



Artroplastia de la Cadera con Prótesis Bipolar

RESUMEN

Las complicaciones acetabulares de los sistemas de artroplastia de la cadera, han dado como resultado el desarrollo de la prótesis bipolar.

En el presente trabajo revisamos la experiencia de 5 años (julio 83-julio 88) en el Servicio de Reemplazos Articulares del Departamento de Ortopedia de la Universidad de Alabama en Birmingham (Estados Unidos), con el uso de la prótesis bipolar.

Un total de 220 caderas bipolares fueron implantadas en 204 pacientes, siendo 107 hombres y 97 mujeres, con edad promedio de 49.5 años.

Las razones más frecuentes para su uso fueron: cirugías de revisión 39%, necrosis avascular de la cabeza femoral 22.7%, y osteoartritis 16.3%. También fueron utilizadas en pacientes con artritis reumatoidea, displasia congénita de la cadera, trauma o sus secuelas, y otros.

El promedio de seguimiento fue de 23.9 meses, con un rango de 6 a 60. Los resultados analizados según el sistema de Harris, permitieron demostrar buenos resultados, con un puntaje superior a 75 en promedio.

Las complicaciones fueron del orden de 3.6%, siendo las más frecuentes: dolor persistente y migración medial de la prótesis.

Concluimos que la artroplastia de la cadera con prótesis bipolar, es una técnica efectiva en la reconstrucción de la cadera.

INTRODUCCION

Dentro del continuo desarrollo de sistemas para artroplastia de la cadera, la preocupación por el deterioro acetabular, tanto clínico como radiológico, han dado como resultado el diseño de nuevos implantes que buscan minimizar esta complicación.

* Jefe del Departamento de Ortopedia y Traumatología de la Universidad de Alabama.

** Fellow en Reemplazos Articulares, Departamento de Ortopedia y Traumatología de la Universidad de Alabama (Birmingham, Estados Unidos).

*** S.A., P.A., C. Asistente quirúrgica del Doctor Kurt M. W. Niemann.

Los primeros esfuerzos en este sentido permitieron el desarrollo por parte de Christiansen⁹ y Weber²⁸ en Europa, (1969) y Tronzo en Estados Unidos, de un sistema en el cual se colocó una articulación cilíndrica entre el vástago femoral y la cabeza de la prótesis. Este sistema sólo permitía movimiento en un sentido en dicha articulación, lo que dio como resultado final aumento en la frecuencia de protrusio acetabular, así como asentamiento y pérdida del componente femoral⁸.

En 1974 Bateman¹ y Giliberty¹¹ en Estados Unidos, y en 1978 Monk en Europa, introdujeron un nuevo cambio en los diseños preexistentes, dando como resultado el desarrollo de las prótesis bipolares, en las cuales la articulación interior se cambió de cilíndrica a esférica, permitiendo ésta última movimientos en todos los sentidos; además se introdujo un sistema de baja fricción para esta articulación (polietileno metal), manteniéndose sobre el componente de polietileno una cubierta metálica, que es la que articula con el acetábulo verdadero (copa bipolar).

En este sistema, la articulación interior esta cautiva por medio de diferentes sistemas de autobloqueo. Este mecanismo permitía frecuentemente que la copa se desplazara en varo, dando lugar a diferentes complicaciones como: desprendimiento de las diferentes partes, luxación de la prótesis y desgaste acetabular¹³.

En 1983 aparece en el mercado otra modificación bajo los nombres de Self-centering, UHR, UPF Gilliberty II y Bicentric; dicha modificación consiste en el desplazamiento del eje de rotación de la copa, obteniéndose una tendencia continua de ésta a desplazarse en valgo.

CONCEPTOS BIOMECAICOS

Las prótesis unipolares diseñadas por Thompson²⁶ y Moore¹⁹, aunque han permitido obtener buenos resultados clínicos, adolecen de fallas en su diseño como son: Altas fuerzas de fricción, distribución anormal de fuerzas de stress, falla en la absorción de fuerzas de choque, carga anormal sobre el hueso subcondral; las cuales se reflejan clínicamente con dolor residual en la cadera, erosión acetabular y migración del vástago femoral^{4, 10, 14, 15, 23, 28}.

En contraposición, el diseño bipolar pretende disminuir fuerzas de fricción en el cartílago acetabular, absorber algunas de las fuerzas de choque generadas en la cadera, permitir una distribución más uniforme de fuerzas sobre el hueso subcondral y así mismo, incrementar el arco de movimiento de la prótesis, lo cual debe reflejarse clínicamente en la reducción del número de luxaciones. En general el

diseño más fisiológico debe reducir el aflojamiento del vástago femoral y facilitar la cirugía de revisión.

Las fuerzas de fricción son las que finalmente determinan si el movimiento se realiza en la articulación interior o exterior; estas fuerzas de fricción son determinables multiplicando el coeficiente de fricción (previamente determinado para cada material) por el radio de la superficie de carga.

$$\text{Fuerza de Fricción} = \text{Coef. de Fricción} \times \text{Radio Sup. de Carga}$$

Aplicando la fórmula anterior en situación ideal, tenemos como resultado que las fuerzas de fricción en la articulación interior son menores que en la exterior, de tal manera que el movimiento se realiza básicamente a este nivel; sin embargo al aumentar el tamaño de la cabeza femoral protésica, la fricción se eleva en esta articulación, lo que clínicamente debe reflejarse en aumento del movimiento en la articulación exterior (Fig. 1).

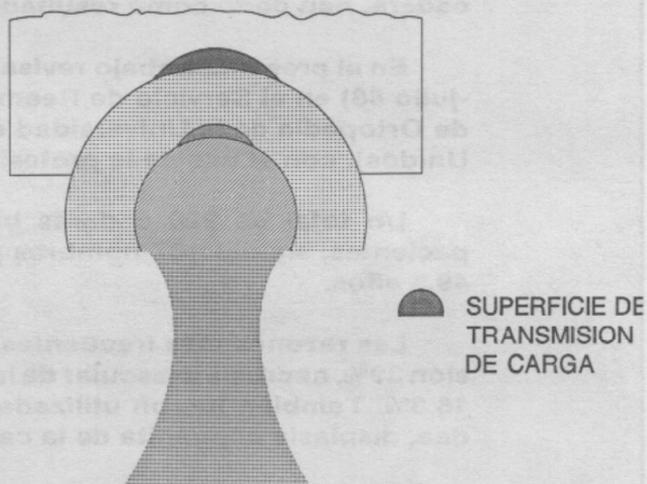


Figura 1. Fuerzas de fricción en las superficies de transmisión de carga.

Sin embargo no podemos tener una relación definitiva para aplicación clínica, ya que variables tales como: dimensión de la cabeza femoral protésica, dimensión de la copa bipolar y la esfericidad coincidente o no del acetábulo fisiológico con la copa bipolar, son las que determinan en última instancia el sitio en el que se lleva a cabo el movimiento, excepto en posiciones extremas, donde el cuello protésico choca con la copa bipolar obligando el movimiento en esta última (Fig. 2).

La excentricidad en el eje del movimiento de la cabeza femoral con respecto al eje de construcción de la copa, obliga el desplazamiento de la copa bipolar en la posición de valgo (Fig. 3) cuando ésta recibe la carga transmitida a través de la articulación; de la misma manera que una balanza se

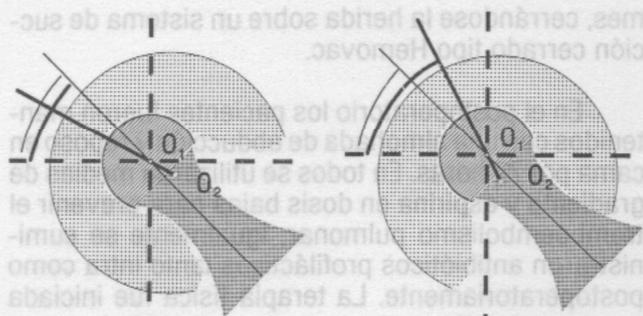
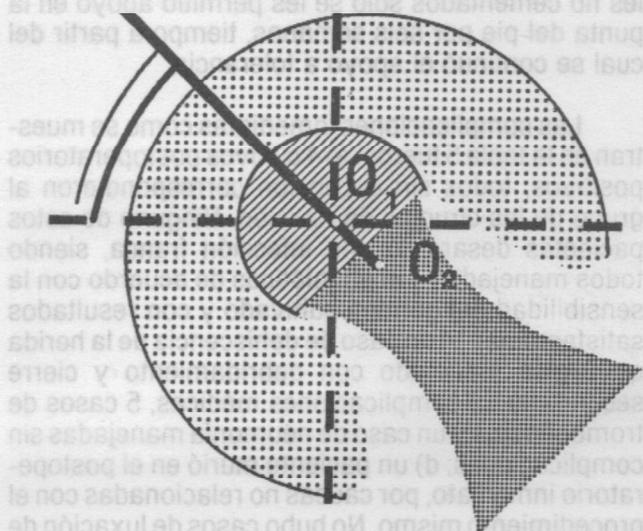


Figura 2. Posición de la copa bipolar y de los ejes de rotación en situaciones de varo y valgo.



O₁ eje del movimiento
O₂ eje de construcción de la copa bipolar

Figura 3. Excentricidad del eje de movimiento de la cabeza femoral (O₁) con respecto al eje de construcción de la copa bipolar (O₂). Nótese la diferencia entre los radios de O₁ y O₂.

inclina siempre hacia el mismo lado cuando su soporte está excéntrico¹⁶ (Fig. 4).

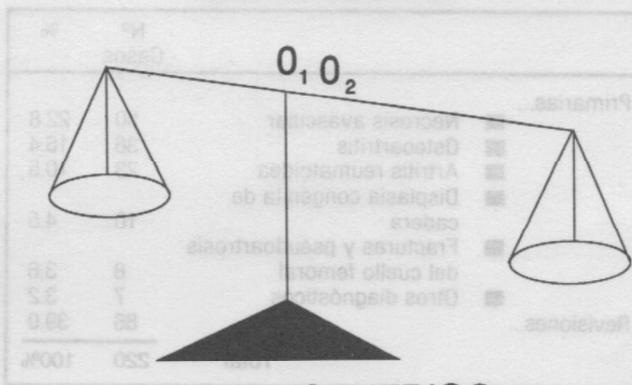
MATERIAL Y METODOS

Durante el período comprendido entre julio 1983 y julio 1988, se realizaron 402 artroplastias de la cadera en el servicio de reemplazos articulares del departamento de Ortopedia de la Universidad de Alabama, en Birmingham, Estados Unidos, 220 de los cuales fueron realizados utilizando prótesis bipolares (54%). La distribución por años se muestra en la tabla 1, siendo 107 hombres y 97 mujeres con edad promedio de 49.5 años, y una distribución por grupos etáreos como se aprecia en la tabla 2. La causa más común para su utilización fue: revisión de cirugía previa en 86 caderas (39%), seguida de necrosis avascular de la cabeza femoral en 50 caderas (22.7%) osteoartritis en 36 caderas (16.3%), artritis reumatoidea en 23 caderas (10.4%), displasia congénita en 10 caderas (4.5%), fracturas y pseudoar-

trois del cuello femoral en 8 caderas (3.6%), otros diagnósticos en 7 caderas (3.2%). Tabla 3.



EJE CENTRAL



EJE EXCENTRICO

Figura 4.

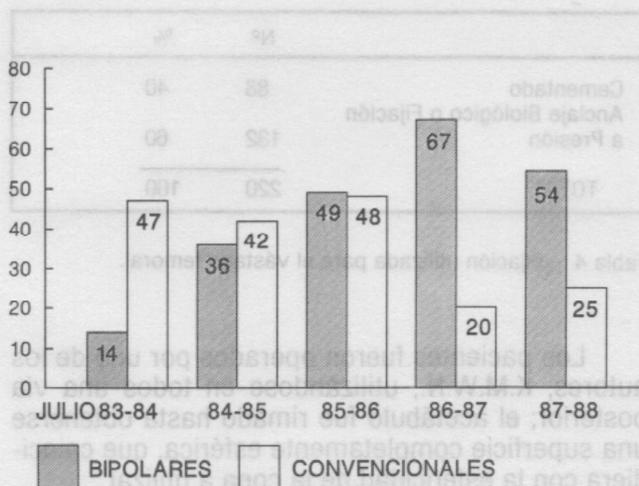


Tabla 1. Relación entre Artroplastias convencionales y Artroplastias bipolares período Julio/83-Julio/88.

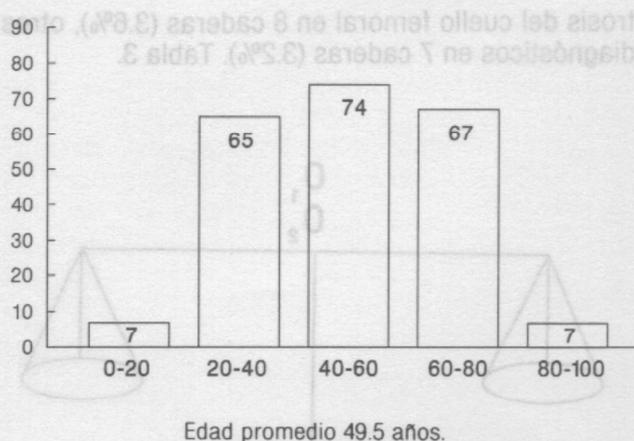


Tabla 2. Distribución por grupos etáreos.

	Nº	%
Primarias...		
■ Necrosis avascular	50	22.8
■ Osteoartritis	36	16.4
■ Artritis reumatoidea	23	10.5
■ Displasia congénita de cadera	10	4.5
■ Fracturas y pseudoartrosis del cuello femoral	8	3.6
■ Otros diagnósticos	7	3.2
Revisiones...	86	39.0
Total	220	100%

Tabla 3. Diagnósticos por los cuales se realizó Artroplastia bipolar de la cadera.

El vástago femoral fue cementado en 88 caderas (40%), mientras que en el resto se utilizaron otras formas de fijación: anclaje biológico, o fijación a presión. Tabla 4.

	Nº	%
Cementado	88	40
Anclaje Biológico o Fijación a Presión	132	60
TOTAL	220	100

Tabla 4. Fijación utilizada para el vástago femoral.

Los pacientes fueron operados por uno de los autores, K.M.W.N., utilizándose en todos una vía posterior; el acetábulo fue rimado hasta obtenerse una superficie completamente esférica, que coincidiera con la esfericidad de la copa a utilizar.

En todos los casos primarios y cuando fue posible en las cirugías de revisión, se realizó cierre de la capsulotomía con re inserción del tendón del pirifor-

mes, cerrándose la herida sobre un sistema de succión cerrado tipo Hemovac.

En el postoperatorio los pacientes fueron mantenidos con una almohada de abducción y reposo en cama por 72 horas. En todos se utilizaron medias de gradiente y aspirina en dosis bajas para prevenir el tromboembolismo pulmonar; igualmente se suministraron antibióticos profilácticos tanto intra como postoperatoriamente. La terapia física fue iniciada en el cuarto día postoperatorio, permitiéndose soporte de peso, según fuera tolerado, al grupo de pacientes con vástagos femorales cementados; mientras que a los pacientes con vástagos femorales no cementados sólo se les permitió apoyo en la punta del pie por seis semanas, tiempo a partir del cual se continuó el apoyo a tolerancia.

Las complicaciones inmediatas como se muestran en la tabla 5 fueron: a) 4 cultivos postoperatorios positivos, todos sin excepción correspondieron al grupo de las cirugías de revisión. Ninguno de estos pacientes desarrolló una infección franca, siendo todos manejados con antibióticos de acuerdo con la sensibilidad del germen cultivado y con resultados satisfactorios; b) un caso de dehiscencia de la herida quirúrgica manejado con debridamiento y cierre secundario; c) complicaciones médicas, 5 casos de tromboflebitis y un caso de neumonía manejadas sin complicaciones; d) un paciente murió en el postoperatorio inmediato, por causas no relacionadas con el procedimiento mismo. No hubo casos de luxación de la prótesis.

	Nº	%
Cultivos operatorios positivos (Revisiones)	4	1.8
Dehiscencia de suturas	1	0.5
Tromboflebitis	5	2.2
Neumonía	1	0.5
Muertes	1	0.5
Total	12	5.5

Tabla 5. Complicaciones (Post-op Inmediato).

RESULTADOS

Los pacientes sometidos a análisis en este estudio tuvieron un seguimiento promedio de 23.9 meses, (de 6 a 60). Los resultados fueron analizados de acuerdo con el sistema ideado por Harris¹², estableciéndose grupos de comparación de acuerdo con el diagnóstico así:

Artritis Reumatoidea: en éste grupo se estudiaron 17 pacientes en los cuales el puntaje promedio preoperatorio fue de 36.17, con un promedio post-

peratorio en el momento de la última evaluación de 83.02, lo que implica una mejoría de 46.85 puntos.

Osteoartritis: se estudiaron 28 pacientes en los cuales el puntaje promedio preoperatorio fue de 38.23, con un promedio postoperatorio en el momento de la última evaluación de 73.02, lo que implica una mejoría de 34.79 puntos.

Necrosis Avascular: se estudiaron 22 pacientes en los cuales el puntaje promedio preoperatorio fue de 38.29, con un promedio postoperatorio en el momento de la última evaluación de 73.37, lo que implica una mejoría de 35.08 puntos.

Fracturas y pseudoartrosis del cuello femoral: se estudiaron 5 pacientes en los cuales el puntaje promedio preoperatorio fue de 26.24, con un promedio postoperatorio en el momento de la última evaluación de 70.32, lo que implica una mejoría de 44.08 puntos.

Displasia congénita de cadera: se estudiaron 10 pacientes en los cuales el puntaje promedio preoperatorio fue de 31.73, con un promedio postoperatorio en el momento de la última evaluación de 80.45, lo que implica una mejoría de 48.72 puntos.

Cirugía de revisión: se estudiaron 45 pacientes, en los cuales el puntaje promedio fue de 38.03, con un promedio postoperatorio en el momento de la última evaluación de 75.83, lo que implica una mejoría de 37.8 puntos.

Complicaciones tardías: a) Se detectaron 5 pacientes con dolor persistente, de los cuales tres fueron atribuidos a fijación del componente femoral, 2 de ellos fueron revisados utilizándose componentes de fijación biológica, y uno revisado con un componente femoral cementado. En los otros dos pacientes el dolor persistente fue atribuido a la copa biopolar. A ellos se les ha ofrecido cirugía de revisión, pero ésta no se ha realizado aún. b) Hubo migración medial de la prótesis en dos casos, el primero con diagnóstico de Artritis Reumatoidea en el cual se realizó el procedimiento en forma bilateral, una de las prótesis migró medialmente, sin embargo el paciente ha rechazado cirugía de revisión. El segundo caso de migración medial no pertenece a esta serie pero fue operado por uno de los autores K.M.W.N. como profesor visitante en la Universidad del Valle (Cali, Colombia); dicha paciente con diagnóstico de artritis reumatoidea, fue revisada por falla de una prótesis convencional tipo Charnley con una prótesis bipolar, la paciente desarrolló una infección al sexto mes postoperatorio y la prótesis migró medialmente ocasionando un falso aneurisma de la arteria femoral; la prótesis fue retirada dejándose a la manera de una artroplastia tipo Girdlestone. c) **Migración superior:** un paciente revisado por falla de

un reemplazo de cadera convencional, sin lograrse un adecuado cubrimiento de la copa bipolar, la cual terminó migrando superiormente; este paciente fue revisado nuevamente, lográndose un adecuado cubrimiento con un injerto heterólogo²⁷, obteniéndose un resultado final satisfactorio. Tabla 6.

	=	%
Dolor persistente	5	2.2
Migración medial	2	0.9
Migración superior	1	0.5
Total	8	3.6

Tabla 6. Complicaciones Tardías.

DISCUSION

El uso de las prótesis bipolares como procedimiento primario y en cirugía de revisión, ha ganado amplia aceptación en los últimos años^{5, 13, 17, 22, 24} Bednar et al.⁵ reportan en sus series un puntaje global de 83.02, Shaw et al.²⁵ incremento de 41.3 a 86 y Scott²⁴ en sus series de cirugía de revisión, un incremento en el puntaje de 44 a 84. De acuerdo con Bateman³, los resultados continúan mejorando año tras año, tanto como hasta el quinto año postoperatorio; estos hallazgos son compatibles con los nuestros; en los que hemos observado que los pacientes tienen una mejoría rápida hasta el primer año postoperatorio, y de allí estabilización con mejoría lenta hasta el momento de la última evaluación.

Este efecto ha sido mucho más notorio en el grupo de las revisiones, que es el que en promedio tiene el mayor seguimiento. El proceso evolutivo nos permite entonces esperar incrementos en los puntajes, equiparables a las series previamente publicadas con este tipo de prótesis.

Coincidimos con las apreciaciones de algunos autores²⁵, en cuanto a que la satisfacción de los pacientes refleja un mejor resultado que el representado por la escala de Harris¹², ya que en algunas ocasiones el puntaje obtenido para una cadera dada puede resultar afectado por la presencia de patología en otras articulaciones, o en general cualquier procedimiento en las extremidades inferiores; igualmente la interpretación del sistema puede dar origen a variaciones globales, lo cual creemos se refleja en esta serie, por puntajes inferiores tanto pre como postoperatorios, al ser comparados con series similares^{5, 13, 17, 22, 24}.

Creemos entonces que el incremento en el número total de puntos, puede ser un mejor parámetro de comparación entre las diferentes series.

Excepción hecha de los casos de migración reportados en complicaciones, podemos decir que la evolución radiográfica es igualmente satisfactoria; hemos observado pequeños cambios de "protusio" en algunos pacientes con Artritis Reumatoidea.

A partir del sexto mes puede apreciarse la aparición de un halo radiolúcido alrededor de la copa, lo cual representa la formación de una cubierta de fibrocartílago; dicha imagen puede considerarse como signo de buen pronóstico.

Aunque hay controversia en la literatura acerca del sitio donde se realiza el movimiento y del papel real de las dos articulaciones^{5, 16, 17, 18, 22}, los resultados de esta serie aunque no sometidos a análisis estadístico, nos permiten deducir que el movimiento en la articulación exterior es muy pequeño, cuando se ha logrado una reducción precisa en el acetábulo, y en este caso el comportamiento semeja el de una artroplastia convencional, lo que nos inclina a reforzar lo expresado por Shaw et al.²⁵, en el sentido de que el rimado a precisión del acetábulo es importante, si se quieren obtener buenos resultados con las prótesis bipolares, ya que dicho rimado permite una adaptación concéntrica de la copa con la consiguiente distribución uniforme de las fuerzas.

CONCLUSIONES

1. La artroplastia de la cadera utilizando la prótesis bipolar es una técnica efectiva, que cuando está indicada permite obtener buenos resultados en forma consistente.

2. El grado de satisfacción de los pacientes refleja un mejor resultado que el sistema de Harris.

3. Los resultados clínicos de esta serie son equiparables a reportes previos utilizando la misma técnica.

4. El uso de las prótesis bipolares en pacientes con Artritis Reumatoidea debe hacerse cautelosamente, y en general esta técnica no debe considerarse en pacientes de edad avanzada con huesos osteoporóticos.

ABSTRACT

Acetabular complications following unipolar hip arthroplasty have led to the development of the bipolar prosthesis. Five years experience July 83 to July 88 on the total joint service at the University of Alabama in Birmingham has been reviewed. Two hundred twenty hips were implanted in 204 patients, 107 males and 97 females with average age of 49.5 years. Diagnosis were as follows: Failed prosthesis in 39%, Avascular necrosis of the femoral head 22.7%, Osteoarthritis in 16.3%. Also treated were patients with diagnosis of Rheumatoid Arthritis, Congenital displastic hip, Fractures and non-unions of the femoral neck, and others. Our average follow up was 23.9 months with a range of 6 to 60. The Harris hip score was used to analyze the results. Our average hip score was over 75. Complications were found in 3.6%. The most common complications were persistent pain, followed by medial migrations. Our conclusion is that Bipolar Arthroplasty is an effective technique in hip reconstruction.

BIBLIOGRAFIA

1. BATEMAN, J.E. Single assembly total hip prosthesis a preliminary report. *Orthop Digest*. 2: 15-22, 1984.
2. BATEMAN, J.E. Experience with a multi-bearing implant in hip deformities. *Orthop. Trans.* 1: 242, 1977.
3. BATEMAN, J.E. Experience with a multiple bearing implant in hip reconstruction. *Orthop Trans.* 5: 421, 1981.
4. BECKENBAUGH, R.D., TRESSLER, H.A., JOHNSON, E.W. Jr. Results after hemiarthroplasty of the hip using a cemented femoral prosthesis. *Mayo Clinic Proc.* 52: 349-353, 1977.
5. BEDNAR, J., FRIEDENBERG, Z., TURNER, M. Bipolar femoral endoprosthesis: a study correlating component movement with clinical outcome. *The journal of Trauma* Vol. 28 Nº 105: 664-668. May, 1988.
6. BENTON, P.C., SLEMMONS, B.K., Mc CLELLAND, S.J., GODFREY, J.D. Revision of failed hip surface replace-

- ment arthroplasties with a bipolar prosthesis. *Clin. Ortho. and Rel. Res.* 208: 243-248 Jul, 1986.
7. BESSER, M.I.B. A universal snap hip endoprosthesis for the treatment of subcapital fractures of the femur a preliminary report. *Orthopaedic Survey*. Vol 3 Nº 3 171-172, nov dec, 1979.
8. CABANELA, M.E., VAN DEMARK, R.E. Jr. Bipolar endoprosthesis. *The Hip* Chap 6: 68-82 C.V. Mosby company St. Louis, Toronto, Princeton. 1984.
9. CHRISTIANSEN T. A new hip prosthesis with trunnion bearing. *Acta Chir. Scand.* 135: 43, 1969.
10. D'ARCY J., DEVAS M. Treatment of fractures of the femoral neck by replacement with the Thompson prosthesis. *J. Bone and Joint Surg. (Br)* 58: 279-286; 1986.
11. GILIBERTY, R.P. A new concept of a bipolar endoprosthesis. *Orthop. Rev.* 3: 40-45, 1974.

12. HARRIS, W. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures, treatment by mold arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.* 51A N° 4: 737-755 Jun, 1969.
13. HERZENBERG, J., HARRELSON, J., CAMPBELLD, LACHIEWICZ, P. Fractures of the polyethylene bearing insert in Bateman hip prosthesis. *Clinic. Orthop. and Rel. Res.* 228: 88-93 March, 1988.
14. HINCHEY, J.J., DAY, P.L. Primary prosthetic replacement in fresh femoral neck fractures. *J. Bone and Joint Surg. (Am)* 46: 223-240, 1964.
15. HUNTER, G.A. A further comparison of the use of internal fixation and prosthetic replacement for fresh fractures of the neck of the femur. *Br. J. Surg* 61: 382-384, 1974.
16. KREIN, S.W., CHAO, E.Y.S. Biomechanics of bipolar hip endoprosthesis. *J. of Orthop. Res.* Vol 2 N° 4 356-368, 1984.
17. LACHIEWICZ, P., DESMAN, S. The bipolar endoprosthesis in avascular necrosis of the femoral head. *The Journal of Arthroplasty* Vol 3 N° 2: 131-138 Jun 1988.
18. LAUSTEN, G.S., VEDEL, P., NIELSEN, P.M. Fractures of the femoral neck treated with a bipolar endoprosthesis *Clinic. Ortho. and Rel. Res.* 218: 63-67, May 1987.
19. MOORE, A.T. The self locking metal hip prothesis *J. Bone and Joint Surg. (Am)* 39: 811-827, 1957.
20. MURRAY, W. Bipolar endoprosthesis. *The Hip* Chap 7: 83-92 C.V. Mosby company, St Louis, Toronto, Princeton 1984.
21. MURRAY, W. Salvage of acetabular insufficiency with bipolar prosthesis. *The Hip* Chap. 18: 296-311 C.V. Mosby Company St. Louis, Toronto, Princeton. 1984.
22. SAKURAI, M., FUJII, G., MURAKAMI, T. Bipolar endoprosthesis for femoral neck fractures in the elderly. *Contemporary Orthopaedics*, Vol 16 N° 4: 37-42, Apr. 1988.
23. SALVATI, E.A., WILSON, P.D. Jr. Long term results of femoral head replacement. *J. Bone Joint Surg. (Am)* 55: 516-524, 1973.
24. SCOOT, R. Use of a bipolar prosthesis with bone grafting in revision surgery. *Techniques Orthop.* Vol. 2 N° 1: 84-87, 1987.
25. SHAW, J., GREER, R., KOLLAS, C. AML bipolar arthroplasty for degenerative hip arthritis. *Orthopaedics* Vol 10 N° 10: 1363-1374 Oct., 1987.
26. THOMPSON, F.R. Two and a half years experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis. *J. Bone and Joint Surg. (Am)* 36: 489-500, 1954.
27. VILLEGAS, D., MATAMOROS, C., ROJAS, G., BOLANOS, R. Trasplante Heterólogo de Hueso *Rev. Col. de Ortop. and Trauma.* Vol 2, N° 1, 1988.
28. WEBBER, B.G. Total hip replacement with rotation endoprosthesis. *Clin. Orthop. and Rel. Res.* 72: 79-84, 1970.
29. WITTAKER, R.P., ABESHAUS, M.M., SCHOLL, H.W., CHUNG, S.M.K. Fifteen years experience with metallic endoprosthesis replacement of the femoral head for neck fractures. *J. Trauma.* 12: 799-806, 1972.