



## Tratamiento de las Fracturas Intra-capsulares del Cuello Femoral

Doctores: *Carlos Daniel García S.\**  
*Alvaro García Sarmiento\*\**

### RESUMEN

Se revisan las historias clínicas de 17 pacientes tratados mediante prótesis bipolar para fracturas intracapsulares del cuello femoral entre Noviembre de 1985 y Enero de 1988. Se hace una evaluación clínica con un promedio de seguimiento de 19.2 meses. La edad de los pacientes fue de 73 años en promedio. En todos los casos se empleó un abordaje posterolateral, se utilizó el diseño bipolar de Hastings y a todos excepto a un paciente se les cementó el componente femoral.

La evaluación radiográfica con placas en máxima abducción y aducción con el paciente en decúbito supino, demostró movilidad bipolar en todos los pacientes excepto en uno. No se encontraron signos de aflojamiento del tallo femoral.

Hubo un caso de infección, a los 8 meses de operado, que requirió el retiro de la prótesis y al cual un año más tarde se le realizó un RTC con buen resultado.

Se encontró un 100% entre buenos y muy buenos resultados según la tabla de D'Aubigne - Postel y un 28.3% entre buenos y excelentes según los criterios de Harris.

Esta prótesis ha demostrado resultados funcionales satisfactorios, con la posibilidad de un futuro reemplazo total, en caso de ser necesario, y con la perspectiva de prevenir la erosión acetabular a largo plazo.

### INTRODUCCION

El reemplazo protésico femoral es ahora casi siempre el tratamiento de elección para las fracturas intracapsulares desplazadas del cuello del fémur en pacientes de edad. Estudios clínicos prospectivos indican que este tipo de tratamiento es al menos igual y probablemente mejor que la fijación interna, ya que ésta no siempre previene el desarrollo de la necrosis avascular. Esta operación ofrece la ventaja

de una recuperación funcional rápida al permitir la movilización y el apoyo precoces con la consiguiente reducción en la morbilidad y mortalidad 1, 2, 5, 8, 13, 16, 20, 22-25, 29, 31, 36, 38.

\* Estudiante de Postgrado IV Año. Unidad Especializada de Ortopedia, Universidad Nacional.

\*\* Profesor Asistente. Unidad Especializada de Ortopedia, Universidad Nacional, Bogotá.

Las endoprótesis convencionales de Austin Moore y de Thompson, ahora denominadas unipolares han sido ampliamente utilizadas en todo el mundo desde su aparición en la década del 50, con buenos resultados, pero con dos complicaciones tardías importantes: la erosión acetabular y el aflojamiento del tallo femoral <sup>3, 5, 19, 23, 33, 34, 59</sup>.

La erosión acetabular ocurre en algunas series hasta en un 25 a 30% de aquellos pacientes que sobreviven más de tres años. Se presenta en una forma secuencial llegando en sus fases más avanzadas a intrusión de la cabeza protésica dentro de la pelvis y migración proximal del acetábulo <sup>24</sup>.

La inestabilidad de la prótesis secundaria al aflojamiento del tallo y que puede llevar a su migración (hundimiento) dentro de la diáfisis femoral y a reabsorción ósea ha sido efectivamente minimizada o incluso eliminada por la aplicación del metilmetacrilato <sup>11, 12</sup>. Pero la solución a este problema ha aumentado la incidencia del relacionado con el desgaste acetabular <sup>16, 21, 25</sup>.

La fricción se establece como el denominador común a estas dos complicaciones. Ha sido demostrado por estudios experimentales y clínicos que la transmisión del impacto durante la marcha y el contacto entre la cabeza femoral rígida (no biológica) y un cartílago acetabular viable produce una degeneración friccional con diferentes grados de severidad y manifestaciones clínicas que van desde el dolor leve y progresivo hasta la cojera severa y aún la incapacidad total <sup>10</sup>.

Se ha intentado reducir la incidencia del desgaste acetabular con diseños tales como el elaborado por Cathcart en 1971, el cual según Kennedy dió 92% entre buenos y excelentes resultados con un seguimiento de 29 meses y con signos de desgaste del cartílago en un 11% de los pacientes. Sin embargo la prótesis no ha tenido mayor difusión por lo menos en nuestro medio <sup>6, 7, 30</sup>.

Mediante otro principio biomecánico se pretende amortiguar el impacto sobre el cartílago interponiendo una conexión de baja fricción entre el componente femoral y el acetábulo con la cual haya poca movilidad en la interface metal-cartilago. Esto puede ser logrado con los llamados implantes de doble conexión o doblemente articulados o más comúnmente conocidos como endoprótesis bipolares <sup>2, 3, 5, 9, 13, 19, 20, 22-24, 26, 27, 32-36</sup>.

Las dos articulaciones o polos de movimiento uno entre el acetábulo y la prótesis y el otro dentro de la prótesis misma, ésta última con la característica de ser de baja fricción. La diferencia del torque friccional en las dos conexiones permitiría

que los movimientos de la cadera se realizaran principalmente (al menos durante las actividades de la vida diaria) en el engranaje interno más bien que en la articulación entre la cabeza protésica y el cartílago, convirtiendo estos mecanismos en "ahorradores de acetábulo". La forma como esta idea ha sido llevada a la práctica tiene dos variantes:

Una el mecanismo de muñón, en el cual el tallo termina en su parte proximal por un muñón cilíndrico que se acopla a un receso correspondiente a la cabeza femoral, esta articulación extra permite que la flexión y la extensión ocurran entre el muñón y la cabeza y que solamente los movimientos de abducción, adducción y rotaciones sean transmitidos directamente al acetábulo <sup>14, 15, 37, 45, 52, 53, 58</sup>.

Del otro mecanismo, el de la bola en copa, han sido lanzados varios modelos al mercado desde que empezó a usarse en forma importante a mediados de la década del 70. Todos ellos constan de dos componentes:

1. Una copa acetabular de superficie metálica pulida, revestida de polietileno de alta densidad, con una cavidad que se acopla a presión con la cabeza del otro componente. Esta copa no está fija en el acetábulo, siendo el equivalente a la cabeza de una endoprótesis convencional.
2. Un tallo femoral cuyo extremo proximal termina por una cabeza esférica.

Este mecanismo permite movimiento universal entre la copa revestida de polietileno y la cabeza esférica del tallo y brinda la posibilidad de hacer la conversión a un reemplazo total sin tener que cambiar el componente femoral.

En el Servicio de Ortopedia del Hospital San Juan de Dios desde 1985 se viene utilizando la prótesis bipolar diseñada por Devas en Hastings, Inglaterra, en el tratamiento de las fracturas intracapsulares del cuello femoral como una alternativa a las prótesis de Thompson y Austin Moore, siempre que las condiciones socio-económicas del paciente lo permitan.

## BIOMECANICA

La ventaja de evitar los movimientos entre la cabeza sintética y el hueso está indicada por el trabajo de Charnley. El encontró un coeficiente de fricción de 0.4 entre el hueso y el plástico, o el acero, pero solamente de 0.02 entre superficies cartilaginosas. Este incremento de 20 veces en la fricción, explica suficientemente la intrusión pélvica de la cabeza protésica y la migración del acetábulo, vista con algunas de las prótesis de uso corriente <sup>11</sup>.

La cúpula de polietileno de alta densidad en el interior de una cabeza metálica, con un módulo de elasticidad mucho mayor que el del metal, permite absorber el impacto al apoyo del pie<sup>24</sup>.

Una endoprótesis unipolar, inicialmente, mantiene las relaciones normales del mecanismo abductor. Con el uso, el piso acetabular gradualmente se erosiona, especialmente cuando el tallo ha sido cementado; el hundimiento progresivo de la prótesis va alterando en forma correspondiente las relaciones del mecanismo abductor, lógicamente comprometiendo la biomecánica de la marcha normal<sup>22</sup>.

El ángulo de la fuerza articular en relación con el eje del fémur, está cambiando constantemente a medida que cambian las posturas del cuerpo, un implante bipolar tiene la ventaja de permitirle a la copa acomodarse ella misma en relación al acetábulo, lo cual ofrece una máxima congruencia de la interfase copa metálica-acetábulo<sup>9, 19, 24</sup>.

En el sistema bipolar aunque no hay movimiento entre el interior de la copa metálica y el revestimiento del polietileno, si lo hay en las otras dos interfases. El máximo margen de movimiento obtenido en una articulación bola en copa es dependiente de la relación del diámetro de la bola con el del cuello, y de la cantidad de copa que cubre a la bola. Esto es variable según los diferentes diseños utilizados, pero en general oscila alrededor de los 50°.

El movimiento se inicia en la interfase de baja fricción (cabeza protésica-polietileno) y en el momento en que el cuello choca con el borde de la copa, este movimiento se transmite a la interfase interna (copa metálica-cartilago). Es de esperar que los arcos de movimiento durante la marcha normal no superen, o lo hagan escasamente al margen permitido en la conexión interna; de esta forma todo o casi todo el movimiento de la cadera en las actividades diarias sería realizado en esta conexión.

## MATERIAL Y METODOS

### 1. Pacientes:

Se revisaron 106 historias clínicas de pacientes atendidos en el período comprendido entre enero de 1985 y enero de 1988, con diagnóstico de remplazo de caderas sin especificar el tipo de prótesis. Se encontraron 19 pacientes a quienes se les realizó hemiartroplastia mediante prótesis bipolar tipo Hastings como tratamiento para fracturas intracapsulares del cuello femoral.

La primera artroplastia de tipo bipolar, en este Hospital, fue realizada en noviembre de 1985;

desde entonces viene realizándose como una alternativa a la prótesis de Thompson, siempre que las condiciones socio-económicas del paciente lo permitan y la edad "fisiológica" así lo amerite.

De los 19 pacientes se descartan 2 pacientes: uno que nunca volvió a control y fue imposible ubicarlo y otro que presentó infección profunda que obligó al retiro de la prótesis 8 meses después de la cirugía.

Para su evaluación se utilizaron los datos consignados en la historia clínica, y en los casos en que fue posible (12) se realizó entrevista personal entre julio y agosto de 1988.

Se evalúan por lo tanto 17 pacientes con la edad promedio a la fecha de cirugía de 73 años, con límites de 56 a 87 años. Dos pacientes fallecieron a los 12 y 15 meses de la cirugía por causas ajenas al procedimiento quirúrgico, pero el control clínico de ambos al año fue satisfactorio.

La discriminación por sexos muestra 16 pacientes pertenecientes al sexo femenino y uno al masculino.

Se encontró predominio de la cadera izquierda (11 casos) sobre la derecha (6 casos).

El mecanismo del trauma en todos los casos fue caída de su propia altura. Según la anamnesis todos los pacientes llevaban una actividad normal para su edad previa al trauma.

### 2. Descripción de la Prótesis:

La cadera tipo Hastings, diseñada por Michael Devas en el Royal East Suxxes, Hastings, Inglaterra en 1976 es una prótesis doblemente articulada, concéntrica (figura 1).

La cúpula de acero inoxidable se presenta en 21 tamaños distintos con diámetros desde 36 hasta 56 mm., con diferencia de 1 mm. entre ellas.

El revestimiento de polietileno de alta densidad viene ensamblado en el interior de la copa; esta última constituye la cabeza externa que entra en contacto con el acetábulo. El grosor de la cúpula a nivel del polo, combinando el polietileno y el metal es de 6 mm. para las cúpulas de 36 a 43 mm. de diámetro, y de 10 mm. para los de diámetro 44 a 56.

Debido a que el grosor del polietileno es mayor en el ecuador que en el polo, la copa se mueve con el soporte de peso y su posición varía para mantener la porción más delgada en la línea de fuerza a través de la cadera; esta cualidad es conocida como movimiento de autocentrado.

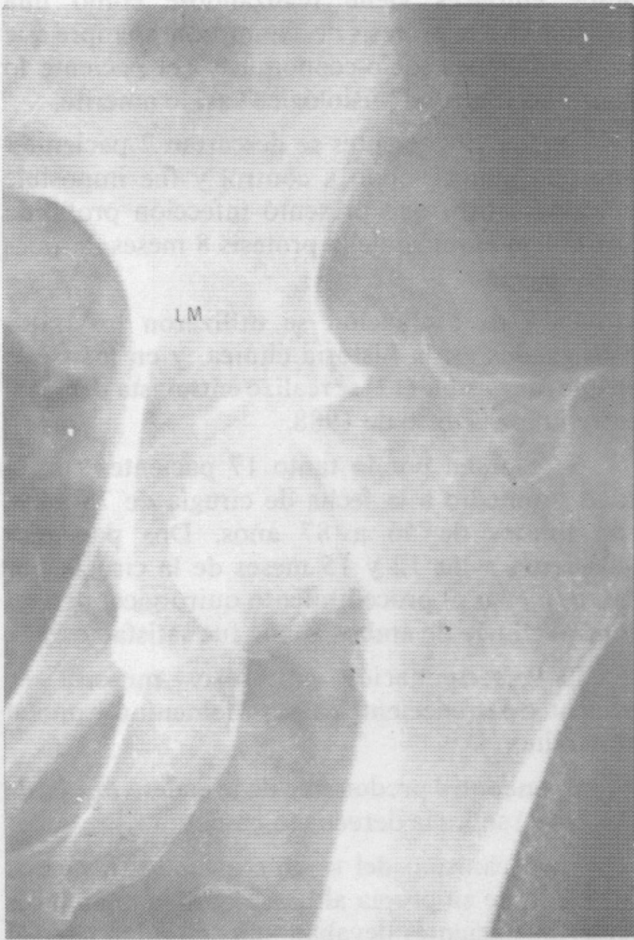


Figura 1A.  
Caso No.7 L.M.: (F) Mujer de 62 años. Fractura subcapital de fémur derecho sufrida el 27-03-86, sometida a hemiartroplastia con prótesis bipolar de Hastings el 31-08-86.

Debido a que la cabeza se mueve dentro del acetábulo cualquier pequeña discrepancia en el acople será compensada por este movimiento, y la carga de peso será distribuida en una forma más natural.

El componente femoral en acero inoxidable tiene el tallo de una prótesis de Thompson modificada, en un sólo tamaño y con una cabeza de 22.25 mm. de diámetro. La longitud de la cabeza y cuello es de 40 mm.. La longitud del tallo es de 127 mm. y la distancia offset es de 31 mm..

La longitud total desde ápex de la cúpula al centro de la base del cuello es de 46 mm. cuando se usan cúpulas de 36 a 43 mm. y es de 50 mm. cuando se usan copas de 44 a 56 mm..

El movimiento dentro de la articulación interprotésica se realiza en un arco de 48° en cualquier sentido antes de que el cuello haga contacto con el anillo interior de la cúpula; más

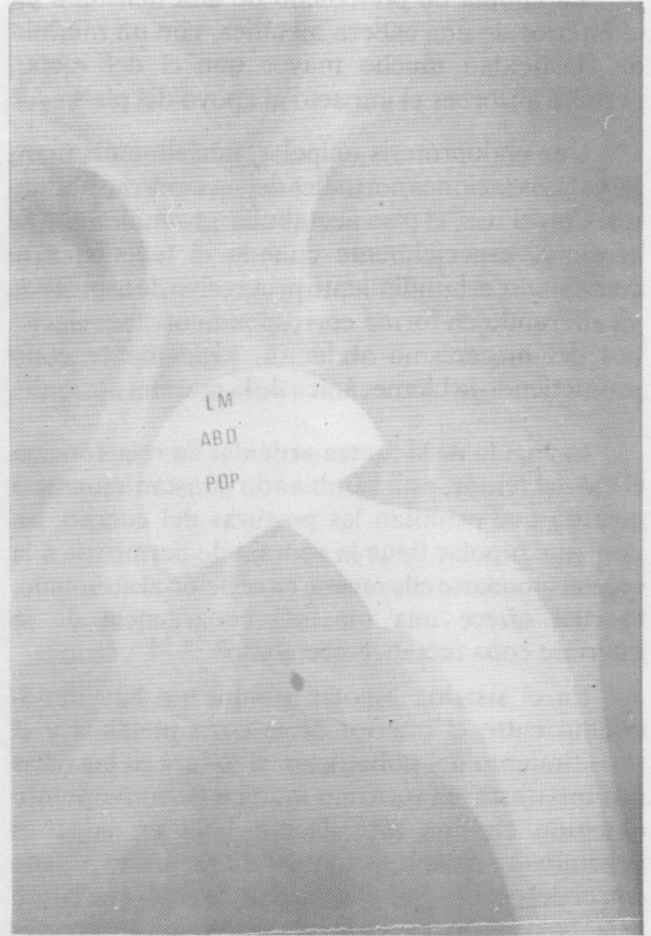


Figura 1B.  
Caso No. 7 A los dos años de cirugía. Resultado clínico bueno aunque radiográficamente se aprecia estrechez del espacio articular.

allá de este arco la cúpula se mueve dentro del acetábulo.

En varios casos hemos utilizado un "híbrido" Charnley - Hastings, combinando tallos de Charnley de diversa generación con copas de Hastings.

### 3. Técnica Operatoria:

En todos los casos fue empleada la siguiente técnica: guardando todas las medidas de asepsia y antisepsia empleadas en el R.T.C. y con el paciente en decúbito lateral se expone la cadera a través de un abordaje postero-lateral, se desinsertan los músculos rotadores externos y se abre la cápsula sin resecarla. A continuación se identifica el foco de fractura y se extrae la cabeza femoral. Se observa el estado del cartílago acetabular y se limpia de los restos de ligamento redondo. Se determina el tamaño de la copa mediante copas plásticas

(Delrin) de prueba, seleccionando la más grande que pueda ser completamente acoplada al acetábulo.

Luego se prepara el canal femoral y mediante una reducción de prueba se determina la longitud exacta del cuello. El centro de la cabeza nunca deberá estar por debajo de la punta del trocánter mayor.

Se coloca el taco óseo dentro del canal femoral, se realiza lavado exhaustivo con agua oxigenada y suero fisiológico y se procede a cementar el tallo. En uno solo de nuestros pacientes se dejó un tallo por ajuste sin cementar; este paciente presentó una infección que obligó al retiro de la prótesis.

Luego se acopla la copa y el componente femoral presentando a la copa oblicuamente y presionándola sobre la cabeza de la prótesis femoral; debe escucharse un chasquido cuando se ha realizado completamente el acople.

Se realiza la reducción, se prueba la estabilidad y se observa el funcionamiento en los dos sitios de movilidad de la prótesis. Se repara la cápsula y se reinsertan los rotadores. El cierre de las otras estructuras se hace como de costumbre dejando un sistema de drenaje que se retira a las 48 horas.

Durante el transoperatorio empleamos profilaxis antibiótica con Cefalosporinas.

El tiempo quirúrgico promedio es de una hora y 20 minutos.

#### 4. Manejo Postoperatorio

Los antibióticos son suspendidos a las 48 horas del Postoperatorio. Continuamos la anticoagulación profiláctica con Heparina o Aspirina iniciados desde el ingreso del paciente.

Durante los dos primeros días se deja una almohadilla de abducción. Desde el segundo día se inicia fisioterapia encaminada al fortalecimiento muscular y la rehabilitación articular. Al tercer día se levanta al paciente y se le hace deambular con ayuda de un caminador (excepción hecha del paciente a quien no se le cementó el tallo y a quien se le inició el apoyo a las seis semanas).

Antes de su salida se les instruye en el uso de muletas y en las actividades de la vida diaria.

#### 5. Evaluación Clínica:

Todos los pacientes fueron evaluados de acuerdo a los sistemas de graduación funcional de d'Au-

bigné Postel y de Harris. El primero asigna seis puntos a cada uno de los parámetros de dolor, movilidad y deambulación, para un total de 18 puntos a un paciente en las mejores condiciones.

En el sistema de Harris se adjudican 44 puntos al dolor, 47 a la función, 5 al arco de movimiento y 4 a la ausencia de deformidad.

Se incluye el formulario para recolección de datos.

#### 6. Evaluación Radiológica:

Se evalúa de acuerdo a los recomendado por Philips<sup>43</sup>, Según este, el patrón de movimiento es independiente del soporte de peso lo cual permite la simplificación y la reducción en exposición a radioacciones. Por lo tanto son suficientes dos radiografías simple en proyección antero-posterior tomadas con el paciente en supino sobre la mesa de radiografías, una en máxima abducción y la otra con máxima adducción.

Existen 3 categorías según el patrón de movimientos:

1. Todo el movimiento en la conexión interna hasta que la cabeza externa (copa) y el cuello chocan.
2. Movimiento repartido entre la conexión interna y externa.
3. Todo el movimiento en la conexión externa.

#### RESULTADOS

El tiempo promedio entre las fechas de fractura y de cirugía fue de 40 días con un margen entre 7 y 142 días.

La evaluación clínica fue realizada con un seguimiento promedio de 19.2 meses, límites entre 7 y 33 meses. Dos pacientes fallecieron a los 12 y 15 meses después de la cirugía, pero su última evaluación al año de seguimiento mostró resultados muy buenos en la escala de D'Aubigné y buenos en la de Harris en ambos casos.

Hubo un paciente a quien no se le cementó el tallo femoral por encontrarse un adecuado ajuste, este paciente presentó infección a los 18 meses de la cirugía que obligó al retiro de la prótesis; un año después y previo tratamiento se le practicó reemplazo total con buen resultado.

Medidos con los criterios de D'Aubigné Postel

Método de graduación funcional de la cadera tabla de D'Aubigne-Postél		
D O L O R	Ningún dolor	6
	Dolor leve e inconstante; Actividad normal	5
	Dolor leve al caminar; Desaparece con el reposo	4
	Dolor tolerable; con actividad limitada	3
	Dolor severo al caminar; Impide cualquier actividad	2
	Dolor severo incluso en la noche	1
	Dolor intenso y permanente	0
M O V I L I D A D	Flexión mayor de 90 Abducción hasta de 30	6
	Flexión entre 80-90 Abducción de al menos 15	5
	Flexión entre 60-80 alcanza a sus pies	4
	Flexión entre 40-60	3
	Flexión menor de 40	2
	Ningún movimiento; Dolor o ligera deformidad	1
	Anquilosis en mala posición de la cadera	0
D E A M B U L A C I O N	Normal	6
	Sin bastón pero cojera ligera	5
	Largo tiempo con un bastón; Corto tiem. sin bastón y cojera	4
	Con bastón menos de 1 hora, muy difícil sin bastón	3
	Solamente con dos bastones	2
	Solamente con muletas	1
	Ninguna marcha	0
Total		

Resultados Absolutos: Muy bueno: 11-12  
Bueno: 10  
Aceptable: 9  
Regular: 8  
Malo: 7 o menos

Estos resultados con DEAMBULACION normal, si esta capacidad está reducida a 4 o menos se le clasifica como un grado más bajo.

Resultados Relativos: Diferencias del Pre y Postoperatorio del DOLOR DEAMBULACION multiplicado por 2, sumadas a la diferencia pre y postoperatoria de MOVILIDAD.

Gran mejoría: 12 o más  
Regular mejoría: 3 a 7

Buena mejoría: 7 a 11  
Falla: 3 o menos

13 pacientes (76.4%) fueron clasificados con resultados muy buenos y 4 (23.6%) como buenos.

En la escala de Harris 4 pacientes (23.5%) obtuvieron puntaje excelentes, 10 (58.8%) buenos, 2 (11.6%) regulares y uno (5.8%) malo.

En todos excepto en uno se observó movilidad en los dos componentes. En el paciente en quien se observó movimiento unipolar, exclusivamente en la interfase prótesis-acetábulo, se observó además desaparición del espacio articular.

En otros dos casos se observó estrechez del espacio articular.

En ninguno se encontraron signos de aflojamiento del tallo femoral.

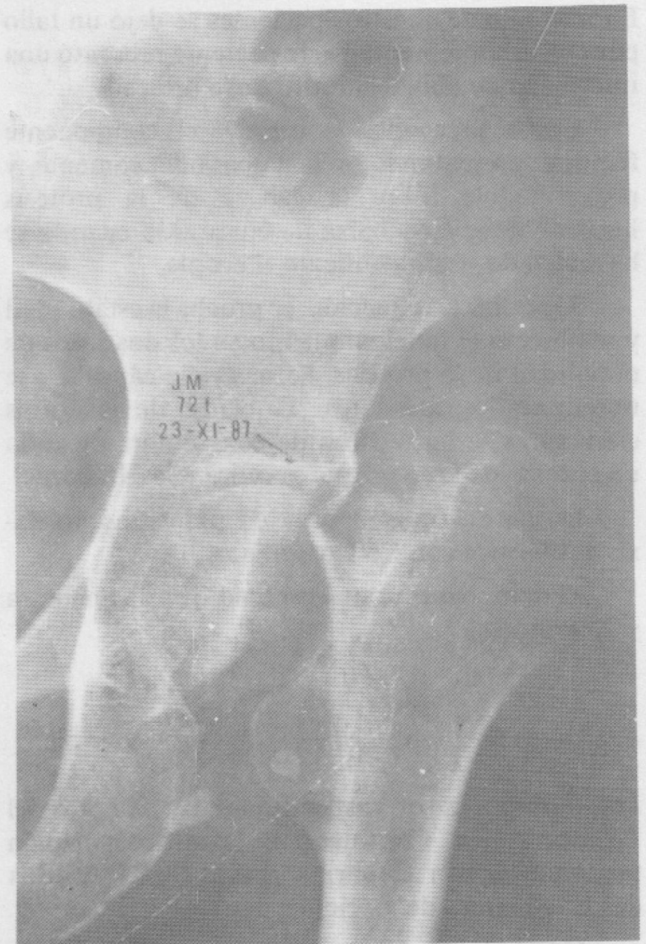


Figura 2A.  
Cano No. 15 A. A. (F) Mujer de 66 años. Presentó fractura transcervical de fémur izquierdo el 04-06-87. Sometida a reemplazo con la prótesis de Hastings 21 25-06-87.

## DISCUSION

Indudablemente la erosión acetabular es el problema más serio a largo término observado con el uso de las endoprótesis convencionales. Problema que ya había sido detectado por Thompson<sup>54</sup>, y que vino a agravarse en forma importante en el uso del cemento acrílico<sup>16</sup>.

La efectividad de las prótesis bipolares en la prevención de la erosión acetabular ha sido tema

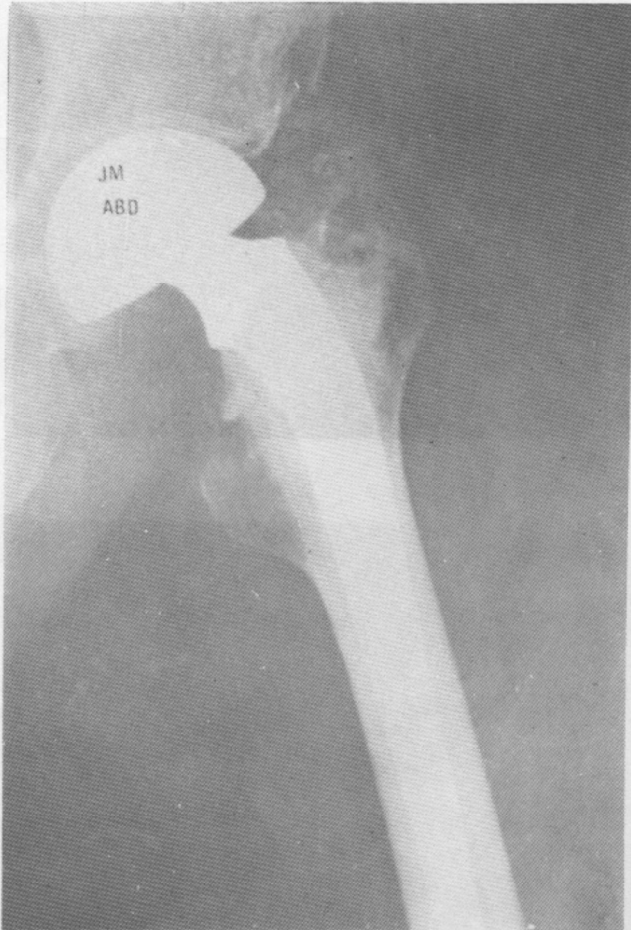


Figura 2B.  
Caso No 15. Radiografía de control a los 14 meses.

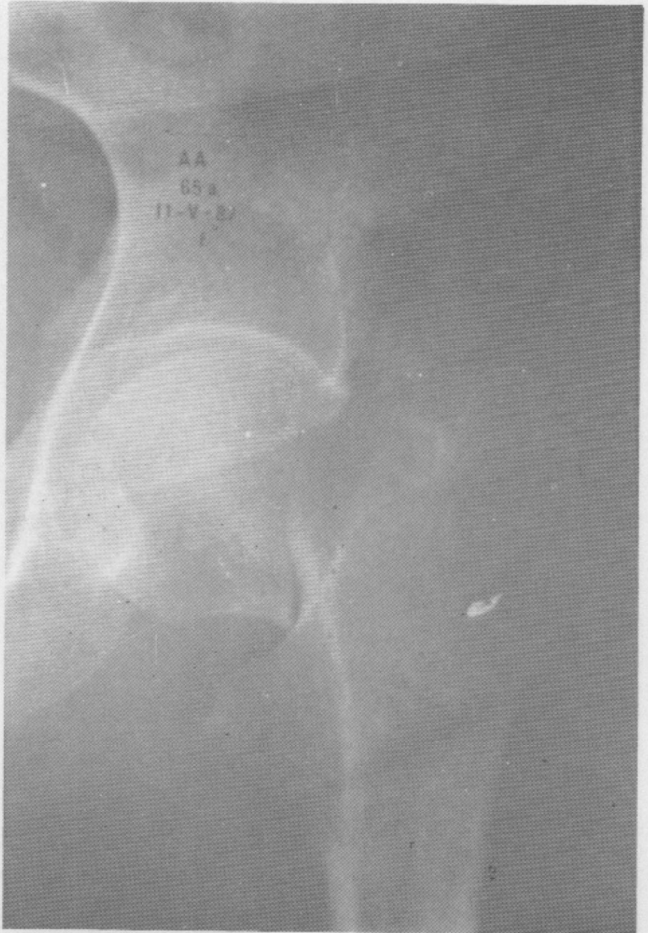


Figura 3A.  
Caso N° 16 J.M. (F) Mujer de 72 años con fractura subcapital de fémur izquierdo operada el 07-09-87, 5 meses después de sufrida la fractura.

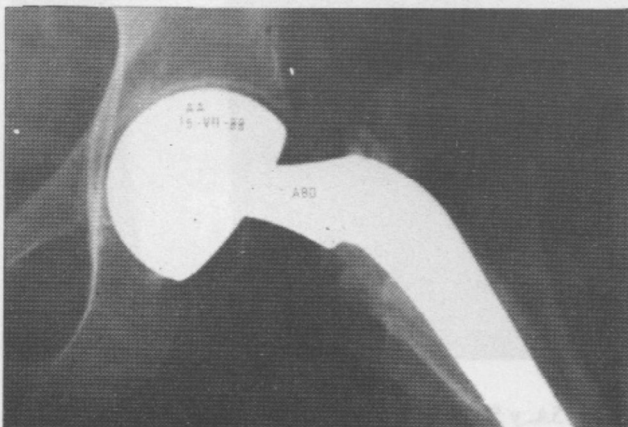


Figura 3B.  
Caso N° 16 Radiografías de abducción y aducción a los 11 meses de la cirugía.

de diversos estudios, pero los resultados no son concluyentes.

La mayoría de autores recomiendan el uso de las bipolares para pacientes jóvenes, pero no para

pacientes de 70 años o más quienes no tienen riesgo de erosión. Pero este parámetro debe ser tenido en cuenta como un estado fisiológico más que cronológico, según las condiciones del paciente.

Hay quienes, después de 4 años de seguimiento, no han encontrado erosión acetabular<sup>19</sup> y en general encuentran a las bipolares como ventajosas con respecto a las convencionales<sup>2, 5, 13, 22, 23, 24, 47</sup>.

Otros no les encuentran ninguna diferencia significativa con las endoprótesis convencionales<sup>3, 20, 32, 33, 36, 52</sup>.

Pero de hecho las prótesis bipolares tienen una ventaja en la posibilidad que ofrecen de convertirlas a un reemplazo total sin tener que cambiar el componente femoral. Y aún tienen ventaja sobre la artroplastia total, ya que en los casos en que puede sustituirla somete al paciente a un procedimiento menos formidable que el reemplazo total



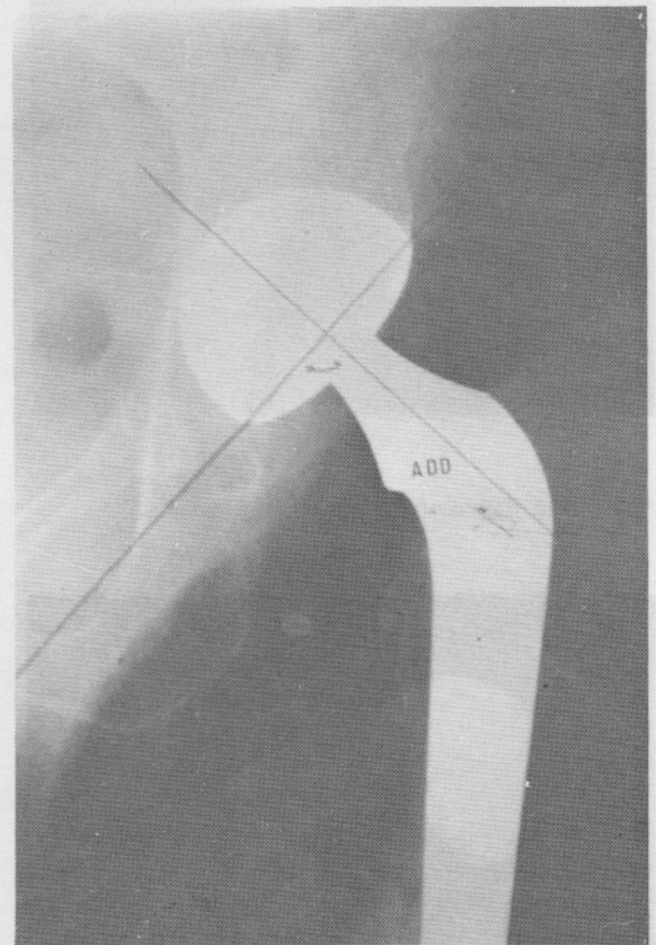
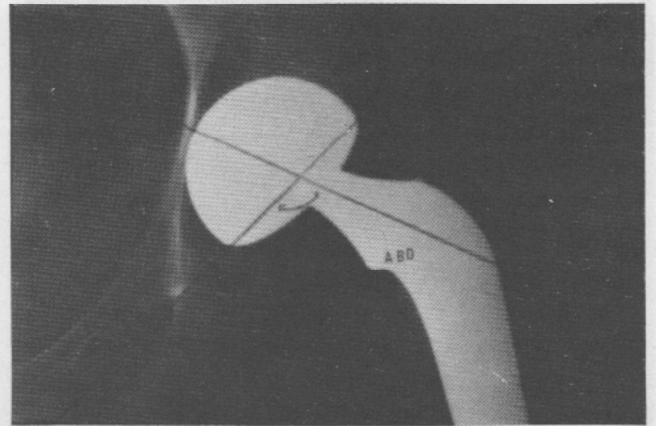
Figura 4  
Prótesis Bipolar del tipo diseñado por Michael Devas en Hastings.

aunque todavía le brinda los beneficios de una conexión de baja fricción.

El comportamiento desde el punto de vista de la doble movilidad depende fundamentalmente de las condiciones del cartílago acetabular<sup>43</sup>.

Cuando el cartílago se encuentra más o menos lesionado se origina una mayor fricción en la interfase metal-cartílago, y la movilidad se realiza principalmente en la conexión interna, transmitiéndose a la externa cuando el cuello choca con el borde de la copa; se establece así una forma bipolar de movimiento.

Cuando el cartílago está indemne la movilidad se realiza principalmente en la interfase metal-cartílago, y la estructura funciona como una prótesis unipolar. Pero según una teoría se desgastaría paulatinamente el cartílago articular con aumento en el índice de fricción en la interfase metal-cartílago transformando el movimiento en uno de tipo bipolar que por lo tanto evitaría una mayor erosión<sup>43</sup>.



Figuras 5A. y 5B.  
Radiografías AP en Abducción y Aducción para ilustrar el movimiento en la conexión interna. (cabeza - cúpula).

Parece ser que la pérdida de movimiento en la conexión interna depende de la formación de tejido cicatrizal y del tamaño de la cabeza<sup>4</sup>.

Aunque la incidencia de luxación postoperatoria es similar a la presentada con la prótesis de Thompson, aquí sí tiene una desventaja, puesto



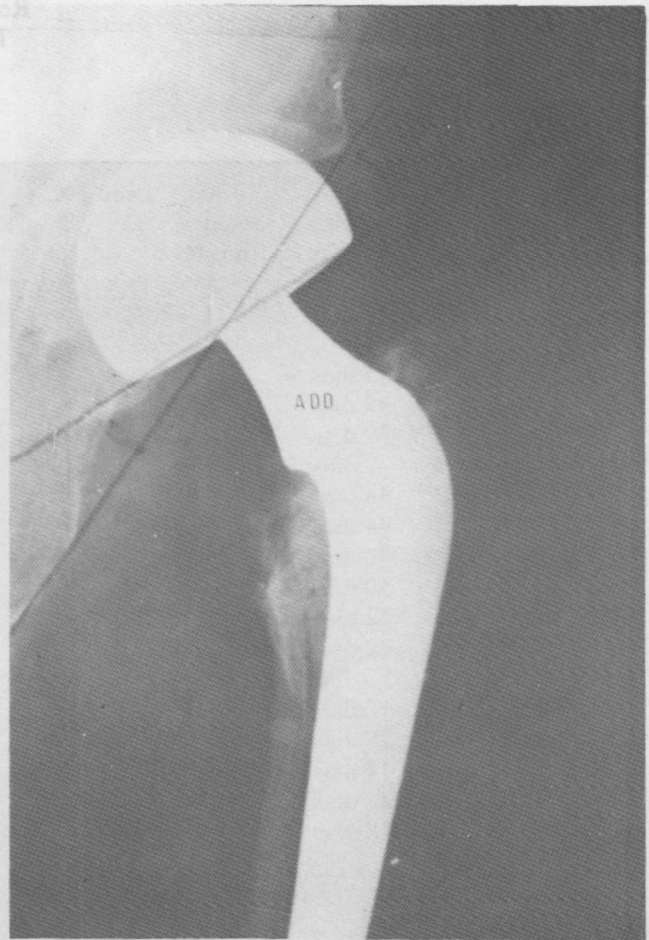
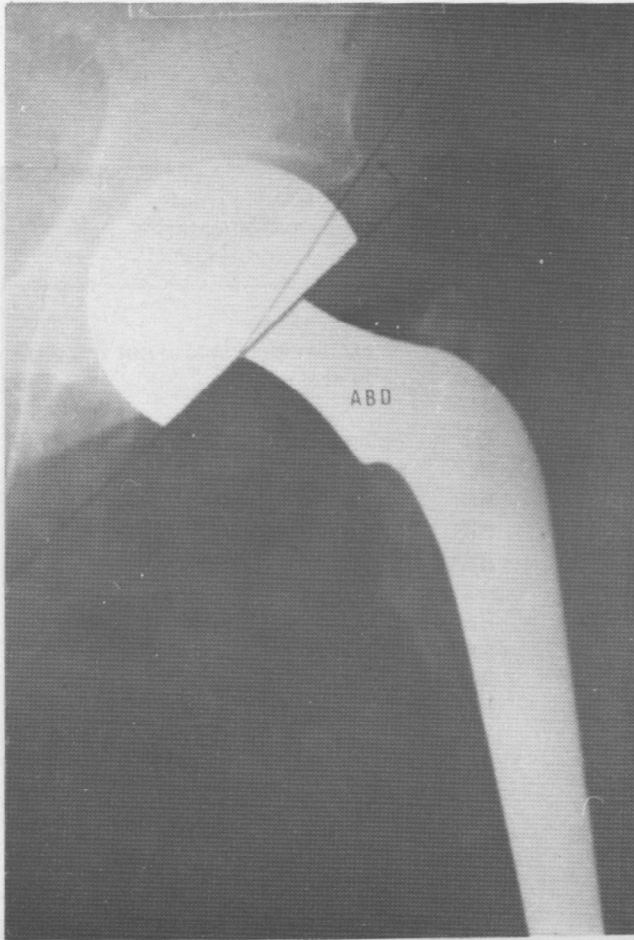


Figura 6A.

Figura 6B

Radiografías AP en Abducción y Aducción para ilustrar el movimiento que ocurre en la conexión externa (cúpula -cartilago acetabular).

que en la totalidad de los casos requieren de una reducción abierta.

El desensamblaje de la prótesis es una complicación rara<sup>3, 19, 44</sup>.

Las evaluaciones clínicas son muy similares en los pacientes tratados con prótesis bipolares y con prótesis de Thompson.

#### COMENTARIOS

Los resultados clínicos obtenidos con el uso de la prótesis bipolar arrojan un porcentaje entre buenos y excelente comparables a otras series que evalúan el mismo tipo de prótesis. La movilidad en los dos polos, evaluada radiográficamente, se mantiene en todos los pacientes de nuestra serie excepto en uno; en este aspecto hay divergencia con los otros reportes en los cuales se mencionan desde la pérdida total

de movimiento bipolar a los pocos meses hasta los que encuentran un 80% de pacientes con movimiento bipolar persistente<sup>13, 43</sup>.

Es muy corto plazo para evaluar la utilidad de la prótesis con respecto a la prevención de la erosión acetabular. Debe realizarse un seguimiento a largo término y compararlo con grupos similares tratados con prótesis convencionales.

En ninguno de nuestros pacientes se observó luxación de los componentes protésicos.

El único caso de infección, tenía el antecedente de una osteomielitis en la tibia ipsilateral sufrida en la infancia, aunque inactiva en los últimos 35 años.

Esta prótesis nos ha demostrado resultados funcionales satisfactorios, probablemente iguales a los de las prótesis convencionales, pero con la posibilidad de convertirla a un reemplazo total en caso de ser necesario y con la expectativa de prevenir la erosión acetabular a largo plazo.

Resultados  
Tabla 1

No.	Edad	Sexo	T. entre la Fx y la Qx	T. de seguim. (meses)	Lado FX D I	Evaluación D'Aubigné Harris	Eval. RX	Comentarios
1	65	F	37 días	33	X	MB E	BIP	
2	63	F				MB		Se excluye del estudio por infección de la prótesis.
3	78	F	15 días	32	X	MB B	BIP	
4	72	F	49 días	28		X MB	B BIP	
5	56	F	39 días	15		X MB	B BIP	Falleció 15 meses después de la cirugía
6	78	F	7 días	27	X	MB	B BIP	
7	62	F	94 días	25	X	MB	R BIP	Estrechez del espacio articular
8	74	F	44 días	12	X	MB	B BIP	Falleció 1 año después de cirugía
9	76	M	44 días	23	X	B	E BIP	
10	82	F	50 días	23		X MB	M Unipolar	Desaparición del espacio art.
11	60	F	22 días	18	X	MB	E BIP	
12	70	F	30 días	17		X B	B BIP	
13	86	F	13 días	17		X MB	B BIP	
14	82	F	10 días	16		X B	B BIP	
15	66	F	21 días	15		X MB	R BIP	Estrechez del espacio art.
16	72	F	14 días	11		X MB	B BIP	
17	65	F	33 días	8		X B	E BIP	
18	82	F	18 días	7	X		B BIP	

MB: Muy Bueno  
B: Bueno  
E: Excelente  
R: Regular  
M: Malo  
BIP: Bipolar

ABSTRACT

Seventeen patients with femoral neck fractures treated with bipolar prosthesis, between November 1985 and January 1988, are analyzed in a follow up period of 19,2 months. The average age was 73 years old. In all cases a postero-lateral approach of the hip was used to implant a bipolar Hastings prosthesis. All femoral components, were cemented, except in one case.

The cemented radiographic assessment in maximum abduction and adduction showed bipolar

motion in all cases except one. There were no signs of femoral stem loosening.

One patient presented infection eight months postoperatively requiring extraction and one year later a total hip replacement was performed, with excellent results at follow up. Good and Excellent results were obtained in 100% of cases according to the D'Aubigné-Postel assessment table, and in 82,3% of cases according to Harris's criterions.

The use of this type of prosthesis has shown excellent functional results, with the possibility of realizing a total hip replacement if necessary and avoiding long term acetabular erosion.

## BIBLIOGRAFIA

1. ANDERSON, L.D. HAMSA, W.R., WARING, T.L.: Femoral head prostheses. *J. Bone Joint Surg.* 1964, 46A: 1049-1065.
2. BESSER, M.I.B.: A Universal Snap-fip endoprosthesis for the treatment of subcapital fractures of the femur: A preliminary report. *Injury.* 1979, 10: 273-275.
3. BHULLER, G.S.: Use of the Giliberty bipolar endoprosthesis in femoral neck fractures. *Clin. Orthop.* 1982, 162: 165-169.
4. CABANELA, M.: Good results 3 times greater with bipolar prostheses: Satisfactory results in 84% of patients *Orthopedics Today* - 1987, 7: 23.
5. CAMERON, H.U. HOOD-SZIVEK, P., TURNER, R.: Femoral head migration after single assembly total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 1982, 164: 230-233.
6. CATHCART, R.T.: The shape of the femoral head and preliminary results of clinical use of a non-spherical hip prostheses. *J. Bone Joint Surg.* 1971, 53A: 397.
7. CATHCART, R.F.: The shape of the normal femoral head and results from clinical use of more normally shaped nospherical hip replacement prostheses. *J. Bone Joint Surg.* 1972, 54A: 1559.
8. CHAN, W. HOSKINSON, J.: Thompson prothesis for fractured neck of femur *J. Bone Joint Surg.* 1975, 57B: 437-443.
9. CRENSHAW, A.H. (ed.) *Campbell's operative Orthopaedics*, 7a. Ed. St. Lovis, C.V. Mosby, 1987.
10. CRUESS, R.L., KWOK, D.C., Duc, P.N., LE-CAVALIER, M.A. DA G, G-T: the response of articular cartilago to weigth Bearing against meta: A study of hemiarthroplasty of the hip in the dog. *J. Bone Joint Surg.* 1984, 66B: 592-597.
11. CHARNLEY, J.: Arthroplasty of the hip. *Lancet*, 1961, 1: 1129-1132.
12. CHARNLEY, J.: The bonding of prostheses to bone by cement. *J. Bone Joint Surg.* 1964, 46B: 518-529.
13. CHEN, S.C., SARKAR, S.: A radiological study of the movements of the components of the Monk prosthesis (hard-top "duo-Plect") in patients. *Injury.* 1980, 12: 243-249.
14. CHRISTIANSEN, T.: A new hip prosthesis with trunion-bearing. *Acta Chir, Scand.* 1969, 135: 43-46.
15. CHRISTIANSEN, T.: A combined endo and total hip prosthesis with trunion-bearing. *Acta Chir. Scand.* 1974; 140: 185-188.
16. D'ARCY, J., DEVAS, M.: Treatment of fractures of the femoral neck by replacement with the Thompson prosthesis. *J. Bone Joint Surg.* 1976, 58B: 279-286.
17. D'AUBIGNE, M., POSTEL, M.: Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J. Bone Joint Surg.* 1954, 36A: 451-475.
18. DEVAS, M.: Aetiology of acetabular erosion after Thompson replacement for fracturres necks of femur. *J. Bone Joint Surg.* 1977, 59B: 128.
19. Preventions of acetabular erosion after hemiarthroplasty for fractured neck of femur. *J. Bone Joint Surg.* 65B: 548-551.
20. DRINKER, H. MURRAY, W.R.: The universal proximal femoral endoprosthesis. *J. Bone Joint Surg.* 1979, 61A: 1167-1174.
21. FOLLACCI, F.M., CHARNLEY: A Comparison of the results of femoral head prosthesis with and without cement. *J. Bone Joint Surg.* 1969, 62: 156-161.
22. GILIBERTY, R.P.: Low-friction bipolar hip endoprosthesis. *Intl. Surg.* 1977, 62: 38-41.
23. GILIBERTY, R.P.: Hemiarthroplasty of the hip using a low-friction bipolar endoprosthesis *Clin. Orthop.* 1983, 175: 86-91.
24. GILIBERTY, R.P.: Bipolar endoprosthesis minimizes protrusio acetabular loose stems. *Orthop. Rev.* 1985, 14: 27-36.
25. GINGRAS, M.B., CLARKE, J. EVARTS, M.: Prosthetic replacement in femoral neck fractures. *Clin. Orthop.* 1980, 152: 147-157.
26. GREEN, S., MOORE, T., PROANO, F.: Bipolar prosthetic replacement for the management of unstable intertrochanteric hip fractures in the alderly. *Clin. Orthop.* 1987, 224: 169-177.
27. HANSEN, F.W., REGHNAGEL, K.: The monk hip arthroplasty: Preliminary repor of the uncemented standard Monk prosthesis. *Acta Orthop. Scand* 1977, 48: 394-399.
28. HARRIS, W.H.: Traumatic arthritis of the hip after dislocations and acetabular fractures: Treatment by mold arthroplasty. An end results study using a new method of results evaluation. *J. Bone Joint Surg.* 1969, 51A: 737-755.
29. HINCHEY, S., DAY, P.: Primary prosthesis replacement in fresh femoral neck fractures. *J. Bone Joint Surg.* 1964, 46A: 223-240.
30. KENNEDY, W.R.: Treating femoral Neck fractures with the Cathcart prosthesis a preliminary report. *Contemp. Orthop.* 1982, 4: 97-105.

31. KWOR, D., CRUESS, R.: A retrospective study of Moore and Thompson hemiarthroplasty. *Clin. Orthop.* 1982, 169: 179-185.
32. LANGAN, P., WEISS, C.A.: Stability of the Giliberty bipolar hip. *Clin. Orthop.* 1978, 137: 129-131.
33. LANGAN, P.: The Giliberty bipolar prosthesis: A Clinical and radiographical Review. *Clin Orthop.* 1979, 141: 169-175.
34. LEYSHON, R.L., MATHEWS, J.P.: Acetabular erosion and the Monk "Hard Top" Hip Prosthesis. *J. Bone Joint Surg.* 1984, 66B: 172-174.
35. LIEBOWITZ, S.: New Concepts in femoral head replacement: Clinical Experiences *Bull Hop. Joint Dis.* 1977, 38: 57-58.
36. LONG, J.W., KNIGHT, W.: Bateman UPF Prosthesis in Fractures of the femoral neck. *Clin. Orthop.* 1980, 152: 198-201.
37. MEYER, S.: Prosthesis replacement in hip fractures: A Comparison between the Moore and Christiansen endoprostheses. *Clin. Orthop.* 1981, 160: 57-62.
38. MONTGOMERY, S.P., LAWSON, L.R.: Primary Thompson prosthesis for acute femoral neck fractures. *Clin. Orthop.* 1978, 137: 62-68.
39. MOORE, A.T., BOHLMAN, H.R.: Metal hip Joint: A cases report *J. Bone Joint Surg.* 1943, 25: 688.
40. MOORE, A.T.: The self-locking metal hip prosthesis. *J. Bone Joint Surg.* 1957, 39A: 811-827.
41. MURRAY, W.R., DRINKER, H.: The universal femoral endoprosthesis: Preliminary observations of in vivo motion *Characteristica. J. Bone Joint Surg.* 1977, 59B: 512.
42. MURRAY, W.R.: Threaded acetabular shells, bipolar device recommended in hip revision. *Orthopedics Today.* 1987, 7: 42-43.
43. PHILIPS, T.W.: The Bateman bipolar femoral head replacement: A fluoroscopic study of movement over a four year period. *J. Bone Joint Surg.* 1987, 69B: 761-764.
44. RAE, P.J., PATON, R.W.: Interprosthetic dislocation of the Charnley Hastings prosthesis: Brief report. *J. Bone Joint surg.* 1988, 70B: 330.
45. RAMSTAD, K.R.: A new hip prosthesis: Preliminary report. *Acta Chir Scand* 1969, 135: 47-50.
46. ROCKWOOD, C.A. Jr., GREEN, D.P.: *Fractures* (2a. Ed.) Philadelphia. J. B. Lippincott Company, 1984.
47. SAITO, S. KUROK., Y., UCHIDA, T., ATSUMI, T.: Hip Joint operation utilising Bateman UPF prosthesis in Japan. *J. Bone Joint surg.* 1984, 66B: 301.
48. SALVATI, E.A. WILSON, P.D. Jr.: Long term results of femoral head replacement *J. Bone Joint Surg.* 1973, 55A: 516-527.
49. SCALES, J.T.: Prosthesis replacement of the femoral head for femoral neck fractures: With desing. *J. Bone Joint Surg.* 1983, 65B: 530-531.
50. SCHWARTS LAUSTEN, G., VEDEL, P.: The Monk hard top endoprosthesis for intracapsular fractures of the femoral neck Injury. 1981, 13: 233-238.
51. SIMON, S.R.: New Concepts femoral head Replacement: The place of the Bateman Prosthesis in hip Surgery. *Bull Hosp. Joint Dis* 1977, 38: 59-63.
52. SOREIDE, O., MOLSTER, A., RAUGSTAD, T.S.: Replacement with the Christiansen endoprosthesis in acute femoral neck fractures: A 5 year follow-up study. *Acta Orthop' Scand.* 1980, 51: 137-144.
53. SUNDAL, B., KAVILIE, H., CHRISTIANSEN, T.: total hip replacement with a new trunnion-bearing prosthesis and early results. *Acta Chir. Scand.* 1974, 140: 189-193.
54. THOMPSON, F.R.: Two and half years experience with a intramedullary hip prosthesis: *J. Bone Joint surg.* 1954, 36A: 489-502.
55. TRONZO, R.G.: *Cirugía de la Cadera Editorial Panamericana*, 1975.
56. VERBERNE, G.H.H.: A Femoral head prosthesis with a built in Joint: A radiological study of the movement of the two components. *J. Bone Joint Surg.* 1983, 65B: 544-547.
57. WEBB, P.J., WRIGHT, K.W.J., WINTER, G.D.: The Monk "Sof Top" endoprosthesis: Clinical, biomechanical and histopathological observations. *J. Bone Joint Surg.* 1980, 62B: 174-179.
58. WEBER, B.G.: Total hip replacement with rotation endoprosthesis (trunnion-bearing prosthesis). *Clin. Orthop.* 1970, 72: 79-84.
59. WEST, W.F., MANN, R.A.: Evaluation of the Bateman Self-articulating femoral prosthesis. *Orthoped. Trans.* 1979, 3: 17.
60. WHITTAKER, R.P. ABESHAUS, H.H., SCHOLL, H.W., CHUNG, S.M.K.: Fifteen years experience with metallic endoprosthetic replacement of femoral head for femoral neck fractures. *J. Trauma* 1972, 12: 799-806.