

Artroplastía total de la cadera tratada con acetábulo CLS

Dra. Alejandra G. Cario Méndez,* Dr. Alberto Robles Uribe,** Dr. Raúl A. Figueroa Gama*

Hospital de Ortopedia "Dr. Victorio de la Fuente Narváez" IMSS. Ciudad de México

RESUMEN. Este es un estudio observacional, descriptivo, transversal y retrospectivo. Se colectaron 226 artroplastías de cadera con acetábulo CLS de marzo de 1992 a diciembre de 1997, con 102 mujeres y 124 varones, con un promedio de edad de 36 años. La orientación de la copa CLS mostró una media de 46.1 grados; hasta el momento de cierre del presente estudio, ninguno de los pacientes había mostrado aflojamiento, migración o desgaste del implante. Nosotros lo atribuimos al hecho de que el acetábulo CLS tiene un sistema basado en la idea de "anclaje expansivo". Obviamente requerimos de un período mayor para tener resultados más confiables.

Palabras clave: artroplastía, cadera, sistema acetabular.

La patología de la cadera en sus diferentes tipos (degenerativa, traumática, metabólica o mixta), ha mostrado, por varias razones, un incremento durante las últimas décadas, presentándose en un rango de edad cada vez más amplio, produciendo incapacidad variable, siendo en la gran mayoría de tratamiento quirúrgico, dentro de los cuales se encuentra la artroplastía total de cadera.

Las prótesis de cadera han tenido un avance importante, en los implantes no cementados en cada uno de sus componentes, creándose una gran diversidad de diseños.

Numerosos estudios a largo plazo han permitido conocer las ventajas, desventajas y complicaciones de las prótesis no cementadas, abandonando unas y perfeccionando otras, siendo el éxito total de la artroplastía de cadera básicamente, la creación de superficies de soporte del peso corporal artificiales y estables con una baja fricción entre los componentes que son fijados al hueso en forma permanente, por lo cual se debe tener el conocimiento exacto de los elementos que conforman una cirugía de cadera. La artroplastía de reemplazo ha venido evolucionando como resultado de los éxitos introducidos en el diseño de

SUMMARY. An observational, descriptive, transverse and retrospective trial was carried out in order to determine loosening of CLS prosthetic acetabulum in 226 cases who were operated from March 1992 to December 1997. There were 124 male and 102 female patients, aged 36 years in average.

Neither loosening nor migration or waste was found in any patient. Average of acetabular inclination was 46.1 degrees. It is realized that lack of loosening can be attributed to the expanding anchorage of cup. A large follow up should be desirable to obtain more reliable results.

Key words: arthroplasty, hip, acetabular system.

las prótesis, de la disponibilidad de dispositivos adecuados y de la tecnología metalúrgica para los componentes, así como un mejor estudio científico de la mecánica de la cadera en especial en la del reemplazo de superficie acetabular no cementada.

En la década de los ochenta el Dr. Lorenzo Spotorno introduce un diseño protésico para el reemplazo de cadera denominado *sistema de fijación tridimensional* o *Press-Fit*, lo referente al cótilo mediante el principio de expansión con recubrimiento de titanio e inserto de polietileno de alta densidad.

A través de la literatura mundial se han realizado múltiples estudios acerca del vástago femoral, no así al sistema acetabular. Sólo el autor realiza sus estudios iniciales en 1984 con 109 casos documentados.

El presente trabajo muestra los resultados obtenidos en el Hospital de Ortopedia "Dr. Victorio de la Fuente Narváez" en el grupo de pacientes del Servicio de Cadera y Pelvis de 1992 a 1997, a los cuales se les colocó cótilo CLS.

Desde el siglo XV, con el objeto de dar soluciones a una gran demanda de pacientes portadores de patologías infecciosas reumáticas y traumáticas de la cadera, Leonardo Da Vinci proporciona diseños para la reconstrucción articular.

Wiles en 1930, puede considerarse el creador de la institución metálica total de la cadera, con el dispositivo de acero inoxidable.

Charnley en 1962 introduce el polietileno, dando las pautas para la artroplastía de baja fricción.

En 1966, Muller diseña una prótesis con cabeza de 32 mm sobre un componente femoral de vástago curvo, manu-

* Cirujanos Adscritos al Servicio de Ortopedia del Hospital de Ortopedia "Dr. Victorio de la Fuente Narváez" IMSS.

** Director del Hospital de Ortopedia "Dr. Victorio de la Fuente Narváez" IMSS. México, D.F.

Dirección para correspondencia:

Dra. Alejandra G. Cario Méndez.

Fortuna s/n Col. Magdalena de las Salinas, Deleg. Gustavo A. Madero. México, D.F. Tel: 5747-3500 ext. 1578.

facturada con cuellos de diferentes longitudes, encaminadas a dar mayor estabilidad al restaurar la longitud anatómica.

Ring en 1968 diseña una prótesis metálica para uso sin cemento, aplicando un sistema acetabular con una extensión larga roscada, siendo un componente acetabular del tipo "ajuste a presión".

Mathys en 1973, diseña una prótesis total no cementada, basándose en una resina de poliacetal, colocándosele un alma de titanio al vástago y posteriormente al acetábulo.

En Estados Unidos, la mayor experiencia la tiene Engh, quien tiene un gran número de publicaciones sobre este concepto. Él estima que en un lapso de dos años, existe evidencia radiográfica de integración ósea del implante.

Zwsmüller diseñó una prótesis de titanio que permite la fijación estrecha por el sistema de "press fit", y reporta el 97% de buenos resultados, en un seguimiento de cuatro años.

Él mismo y Whitside enfatizan la gran biocompatibilidad del titanio, que permite la fijación estrecha entre el metal y el hueso sin interposición del tejido fibroso, concepto que Abrektsso define como osteointegración en 1981.

El concepto de los componentes acetabulares modulares metálicos e inserto de polietileno se introdujo en EUA desde hace más de 25 años por William Harris, siendo su objetivo la posibilidad de cambiar el inserto acetabular si ocurría desgaste excesivo del polietileno. Actualmente se conoce que el desgaste excesivo del polietileno provoca inflamación periprotésica, granulomas, osteólisis y aflojamiento del implante. Todo este mecanismo a través de macrófagos como mediadores.

La variación del desgaste está en función de la calidad del polietileno de ultra alta densidad y al peso molecular, considerando que el grosor de la pared del polietileno debe estar en un rango de 6 a 8 mm.

Se han diseñado múltiples formas geométricas para la estabilidad mecánica de los acetábulos, desde los roscados, los de anclaje a presión, el atornillado y las presas expansivas, las cuales se basan en que al introducir un inserto acetabular de diámetro mayor a la base metálica, se espera que sus componentes se expandan para efectuar una sujeción bajo compresión entre el implante y hueso, creándose el concepto de modalidad acetabular con ventajas tales como la posibilidad de intercambiar insertos.

Existen inconvenientes que hay que tomar en cuenta, los cuales son, la potencial ruptura por fatiga de la base metálica, no existiendo una garantía de anclaje seguro entre el inserto y la base metálica disminuyendo la superficie de contacto con el inserto.

Para lograr disminuir estas desventajas potenciales, se tiene un método general utilizado en los acetábulos hemisféricos con anclaje a presión, el cual se hace realizando un fresado mínimo entre 2 a 4 mm con respecto al implante a insertar. Aunque se han documentado complicaciones de las copas modulares como el aflojamiento del inserto necesitando una presión aparente de 14.9 a 1,380 libras.

Las copas CLS fueron diseñadas por el Dr. Spotorno a fines de 1993, siendo un componente no cementado de for-

ma hemisférica de titanio puro, que consta de seis segmentos con nueve anclajes inclinados cada uno en su lado convexo en forma de picos que son los que penetran al hueso subcondral cuando la copa acetabular se expande, con un inserto acetabular de polietileno de alta densidad por el mecanismo de expansión, produciendo así un anclaje secundario óptimo mediante el acercamiento de la sustancia ósea a la copa de expansión entre los dientes de la misma.

Desde 1950 el titanio ha demostrado ser biocompatible con el tejido óseo. Su obtención se realiza mediante el proceso de forjado especial de Sulzer. El material se funde al vacío, se prensa, se forja y se lamina en caliente. Posee una microestructura alfa globular entre 200 a 300 micras ("punto de arenilla") y una resistencia extrema a la corrosión, y en la superficie de metal se encuentra el dióxido de titanio bioactivo.

El pretensado de la copa se hace posible por el allanado en el área polar. Al aflojar las pinzas de sujeción, se ajustan las áreas ecuatoriales de la taza contra el hueso por la tensión radial, permitiendo que las puntas se anclen al hueso logrando una distribución regular de fuerzas en el hueso.

Actualmente no se cuenta con una pauta unificada que norme el análisis de la orientación al colocar el sistema acetabular, por lo cual se deben estudiar tanto clínica como radiográficamente a los pacientes postoperados con este implante.

Resultados publicados por Spotorno y colaboradores muestran que las indicaciones para la colocación del sistema CLS debe ser en pacientes con un esqueleto saludable y buena capacidad de remodelación.

Tittel menciona que el cótilo está indicado en pacientes con densidad ósea homogénea y en casos de coxartrosis posttraumática mínima; otras indicaciones son las señaladas por Blaha, el cual ha usado la copa de expansión en artroplastías primarias, en casos de protrusión acetabular y en casos con severa pérdida ósea en artroplastía de revisión, obteniendo los autores antes mencionados buenos resultados.

En 1994 Blaha y cols. informan 89% de buenos resultados clínicos utilizando la escala de Harris, mostrando 79% de sus pacientes sin dolor y 10% con dolor leve. En 1993, Blasius y cols. reportan que 91% de sus pacientes cursan con excelentes resultados clínicos de acuerdo con la escala de Merle D' Aubigné.

En el presente trabajo utilizamos esta escala la cual incluye dolor, deambulacion, movilidad y subjetividad del paciente.

Cabe mencionar que no existen estudios numerosos tanto clínicos como radiográficos del sistema CLS, por lo que utilizamos un reporte de la valoración radiográfica de la orientación del componente acetabular, realizado por el Dr. Gruen, en el cual propone un método de medición del grado de orientación de la copa, utilizando un dispositivo copa con anillo metálico radiolúcido, demostrando que el grado de orientación adecuado es de 40 a 45°, con anteversión de 10 a 12°.

Los objetivos del presente estudio fueron: evaluar la estabilidad clínica y radiográfica de los cótilos CLS en el Servicio de Cirugía de Cadera y Pelvis del Hospital de Ortopedia "Dr. Victorio de la Fuente Narváez" y medir radiográficamente el desgaste del polietileno del cótilo CLS.

La hipótesis de trabajo es que el cótilo de Spotorno presenta una osteointegración adecuada dependiente de la edad y la calidad ósea del paciente, lo que se manifiesta en una evolución clínica satisfactoria.

Material y métodos

Se realizó una encuesta descriptiva (un estudio observacional, descriptivo, transversal y retrospectivo) de marzo de 1992 a diciembre de 1997.

El universo de trabajo fue un total de 348 artroplastías con acetábulo CLS; para el estudio de medición clínico radiográfica se analizaron 226 expedientes mediante la tabla de evaluación de Merle-D'Aubigné y agregando el concepto de subjetividad del paciente.

Para la medición radiográfica de los cambios dimensionales del polietileno del acetábulo, fue utilizado el método desarrollado por Scheier y Sandel modificado por Buchhorn. Este método define un cambio de posición de la cabeza de la prótesis con relación al componente acetabular:

$$X = \frac{b - a}{2}$$

R = Radio de la cabeza femoral.

A = Distancia que existe entre la línea externa de la cabeza femoral y el polo lateral del acetábulo.

B = Distancia que existe entre la línea interna de la cabeza femoral y el polo medial del acetábulo.

Y = Distancia perpendicular que existe entre el centro de la cabeza y el eje del acetábulo.

El factor de magnificación se determinó de la siguiente manera:

$$F = \frac{2 \text{ Radio real de la cabeza femoral}}{\text{Radio de la cabeza femoral medido radiográficamente}}$$

Los criterios de inclusión fueron: pacientes de uno u otro sexo, edad entre 27 a 75 años, índice de Spotorno de 4 puntos o menos, con diagnósticos diversos: tributarios de sustitución total de cadera no cementada, con displasia acetabular mínima, con zona ecuatorial acetabular íntegra, que fueron atendidos.

Los criterios de exclusión fueron: displasia acetabular moderada a severa, índice de Spotorno de 5 puntos o más, trastornos óseos metabólicos severos, procesos tumorales, cirugías de revisión, cirugías primarias con pérdida ósea en el ecuador acetabular de más de 1/3.

Y los criterios de eliminación fueron: Cambios de unidad de adscripción, alta voluntaria, defunción e inasistencia a la consulta externa.

El diagnóstico preoperatorio fue de coxartrosis mecánica con acetábulo íntegro en 121 pacientes (53.84%), metabólica en 25 pacientes (11.53%), mixta en 8 pacientes (3.6%), de ellos ninguno presentó alteraciones bilaterales.

Fueron 102 pacientes del sexo femenino (44.82%) y masculinos 124 (55.17%), con edad entre 27 años el menor y 75 años el mayor, con un promedio de 36 años; el lado más afectado fue predominantemente el derecho con 147 pacientes (65.38%).

Como patología agregada se encontró necrosis avascular de la cabeza femoral en 34 pacientes (15.38%), artritis reumatoide en 43 pacientes (19.23%) y diabetes mellitus en 43 pacientes (19.23%).

Resultados

La evaluación postoperatoria mostró, con relación a la clasificación de Merle-D'Aubigné, dolor grado 6 en 124 pacientes (55%), grado 5 en 101 pacientes (44.8%). La movilidad se encontró en un grado 6 en 15 pacientes (6.8%), grado 5 en 86 pacientes (37.9%), grado 4 en 108 pacientes (48%) y grado 3 en 15 pacientes (6.8%). La deambulacion se encontró grado 6 en 86 pacientes (37.9%), grado 5 en 93 pacientes (41.37%), grado 4 en 23 pacientes (10.3%), grado 3 en ocho pacientes (3.4%) y grado 2 en 15 pacientes (6.8%).

La orientación de la copa CLS mostró una media de 46.1° de inclinación medio lateral, con una desviación estándar de 7.1, un intervalo de 43.4° a 48.8°.

En ninguno de nuestros pacientes se encontraron datos de aflojamiento, migración o desgaste del implante hasta el cierre de nuestra serie. Sólo un caso de fracaso del implante por luxación recidivante. Así mismo, todos se han encontrado con adecuada estabilidad.

Discusión

La mayoría de los componentes acetabulares para las artroplastías primarias continúan presentando las mismas controversias en los últimos años, sobre todo cuando se trata de determinar el tipo de sistema a utilizar.

El acetábulo CLS es un sistema basado en la idea de "anclaje expansivo", el cual al momento de introducir el inserto acetabular de polietileno de un diámetro nominal algo mayor al de la base metálica se espera que sus componentes se expandan para efectuar una estabilización primaria óptima.

Se revisaron 226 pacientes, los cuales fueron sometidos a artroplastia total primaria de cadera de 1992 a 1997 con colocación de acetábulo CLS con una edad entre 27 años y 75 años, con un promedio de 36 años, siendo predominantemente el diagnóstico de coxartrosis mecánica, con integridad del acetábulo o mínima displasia, siendo la enfermedad de base más observada artritis reumatoide.

Para evaluar la integridad ósea clínica, se analizaron los casos postoperatoriamente tomando en cuenta la clasificación clínica de Merle-D'Aubigné agregando la subjetividad del paciente a su padecimiento (*Cuadro 1*) y para evaluar la integridad ósea radioscópica se tomó en cuenta la presencia de zonas radiolúcidas periprotésicas progresivas.

Se observó que el grado de dolor disminuyó ostensiblemente, casi al punto de no tenerlo de manera mínima. En la

Cuadro 1. Escala de valoración funcional de la cadera de Merle-D'Aubigné.

Dolor	Grado	0: Intenso y permanente 1: Severo, incluso durante la noche 2: Dolor intenso durante la deambulaci3n; impide actividades 3: Dolor tolerable con actividad limitada 4: Dolor leve durante deambulaci3n, desaparece con reposo 5: Dolor leve e inconstante. Actividad normal 6: Normal
Movilidad	Grado	0: Anquilosante con mala posici3n de la cadera 1: No movimiento, dolor leve, deformidad 2: Flexi3n por debajo de los 4° 3: Flexi3n entre 40 a 60° 4: Flexi3n entre 60 y 80°, el paciente puede alcanzar a tocar su propio pie 5: Flexi3n entre 80 a 90°, abducci3n 15°
Deambulaci3n	Grado	0: Nula 1: Con muletas 2: Con bast3n 3: Con bast3n, por lo menos una hora; muy difi3cil sin bast3n 4: Durante largo tiempo con un bast3n 5: Sin bast3n con leve claudicaci3n 6: Normal
Subjetividad	Grado	0: Empeor3 1: Igual 2: Mejor3

mayoría de los pacientes se logró una flexi3n de 60° a 80° en el postoperatorio mediato, en su mayoría logran deambular sin apoyo y ocasionalmente con bast3n, refiriendo un gran alivio y mejoría de su estilo de vida.

Un punto importante fue medir la orientaci3n de la copa CLS, mostrando un promedio de 46.1° medio lateral, con intervalo de 43.4° a 48.8°, como factor de desgaste del polietileno. Sin haberse encontrado datos de aflojamiento, migraci3n o desgaste prematuro, s3lo un caso de luxaci3n recurrente, orillando a un recambio del c3tilo.

En nuestra serie se corrobora las indicaciones precisas en las cuales se puede utilizar en sistema acetabular CLS, manejándose pacientes con buena calidad 3sea, metab3lica y morfol3gica.

Por otra parte, se analiz3 el diseño del implante como factor predisponente para lograr una estabilidad a pesar de la inclinaci3n del acetábulo al momento de implantaci3n de la base metálica y su inserto, siendo esto de suma importancia para la longevidad del implante, pudiendo producir un aflojamiento a mediano plazo si no se tomaran en cuenta dichos factores.

Si dejamos una inclinaci3n de más de 45° someteremos al polietileno a grandes esfuerzos lo que precipita una producci3n de partículas de desgaste, desencadenando la clásica respuesta inmune mediada por células. Sin olvidar los inconvenientes en cuanto a diseño.

En conclusi3n, la elecci3n de las características del paciente con bajo riesgo 3seo y metab3lico, son uno de los

puntos determinantes para una respuesta satisfactoria en la longevidad del acetábulo Spotorno. Se corrobora que la colocaci3n del sistema acetabular CLS se debe realizar en acetábulos íntegros con mínima displasia para así lograr una estabilidad óptima. Se debe evitar sobreesfuerzos en el polietileno por medio de una inclinaci3n precisa de la base metálica entre 40 a 45°. La copa CLS por su diseño logra su propósito en un grupo reducido de pacientes con características singulares y similares; por lo cual, debe ser colocada teniendo una adecuada planeaci3n prequirúrgica por personal entrenado en la especialidad. En nuestra serie se mostraron resultados satisfactorios del análisis de la estabilidad clínica y radiográfica postquirúrgica del sistema de c3tilo CLS. En la serie de estudio de acuerdo a la valoraci3n radiográfica de Buchhorn no se encontró desgaste de polietileno acetabular. Es menester continuar el seguimiento de los pacientes a largo plazo, con el fin de poder comprobar otras teorías en cuanto a su estabilidad.

Bibliografía

1. Albrektsson T, Branemark PI, Hanson & Lindstrom: Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1981; 52: 155-70.
2. Andersen K, Steinke MS, Hougaard K, Sojbjerg JO, Jensen J: Heterotopic bone formation following hip arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 1991; 62(3): 223-5.
3. Banks SW, Laufman H: Exposure of the hip joint and the subtrochanteric region of the femur through a lateral hip and thigh incision. In: An atlas of surgical exposures of the extremities. Phil: WB Saunders, 1987: 238-9.

4. Bastos Mora F: Prótesis sin cementar de la cadera. 1ª edición. Barcelona España: Editorial JIMS, 1988.
5. Bauer TW, Geesink RCT, Zimmerman R, McMahon JT: Hydroxapatite-coated femoral stems. *JBJS* 1991; 73(10): 1439-52.
6. Blaha JD, Spotorno L, Romagnoli S: CLS press-fit total hip arthroplasty. *Techniques Orthop* 1991; 73(9): 1348-54.
7. Blaha JD, Gruen TS, Mancinelli C, Spotorno LS, Romagnoli S, Grappioto G, Ivaldo N: Five to eight year follow-up of the uncemented CLS press-fit stem. Publication in preparation. Ref. No. 188. 1992. Protek AG Switzerland.
8. Bobynd JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC: The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by ingrowth of bone. *Clin Orthop* 1980; 150: 263-70.
9. Bombelli R, Gerundini M, Aronson J: Early results of the RM isoelectric cementless total hip prosthesis: 300 consecutive cases with 2 year follow-up. *Hip* 1984: 133-45.
10. Brooker AF, Collier JP: Evidence of bone ingrowth into a porous coated prosthesis. A case report. *JBJS* 1984; 66A(4): 619-62.
11. Brown IW, Ring PA: Osteolytic changes in the upper femoral shaft following porous coated hip replacement. *JBJS* 1985; 67B(2): 218-21.
12. Calandruccio RA: Arthroplasty of hip. In: Crenshaw AH (ed). *Campbell's Operative Orthopaedics*. St Louis: Mosby CB 1987; 2: 1213-1501.
13. Chandler HP, Reineck FT, Wixson RL, McCarthy JC: Total hip replacement in patients younger than thirty years old. *JBJS* 1981; 63A(9): 1426-34.
14. Collier JP, Surprenat VA, Jensen RE, Mayor MB: Corrosion at the interface of cobalt-alloy heads on titanium-alloy stems. *Clin Orthop* 1991; 271: 305-12.
15. Engh CA, Bobynd JD, Glassman AH: Porous coated hip replacement. *JBJS* 1987; 69-B(1): 45-55.
16. Engh CA, Bobynd JD: Biologic fixation of a modified Moore prosthesis. *Hip* 1984: 110-32.
17. Engh CA, Bobynd JD: Evaluation of adaptive femoral bone modeling. *Hip* 1984: 110-132.
18. Freeman MAR: Why resect the neck? *JBJS* 1986; 68-B(3): 346-9.
19. Goodman ST: Fixation and loosening of hip prosthesis. *Acta Orthop Scand* 1991; 62(6): 633-4.
20. Harris WH: Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures. Treatment by Mold Arthroplasty an end Result Study Using a new method of result. Evaluation. *JBJS* 1969; 51-A: 737-55.
21. Harris WH, White RE: Socket fixation using a metal backed. Acetabular Component for total hip Replacement. A minimum five year follow-up.
22. Hopenfield: Anterolateral & lateral approach of the hip in surgical exposures in orthopaedics. JB Lippincott Co. Phil. p. 316-35.
23. Hozack WJ, Booth RE: Acetabular revision. In: Balderston RA (ed). *The hip*. Pennsylvania: Lea & Febiger, 1992: 542-7.
24. Jasty M, Bragdon CR, Maloney WJ, Haire T, Harris WH: Ingrowth of bone in failed fixation of porous coated femoral components. *JBJS* 1991; 73-A(9): 1331-37.
25. Lord G, Bancel P: The madreporic cementless total replacement. *Clin Orthop* 1983; 176: 67-76.
26. Mitelmeier H: Ceramic prosthetic devices. *Hip* 1984: 146-160.
27. Mjoberg B: Fixation & loosening of hip prosthesis. *Acta Orthop Scand* 1991; 62(5): 500-8.
28. Morscher EW: Cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1983; 181: 76-91.
29. Morscher EW: Current state of cementless fixation of endoprosthesis. *Swiss Med* 1987; 8: 29-43.
30. Payne GR: Operative technique for primary total hip arthroplasty using the harding approach. In: Balderston RA. (ed). *The hip*. Pennsylvania: Lea & Febiger 1992: 393-408.
31. Puppato F, Engh CA: Comparison of porous coated threaded and Smooth-threaded acetabular components of identical design. *Clin Orthop* 1991; 271: 201-6.
32. Singh M, Nagrth AR, Maini PS: Changes in trabecular pattern of the upper and of the femur as an index of osteoporosis. *JBJS* 1970; 52-A(3): 457-67.
33. Rotham RH, Izant TH: Uncemented total hip arthroplasty. In: Balderstone RA (ed). *The hip*. Pennsylvania: Lea & Febiger 1992. p. 393-408.
34. Schneider R: La prótesis total de cadera. Madrid: Ed. A.C., 1983: Cap. 1 al 5.
35. Spotorno L, Romagnoli S, Ivaldo N: Cementless CLS stem. In: Noncemented total hip replacement. International symposium Tübingen. 1991. Georg Thieme Verlag Stuttgart-N.T: 200-212.
36. Spotorno L, Romagnoli S: Preoperative planning. Protek AG Switzerland.
37. Takato Y, Kokubo T, Ninomiya S, Kamogawa M: Transient osteoporosis of the hip. *Clin Orthop* 1991; 271: 190-4.
38. Tittel K, Hagt B: Experience with expansion cup. Reducción de la publicación alemana "Ufallchirurgie" 17, 1991.