

E. J. MERINO
J. FIGUERA
G. LÓPEZ ACEVEDO
J. M. PRIETO
M. RAMOS

Servicio de Cirugía Ortopédica
y Traumatología del Hospital Xeral-Calde
de Lugo.

Prótesis total de cadera con disco a compresión (PDC)

Total hip prosthesis with compression disk (PCD)

Resumen

Se describe en este trabajo, un implante protésico total no cementado de cadera, sin anclaje intramedular. Se estudia la biomecánica de la articulación de la cadera, de los implantes endomedulares y se marcan las características de la prótesis PDC: transmisión de las fuerzas resultantes de la cadera directamente al hueso cortical medial del cuello femoral y la ausencia de manipulación del canal medular. Por último se realiza una somera descripción de la técnica de implantación.

Palabras clave: Cadera. Prótesis no cementada.

Summary

A total, non-cemented, prosthetic hip implant without intramedullary anchor is described. The biomechanics of the hip joint and endomedullary implants are studied and PCD characteristics are discussed: direct transmission of resultant hip forces to the medial cortical bone of the femoral neck and the absence of any need for manipulating the medullary channel. The implantation technique is described briefly.

Key words: Hip. Non-cemented prosthesis.

Introducción

La artroplastia de cadera con procedimiento de fijación intramedular, es una práctica habitual en los servicios de ortopedia. Un problema sin resolver es su indicación en pacientes jóvenes, debido a la limitada vida media del implante y a las alteraciones biomecánicas que él mismo produce, en el sustrato óseo. En un intento por conservar la transmisión de los esfuerzos fisiológicos así como el material óseo al máximo posible, Jacob y Huggler^{4,5} (1976) diseñaron en la clínica Balgrist de Zürich la endoprótesis con disco a compresión. La filosofía^{5,7} de la misma, se puede resumir en dos ideas:

1. Transmisión de las fuerzas resultantes de la cadera, directamente al hueso cortical medial del cuello reseado, semejando el esfuerzo fisiológico del fémur proximal.
2. Ausencia de manipulación del canal medular.

Características biomecánicas de la articulación de la cadera

Para describir³ las fuerzas que actúan sobre la articulación de la cadera, el peso corporal debe ser considerado como una carga aplicada sobre un brazo de palanca, que se extiende desde el centro de gravedad del cuerpo hasta el centro de la cabeza femoral. Y otro que va desde el centro de la cabeza a trocanter mayor constituido por la musculatura abductora. Esta musculatura que se extiende, desde la cara lateral del trocanter mayor hasta el centro de la cabeza femoral, debe ejercer un momento similar para sostener el nivel de la pelvis durante la posición de apoyo de un sólo miembro, y un momento de mayor magnitud para inclinar la pelvis hacia el mismo lado durante la deambulación o la carrera. La carga estimada sobre la cabeza femoral en la fase de apoyo de la marcha, es igual a la suma de las fuerzas desarrolladas por los abductores y el peso corporal; equivalente a tres veces el peso corporal (Fig. 1). Al levantar objetos pesados, correr o saltar puede aumentar hasta diez veces el peso corporal. Por lo tanto, el peso corporal excesivo y el aumento de la actividad física se suman significativamente a las fuerzas que producen aflojamiento, inflexión o rotura del vástago.

Correspondencia:

E. J. MERINO FORGA. C/ Doctor Rafael de Vega, 9 - 2.º D. Tel.: (982) 23 19 14. 27002 Lugo.

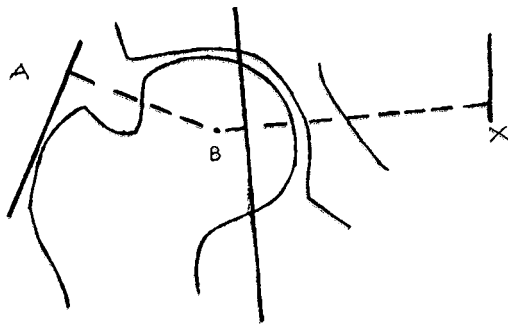


FIG. 1.—Brazos de palanca que actúan sobre la articulación de la cadera.

Las fuerzas sobre la articulación de la cadera no sólo actúan en el plano coronal, sino también en el plano sagital causando inflexión del vástago en el plano posterior. La combinación de los dos produce en el vástago un efecto de torsión (Fig. 2). Tales fuerzas producen una desviación posterior o retroversión del componente femoral. Por este motivo las fracturas del vástago, habitualmente comienzan en la cara antero lateral del fémur.

Transferencia de fuerzas al hueso

La transferencia de fuerzas al fémur³ es conveniente debido a que proporcionan un estímulo fisiológico para el mantenimiento de la masa ósea y prevenir la osteoporosis por desuso. Es probable que la aplicación de cargas sobre la porción proximal medial del cuello disminuya la reabsorción ósea y por lo tanto reduzca las fuerzas en el cemento proximal. Los vástagos no cementados, en general generan fuerzas más fisiológicas en el hueso que las producidas por vástagos totalmente cementados, lo que depende de la longitud del vástago y de la extensión de la cubierta porosa. Una disminución en el módulo de elasticidad del vástago reduce las fuerzas sobre éste e incrementa las fuerzas en el tercio proximal de la masa de cemento la cual transfiere estas fuerzas al hueso circundante. Al incremen-

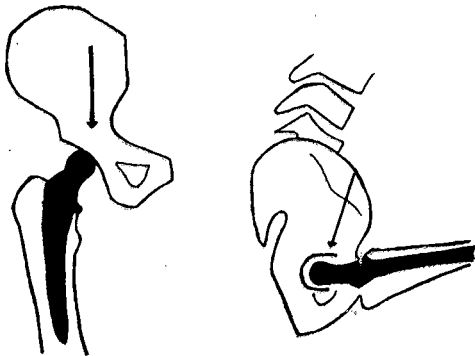


FIG. 2.—Fuerzas que actúan sobre el vástago.

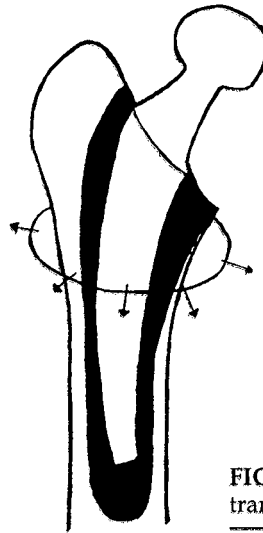


FIG. 3.—Fuerzas en anillo que transmite el vástago.

tarse el módulo de elasticidad, aumentan las fuerzas sobre este y disminuyen las que actúan sobre el cemento y el tercio proximal del fémur.

En base a los diferentes momentos^{2,3} de elasticidad del hueso del implante o del cemento se producen fuerzas de cizallamiento, fuerzas transversales localizadas en la zona medial en la porción proximal del vástago diafisario y en la zona lateral del vértice diafisario, así, como fuerzas circulares consecuencia del efecto cuña del vástago anclado intramedularmente (Figs. 3 y 4).

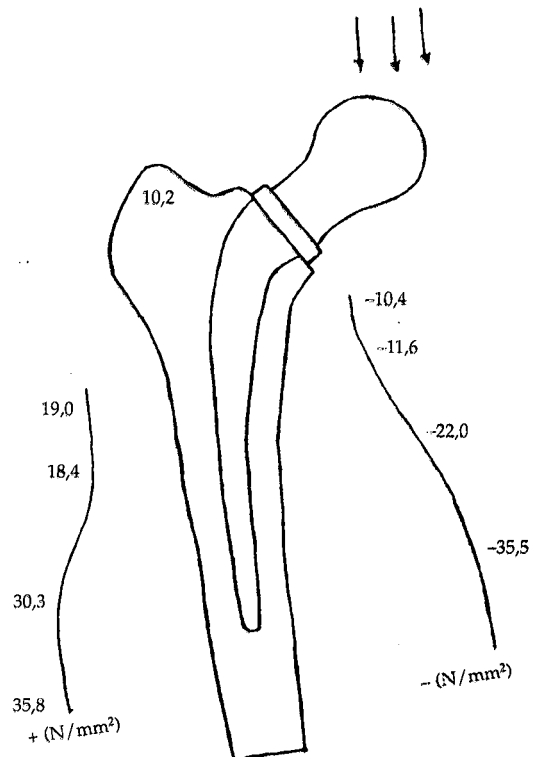


FIG. 4.—Cuantificación de la carga transmitida a la extremidad proximal del fémur por un vástago.

Material y métodos

La eficacia biomecánica⁶ de un implante protésico en función de una larga tolerancia y fijación idónea depende de tres factores: factores inherentes al diseño, factores quirúrgicos, factores relacionados con el paciente.

La PDC² es una prótesis no cementada, sin anclaje intramedular, constituida por los siguientes elementos: Un disco impactable con vástago cónico monoblock realizado en titanio, a través del cual se transmite la sollicitación funcional de la cadera en forma axial a la cortical medial del cuello femoral. Un perno roscado que origina la tensión necesaria para dar estabilidad primaria al disco. Una brida que recibe la fuerza axial de tracción del perno roscado y que evita además, un desplazamiento del mismo hacia proximal mediante la fijación al fémur lateral con dos tornillos corticales (Fig. 5).

Se realiza una planificación¹ preoperatoria midiendo los siguientes parámetros: 1) ángulo cérvico diafisario 2) distancia del tubérculo innominado al punto de usura del perno roscado 3) distancia entre la altura

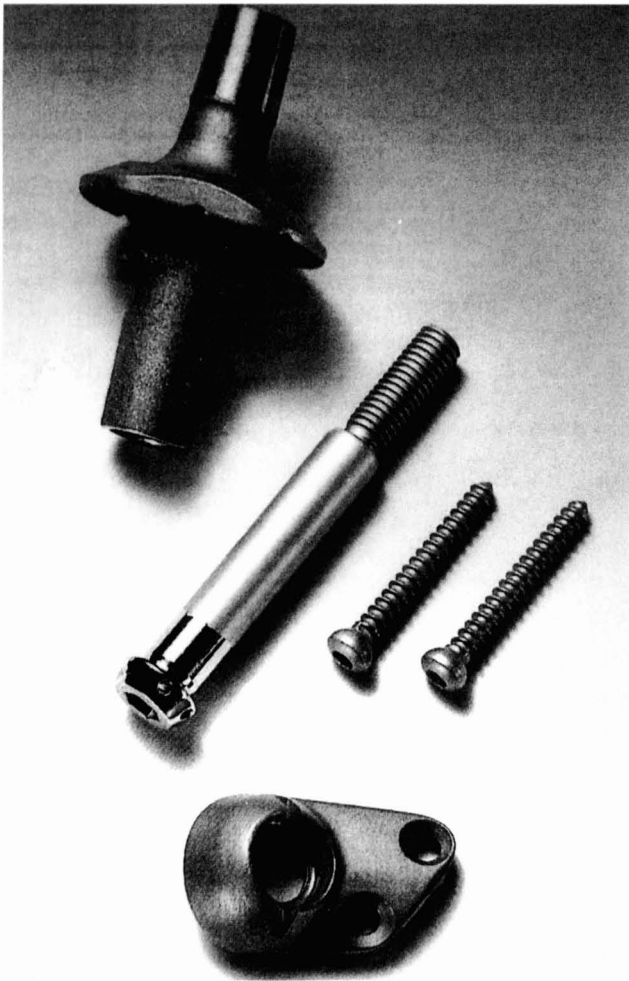


FIG. 5.—Componentes de la prótesis PDC.

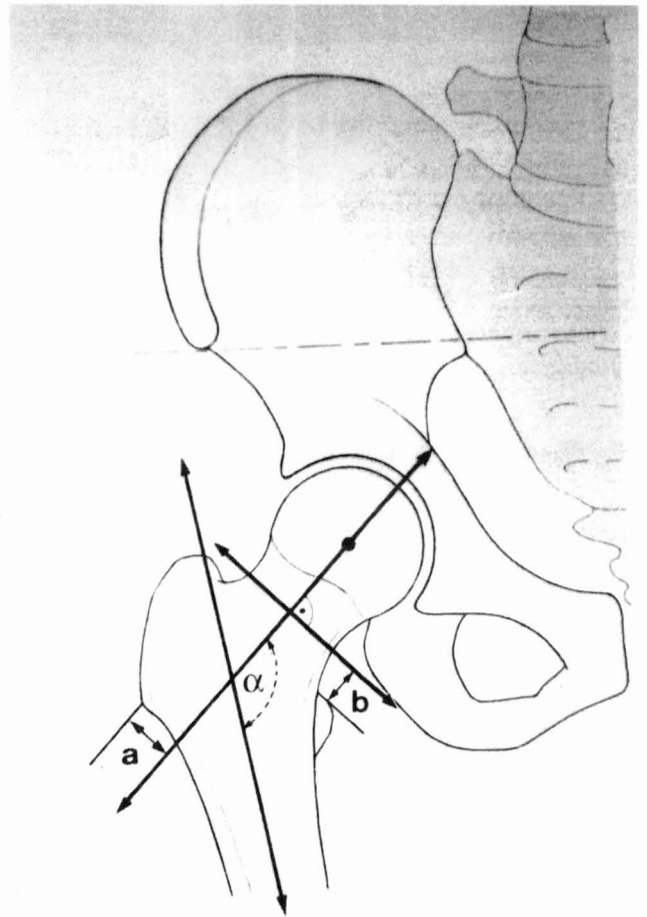


FIG. 6.—Planificación preoperatoria.

de resección del cuello y el trocánter menor 4) disimetría radiológica 5) ángulo de inclinación del cotilo y lateralización del núcleo femoral (Fig. 6).

Este implante permite la libre elección de la vía de abordaje quirúrgica: transglútea de Bäuer, Watson Jones o posterolateral de Moore. Una vez se accede a la articulación coxofemoral, se controla el eje del cuello femoral; superficialmente al mismo, se coloca una aguja de Kirschner desde la cabeza al punto «a» (Fig. 7), se perfora el orificio de centrado para el perno roscado, el cual, debe estar lateralmente en el centro de la metafisis femoral. Se realiza la resección subcapital y la colocación del disco de centrado, aplicando la guía de taladro y fresando el plano del extremo del cuello femoral, según planificación preoperatoria. En este punto de la intervención se pasa al punto cotiloideo. El cotilo es de libre elección por el cirujano. Una vez finalizado, se determina el tamaño del disco impactable y la longitud definitiva del perno; se fija la brida con tornillos de cortical de 4,5/mm y se comprueba la estabilidad del implante. La reanudación de la marcha se inicia a las 48-72 horas de la cirugía, en carga parcial durante toda la fase de osteointegración (2-3 meses).

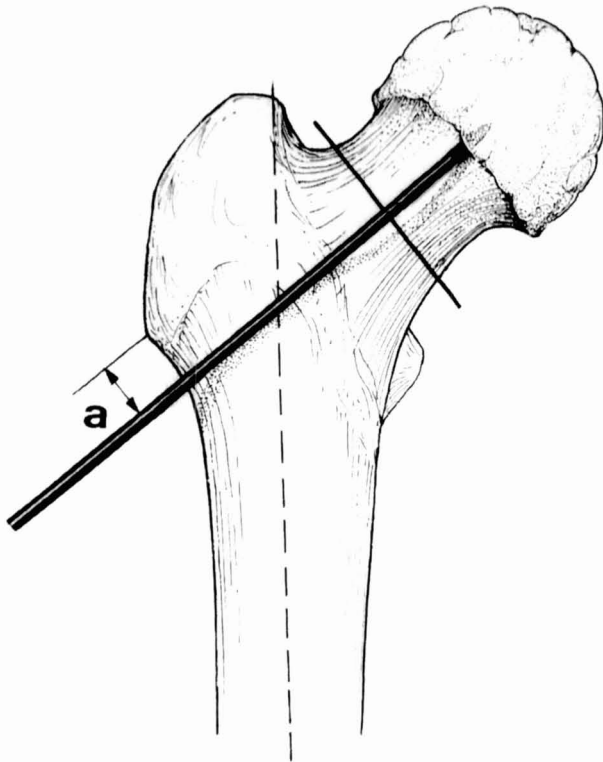


FIG. 7.—Aguja de Kirschner identificadora del punto «a».

Vistos los dos primeros factores de la eficacia de un implante se pasa al estudio del tercero.

Indicaciones

La PDC está indicada en pacientes de menos de 60 años. De ello resulta^{1,2}: coxartrosis idiopática, coxartrosis secundaria a traumatismo o inflamación y necrosis isquémica de la cabeza femoral. Existen indicaciones restringidas, como en el Paget, la osteoporosis severa, la osteopatía renal y tras la utilización de osteosíntesis en el cuello femoral.

Contraindicaciones

Se ha observado^{1,2} que este implante debido a sus características biomecánicas está contraindicado en las siguientes circunstancias: coxa vara, anteversión y cuello femoral excesivamente corto.

Discusión

El reemplazo articular de cadera por una prótesis en pacientes jóvenes, requiere, una mejor conservación del material óseo del fémur proximal y la no manipulación del canal medular, al ser susceptibles con alta probabilidad, de posteriores actuaciones,

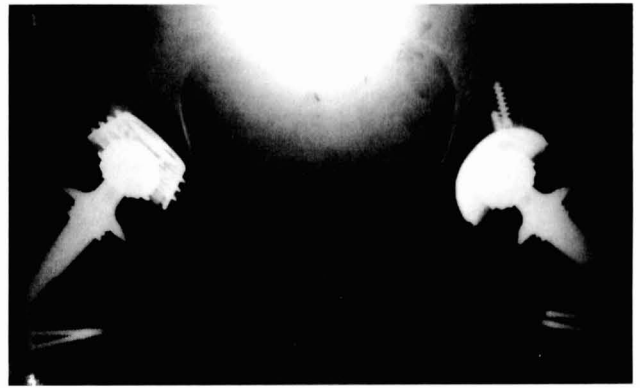


FIG. 8.—Rx de un implante protésico.

interesándonos mantener el terreno, en las mejores condiciones posibles. Las características biomecánicas y condiciones técnicas de este implante, nos permite cumplir suficientemente estos objetivos.

El vástago^{2,5} diafisario de las prótesis habituales, puede actuar como un entablillado interno del fémur proximal; (estudios experimentales en fémures humanos intactos, demostraron una descarga de un 60% en el extremo proximal del fémur). Estos hechos, originan una osteopenia del hueso que lo rodea. Por estas razones, surge la idea de una prótesis, que induzca fuerzas que estén dentro de la banda considerada como fisiológica.

Las series más amplias y de mayor seguimiento como la publicada por A.H HUGGLER¹ y col. sobre 162 pacientes con rango de edad entre 20-78 años, obtienen a los 15 años resultados similares al procedimiento de fijación intramedular. Los logros clínicos obtenidos, tanto objetivos como subjetivos, son óptimos, y sobre todo, los controles óseos radiológicos, parecen confirmar los supuestos teóricos (Fig. 8).

Bibliografía

1. Huggler AH, Jacob HAC, Bereiter H, Haferkorm M, Schenk R. Acta ortopédica Bélgica. Long-term results with the unce-ment thrust plate prosthesis (TPP). Congres Liege. 1992;vol 59-suppl. I-1993:215-23.
2. Huggler AH, Seeman P-S, Chur. Die Druckscheibenprothese im siebten Jahr ihrer Klinische Anwendung Ortopädische Abteilung am Kantospital. Munchen: Art and ciencia. 1982:171-84.
3. Campbell. Cirugía ortopédica. Octava edición. Tomo 1º. Artroplastia de cadera. 412-572.
4. Hans Jürgen Refior. Zementfreie implantation von Hüftgelenk-sendoprothese standortbestimmung und tendenzen. Haupt-hema I der 36. Jahrestagung der Vereinigung Nord Westdeutscher Orthopäden. 1986:127-31.
5. Jacob HAC, Huggler AH. An investigation into biomechanical causes of prothesis stem loosening within proximal end of the human femur. J. Biomechanics. Vol 13(1980):159-73.
6. Ferrández Portal L, Curto Gamallo JM. Vástago no cementado con cubierta de plasmacore. Biomecánica. Vol III: Fascículo I. No. 4. 1995:4-9.
7. Suez Y, Schreiber A, Jacob HAC. Erste Klinische ergebnisse der neuen Druckscheiben-Hüfttuollendoprothese. Orto Praxis. 4/83:264-7.