

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA. FACULTAD DE MEDICINA  
CÁTEDRA DE TRAUMATOLOGÍA Y CIRUGÍA ORTOPÉDICA

Prof. F. SERAL IÑIGO

## La prótesis Zweymuller-Endler

F. SERAL IÑIGO, J. M. BAZAN AGUERRI, T. ARRUEBO AGUILAR, R. DE MIGUEL OLMEDO,  
J. ALBAREDA ALBAREDA y D. PALANCA MARTIN

### RESUMEN

Se describen las características de la artroplastia de cadera no cementada según el modelo de Zweymuller-Endler. Los factores biomecánicos de estabilidad son discutidos. Se recogen los diferentes modelos no cementados de artroplastia de cadera.

Se recoge la experiencia de los autores sobre el modelo de Zweymuller de artroplastia de cadera.

Descriptores: Artroplastia de cadera: Modelo de Zweymuller-Endler. Artroplastia de cadera no cementada. Modelo de Zweymuller-Endler. Artroplastia de cadera.

### SUMMARY

The Zweymuller-Endler's type of total hip replacement is described and analyzed. The biomechanical stability factors are discussed. The different models of uncemented total hip replacement are collected.

The author's early experience on the Zweymuller-Endler's total hip replacement is reported.

Key words: Total hip Arthroplasty: Zweymuller-Endler's model. Uncemented total hip replacement. Zweymuller-Endler's total hip arthroplasty.

Los inconvenientes de las artroplastias cementadas (F. SERAL y cols., 1983) han sido el punto de partida de una rápida evolución en la aplicación de nuevos materiales, diseños modificados, cementos más biocompatibles y técnicas quirúrgicas más precisas. Las artroplastias cementadas en la actualidad, ofrecen un futuro esperanzador, no exento de incógnitas.

Desde hace algo más de tres años venimos utilizando el modelo de Zweymuller-Endler como artroplastia total no cementada de cadera. En este trabajo estudiamos su problemática general e indicaciones, hacien-

do referencia al estado actual de los modelos no cementados.

Los implantes utilizados en artroplastias de cadera deben reunir unos requisitos de bioestabilidad, biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y resistencia a la fatiga. La bioestabilidad permite que el implante situado en un medio fisiológico corrosivo no se modifique en sus propiedades físicas o químicas. La biocompatibilidad supone que los productos liberados del implante no deben exceder el límite de tolerancia de los tejidos.

El implante femoral de Zweymuller

(ZWEYMULLER y SEMLSCH, 1982) está fabricado con Ti - 6Al - 4V Protasul<sup>R</sup> - 64WF con resistencia a la fatiga con 600-660 N/mm<sup>2</sup> y módulo de elasticidad 100.000-110.000 N/mm<sup>2</sup>. Este módulo de elasticidad es la mitad del que presentan otras aleaciones de acero y de cobalto. Su resistencia tensil máxima es de 1.000-1.120 N/mm<sup>2</sup>.

La cabeza que se acopla al implante femoral es de Biolox Al<sub>2</sub> O<sub>3</sub> con resistencia a la compresión de 5.000 N/mm<sup>2</sup>, resistencia máxima a la flexión de 600 N/mm<sup>2</sup> y módulo de elasticidad de 380.000 N/mm<sup>2</sup>.

El cotilo de Endler está fabricado con polietileno UHMV. Recientemente se ha introducido el cotilo titanizado de Endler, el cual consiste en un cotilo de polietileno UHMV revestido de titanio COATASUL<sup>R</sup>

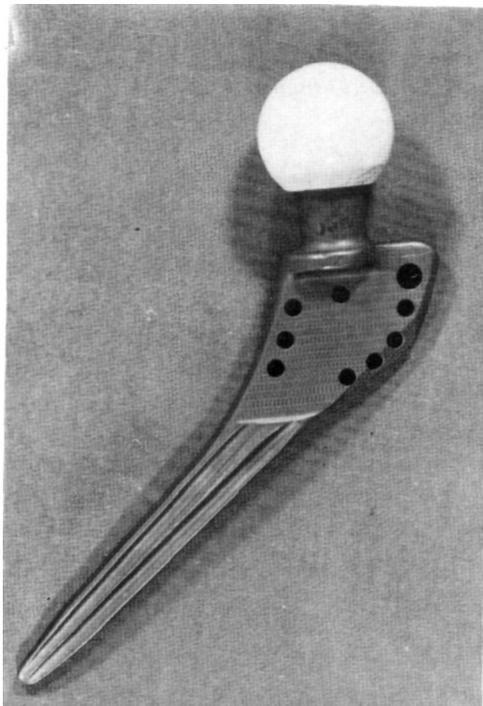


FIG. 1.—Implante femoral de Zweymuller modelo antiguo.

Ti, con capas delgadas de 1.000 Ångstrom de alta adhesividad que forman un espesor de capa de óxido de titanio de 30-40 Ångstrom. El TiO<sub>2</sub> que se forma en la superficie del titanio es muy biocompatible, favoreciendo la absorción química de superóxido y de iones de hidroxilo, los que determinan el comportamiento bioactivo del titanio respecto a los huesos. Por otra parte Zweymuller ha introducido un cotilo autotardante de titanio forjado con camisa de polietileno UHMV.

Las relaciones entre los implantes y el lecho óseo receptor no son bien conocidas desde los puntos de vista bioquímico e inmunológico. Tenemos que recurrir a las leyes clásicas de la histogénesis causal, según las cuales el éxito de los implantes va a depender de si conseguimos con ellos reproducir los patrones normales de transferencia de stress. De ahí la trascendencia de los factores biomecánicos en cualquier modelo artroplástico.

Entre éstos destacan el diseño del implante, la fijación primaria con carga previa, la mínima fricción y desgaste, así como el módulo de elasticidad. De dichos factores dependerán los micromovimientos de la interfase, la desvascularización ósea, y el reparto de stress intentando evitar tanto su eliminación como su concentración. En un fémur con el cuello amputado, conseguir un implante que reproduzca la transferencia normal de stress resulta muy difícil. Si la cortical transmite las fuerzas como una estructura elástica (con módulo variable de 7 a 21 × 10<sup>9</sup> N/mm<sup>2</sup>) y la esponjosa transmite y distribuye la carga, estando ambas sometidas a una remodelación continua, la diferencia de 7 a 10 veces de elasticidad entre el hueso y el implante, determinan la presencia de micromovimientos en la interfase entre 50-200 micras en sentido axial, medial y de torsión.

La desvascularización ósea puede ser precoz y tardía. La precoz será consecuencia de las maniobras quirúrgicas durante la pre-

paración del lecho y la colocación del implante. La tardía, se localiza en la interfase por estrangulación de los vasos motivada por los micromovimientos.

La integración biomecánica permanente del implante va a depender de un proceso de remodelación ósea, por adaptación a la nueva transferencia de stress, mediante un equilibrio entre los micromovimientos relativos entre hueso e implante, a nivel de la interfase, dentro de los límites que permite la histogénesis causal.

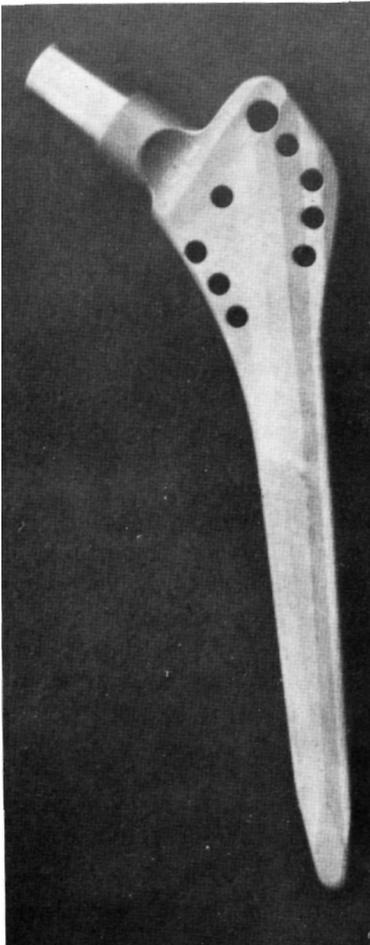


FIG. 2.- Implante femoral de Zweymuller modelo actual.

El cotilo de ENDLER de polietileno se fija inicialmente por roscado en los surcos preparados previamente. Su forma troncocónica tiene como ventajas el ser antiprotrusivo así como el ampliar el área de contacto entre el lecho y el implante lo que facilitaría su anclaje biológico. Durante el roscado el polietileno se encuentra sometido a intensas fuerzas de cizallamiento lo que puede liberar partículas en la zona entre el implante y su lecho. El reciente cotilo titanizado de ENDLER al ser cerrado impide la posible reacción del lecho óseo ante los detritus del polietileno y añade la ventaja de una eventual integración química. En ambos modelos, se conserva una elasticidad, que permite conservar la dinámica acetabular. El cotilo de ZWEYMULLER lo clasificamos entre los

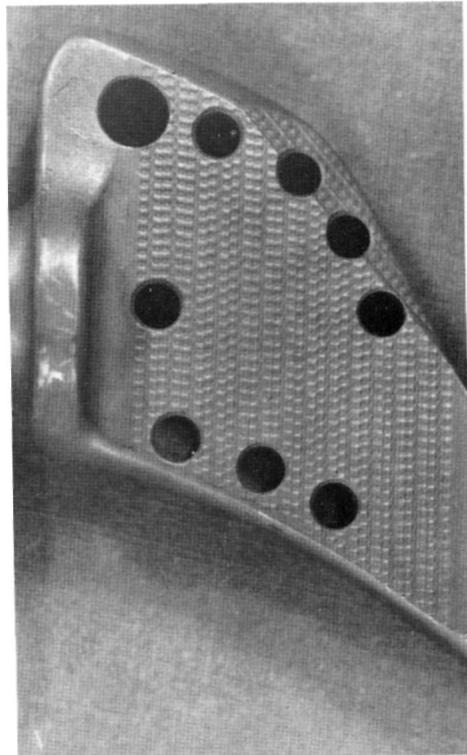


FIG. 3.- Características de la superficie del implante femoral de Zweymuller, modelo antiguo, en zona metafisaria.

autotarodantes. Estos cotilos pueden combinarse con cualquier implante femoral cuya cabeza sea de 32 mms.

Los factores tribológicos que intervienen en la nueva articulación son mejores en las combinaciones cerámica-cerámica, cerámica-polietileno, metal-polietileno, que en las de metal-metal.

En el modelo ZWEYMULLER-ENDLER se utiliza la combinación cabeza de cerámica de 32 mms.-polietileno. Las cabezas de cerámica tienen mayor capacidad de humidificación superficial y mejor comportamiento tribológico que las metálicas. Producen diez veces menor abrasión del polietileno que las metálicas. Entre ctilo de polietileno y cabeza de cerámica no hay traspaso de partí-

culas a diferencia de las cabezas metálicas. El tamaño de 32 mms. produce menor abrasión por fatiga del polietileno, no teniendo tampoco abrasión por adherencia. Su buena lubricación y baja fricción, permiten una regular distribución de stress, disminuyendo también la resistencia al frotamiento y el par de giro transmitido, lo que reduce el riesgo de desgaste, con abrasión de partículas, y de flujo frío del polietileno.

En el modelo de ZWEYMULLER la anteversión es neutra, el valgismo de 131° y no tiene collar de apoyo en el calcar.

El anclaje biológico de los implantes mediante crecimiento óseo ha sido demostrado experimental y clínicamente. Todavía no se ha demostrado si es imprescindible la fijación por crecimiento óseo, ni la evolución del tejido óseo neoformado que por desvascularización o por exclusión funcional de stress, puede orientarse hacia la reabsorción secundaria.

Las características de la superficie de los implantes ha permitido la divulgación, entre otros, de los siguientes modelos:

Superficie crateriforme (JUDET)

Superficie madreporica (LORD)

Superficie «machined» (ZWEYMULLER)

Superficie en lágrimas (PARHOFER)

Superficie minimadreporica (ROY CAMILLE)

Superficie porosa (PILLIAR, 50-600 micras, porosidad variable)

Superficie porosa (POROPROS en Palcar)

Superficie con microesferas (PCA, 425 micras, 35 por 100 porosidad)

Superficie con esponjosa de fibra de titanio (GALANTE)

Superficie normalizada (OSTEONIC)

Superficie semiacanalada (PUP de LORD)

Superficie con bordes en panal (MITTELMAYER)

Superficie trapezoidal, expansión cónica y aletas axiales (SPOTORNO)

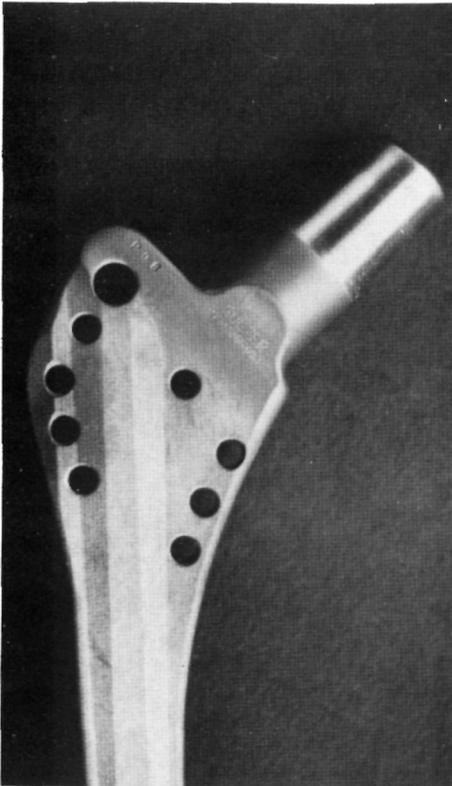


FIG. 4.- Características de la superficie del implante femoral de Zweymuller, modelo actual, en zona metafisaria.

La estabilidad de los implantes difiere a nivel femoral y a nivel ctiloideo. En los

implantes femorales influyen la alteración vascular, la alteración del patrón de stress y la deflexión elástica. Cuando la fijación diafisaria es importante se desfuncionaliza la parte proximal del fémur, se produce un puente de sollicitaciones con sobrecargas en la punta del implante (efecto punta). A la diferente transferencia de stress la diafisis femoral responde con una remodelación ósea. Se acepta que en las áreas de compresión se producirá tejido óseo, en las áreas de tracción tejido fibroso, y que el estado inicial de «prestressing» convierte la tracción en presión. Los stress serán proporcionales al área de contacto del implante. Si se desfuncionaliza la zona metafisaria intertrocantérea se transforman la esponjosa y la cortical del calcar.

La deformación dinámica del fémur, los micromovimientos de la interfase y las posibles propiedades bioactivas del implante, jugarán un papel importante en su definitiva estabilización.

El diseño del implante femoral de Zweymuller, utilizando el mayor tamaño posible, de manera que los cuatro ángulos de su plano de sección transversal contacten con la cortical diafisaria permite una buena fijación diafisaria con amplia superficie de contacto esponjoso a nivel metafisario. Algunas modificaciones introducidas en este diseño, conservan el buen anclaje diafisario y mejoran la estabilidad secundaria metafisaria. Su colocación en el eje del canal medular, la ausencia de apoyo en el calcar mediante collar prominente, la introducción bajo «carga previa», la longitud limitada del vástago y la conservación de la circulación cortical serán factores que facilitarán su estabilidad secundaria.

La forma del implante femoral de Zweymuller está ideada para anular las fuerzas de torsión así como para conseguir su fijación por contacto con la cortical diafisaria. En su parte proximal, aplanada frontalmente, hay 8 orificios para facilitar el anclaje por pene-

tración ósea. Entre los orificios de anclaje la superficie del implante es irregular lo que a su vez facilita su estabilización.

A nivel de cotilo sabemos que la incongruencia anatómica cabeza femoral-superficie articular acetabular es compensada por la dinámica cotiloidea. El cotilo óseo bajo carga tiene una elasticidad que varía con la edad y la anteversión femoral. Si aceptamos las limitaciones del concepto de área de carga de PAUWELS, siguiendo a BYERS encontramos en sus zonas 15 y 16 una mayor usura, siendo en las zonas 6 y 7 donde se

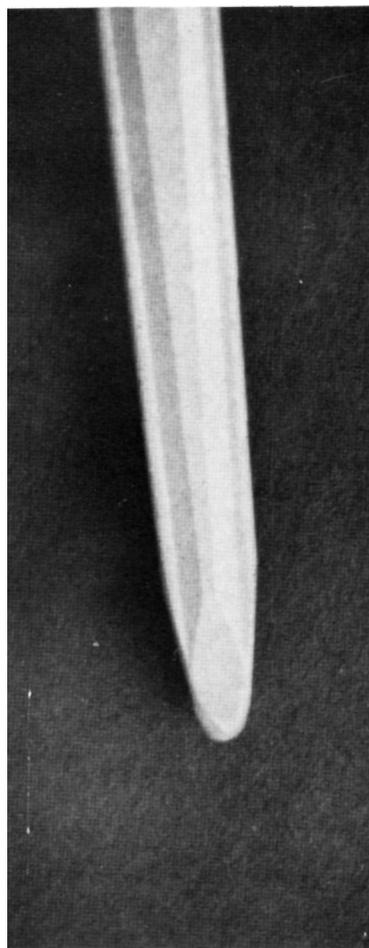


FIG. 5.— Características del vástago de Zweymuller en su extremo distal.

mobilizarán inicialmente los implantes cotiloideos.

Sobre el cotilo actúan fuerzas de presión, de tracción y de rotación que dificultan la estabilidad de los implantes. Con los implantes cementados se altera la normal dinámica del cotilo. Si al preparar quirúrgicamente el cotilo reseca el hueso subcondral provocamos un aumento de las fuerzas de tracción y de presión. En estos casos de resección del hueso subcondral los cotilos «metal backed» limitan el incremento de stress. Para evitar la protrusión acetabular es preciso reconstruir el centro de rotación en la nueva articulación artroplástica, coincidiendo con el centro de la cabeza femoral.

Precisamente el cotilo de ENDLER, permite la deformación del acetábulo por acción de la carga, conservando la dinámica acetabular. El roscado del implante de polietileno simple o titanizado, en la superficie acetabular previamente tarodada, condiciona una «carga previa». La conservación del

hueso subcondral exige elegir el modelo más pequeño dentro de los que se pudieran adaptar al tamaño acetabular.

En la superficie del cotilo de ENDLER, junto a las roscas que permiten su fijación mecánica, hay varias perforaciones para facilitar su anclaje biológico.

La estabilidad definitiva de los implantes dependerá de la evolución de la interfase, siendo muy didáctica la teoría del punto neutro de SCHNEIDER. Aplicando los conceptos de PERREN explica que la estabilidad de los implantes depende del equilibrio entre carga previa y sollicitaciones intermitentes. La estabilidad ideal correspondería al predominio permanente de la primera sobre las segundas, pero esto no ocurre en la articulación de la cadera. El predominio de las sollicitaciones intermitentes produce pasos a través del punto neutro con inversión del esfuerzo.

Los pasos a través del punto neutro pueden ser «compensados» cuando se mantiene el contacto hueso/prótesis y la reacción del hueso es favorable.

El exceso de sollicitaciones puede dar lugar a la producción de pasos a través del punto neutro descompensados estacionarios, todavía bien tolerados clínicamente, cuando el implante queda separado del hueso por una fina capa de tejido conectivo. En los casos desfavorables aparecen pasos a través del punto neutro descompensados progresivos que pueden llevar al aflojamiento del implante, el cual aparece rodeado de una espesa capa conectiva.

No se ha demostrado que la estabilidad de los implantes exija su fijación absoluta por tejido óseo. El tejido fibroso o fibrocartilaginoso de la interfase puede tener la función de «shock absorber» y ser distribuidor de stress. En ocasiones el tejido óseo del llamado anclaje biológico está rodeado de tejido fibroso, o incluso se reabsorbe dejando un depósito mineral de hidroxilapatita. Un papel fundamental juega en la estabilidad de los implantes el proceso de remodelación

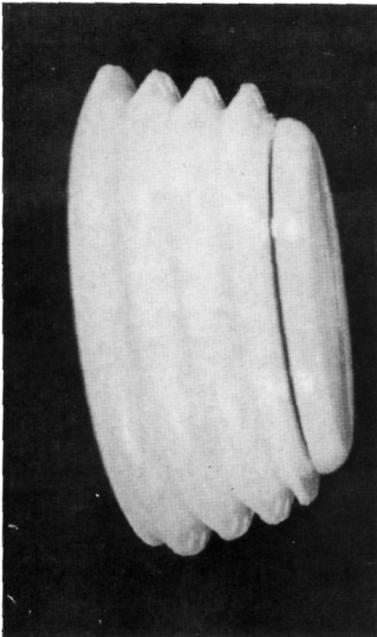


FIG. 6.—Cotilo de Endler de polietileno.

ósea. A través de las BMU de FROST, siguiendo el esquema de activación-reabsorción-aposición ósea, se va a producir una condensación ósea en las zonas de mayor stress, siendo la orientación trabecular perpendicular al implante.

En la interfase formada por tejido fibroso se encuentra un estroma conectivo con histiocitos. Algunas células estrelladas recuerdan a las células sinoviales. En esta membrana pseudosinovial se liberan colagenasa y prostaglandinas E. También los osteoblastos sometidos a «strain» segregan prostaglandinas (PGE2) que intervienen en la reabsorción ósea. Se ha propuesto la modificación de los factores biológicos de la interfase con anticuerpos monoclonales, y con técnicas de recombinación del DNA y de hibridización «in situ».

La fijación de los implantes mantiene su bioestabilidad y su biocompatibilidad. La movilidad entre implante y hueso receptor condiciona una interfase patológica. Pero también hay otros factores que intervienen en la fisiopatología de la interfase.

En el área capsular influye la degradación del polietileno por oxidación, hidrólisis, imbibición y dilución. La liberación de partículas de polietileno provoca una reacción capsular a cuerpo extraño. Tiene mayor influencia el volumen de las partículas que su composición química. Debe haber un equilibrio entre liberación de partículas y reacción tisular compensada con el drenaje linfático. Un exceso de liberación de partículas determinará una reabsorción ósea y un aflojamiento de los implantes. El desgaste del polietileno encontrado por WROBLEWSKI (1985) es de 0'19 mms. año/promedio, 0'52 mms. año/máximo y 0'017 mms. año/mínimo, llamando la atención sobre posible fabricación defectuosa o desigual del material de los implantes cotiloideos.

En el área implante-hueso hay mayor corrosión a mayor superficie del implante y se puede alterar el pasivado por fricción. La

liberación de iones Cr., Co., Ni., Ti., etc. puede tener efectos tóxicos, alérgicos (Ni) y cancerígenos. El desgaste también puede liberar partículas metálicas.

En el modelo artroplástico de Zweymuller-Endler, tanto el implante femoral como el cotilo, pueden alcanzar una estabilidad que pensamos sea duradera en un alto porcentaje de casos. La respuesta femoral al implante de Zweymuller es muy favorable encontrando signos de remodelación de la diáfisis femoral y del calcar. La persistencia de reacción cortical fusiforme activa, la radiolucencia mayor de 2 mms. en la zona del calcar con lisis del mismo y la operculización del canal medular serían signos de inestabilidad del implante.

El cotilo de Endler tiene una evolución muy favorable siendo evidente en muchos casos su anclaje biológico por crecimiento óseo en los surcos del mismo.

En la actualidad la experiencia española se recoge en un estudio multicéntrico en el que se analizarán los resultados obtenidos.

Podemos resumir las características del modelo artroplástico de Zweymuller-Endler en:

- Se trata de un modelo no cementado.

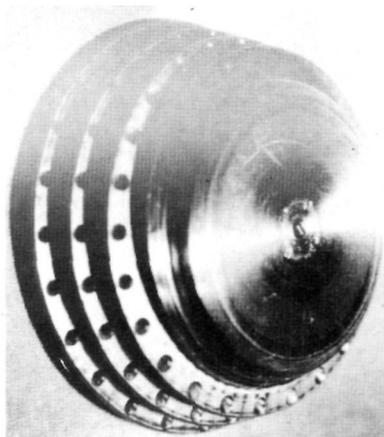


FIG. 7.- Cotilo de Endler titanizado.

- El cotilo de Endler conserva la dinámica acetabular.

- El implante de Zweymuller consigue la estabilidad determinada por factores biomecánicos.

- Exige gran precisión en la planificación pre-operatoria.

- La técnica quirúrgica es muy exigente.

- En caso de necesidad su extracción es fácil.

- Conserva el stock óseo.

- Tiene un cierto efecto osteoinductor por acción mecánica o bioquímica.

Nuestra experiencia personal con 104 casos controlados a distancia variable de 6 meses a 3 años sobre un total de 140 casos,

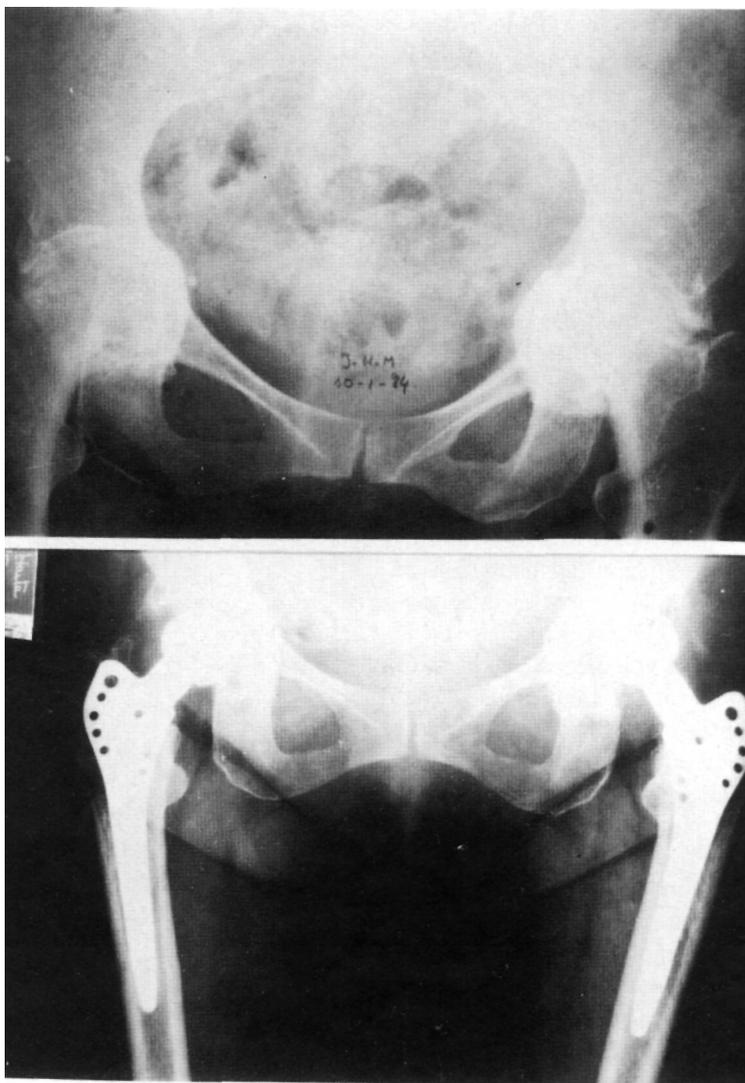


FIG. 8.-Coxartrosis protrusiva bilateral tratada con artroplastia de Zweymuller-Endler. Plastia de esponjosa en el fondo del acetábulo. Control a 9 meses (dcha.) y 18 meses (izqda.).

hacen aconsejable su aplicación en necrosis avasculares, coxartrosis, artritis reumatoide, algunas fracturas o pseudoartrosis de cuello femoral, y reartroplastias por aflojamiento aséptico o séptico.

Está contraindicada, al ser no cementada, cuando el stock óseo y la osteoporosis no permitan la fijación primaria de los implantes. Una evaluación cuantitativa y cualitativa de la trabeculación esponjosa metafisaria, del espesor de la cortical diafisaria y de la capacidad osteogénica del receptor, permiten decidir su indicación. La aplicación de injertos óseos puede ser necesaria con mucha frecuencia.

#### BIBLIOGRAFIA

1. BYERS, P. D.; CONTEMPOMI, C. A.; FARKAS, T. A. (1970): A post mortem study of the hip joint. *Ann. Rheum. Dis.*, 29, 15-31.
2. ENDLER, M. y ENDLER, F. (1982): Erste Erfahrungen mit einer zementfreien Polyathy-lensch raubpfanne beim Huftgelenkersatz. *Orthop. Prax.*, 18, 319-323.
3. PERREN, S. M. (1983): Citado por SCHNEIDER, R.
4. SCHNEIDER, R. (1983): La prótesis total de cadera. Un concepto biomecánico y sus consecuencias. 3-48. Ed. AC. Madrid.
5. SERAL IÑIGO, F.; ARRUEBO AGUILAR, T.; PALANCA MARTÍN, D.; LÁZARO PÉREZ, J. y CASTIELLA MURUZABAL, T. (1983): Ventajas e inconvenientes de las artroplastias totales de cadera cementadas y no cementadas de tipo madreporico. *Rev. Orthop. Traum.*, 27 IB, 31-42.
6. WROBLEWSKI, B. M. (1985): Direction and rate of socket wear in Charnley lowfriction arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 67 B, 5, 757-761.
7. ZWEYMULLER, K. y SEMLISCH, M. (1982): Concept and Material Properties of a Cementless Hip Prosthesis System with A12 03 Ceramic Ball Heads and Wrought Ti-6Al-4V Stems. *Arch. Orthop. Traum. Surg.*, 100, 229-236.
8. ZWEYMULLER, K. (1984): First Clinical Experience with an Uncemented Modular Femoral Prosthesis System with a Wrought Ti-6Al-4V Stem and an A12 03 Ceramic Head. In «The Cementless Fixation of Hip Endoprostheses». Ed. Morscher 150-155, Springer-Verlag Berlin-Heidelberg, 1984.