tamaño o a las que les faltaba el contorno anatómico indispensable para los cálculos o con una proyección errónea quedaron excluidas del estudio. De los citados casos, seleccionamos radiografías pre y postoperatorias de 75 pacientes (9%). De éstas, 15 radiografías (20%) fueron analizadas después de una prótesis bilateral de la articulación de la cadera. La edad de los pacientes era de 35 a 84 años, la media de 59,3 años. De ellos, 35 padecían artrosis primaria y 40 artrosis displásica. De estos últimos pacientes, 16 tenían displasia de grado I, 13 de grado II y 6 de grado III según Porvaneckas et al<sup>3</sup>. Las displasias de grado IV quedaron excluidas, ya que en esos casos los parámetros biomecánicos difieren de los normales<sup>2</sup>. En 3 casos, se realizó la osteoplastia de la parte craneal del acetábulo debido a su cobertura deficiente. En un paciente, se realizó osteotomía de resección del fémur por debajo del trocánter mayor. En ambos grupos, las mujeres eran aproximadamente la mitad de los pacientes, 24 (60%) en el primer grupo y 26 (74%) en el segundo grupo.

En nuestro estudio, utilizamos el método modificado de Legal<sup>4</sup> que reunía los anteriores cálculos de Pauwels<sup>5</sup>, Amtmann y Kummer<sup>6</sup> y Roesler y Hamacher<sup>7</sup>. Este método permite una evaluación fiable y simplificada de la biomecánica de la articulación de la cadera. Para una mayor simplificación, hemos supuesto que la marcha era lenta, su aceleración y desaceleración pequeñas, y las fuerzas de inercia

insignificantes, es decir, las fases separadas de marcha son consideradas como un estado estático. La carga máxima corresponde a la fase en la cual la pierna de soporte está por delante de la pierna libre; por lo tanto se realizó el análisis biomecánico de la carga en la articulación únicamente para esa fase de la marcha. Se proyectaron todas las fuerzas en un plano frontal. Kummer<sup>8</sup> mantiene que el efecto de tal simplificación sobre los resultados es insignificante, al estar las diferencias dentro de los límites del error normal. No se aplicó el cálculo de la carga espacial debido a que era impracticable y por falta de muestras radiológicas adicionales. Asimismo, se carecía de datos sobre las propiedades mecánicas del tejido cartilaginoso, tampoco se tuvo en cuenta su respuesta a la carga.

Se realizaron los cálculos mediante equiparación de la carga de la articulación con la fase de marcha lenta cuando el sujeto que andaba estaba apoyado sobre un pie, estando el otro levantado. En este caso, el peso corporal  $G_5$  (fig. 1)<sup>9</sup> que recae sobre la cabeza femoral está formado por el tronco, la cabeza, los 2 brazos y una pierna. Como la carga solamente es aceptada por una articulación, es necesaria una

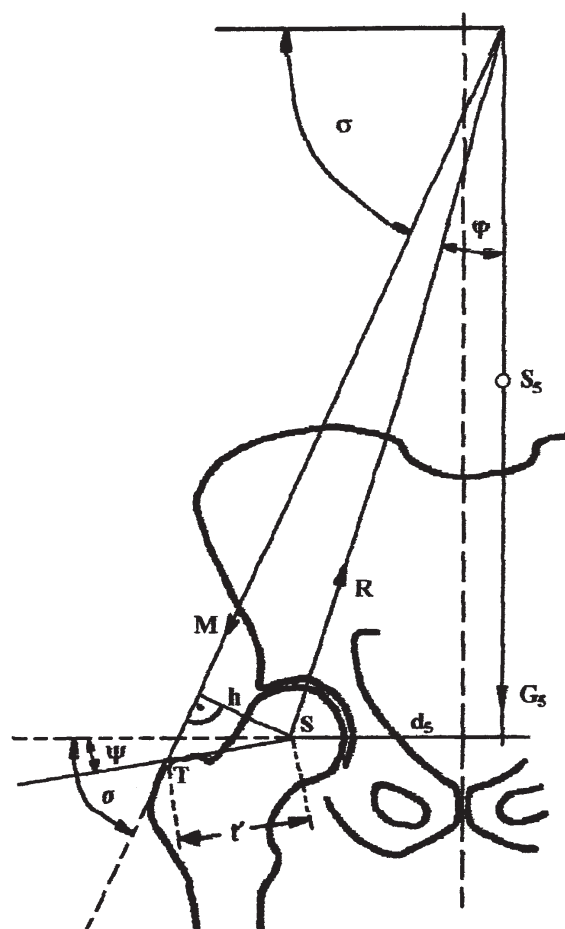


Figura 1. Dibujo de la carga en la cadera durante la fase de apoyo en la marcha lenta.

fuerza grande de los músculos abductores para soportar la pelvis sobre el lado de la pierna levantada. Esta fuerza aumenta de forma considerable la carga de la cadera, comparada con el caso en el cual la carga recae en ambos pies. De este modo, se forma un sistema equilibrado de palancas con el centro en el punto C de la cabeza femoral. El peso corporal parcial  $G_5$  que pasa verticalmente a través del centro de gravitación  $S_5$ , actúa sobre la palanca a través del brazo  $d_5$  (se calculó la longitud de la palanca del peso corporal  $d_5$  de conformidad con  $d_6$  (distancia entre el centro de la cabeza femoral y del plano sagital). Roesler y Hamacher<sup>7</sup> informan que  $d_5$  es 1,2 veces mayor que  $d_6$  ( $d_5 = 1,2 * d_6$ ). Desde el lado opuesto, los abductores de la articulación de la cadera actúan (la resultante M con el brazo h). La dirección del punto M de la resultante coincide con la dirección de la fuerza muscular abductora-cadera. De este modo, obtenemos la igualdad:  $h * M = d_5 * G_5$  (1). El valor numérico de la resultante R es igual a la suma de vectores M y  $G_5$ .

La distancia entre el punto de fijación del músculo T y el centro de la cabeza femoral es el brazo de palanca  $t'$  de los abductores de la cadera. Inman<sup>10</sup>, Kummer<sup>11</sup>, McLeish y Charnley<sup>12</sup> y Debrunner<sup>13</sup> mostraron que el punto T está situado en el lado superior lateral del trocánter, donde el contorno vertical se vuelve horizontal. El ángulo  $\psi$  está formado por el brazo  $t'$  con la línea horizontal y  $\phi$  es el ángulo en el cual los abductores de la cadera realizan la palanca. Es imposible medir el ángulo  $\phi$  en las radiografías. Los experimentos demuestran que incluso en casos de patología, el ángulo  $\phi$  varía entre  $65^\circ$  y  $75^\circ$ , por lo tanto, en nuestros cálculos utilizamos su valor experimental medio,  $70^\circ$ . El ángulo  $\delta$  muestra la desviación de la resultante R de la posición vertical. El plano sagital del cuerpo en una muestra de radiología anterior estándar de la pelvis es una perpendicular trazada a través de la mitad de la línea que une las roturas transversales a ambos lados del acetábulo. Para determinar estos parámetros, basta con una muestra de radiologías anteriores standard de la pelvis (fig. 2)<sup>9</sup>.

La suma de los vectores que cruzan el punto C es igual a cero:  $M + R + G_5 = 0$  (2). Al proyectar las fuerzas en los planos vertical y horizontal (fig. 3)<sup>9</sup>, obtenemos:  $R_v = M_v + G_5$  (3),  $H_H = M_H$  (4). Aquí,  $R_v$  y  $M_v$  son las proyecciones R y M en el eje vertical, y  $R_H$  y  $M_H$  son proyecciones en el eje horizontal. Sustituamos el valor h en la fórmula (1):  $h = t' \cdot \sin(\delta - \psi)$  (5). Utilizando los ángulos  $\delta$  y  $\phi$ , de las fórmulas (3) y (4) obtenemos:  $R \cdot \cos \delta = M \cdot \sin \phi + G_5$  (6),  $R \cdot \sin \delta = M \cdot \cos \phi$  (7). Reajustamos las fórmulas obtenidas:  $R/G_5 = \cos \phi / \cos(\phi + \delta)$  (8),  $M/G_5 = \sin \phi / \cos(\phi + \delta)$  (9),  $\cot \delta = \tan \phi (t'/d_5 \cdot \cos \psi + 1) - t'/d_5 \cdot \sin \psi$  (10). Sustituyendo el valor  $\delta$  de la fórmula (10) en (8) y (9) obtenemos los significados relativos de  $R/G_5$  y  $M/G_5$ . Estos resultados muestran una dependencia relativa de la carga y del músculo resultante en el peso de cada caso individual.

Según Kummer<sup>11</sup>, la tensión p sobre la articulación de la cadera depende de varios factores.

1. El valor de la resultante R de todas las fuerzas;
2. El área de las superficies que soportan el peso;
3. La articulación donde la resultante R cruza la superficie de soporte y la distribución de fuerzas en la articulación.

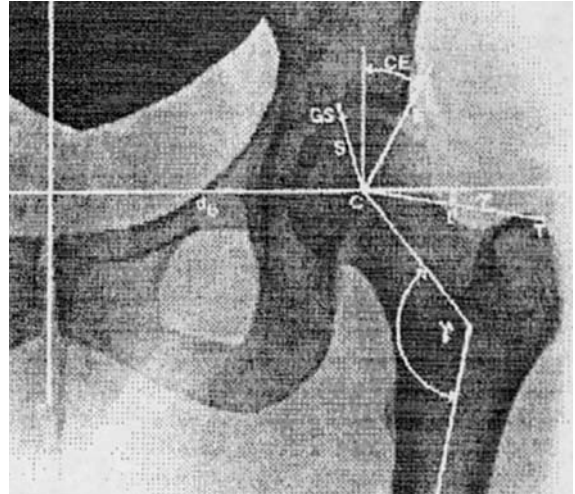


Figura 2. Parámetros geométricos de la cadera que son necesarios para un análisis biomecánico:

Punto C: centro de la cabeza femoral.

Punto T: lugar de inserción de los abductores de la cadera en el trocánter mayor.

Punto E: borde superior del acetábulo.

Distancia  $d_6$ : distancia perpendicular del eje longitudinal del cuerpo a través del centro de gravedad  $S_6$  desde el centro de la cabeza femoral C.

Distancia  $t'$ : distancia entre C y T.

Distancia S: radio de la cabeza femoral.

Ángulo  $\gamma$ : ángulo CCD proyectado.

Ángulo  $\psi$ : ángulo entre las extensiones de  $d_6$  y  $t'$ .

Ángulo CE: ángulo entre una línea paralela al eje longitudinal del cuerpo a través del centro C de la cabeza femoral y una línea de C al borde E acetabular superior.

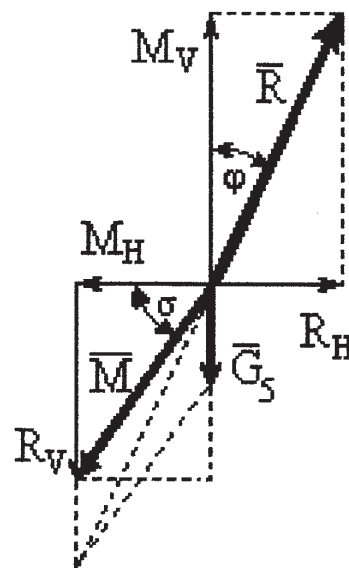


Figura 3. Diagrama de los vectores de fuerza en el estado de equilibrio estático y durante la fase de apoyo en la marcha lenta.

En nuestro cálculo, hicimos algunas suposiciones:

1. Buscamos el valor de tensión más elevado.
2. La tensión está distribuida uniformemente sobre la superficie F de la articulación que soporta el peso.
3. Las fuerzas p de tensión parcial son verticales a la superficie de la articulación.
4. Las superficies de la articulación son esféricas, congruentes, lisas, lubricadas.

La tensión de la articulación de la cadera es la proporción de la resultante R y de la superficie de soporte del peso:  $p = R/F$  (11). F es el área en la cual se distribuye la carga máxima. El plano de soporte es simétrico respecto de la resultante R y se calcula como sigue:  $F = \delta^2 S^2 \cdot \text{sen} \delta$  (12). En esta fórmula, S es el radio de la cabeza femoral y  $\delta$  es el ángulo entre la resultante R y el borde lateral del acetábulo en el plano frontal:  $\delta = CE + \delta$  (13). Dicho cálculo del área de soporte es factible en aquellos casos en los que el punto C está en el plano de la incurvación acetabular. Como en muchos casos el acetábulo no abarca la mitad de la cabeza femoral, hemos utilizado un método más preciso de cálculo sugerido por Legal (4), en el cual introdujimos proyecciones arbitrarias EV y ED (fig. 4)<sup>9</sup> correspondientes a los lados anterior y posterior del acetábulo. En la radiografía anterior estándar de la pelvis, el punto E es el lado lateral superior del acetábulo; D es el lugar donde el contorno inferior de la cabeza femoral cruza el lado inferior posterior del acetábulo. V es el punto más bajo y lateral de la rotura transversal acetabular. El ángulo DEV está dividido en 2 partes por la línea EW que es la proyección del plano principal de incurvación acetabular. Para calcular con mayor precisión el área de la superficie de soporte, se introdujo la dimensión y (el valor que denotaba la profundidad del acetábulo), que en la radiografía marca la distancia más corta entre el punto C y la línea EW. De este modo, obtenemos que el área de la superficie de soporte sea  $F = a \cdot b \cdot (\delta - 2 \cdot A \cdot (1 - A^2)^{0.5} - 2 \cdot \text{arcsen} A)$  (14), donde  $a = (S^2 - y^2)^{0.5}$  (15),  $b = a/S - (a \cdot \text{sen} \delta + y + \cos \delta)$  (16),  $A = 1 - S/b \cdot \text{sen} \delta$  (17).

Se evaluó el intervalo fiable de todas las dimensiones con una probabilidad de error de 0,05. Se compararon los parámetros medios de ambos grupos utilizando la prueba t de Student.

## RESULTADOS

Estudiamos las muestras de radiologías de 75 pacientes con la ayuda del modelo de carga de Legal<sup>4</sup> y el análisis de tensión  $p_{GL}$ <sup>9</sup>. De estos pacientes, 40 sufrían de artrosis primaria de la articulación de la cadera (grupo A) y 35 de artrosis displásica de la articulación de la cadera (grupo B). Evaluamos la carga, la tensión y las dimensiones separadas de la articulación de la cadera utilizadas en nuestros cálculos.

La dirección media de la carga antes de la endoprótesis en el grupo A de artrosis primaria era de  $13,91 \pm 0,22^\circ$

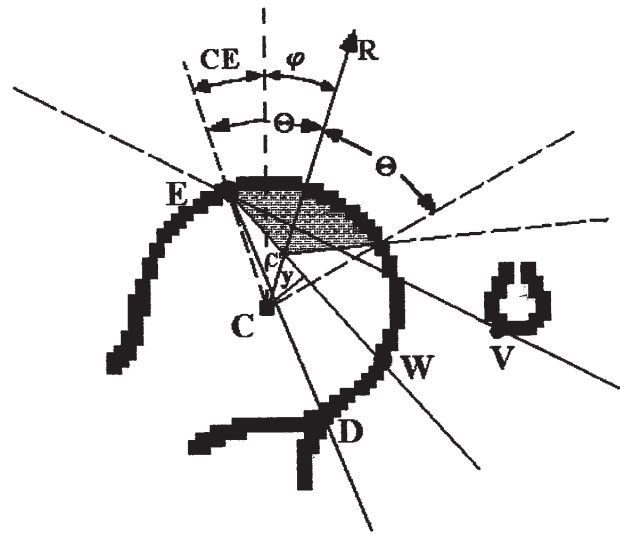


Figura 4. Véase el área de la superficie de la carga por el peso corporal cuando el acetábulo cubre menos de la mitad de la cabeza femoral.

( $12,13-15,67^\circ$ ). En el grupo B de artrosis displásica antes de la intervención, el ángulo  $\psi$  era mayor  $-15,04 \pm 0,22^\circ$  ( $14,01-16,37^\circ$ ). Después de una intervención de artroplastia total, en el grupo A el ángulo medio de la acción de carga aumentaba aunque ligeramente —del 1,2% hasta  $14,07 \pm 0,24^\circ$  ( $12,87-15,92^\circ$ ), en el grupo B disminuía del 5,6% a  $14,20 \pm 0,22^\circ$  ( $13,22-15,81^\circ$ ). Según la prueba t de Student, en ambos grupos los valores medios del ángulo  $\psi$  eran iguales a la fiabilidad  $p = 0,05$ .

En el grupo A de coxartrosis primaria el índice  $d_0$  antes de la intervención alcanzaba un promedio de  $112,10 \pm 2,47$  mm ( $93-133$  mm) y después de la intervención  $105,00 \pm 1,88$  mm ( $91-115$  mm). En el grupo A, la medialización media era igual a  $7,10 \pm 1,65$  mm (de  $-3$  a  $22$  mm). De los 40 casos, únicamente en 2 la distancia entre la cabeza femoral y el plano sagital después de la intervención endoprotésica total de la articulación de la cadera aumentaba y en un caso seguía siendo la misma. En el grupo B de artrosis displásica, antes de la intervención, el valor medio era elevado —  $124,62 \pm 2,86$  mm ( $111-145$  mm), y después de la intervención, el valor medio estadístico alcanzó  $108,91 \pm 2,74$  mm ( $94-129$  mm). En el grupo B, en los pacientes con coxartrosis displásica, la medialización media era igual a  $15,51 \pm 2,16$  mm (de  $-3$  a  $46$  mm), la medialización solamente falló en 1 de 35 casos.

El valor medio del ángulo  $\psi$  en el grupo A antes de la intervención era  $1,78 \pm 2,32^\circ$  (de  $-15$  a  $17^\circ$ ), después de la intervención  $-0,35 \pm 3,36^\circ$  (de  $-10$  a  $20^\circ$ ), y en el grupo B estos valores alcanzaron  $7,50 \pm 2,16^\circ$  (de  $-23$  a  $25^\circ$ ) y  $6,69 \pm 2,76^\circ$  (de  $-10$  a  $23^\circ$ ), respectivamente.

Antes de la prótesis, la palanca del abductor  $t'$  en los pacientes del grupo A con artrosis de articulación de cadera primaria alcanzó un promedio de  $64,53 \pm 2,61$  mm ( $50-83$  mm). En los pacientes del grupo B con artrosis displásica, la

palanca media era de  $53,88 \pm 2,78$  mm (36-76 mm). De este modo, en el grupo B la palanca del abductor antes de la intervención era más corta que en los pacientes del grupo y esta diferencia estaba predeterminada por la anatomía del fémur alterado displásicamente, es decir, el ángulo mayor CCD (media,  $138,5 \pm 2,5^\circ$ ) y el cuello femoral corto.

En la intervención endoprotésica total, en el grupo A, el valor medio  $t'$  era de  $61,13 \pm 2,88$  mm (42-78 mm). El valor  $t'$  aumentó en 12 casos y siguió sin cambios en 2 casos de 40. Disminuyó en promedio del 5,6%, es decir  $3,4 \pm 3,2$  mm (de -29 a 23 mm). En el grupo B, el valor medio  $t'$  era idéntico al del grupo A y alcanzó  $61,57 \pm 2,58$  mm (48-78 mm). El valor  $t'$  aumentó en 30 casos de 35 y su valor medio aumentó del 13,3%, es decir  $8,2 \pm 2,5$  mm (de -6 a 27 mm). Según el criterio  $t$  de Student, los valores postoperatorios medios de la palanca  $t'$  eran iguales a  $p = 0,01$ . Los valores  $t'$  y  $\psi$  de ángulo idénticos en ambos grupos en postoperatorio demuestran que la stipes femoris se había implantado de forma similar (tabla 1).

La carga media de los pacientes con artrosis displásica (grupo B) antes de la intervención era elevada  $-4,03 \pm 0,21$  (3,28-5,42) incluso en un 23,6% más elevada que en el grupo A ( $3,26 \pm 0,11$ , 2,50-4,53). Después de la intervención endoprotésica total, en el grupo A la carga media aumentó de forma insignificante (del 3,4%) hasta  $3,37 \pm 0,11$  (2,76-4,81). En el postoperatorio, la carga aumentó en 21 casos (52,5%) de 40. El incremento fue causado en mayor parte (hasta el 35%, es decir de 2,50 a 3,45) por un brazo de los abductores notablemente acortado y una medialización fallida. La disminución más notable —del 20% (de 3,62 a 2,90)— fue causada por el trocánter que estaba marcadamente lateralizado y el acetábulo medializado, aunque el ángulo  $\psi$  alterado aumentaba la carga. Tras la intervención endoprotésica total, en el grupo B, la carga media disminuyó incluso del 15,6% ( $3,40 \pm 0,13$ ). De 35 pacientes, el aumento solamente se observó en 5 (14,3%). El incremento  $R/G_5$

en los últimos 5 casos fue causado por una lateralización fallida del trocánter y parcialmente por un incremento del ángulo  $\psi$  que acortó la proyección de la palanca de los abductores, aunque el acetábulo estaba medializado con éxito en todos los pacientes. El mayor aumento postoperatorio de la carga alcanzó únicamente el 8% (de 4,19 a 4,55). La disminución máxima alcanzó incluso el 38% (de 6,51 a 4,01) y fue causada por una displasia notable de la articulación de la cadera (grado II) y la optimización de todas las cargas reduciendo los parámetros.

En el grupo A de artrosis primaria la tensión media relativa ( $p/G_5$ ) era de  $0,180 \pm 0,017$  cm<sup>-2</sup> (0,090-0,326 cm<sup>-2</sup>). En el grupo B de coxartrosis displásica, en un caso era imposible medir la tensión porque el ángulo de cobertura lateral (CE) era de  $-27^\circ$ , y la dirección de la carga en el plano frontal (16,99) no intersectaba la superficie de soporte del peso de la articulación, es decir que este paciente no podía mantenerse de pie con su pierna sana levantada. Antes de la intervención, en el grupo B la tensión media relativa alcanzó  $3,196 \pm 2,521$  cm<sup>-2</sup>, es decir que era incluso 17,6 veces más elevada que en el grupo A preoperatorio (tabla 1). En el grupo postoperatorio A, la tensión media relativa aumentó 1,77 veces hasta  $0,319 \pm 0,015$  cm<sup>-2</sup> (0,247-0,453 cm<sup>-2</sup>). Se descubrió que la tensión había aumentado en los 40 casos. En el grupo postoperatorio B la tensión media relativa disminuyó 9,34 veces a  $0,341 \pm 0,014$  cm<sup>-2</sup> (0,278-0,464 cm<sup>-2</sup>). Era únicamente un 6,9% más elevada que el valor medio del grupo A de artrosis primaria, y esto estaba condicionado por la inclinación del componente acetabular, que era inferior en el 13,1%.

## DISCUSIÓN

Hemos evaluado la carga, tensión y dimensiones separadas de la articulación de la cadera utilizadas para los

**Tabla 1.** Dinámica de los índices estudiados en varios grupos de pacientes.

Grupo	$t'$ (mm)	$d_6$ (mm)	$\psi$ (°)	$\phi$ (°)	$R/G_5$	CE (°)	S (mm)	$p/G_5$ (cm <sup>-2</sup> )
AI	$64,53 \pm 2,61$	$112,10 \pm 2,47$	$1,78 \pm 2,32$	$13,91 \pm 0,22$	$3,26 \pm 0,11$	$34,68 \pm 3,07$	$29,53 \pm 0,85$	$0,180 \pm 0,017$
AII	$61,13 \pm 2,88$	$105,00 \pm 1,88$	$7,50 \pm 2,16$	$14,07 \pm 0,24$	$3,37 \pm 0,14$	$57,03 \pm 2,74$	19,00	$0,319 \pm 0,015$
BI	$53,88 \pm 2,78$	$124,62 \pm 2,86$	$-0,35 \pm 3,36$	$15,04 \pm 0,22$	$4,03 \pm 0,21$	$6,97 \pm 4,46$	$25,59 \pm 1,19$	$3,196 \pm 2,521$
BII	$61,57 \pm 2,58$	$108,91 \pm 2,74$	$6,69 \pm 2,76$	$14,17 \pm 0,21$	$3,40 \pm 0,13$	$49,54 \pm 3,07$	19,00	$0,341 \pm 0,014$

Grupo AI con artrosis primaria de cadera, antes de la cirugía.

Grupo AII con artrosis primaria de cadera, después de la cirugía.

Grupo BI con artrosis displásica de cadera, antes de la cirugía.

Grupo BII con artrosis displásica de cadera, después de la cirugía.

$t'$  = Distancia del centro de la cabeza femoral C al lado de la inserción muscular del abductor T.

$d_6$  = Distancia perpendicular desde el eje longitudinal del cuerpo hasta el centro de la cabeza femoral C, a través del centro de gravedad  $S_6$ .

$\psi$  = Ángulo entre la extensión de  $d_6$  y  $t'$ .

$\phi$  = Ángulo entre la fuerza resultante de la cadera y la línea vertical del cuerpo.

$R/G_5$  = Carga media de la cadera.

$p/G_5$ , cm<sup>-2</sup> = Presión relativa.

CE° = Ángulo de cobertura lateral.

S, mm = Diámetro de la cabeza femoral o protésica.

cálculos. Aunque al comparar los valores medios preoperatorios según el criterio t de Student, se encontró la única diferencia fiable ( $p = 0,05$ ) en el ángulo de cobertura lateral acetabular CE. Los demás parámetros preoperatorios mostraban una diferencia menos fiable. En estos casos la fiabilidad era menor, porque la displasia está predeterminada no solamente por los valores medidos sino también por otros índices de los que se ha hecho caso omiso en nuestros cálculos (ángulo acetabular superior, altura de la dislocación de la cabeza femoral, etc.). Además, en algunos casos en una articulación de la cadera displásica puede estar alterado un solo parámetro; esto significa que, estando presente la displasia, en casos separados, algunas de nuestras mediciones pueden encontrarse dentro de los límites normales, por lo tanto en nuestra comparación las dispersiones preoperatorias se solapaban más de lo permitido por la fiabilidad 0,05. Debido a una diferencia clara de los valores medios preoperatorios, hemos considerado que los grupos A y B eran diferentes.

La carga en la articulación de la cadera depende directamente del ángulo  $\alpha$  de acción de la resultante  $R^8$  (tabla 1). Pauwels<sup>5</sup> informa que el ángulo medio con la línea vertical es de  $16^\circ$ . Después de una endoprótesis total, en el grupo A el ángulo medio de la acción de carga se volvió algo mayor, en el grupo B se volvió marcadamente inferior y era solamente de  $0,13^\circ$  más ancho que el mismo índice postoperatorio en pacientes con artrosis primaria, mientras que antes de la cirugía endoprotésica había sido  $1,13^\circ$  mayor, es decir que la diferencia entre estos índices en ambos grupos de pre y postoperatorio disminuía en un promedio de 8,69 veces.

La dirección de la resultante R (10) depende de  $\phi$ ,  $d_5$ ,  $t'$  y  $\psi$ .

La carga se volvió menor cuando se medializó el acetábulo, es decir que cuanto menor sea el  $d_5$  del peso del brazo, menor era la fuerza de los abductores y la resultante R. En el preoperatorio, en el grupo B de artrosis displásica, la cabeza femoral era en un promedio del 11,2% más lateral que en el grupo A, por lo tanto, intraoperatoriamente estaba correspondientemente más medializada (incluso 2,2 veces). El brazo largo de peso medio antes de la operación y su alteración más significativa después de la intervención endoprotésica muestran que el acetábulo en los casos de displasia está marcadamente lateralizado, y para recuperar su posición anatómica normal, debiera ser más medializado que en los casos de coartrosis primaria. En nuestra clínica, el acetábulo en los pacientes con artrosis displásica de la articulación de la cadera se implantan solamente 3,9 mm (3,7%) más lateralmente que en los casos de artrosis primaria. Esto demuestra que en pacientes con artrosis displásica, la medialización en casi todos los casos era la adecuada y tenía éxito (solamente un fallo entre 35 casos).

No logramos evaluar las alteraciones del ángulo  $\psi$ , porque en los casos individuales, tanto en el pre como en el postoperatorio, su valor difería mucho y el error comparado

con el valor medio era muy grande (tabla 1). No obstante, según el criterio t de Student, los valores postoperatorios medios del ángulo  $\psi$  son los mismos tanto en el grupo A como en el B a  $p < 0,05$ . Teóricamente, la carga debiera ser menor cuando el segmento entre la cabeza femoral y el punto T es perpendicular a la dirección de acción de los abductores. En este caso, el ángulo es  $\psi = \phi - 90^\circ$ , es decir  $-20^\circ$ . No obstante, éste es únicamente un modelo matemático. La dimensión del ángulo  $\psi$  depende del tamaño anatómico del trocánter y de la osteotomía de resección femoral por debajo del trocánter mayor.

Nuestros resultados corroboran los datos aportados por muchos autores<sup>14,15</sup> de que cuanto mayor sea la palanca de los abductores de la cadera, menor será el valor de la resultante R. Esto está bien ilustrado por los dibujos de Muller<sup>16</sup>. En el caso de coxa vara, la proyección de los abductores es mayor, de modo que la carga que recae en la articulación de la cadera se vuelve inferior, y al aumentar el ángulo CCD, la resultante R aumenta (fig. 5). La palanca del abductor en el grupo B antes de la intervención era un 19,8% inferior que en el grupo A debido a alteraciones displásicas de la anatomía de la cadera, es decir, el ángulo CCD grande (medio,  $138,5 \pm 2,5^\circ$ ) y el cuello femoral corto. En el postoperatorio, la palanca del abductor media en el grupo A se acorta de forma insignificante, ya que se ha implantado un número igual (20) de componentes de vástago del cuello de un ángulo de  $130^\circ$  y  $145^\circ$ , y este último disminuye la palanca del abductor de forma más significativa que lo hacen los vástagos de un ángulo de  $130^\circ$  que la incrementan (17). El valor medio de la palanca del abductor en el grupo B aumentó y se volvió igual a los del grupo A postoperatorio. En casos individuales, en especial en el grupo de artrosis primaria, la palanca del abductor se volvió postoperatoriamente más corta. Esto significa que la elección del ángulo del vástago del cuello de la prótesis de la cadera y la longitud del cuello no era la correcta en todos los casos. Los valores medios idénticos de  $t'$  y del ángulo  $\psi$  (tabla 1) en ambos grupos de postoperatorio muestran que los vástagos femorales se habían implantado de forma similar.

Se vio que la carga media en los pacientes con artrosis displásica de la articulación de la cadera (grupo B) era mayor ( $4,03 \pm 0,21$ ) que el valor R/G5 del que se informa en la literatura. Según los datos de Roesler y Hamacher<sup>6</sup>, el valor medio de R es mayor que G5 según un factor de 3,6, y Legal et al<sup>14</sup> informa que  $R/G5 = 3,08$ . La pesada carga fue causada por una palanca corta de los abductores, la posición lateral del acetábulo índice Kholer 16 mm, mientras que  $d6 = 128$  mm) y el ángulo mayor  $\psi$  condicionado por una patología coxa valga. La carga postoperatoria media en el grupo B es solamente el 0,9% mayor, mientras que antes de la intervención endoprotésica la diferencia alcanzó incluso un 23,6%. Según el criterio de Student, la carga postoperatoria relativa media es igual a  $p = 0,05$ . Después de la intervención, todos los parámetros determinantes de carga del grupo

B eran muy similares a los datos de postoperatorio del grupo A. La palanca del abductor y el ángulo cuya dimensión está condicionada por la stipes femoris y su implantación  $\pm$ , difiere en ambos grupos de postoperatorio en unas simples décimas de milímetros y ángulos. El componente acetabular del grupo A está implantado en un promedio de 3,91 mm más medialmente que en el grupo B, aunque la medialización en el último grupo es igual a un factor de 2,21, más significativo.

La presión relativa  $p/G_5$  es directamente proporcional a la carga e inversamente proporcional a la dimensión de la superficie de articulación de contacto, que depende de la dimensión de la cabeza femoral y en la profundidad e inclinación del acetábulo. En el grupo B de coxartrosis displásica, en un caso no se pudo medir la presión, debido a que el ángulo de cobertura lateral (CE) era de  $-27^\circ$  y a la dirección de la carga, el plano frontal ( $16,99^\circ$ ) no intersecta la superficie de soporte de carga de la articulación, es decir que este paciente no podía mantenerse de pie con su pierna sana levantada. De forma similar, en otro caso de displasia, en un ángulo CE pequeño o negativo, no eran fiables ni los datos de carga ni los de presión, porque las resistencias al esfuerzo cortante, que eran insignificantes en las articulaciones sanas se volvían mucho mayores y no se tenían en cuenta debido a su cálculo complicado. Por supuesto que los pacientes con artrosis se apoyan poco en el miembro deficiente, cojean, desplazan el centro del peso en la dirección del lado lesionado, inclinan la pelvis y de este modo aumentan

la superficie de soporte del peso de la articulación, por lo tanto, en los casos individuales, nuestros datos pueden diferir sensiblemente de aquellos existentes en la realidad. Por ejemplo, la presión mayor  $p/G_5$  en una articulación displásica era de  $33,597 \text{ cm}^{-2}$ , es decir, en un sujeto que pese 65 kg, un peso de 1814 kg (sic) recae en cada centímetro cuadrado de la superficie de soporte del peso de la articulación. Además, en una articulación displásica, es imposible evitar el error al medir el centro de la cabeza femoral, por lo tanto en el último grupo de preoperatorio, la desviación de los valores medios es muy significativa. Las condiciones de medición y de evaluación unificadas y los errores realmente insignificantes nos permiten comparar y evaluar los valores medios de los resultados obtenidos. Los cálculos realizados después de la intervención eran mucho más precisos.

En el grupo B de preoperatorio, la presión media relativa ( $3,196 \pm 2,521 \text{ cm}^{-2}$ ) era incluso 17,6 veces mayor que en el grupo de preoperatorio A, mientras que los datos de la literatura informan que la presión  $p/G_5$  en la articulación sana varía de  $0,21 \text{ cm}^{-2}$  a  $0,30 \text{ cm}^{-2}$  y que se conforma a los resultados obtenidos en el grupo de coartrosis primaria<sup>4,18</sup>. Una presión tan grande en la articulación displásica está condicionada por un pequeño ángulo de cobertura lateral CE ( $6,97 \pm 4,46^\circ$ , que en casos normales varía de  $30^\circ$  a  $37^\circ$ )<sup>9</sup>, un acetábulo poco profundo ( $y = 12,6 \pm 1,6 \text{ mm}$ , Legal et al<sup>14</sup> informa de un valor medio de 3,4 mm), una cabeza femoral bastante pequeña y una carga pesada en la articulación de la cadera. En el postoperatorio, la presión

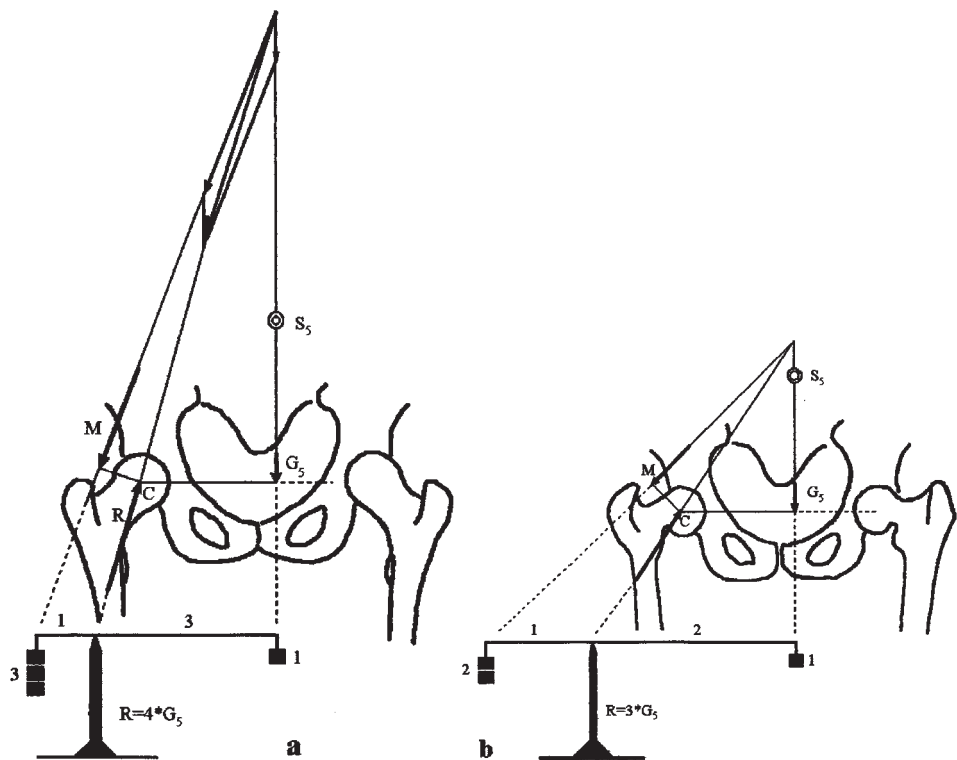


Figura 5. Estimación aproximada de la dirección y de la magnitud de la resultante R total. (a) en la cadera normal. (b) en la coxa vara.

en el grupo A aumentó debido al pequeño diámetro de los implantes de la cabeza femoral (radiográficamente, solamente 19 mm, y el tamaño de la cabeza ósea antes de la intervención era de  $29,53 \pm 0,85$  mm). El aumento de presión postoperatoria se redujo hasta cierto punto con un ángulo CE de inclinación acetabular mayor; además, en todos los casos la prótesis acetabular cubría la mitad del implante de la cabeza femoral, mientras que el acetábulo óseo abarcó una mitad de la cabeza femoral únicamente en el 22,5% de los pacientes. En los casos de displasia, se redujo la presión postoperatoria incluso 9 veces debido a un ángulo de cobertura lateral 7 veces mayor, y menor carga. El implante de prótesis acetabular con éxito condicionó una presión casi igual en ambos grupos postoperatorios.

## CONCLUSIONES

La carga media en las articulaciones displásicas no operadas fue el 23,6% mayor que en los pacientes con artrosis primaria y sobrepasaba los valores de carga de la articulación sana. Esta es una consecuencia de los cambios significativos en las caderas displásicas tales como una palanca de abductor corta y una posición lateral muy dislocada del acetábulo.

Después de la intervención endoprotésica total en pacientes con artrosis displásica de la articulación de la cadera, la carga disminuyó el 15,6% y alcanzó el nivel observado en el grupo postoperatorio de artrosis primaria.

En el postoperatorio, la presión en las superficies de la articulación fue muy similar en ambos grupos. En los casos de displasia, era mayor en sólo el 6,9% y esto estuvo relacionado con un ángulo de inclinación del componente acetabular más pequeño.

## BIBLIOGRAFÍA

- Petrulis A. ir k.t. Ortopedines kojios ligos. KMA leidykla 1997;74-91.
- Porvaneckas N. Displastisko klubo sanario artroze: tyrimo ir endoprotezavimo metodai: Metodines rekomendacijos/Lietuvos Resp. Sveikatos aps. M-ja.-VU Traumatologijos Ortopedijos klinika 1999;5-16.
- Porvaneckas N, Rimkus V, Zemaitis S. Suaugusiųjų displastinės artrozės rentgenomorfologinis ivertinimas. Acta Medica Lituanica 1999;1:55-62.
- Legal H. Biomechanische Analyse des huftgelenks. Ein Beitrag mit besonderer Berücksichtigung der Druckberechnung und der klinischen Anwendung. Habilitationsschrift, Universität Erlangen Nürnberg 1977.
- Pauwels F. Gesammte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin Heidelberg New York 1965.
- Amtmann E, Kummer B. Die Beanspruchung des menschlichen Huftgelenks. II. Grobe und Richtung der Huftgelenksresultierenden in der Frontalebene. Z Anat Entwicklungsgech 1968;127:286-314.
- Roesler H, Hamacher P. Die biostatistische Analyse der Belastung des Huftgelenkes. Z Ortop 1972, vol. 110, I, 67-75, II; p. 186-96.
- Kummer B. Die Beanspruchung des menschlichen Huftgelenkes. Z Anat Entwicklungsgech 1968;127:277-85.
- Tonnis D. Congenital Dysplasia and Dislocation of the Hip in Children and Adults. 1984;26-57.
- Inman VT. Functional aspects of abductor muscles of the hip. J Bone Joint Surg 1947;29:607-19.
- Kummer B. Die Beanspruchung der Gelenke, dargestellt am Beispiel des menschlichen Huftgelenkes. Verh DGOT, 55. Kongr Kassel 1968. Stuttgart, Enke 1969; p. 301-11.
- McLeish RD, Charnely J. Abduction forces in the one legged stance. J Biomech 1970;3:191-9.
- Debrunner HU. Studien zur Biomechanik des Huftgelenkes I. Ein neues Modell für die Berechnung der Huftbelastung. Z Ortop 1975;113:377-88.
- Legal H, Reinecke M, Ruder H. Zur biostatistischen Analyse des Huftgelenks II. Z Orthop 1978;116:889-86.
- Pauwels F. Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem. Grundlagen des Heilungsvorganges, Prognose und kausale Therapie. Z Orthop Chir 1935;63.
- Muller ME. Die huftnahen Femurosteotomien. Stuttgart, Thieme 1971.
- Kvederas G, Porvaneckas N. Klubo sanario biomechanikos ivertinimas pries ir po totalinio endoprotezavimo. Medicina 1999;34,12:46-50.
- Brinckmann P, Frobin W, Herholzer E. Belastete Gelenklache und Beanpruchung Des Huftgelenkes. SFB 88/CI Nr. 12. Munster, Abeicgruppe Biomechanik 1978.
- Bruckl W, Hepp R, Tonnis D. Eine Abgrenzung normaler und dysplastischer Huftgelenke durch den Huftwert. Arch Orthop Trauma Surg 1972;74:13-32.