

11245

41
2ej



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

**FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL
CONJUNTO HOSPITALARIO
" MAGDALENA DE LAS SALINAS "**

**ARTROPLASTIA TOTAL DE LA CADERA
CON VASTAGO AUTOBLOQUEANTE DE MULLER CEMENTADO
(REVISION DE RESULTADOS A CORTO PLAZO)**

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE POSTGRADO EN:

TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia

P R E S E N T A E L :

DR. NESTOR LOZA ALBARRAN

A S E S O R :

DR. RAUL FIGUEROA GAMA

MEXICO, D. F.

1992



SEGURIDAD Y SOLIDARIDAD SOCIAL



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

INDICE

	<u>Página</u>
<i>Introducción</i>	1
<i>Objetivos</i>	3
<i>Antecedentes científicos</i>	4
<i>Material y métodos</i>	15
<i>Resultados</i>	19
<i>Análisis y discusión</i>	24
<i>Conclusiones</i>	26
<i>Observaciones y sugerencias</i>	27
<i>Bibliografía</i>	28

ARTROPLASTIA TOTAL DE LA CADERA
CON VASTAGO AUTOBLOQUEANTE DE MULLER CEMENTADO



(Revisión de resultados a corto plazo)

INTRODUCCION

El objetivo de la sustitución total de la cadera, es la de reemplazar la cadera más o menos deteriorada y dolorosa, por una artificial, móvil, indolora y duradera; lo que constituye todo un reto para el cirujano ortopedista.

Se estima que entre 300 000 y 400 000 procedimientos de reemplazos articulares de la cadera son practicados anualmente. El objetivo primordial del reemplazo, se halla limitado por el ulterior desanclaje aséptico, lo que sucede con demasiada frecuencia después de los primeros años (1, 4, 14).

El mejoramiento de las técnicas quirúrgicas, refinamiento en los biomateriales han llevado a disminuir la frecuencia de falla mecánica tales como - fractura de los componentes prótesis, así como la infección postoperatoria, (14, 15, 18, 26). Sin embargo el aflojamiento de los componentes continúa --- siendo el problema más común e importante.

En los años sesenta con la introducción del cemento óseo por Charnley, - se revolucionó la era de la artroplastia total de la cadera, y esta evolucionó como resultado de muchas mejoras en el diseño de la misma (10, 14).

Ciertas características de los modelos de implantes utilizados a finales de los años sesentas y tempranos setentas, tales como vástagos pequeños, y vástagos de extremos afilados, contribuyeron a un alto rango de aflojamiento en -

los pacientes tratados en esta era (1, 22, 26).

Actualmente la mayoría de los vástagos femorales son basados en el principio del cerrojo a fin de mejorar su anclaje con el propósito de conseguir -- anclaje articular de al menos quince a veinte años de duración (3, 5).

La artroplastia total de la cadera ciertamente puede mejorar la función, eliminar el dolor, incrementar la productividad y lo más importante, mejora la calidad de vida del paciente joven con enfermedad articular incapacitante; -- pero estos resultados son relativamente poco benéficos en pacientes con sobrepeso, en quienes el riesgo de falla del procedimiento es alta, y la necesidad de un nuevo procedimiento con menor probabilidad de beneficio (2).

O B J E T I V O S

- 1.- *Valorar los resultados de las artroplastias totales de cadera usando vástagos autobloqueantes de Muller cementados. Revisión a corto plazo de los resultados.*
- 2.- *Determinar la frecuencia de aflojamiento del componente femoral cementado de Muller a corto plazo.*
- 3.- *Estudiar la morbilidad de los aflojamientos prótesis en base a la patología de fondo que ocasionó la coxartrosis.*

ANTECEDENTES CIENTIFICOS

La artroplastía total de la cadera es el procedimiento para reconstrucción de esta articulación más comúnmente efectuada en el adulto en la actualidad, estimándose en más de 300 000 casos los realizados en todo el mundo - cada año (4, 14).

Aún cuando con seguridad se han reportado como intentos anteriores, se cita el año 1938 a Philip Wiles quien colocó primeramente en Londres, la -- primer prótesis de acero inoxidable (1, 14).

La artroplastía total de la cadera evolucionó como resultado de muchas mejoras introducidas en el diseño de la prótesis femoral, conocimientos de la biomecánica de la cadera, disponibilidad de biomateriales, así como la fabricación de los mismos (14, 26).

Moore y Bholman en 1943 publicaron la colocación de prótesis femorales -- en un paciente con tumor de células gigantes.

Hubo diseños posteriores, los cuales fueron diseñados por los hermanos -- Judet entre los años cuarentas y cincuentas y otros posteriores diseñados -- ambos componentes en metal/metal con resultados desfavorables (aflojamiento precoz). En Febrero de 1951 Thompson inserta la primer prótesis de diseño -- propio similar a la de Austin Moore excepto en el vástago en la que no cuen-

ta con fenestraciones, sino collar para apoyo en el calcar (5, 14).

En los años sesentas los hermanos Judet informaron el uso de una prótesis de la cabeza femoral de acrílico polimerizado con calor y una barra que se inserta desde el cuello hasta la cortical lateral, su fragmentación con el desgaste dió como resultado reacción hística con destrucción ósea (5).

Tanto Thompson como Moore desarrollaron prótesis para la cabeza femoral con vástagos intramedulares (endoprótesis), cuyos diseños dependían de un sistema a presión y produjeron diversos grados de reabsorción ósea del fémur; sin embargo la reabsorción ósea pelviana fué la que llamó la atención para reemplazar la superficie cotiloidea (5, 14).

En 1960: John Charnley introduce el uso del cemento en su operación con resultados espectaculares: trabajo pionero en la artroplastia total de la cadera cuya introducción en los conceptos de artroplastia con fuerzas de torsión friccional de baja intensidad, alteraciones quirúrgicas de la biomecánica de la cadera, lubricación de materiales, diseño y medio de la sala de operaciones; así como la introducción del cemento de acrílico que polimeriza en frío (polimetilmetacrilato) para la fijación permanente de ambos componentes (5, 9, 14, 18).

Los estudios realizados tanto biológicos como mecánicos y experimentales y experiencia clínica, han servido como base para el desarrollo de un gran número de diseños posteriores. Sus periódicas revisiones en lo que respecta a

desgaste, aflojamiento, y falla del vástago (14, 18).

Confirmando el bajo coeficiente de fricción de la articulación normal previamente informado por Jones así como concordó en que el líquido sinovial actúa como lubricante. Redujo el tamaño de la cabeza femoral de 40 mm ó más ancho a 22 mm., con el fin de reducir la resistencia al movimiento disminuyendo el brazo de palanca de la fuerza friccional (5, 9, 15, 18).

Los años setentas supusieron el desarrollo así como la popularidad del procedimiento, introduciéndose varios modelos entre ellos el vástago curvo de Muller (1, 3).

Los resultados de la artroplastia total de la cadera de Charnley constituyen el punto de referencia para evaluar el rendimiento de otras artroplastias.

Considerando las contribuciones experimentales y clínicas de Sir John Charnley mejoraron la calidad de vida de muchos pacientes ancianos (1, 14, 18).

Los buenos resultados iniciales de todas las series se vieron agravadas por complicaciones: en particular la infección postoperatoria, lo cual exigió medidas estrictas de la asepsia y antisepsia de la región, sala quirúrgica, así como condiciones especiales de flujo laminar, aparición de casos de aflojamientos asepticos de los componentes asociados a cavitaciones osteolíticas que conyevan al aflojamiento de los implantes (2, 5).

ARTROPLASTIA TOTAL DE LA CADERA

Actualmente se considera el avance de la investigación hacia dos vías -- importantes: una eliminar la cementación, y otra para mejorar la cadera cementada; existiendo un paso intermedio constituido por la prótesis bipolar (7, - 11).

Se han desarrollado mejoras en las técnicas de cementación así como el uso de diversos estados y presurizadores. Se han diseñado componentes femorales de vástagos fuertes, resistentes y largos a fin de evitar la falla del implante, así como minimizar las fuerzas sobre el implante (7, 8, 14, 16).

La mayoría de los vástagos femorales se basan en el principio del cerrojo. Todos los modelos protésicos incorporados intentan incrementar la superficie del vástago (con alas, costillas, rugosidades, etc.,). Existe tendencia al uso de implantes elásticos menos rígidos; en cambio conocemos más a las prótesis metálicas rígidas. La dirección es a mejorar los problemas de protección al estrés, observadas en los implantes rígidos (5, 11, 14).

HISTORIA DE LOS SISTEMAS DE VASTAGOS RECTOS

Las prótesis autobloqueantes sin anillo, se fabricaron en acero inoxidable hasta 1964 con un diámetro de la cabeza de 24 mm., pero debido a la alta -- incidencia de luxaciones, en 1965 se determinó incrementarlo a 32 mm (3, -- 14).

Inicialmente para poder implantar esta prótesis era necesario el realizar osteotomía intertrocánterea. En 1966 se diseñó una prótesis de vástago curvado a fin de evitar la osteotomía. Esta prótesis fue conocida como Charnley Muller y se recibió con buena aceptación en todo el mundo (3, 14, 15).

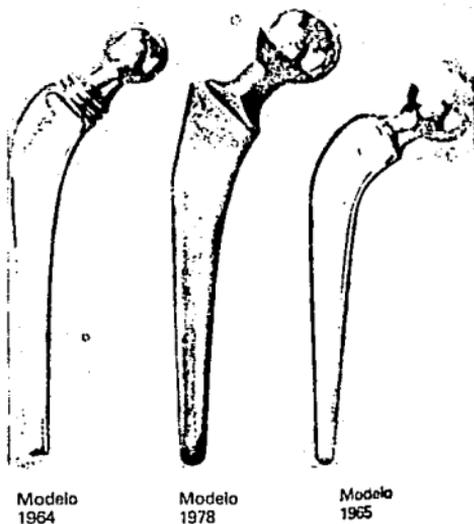
En 1975 y 1979, se hicieron estudios de seguimiento de ambos componentes con resultados obtenidos de que en los vástagos rectos no se produjeron fracturas de estos; y se encontró únicamente desanclaje aséptico en los casos de encontrarse canal medular amplio; mientras que las prótesis curvas en los seis primeros años se reintervino un 2 por ciento de casos de aflojamiento protésico, y otro 2 por ciento por ruptura del implante.

Basados en los resultados obtenidos con las prótesis autobloqueantes de vástago recto implantadas en 1964 a 1966 eran significativamente mejores, se desarrolló un nuevo sistema de vástago recto en 1966; que es el actualmente utilizado. Al mismo tiempo se modificó la técnica quirúrgica, de tal forma que la osteotomía trocánterea ahora necesaria, es ahora rarísima en intervenciones primarias (3, 5; fig 1).

Las características más importantes de la prótesis de vástago autobloqueante es que: presenta un vástago recto, aplanado en el plano frontal; se construye en seis diferentes calibres. El ángulo de inclinación del vástago es de aproximadamente 6°. Manteniéndose constante en los diferentes calibres, ya que su aumento en espesor, se realiza únicamente en la parte externa (fig 2).

Los vástagos no son más anchos que en el plano frontal, mientras que en

Figura 1. Al centro, se aprecia la actual prótesis de vástago autobloqueante de Muller; a los lados sus predecesoras.



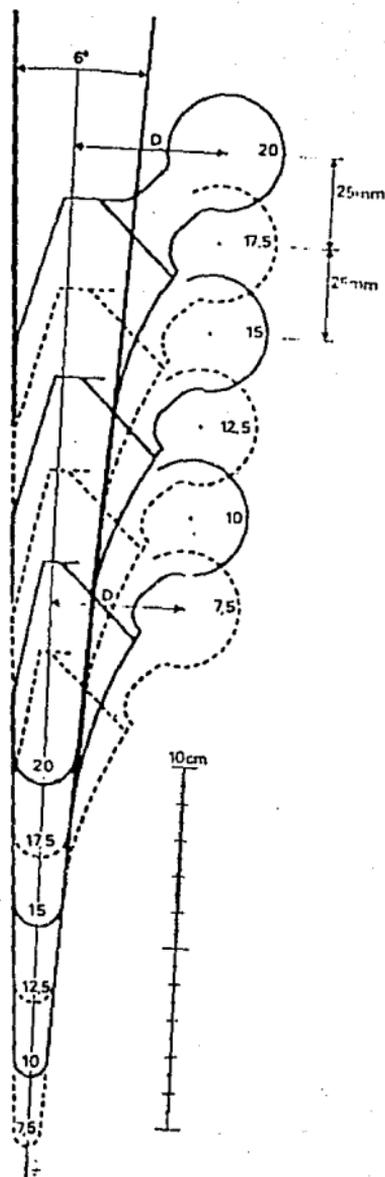


Figura 2.- Se muestran las anchuras de vástago de las prótesis de Muller, manteniendo constante el ángulo de inclinación del vástago.

el sagital son relativamente estrechos. Los bordes están redondeados; en la superficie anterior y en la posterior se encuentra una muesca aplanada que va de arriba a abajo.

Los vástagos contruidos en una aleación de forja (protasul 10), formada por cobalto, níquel, cromo, molibdeno y titanio. La superficie es granujienta,-- con lo que se consigue mejor unión con el cemento (13, 15, 16). También se fabrican prótesis de vástago autobloqueante en acero.

Se ha comprobado la necesidad de dos modelos con diferente perfil de garganta; de los cuales la garganta más larga produce una desviación lateral del trocánter mayor, pero sin ganar longitud de la extremidad. "prótesis de lateralización".

De lo anterior tenemos que: "el perfil de la garganta influye en la posición de la línea de aplicación de la fuerza a la altura de la articulación de la rodilla" (fig 3).

-- Si la rodilla está en valgo, el trocánter en principio debería ser desviado hacia fuera, y en ningún caso hacia dentro. Lo cual se consigue mediante la desviación de la cúpula hacia fuera facilitado esto último mediante implantación de anillo de reconstrucción de techo acetabular de Muller, más prótesis de perfil de garganta grande.

--- Si la rodilla está en varo: el trocánter debe ser desviado hacia dentro; --- esto se consigue con implantación de prótesis de vástago menor. (Fig 4).

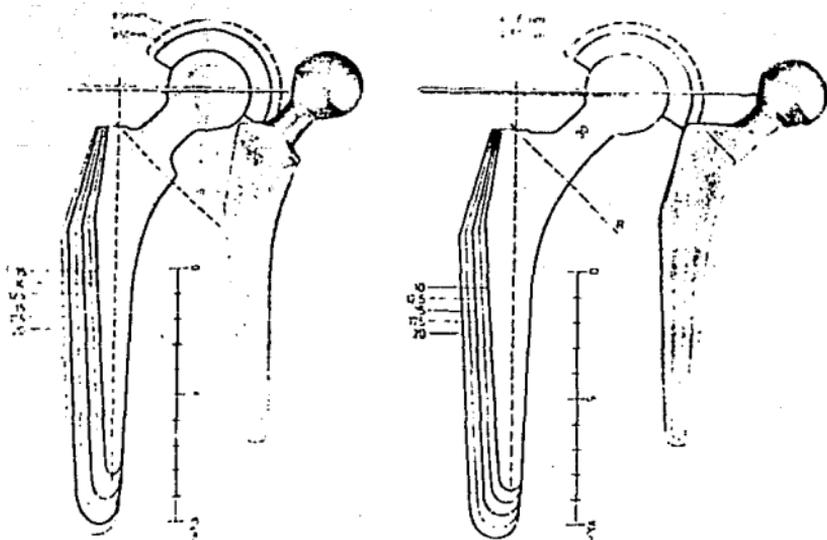


Figura 3.- La prótesis de vástago autobloqueante de Muller, con garganta más larga; con la finalidad de provocar lateratización del trocánter, pero sin ganar longitud de la extremidad.

La investigación posterior a esta etapa ha avanzado en dos direcciones: una a mejorar la cementación y otra, en el diseño de la prótesis sin cemento en la que se han logrado diseños innovadores, que aún no pasan la prueba del tiempo (5, 7).

Desde los años sesenta, el cemento, desarrollado principalmente en Gran Bretaña, apenas ha variado su composición, considerando la fórmula básica.

Introducido en la práctica ortopédica el cemento, este consta de dos -- componentes a saber: uno en polvo y otro en líquido, los cuales deben mez---- clarse para formar el cemento quirúrgico (14, 18, 25, 30).

El polímero (polvo) constituido por tres componentes a saber:

- a) Polimetilmetacrilato: homopolímero del metilmetacrilato, de gran peso --- molecular y del cual va a depender su mayor o menor manejabilidad; y la cantidad microscópica depende del tamaño de los gránulos.
- b) Sulfato de bario: Se incluye en el polvo en una proporción menor del 10% - a fin de proporcionar radiopacidad la cual es analizable en radiografías --- posteriores.
- c) Peróxido de benzoilo: Es necesario para iniciar la mezcla de los dos compo nentes. Por la propiedad y tendencia a la degradación, es el componente -- que determina la caducidad del cemento.

El monómero (líquido) igualmente constituido por tres componentes: ----

- 1) Metilmetacrilato: constituye aproximadamente 97.4% del componente líquido, con gran tendencia a la polimerización al exponerse lentamente a la luz y al calor, de ahí que se necesite estabilizarlo mediante agentes que constituyen el 2.6% del líquido; y son:
- 2) Agente antioxidante: topanol o hidroquinona,
- 3) NN dimetilparatimidina: acelerador de la polimerización, el cual es necesario a fin de controlar la velocidad de reacción de la mezcla.

El producto final de la reacción de polimerización es una pasta de olor penetrante. En esta reacción se pueden observar tres fases: las cuales se desarrollan en cadena.

- Fase de mezcla,
- Fase de trabajo: en la que se implanta el cemento dentro del hueso,
- Fase de endurecimiento.

Una vez endurecido y enfriado, el cemento tiene como función el anclaje primario o definitivo del implante, el cual fija a la prótesis en el hueso por digitaciones en el hueso adyacente, y no por adhesión. Si las interdigitaciones son completas, fijan la prótesis (13, 24).

El empleo del cemento dentro del hueso provoca diversos traumatismos -- como son el incremento de la temperatura dentro de la masa pudiendo alcanzar hasta 130°C., temperatura que sobrepasa la necesaria para coagular proteínas (36°C). Aunque se ha señalado incluso la creación de tejido óseo neoformado, adaptado a la transmisión de esfuerzos (14, 29).

Se ha señalado gran afinidad del monómero a las grasas provocando la -- disolución de las lipoproteínas de la membrana provocando la muerte tisular. -- (29). El monómero actúa sobre fibras musculares lisas o bien liberando histamina lo cual puede llevar a vasodilatación importante y/o la muerte (14).

Las propiedades mecánicas son las de mayor importancia; ya que estas -- difieren de las del hueso cortical. El grosor óptimo de la capa de cemento se ha estimado en 4 mm., por De Lee considerando que en el caso de ser delgadas, al aumentar las sollicitudes, se producirían deformidades que facilitarían su falla por fatiga (15, 30).

El metilmetacrilato ha revolucionado el tratamiento de la disfunción -- articular severa. Pero no hay duda que en la mejoría de la técnica quirúrgica la cementación, y el mismo cemento llevan continuamente a la mejoría de -- los resultados y reduce la incidencia de fallas debidas al aflojamiento. El --- cemento es indiscutiblemente satisfactorio para pacientes ancianos con niveles de vida bajos de actividad y con relativa cortedad de expectativa de vida. --- Sin embargo debido a las propiedades mecánicas y biológicas inherentes del -- metilmetacrilato es improbable que se vuelvan satisfactorias en la larga carre -- ra para el joven, el activo o el paciente sobrepesado; para quienes las alter--

nativas son comúnmente escasas (2, 5, 6, 10, 11).

Las fallas de las primeras endoprótesis cementadas se debieron principalmente a la falla del implante y falla del diseño que no brindaba adecuada fijación primaria a la prótesis, de lo que resultaba concentración de estrés, -- resorción ósea, y aflojamiento (5, 9, 30).

En la artroplastia la cual es permanente, existe un equilibrio entre el hueso adyacente y el implante el cual es esencial, ya que el implante asume la función ósea desde su colocación de forma permanente y a su máxima capacidad (5, 7).

La artroplastia total de la cadera ciertamente mejora la función, eliminando el dolor, incrementa la productividad, y lo más importante mejora la calidad de vida para el paciente joven con enfermedad articular de la cadera incapacitante de forma severa; sin tomar en consideración la etiología, pero -- estos resultados a corto plazo relativo, deben considerarse como riesgo eventual de falla del procedimiento y la subsecuente necesidad de tratamiento quirúrgico más difícil con menos resultados benéficos (10, 17, 19, 22).

Se ha considerado la mejor indicación para el uso de endoprótesis de cadera cementada a la artroplastia de revisión, la cual conyeva pérdida de tejido óseo cortical el cual es repuesto con injertos óseos por medio de crear situaciones comparables con las de la artroplastia primaria (5, 8, 28).

En la actualidad el uso del componente femoral autobloqueante cementado de Muller, combinado con copas no cementadas dan los mejores resultados - en funcionalidad y duración "prótesis híbridas" (comunicación personal).

MATERIAL Y METODOS

El presente es un estudio retrospectivo, longitudinal, observacional y -- descriptivo de un total de 1 130 artroplastias totales de cadera, las cuales -- fuerón efectuadas en el servicio de Miembro Pelvico I (cadera), del Hospital de Ortopedia "Magdalena de las Salinas", del I.M.S.S., en el periodo comprendido entre octubre de 1986 a diciembre de 1990.

De las 1 130 artroplastias totales de cadera, estas corresponden al componente femoral de Muller, utilizándose vástago autobloqueante cementado.

En el estudio se incluyeron:

- a) Pacientes de sexo indistinto,
- b) Postoperados de artroplastia total de cadera, con prótesis autobloqueante - de Muller cementadas,
- c) Pacientes con enfermedad incapacitante de la cadera, que hayan ameritado sustitución prótesis,
- d) Que hayan sido operados en el servicio,
- e) Con expediente clínico completo, y disponible en la unidad.

Se excluyeron del presente estudio a:

- a) aquellos pacientes quienes no fueron operados en el servicio del Hospital,

- b) aquellos con expediente clínico incompleto,
- c) pacientes en quienes se utilizó componente femoral diferente al autobloqueante de Muller,
- d) aquellos en quienes se utilizó componente femoral de Muller no cementado,
- e) pacientes a quienes se sometieron a hemiartroplastias, o recambio de alguno de los componentes.

El estudio se realizó a través de la revisión del expediente clínico que se encuentra en el archivo de la unidad; además de completo desde la fecha de la cirugía hasta la fecha de la revisión.

El estudio radiográfico estuvo practicado mediante radiografías AP en -- medida no estándar, evaluadas y descritas por los médicos tratantes; y referidas en las notas médicas durante sus citas subsecuentes.

Para el presente estudio fué diseñado un protocolo de evaluación clínico radiográfico, para un seguimiento pre y postoperatorio.

La evaluación clínica se efectuó mediante la escala de evaluación de -- Harris (21, 27), la cual evalúa cinco parámetros: dolor, función, marcha, deformidad y movilidad; con una puntuación de hasta 100 puntos.

La evaluación radiográfica se intentó evaluar tanto el componente femoral como cutiloideo de la siguiente manera:

COMPONENTE COTILOIDEO

- a) *Angulo de inclinación,*
- b) *Migración del componente hacia el techo o lateral,*
- c) *Angulo de Wiberg, a fin de determinar la cobertura de la cúpula por el techo cotiloideo,*
- d) *Protrusión medial del componente. Tal como fuera descrito por Sotelo Garza y Charnley previamente (19, 28).*
- e) *La cementación del componente acetabular fué evaluada según los cuadrantes previamente descritos por Charnley y De Lee (18, 19).*

COMPONENTE FEMORAL

Se pretendió así mismo evaluar su posición mediante la medición del ángulo formado por el eje del vástago con la cortical externa de la diáfisis femoral (20). Así mismo evaluar: Tanto hundimiento del componente, como reabsorción del cuello femoral, considerándose para estas apreciaciones: la parte mas proximal de la cortical medial y el borde mas inferior de la prótesis; el borde mas inferior de la prótesis y el trocánter menor respectivamente, midién- dose y emitiendo sus mediciones en milímetros.

La cementación del componente femoral fué evaluada mediante la identificación de zonas osteolíticas; y determinadas en milímetros, y situadas, según

el esquema de zonas descrito por Gruen (19, 26, 27). Así mismo se buscó intencionadamente fractura del cemento, fragmentación del mismo y/o fractura del vástago del componente femoral.

Se evaluó así mismo la aparición de osificaciones heterotópicas, evaluadas y clasificadas según el estudio de Brooker (20, 23, 24).

La concentración de datos para cada paciente fué mediante cuestionario esquematizado previamente para seguimiento, y el análisis de datos en hoja --- especial.

RESULTADOS

Se practicó revisión de 282 expedientes, de pacientes los cuales fueron operados en el periodo de septiembre de 1986 a diciembre de 1990; en el servicio de cadera del Hospital de Ortopedia "Magdalena de las Salinas"

La edad encontrada varió en un rango de 18 a 76 años con una media de 46 años (figura 5).

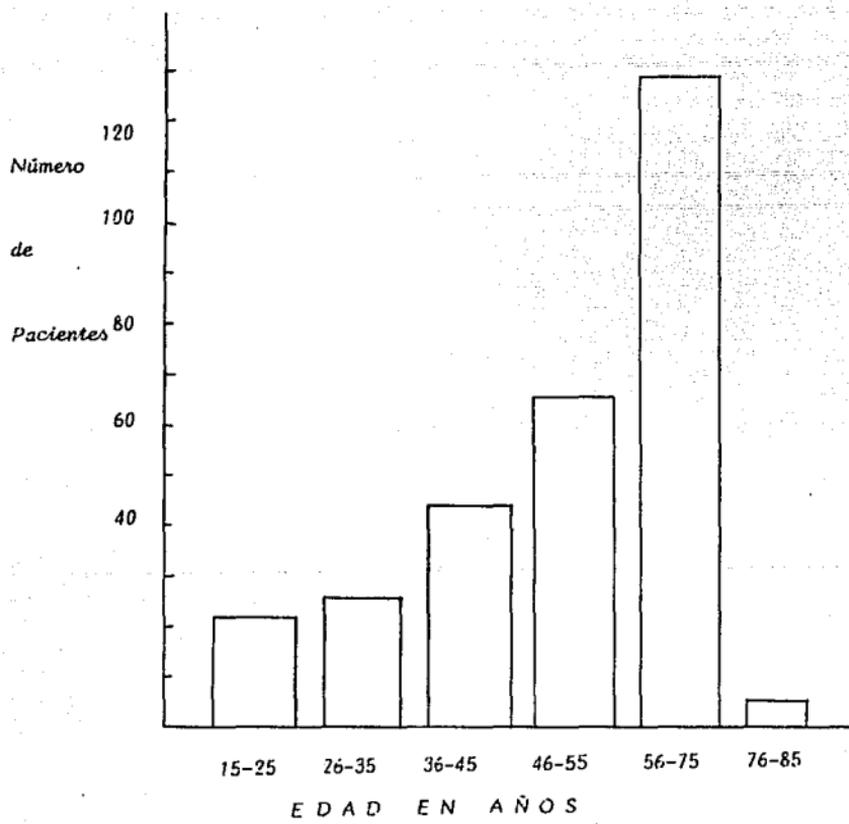
El sexo: 108 pacientes correspondieron al sexo masculino, mientras que 174 fueron femeninos; con predominio del sexo femenino en relación de 1: 1.6 sobre el masculino (figura 6).

La ocupación fue revisada, encontrándose variedad dentro de cuatro parámetros (cuadro 1).

Así mismo se consideró el peso con un rango de 43 a 93 Kgs., con un promedio de 68 Kgs., (masculinos: 48-93 Kg., y de 48-70 Kg, para los femeninos), con promedio de 70 y 59 respectivamente. La estatura varió de 1.40 a 1.84 -- metros.

Así mismo se consideró de forma subjetiva la capacidad laboral preoperatoria en base a la calificación de Harris, estableciéndose 166 pacientes con -

FIGURA 5



DISTRIBUCION POR SEXO

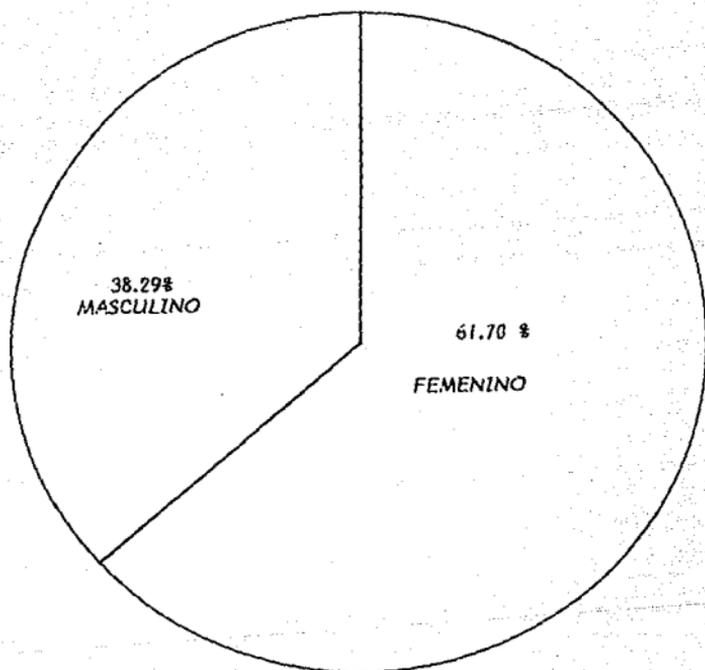


FIGURA 6

CUADRO 1

OCUPACION	# pctes	%
<i>Pensión</i>	80	28.36
<i>Hogar</i>	120	42.55
<i>Empleado</i>	48	17.02
<i>Sin empleo</i>	34	12.05
	282	100.0 %

menos de 50%; y 116 pacientes con más del 50%, en un rango de 20 a 70%.

Se encontró un predominio de la cadera derecha en su afectación siendo 164, mientras que para la izquierda correspondieron 118; encontrando 174 procedimientos de ambas caderas (82 pacientes; figura 7).

Se encontró también diversidad de patologías o estados asociados a la artrosis de la cadera, a su ingreso al servicio (cuadro 2).

En cuanto a la etiología diagnóstica que condicionó la sustitución protésica se clasificó considerando la artrosis primaria, secuelas congénitas, infecciones, por colagenopatías, así como traumáticas (cuadro 3).

Se apreció afectación de la cadera contralateral en 182 pacientes, no así en 100 restantes caderas; las cuales se reportaron como sanas.

Todas las artroplastias totales de la cadera fueron efectuadas mediante abordaje posterolateral de Hardinge modificado, con un tiempo aproximado de 165 minutos (cuadro 4); y un sangrado aproximado de 1 000 c.c., (cuadro 4). De todos los procedimientos efectuados, 48 requirieron acetabuloplastia utilizando hueso autólogo en 38; y 10 utilizaron hueso homólogo. Se reportó un promedio de 4 tornillos (en un rango de 2 - 6), que fueron utilizados para sostén de carga y/o fijación del injerto.

De las copas reportadas, las que se utilizaron más fueron la 44 y 50. Se-

CADERA AFECTADA

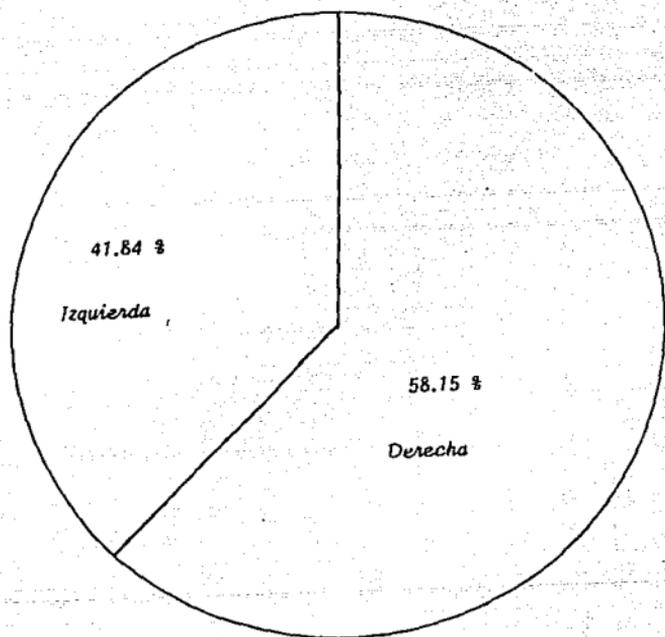


FIGURA 7

CUADRO 2

PADECIMIENTOS ASOCIADOS:	# Poles	%
Hipertensión arterial	48	17.02
Cardiopatía isquémica	06	2.12
E. P. O. C.	04	1.41
Tuberculosis miliar	06	2.12
Gástricos	04	1.41
Diabetes mellitus	22	7.80
Hipotiroidismo	02	0.70
Obesidad	30	10.63
Anemia de células falciformes	06	2.12
Anemia aplásica	02	0.70
Lupus eritematoso sistémico	06	2.12
	282	100 %

CUADRO 3

ETIOLOGIA	# Ptes	%
Displasia,	12	4.2
Epifisiolisis	04	1.4
Artritis reumatoide	78	28.3
Espondilitis anquilosante	28	9.9
Necrosis avascular	42	14.8
Tb. articular	02	0.7
Secuelas de A. séptica	02	0.7
Fx. de acétabulo	08	2.8
Fx. de fémur	08	2.8
La. traumát. de cadera	04	1.4
Artrosis primaria	94	33.0
	282	100%

CUADRO 4

	<i>Con anillo.</i>	<i>sin anillo.</i>
<i>Tiempo quirúrgico</i> <i>(en minutos)</i>	120 - 240 <i>(prom: 180')</i>	90 - 240 <i>(165')</i>
<i>Sangrado</i> <i>transoperatorio</i> <i>(en c. c.)</i>	300 - 1700 <i>(1000)</i>	300 - 1800 <i>(1050)</i>

guiadas de las restantes (cuadro 5). En los pacientes que requirieron anillo de refuerzo acetabular, se utilizaron anillos de Schneider (en 38 pacientes) y de Muller (en 46 pacientes) cuando hubo necesidad.

De los componentes femorales de vástago autobloqueante de Muller cementado los más utilizados fueron el número 10 y 12,5 (cuadro 6); de los cuales 260 correspondieron al tipo estándar, 16 de cabeza intercambiable.

De todos los procedimientos cementados, 272 fueron efectuados de forma manual (la cementación) por los procedimientos convencionales, y 10 se efectuaron mediante utilización de inyector de cemento.

Dentro de las complicaciones técnicas encontradas, se reportaron: fracturas del fémur ocasionadas al efectuar rimado del canal medular y/o colocación del componente femoral en 6 pacientes; perforación del fémur al efectuarse falsa vía en dos pacientes; y la irrupción del cemento en 2 pacientes; que en su conjunto forman un 4.25% de complicaciones. (cuadro 7).

Se reportaron así mismo 8 complicaciones postoperatorias inmediatas --- (2.83 %) de las cuales 4 fueron hematomas de la herida quirúrgica, las cuales remitieron de forma espontánea; 2 neuropaxias del ciático poplíteo de las -- cuales no se llevó a cabo seguimiento en las notas; y 2 infecciones superfi--- ciales, las cuales remitieron con escarificaciones y antibióticos orales (0.70 %)

Con respecto al manejo postoperatorio todos los pacientes se sometieron

CUADRO 5

COPA	# d' piezas	%
32	2	0.7
40	2	0.7
42	4	1.4
44	170	60.2
45	2	0.7
48	2	0.7
49	34	12.0
50	54	19.1
54	12	4.2
	282	100.0 %

CUADRO 6

# vástago	# Pctes	%
7,5	48	17.0
10	84	29.8
12.5	122	43.3
15	22	7.8
17.5	6	2.1
20	0	0.0
	282	100.0 %

Tipo vástago	Cantidad	%
Standar	260	92.2
Lateralizada	2	0.7
C. D. H.	4	1.4
Cabeza intercambiable	16	5.6
	282	100.0 %

CUADRO 7

	<i>Acetabulares</i>	<i>FEMORALES</i>
<i>Cementación deficiente</i>	2	--
<i>FRACTURA</i>	--	6
<i>PERFORACION</i>	--	2
<i>Inrupción del cemento</i>	==	2
	--	10

a reposo en cama, 158 requirieron de tracción cutánea a fin de mantener posición y evitar las rotaciones de la extremidad, y sin riesgo de luxación de la prótesis. 134 pacientes se manejaron con cojín abductor únicamente por el riesgo de luxación; mientras que 178 requirieron el uso de cojín más tracción cutánea.

Se utilizaron esquemas antimicrobianos profilácticos en 266 pacientes, -- utilizándose antibióticos solos o en combinación; y solo en 16 pacientes no se utilizó ningún antibiótico.

La discrepancia de las extremidades no fue posible registrarla en todos los pacientes, pero en quienes estaba reportada varió de 0.5 a 3.0 cm., en el preoperatorio; y de 1.0 a 2.0 cm., en el postoperatorio.

La capacidad laboral postoperatoria, tomada de forma subjetiva y referida por el paciente varió dentro de un rango de 50 a 75%, con una media de 72.5%.

La evaluación individual en base a la escala de Harris en el pre y post operatorio osciló en un rango de 45 puntos (10-80) en el preoperatorio; mientras que fue de 68 puntos (65-95) en el postoperatorio.

En base a lo anterior se evaluaron como buenos resultados 196 casos, regulares 86, y hubo total ausencia de malos resultados en el postoperatorio inmediato.

Los resultados radiográficos de seguimiento encontrados se consignaron dentro del formato de seguimiento, pero serán omitidos en el presente estudio.

Considerando el estado actual de la prótesis femoral de Muller con vástago autobloqueante, se utilizaron los parámetros descritos previamente por Gruen en las que se encontraron datos de aflojamiento en 106 pacientes, con mayor frecuencia en las zonas 3 y 6 (22 casos); seguidas en las zonas 5 (20 casos); zona 6 (18 casos); zona 2 (16 casos); y finalmente la zona 1, y 4 (4 casos respectivamente, figura 8). Considerándose como positivos la presencia de zonas radiolúcidas de 2 milímetros o más.

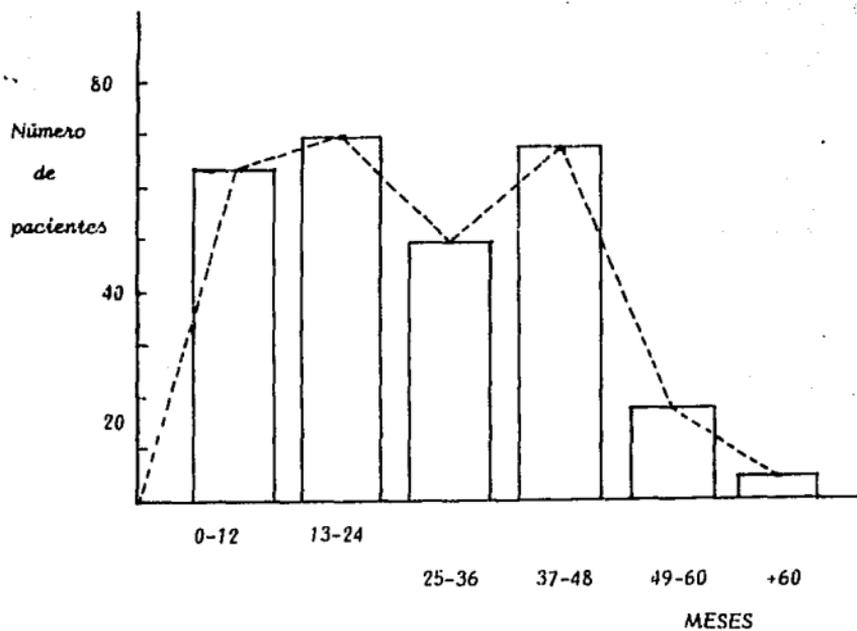
Intencionadamente se buscó el reporte de resorción femoral, tomando en consideración el sitio más distal del calcar al trocánter menor. Se expresó en milímetros, y reportado únicamente en 12 pacientes.

Así mismo se identificó el hundimiento femoral: considerando el hundimiento de la prótesis dentro del canal medular con referencia del punto más distal del trocánter mayor. Expresado en milímetros. Se reportó como positivo en 4 pacientes.

Otro factor a tomarse en consideración fue la presencia de osificaciones heterotópicas tomando como referencia la clasificación de Brooker, y reportadas principalmente el tipo I (48 casos), seguidas en orden de frecuencia los tipos II, y III (10 y 6 casos respectivamente). No se reportó ningún caso de tipo IV.

FIGURA 8

SEGUIMIENTO DE LOS PACIENTES



ANALISIS Y DISCUSION

Dentro del Hospital de Ortopedia "Magdalena de las Salinas", en el servicio de cadera desde 1986 se inició la utilización de prótesis femorales de vástago autobloqueante de Muller cementados, como se ha pregonado su uso previamente, al igual que en otros centros hospitalarios.

Igualmente que en otros estudios, el sexo predominante correspondió al femenino. La capacidad laboral preoperatoria, que condicionó la sustitución prótesica, fué predominante en aquellos con menos del 50%.

Hubo predominio de afectación de la cadera derecha.

En consideración a la etiología de la coxartrosis que conyevó a la artroplastia total de la cadera prevaleció la artrosis primaria. Aunque constituyó una aprimera opción para los pacientes con artritis reumatoide. Quedando --- comoposibilidad aceptable para el resto de patologías consignadas.

En consideración al sangrado, se encontró que fué más profuso en pacientes afectados de colagenopatias.

La cementación predominantemente fué efectuada de forma manual. Res--tringiéndose el uso del inyector por la falta del mismo en el quirófano.

Al igual que en series reportadas previamente, el proceso infeccioso de la herida quirúrgica fué superficial y cedió con el método de la escarificación.

El estado radiográfico de los vástagos cementados autobloqueantes de Muller tomando las zonas de tisis alrededor del mismo se encontraron datos de aflojamiento en 30 vástago, lo que constituye un 10.6%. La distribución de las zonas es semejante a la reportada en otras series.

No se reportó en ninguno de los casos estudiados la luxación de los componentes de la artroplastía.

Tomando en consideración que la cementación fué de forma manual y es dificultada la cementación distal del canal medular, se justifica la presencia de datos de aflojamiento en las zonas 3, 4, y 5 de Gruen, por lo que cabe hacerse hincapie en el uso del inyector de cemento a fin de lograr resultados óptimos en la cementación, y por ende procurar mejor estabilidad del vástago.

Las osificaciones heterotópicas según los criterios de Brooker predominaron el tipo I, lo que sugiere aún estabilidad de los componentes prótesis de forma aceptable.

CONCLUSIONES

- 1.- *La estabilidad de los vástagos autobloqueantes cementados de Muller encontrada a 48-60 meses es buena, lo que constituye resultado satisfactorio a corto plazo.*
- 2.- *Las indicaciones de utilizar el vástago autobloqueante de Muller cementado es principalmente en las artrosis primaria.*
- 3.- *Constituye buena alternativa en la elección para la sustitución prótesis - de otras entidades.*
- 4.- *Continúa siendo factor coadyuvante el sobrepeso y la edad del paciente -- para el aflojamiento precoz de los componentes prótesis en la artroplastia total de la cadera.*
- 5.- *El presente estudio se considera abierto para revisiones posteriores, a fin de evaluar las artroplastias totales de cadera a mediano y/o largo plazo.*

OBSERVACIONES Y SUGERENCIAS

Debido a la elaboración posterior del formato de seguimiento para pacientes con artroplastia total de cadera, es difícil obtener notas médicas donde se consignen mediciones de ángulos, y resto de parámetros solicitados.

Así mismo debido a que los pacientes al estar asintomáticos en el postoperatorio durante dos o tres años, se envían de alta con control en su Hospital General de Zona correspondiente, ocasionando baja del expediente en el archivo, motivo por el cual es dificultada la obtención del mismo para efectuar adecuados seguimientos.

Sugerimos elaborar el protocolo de seguimiento de todos y cada uno de los pacientes a quienes se sometieron a artroplastia total de cadera, para consignación de datos en las visitas subsecuentes.

De igual forma sugerimos se mantengan en archivo activo todos los expedientes de los pacientes a quienes se realizó sustitución protésica de cadera para obtener datos fidedignos a fin de continuar el estudio a largo plazo.

Debido a que para realizar mediciones se necesitan medidas, sugerimos el empleo del siguiente acetato concido para posteriores evaluaciones del componente acetabular, aunque no es motivo de revisión en el presente estudio.

® (J)

MEM Template for Evaluation of THR

Scale 1:15, 1 On an A-P pelvic X-ray

Name:

Date of birth:

First X-ray after THR:

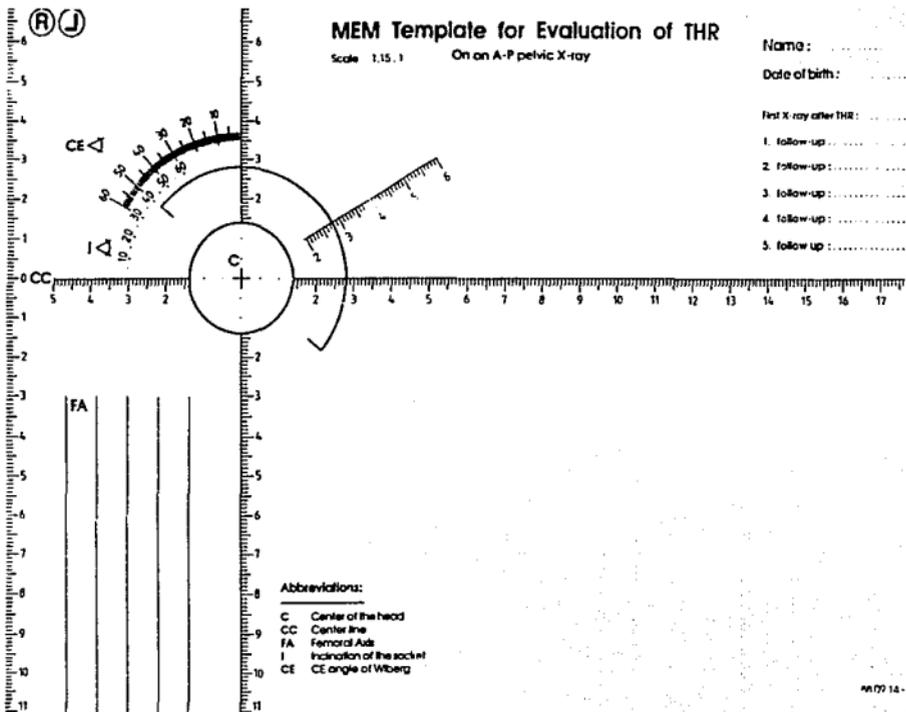
1. follow-up:

2. follow-up:

3. follow-up:

4. follow-up:

5. follow up:



Abbreviations:

- C Center of the head
- CC Center line
- FA Femoral Axis
- I Inclination of the socket
- CE CE angle of Wiberg

B I B L I O G R A F I A

- 1.- Harris W. H. *Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation. The Journal Bone J. S.* 1982; 64-A: 1063 - 1067.
- 2.- Dorr L. D. *Total hip arthroplasties in patient less than forty-five years old. The Journal Bone J. S.* 1983; 65-A: 474 - 479.
- 3.- Muller M. E. *Reconstrucción total de la cadera. Cirugía del sistema esqueletomuscular. Editado por Mc Collister Evans 1983. Churchill Livingstone Inc.* 1 - 23.
- 4.- Goldring S. R. *The synovial-like membrane at the bone-cement interface in loose total hip replacement and its proposed role in bone lysis. The Journal Bone J. S.* 1983; 65-A: 575 - 583.
- 5.- Morscher E. W. *Cementless total hip arthroplasty.* 1983; 181: 76 - 90.
- 6.- Jhonston R. C. *Roentgenologic results of total hip arthroplasty.* 1983; 181: 93 - 98.
- 7.- Amstutz H.C. *Treatment of primary osteoarthritis of the hip.* 1984; *The Journal Bone J. S.* 1983; 66-A: 228 - 241.

- 8.- Callaghan J. J. Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement, 1979 to 1982. *The Journal Bone J. S.* 1985; 67-A: 1074 - 1085.
- 9.- Cornell Ch. N. Survivorship analysis of total hip replacement. *The Journal Bone J. S.* 1986; 68-A: 1430 - 1434.
- 10.- Eftekhari N. S. Long-term results of cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res.* 1987; 225: 207 - 217.
- 11.- Jones L. C. Cement disease. *Clin Orthop Rel Res.* 1987; 225: 192 - 201.
- 12.- Testut L. *Compendio de Anatomía descriptiva.* 22a. Ed. Barcelona: Salvat Editores, 1983.
- 13.- Radin E. L. *Biomecánica práctica en Ortopedia.* Editorial LIMUSA, S. A. 1981.
- 14.- Munuera L. *La prótesis total de cadera cementada.* 1a. Ed. España. Interamericana. 1989.
- 15.- Schneider. *La prótesis total de cadera.* Ed. Interamericana. Editorial A. C. Madrid 1983.
- 16.- *Cemento de hueso acrílico.* C M W Laboratories limited.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

- 17.- *Proteck. Stem total hip prostheses for cemented application. Package Insert.*
- 18.- *Campbell. Cirugía Ortopédica. 7a. ed., Buenos Aires Argentina. Ed. Médica Panamericana. 1988.*
- 19.- *Jesse G. De Lee. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin Orthop Rel Res. 1976; 20 - 32.*
- 20.- *Salvati E. A. Radiology of total hip replacement. Clin Orthop Rel Res. - 1976; 74 - 82.*
- 21.- *Muller M. E . Total hip prostheses. Clin Orthop Rel Res 1970; 46 - 68.*
- 22.- *Amstutz H. C. Biomaterials for artificial joints. Clin Orthop N. A. 1973; 235 - 246.*
- 23.- *Hierton C. Factor associated with heterotopic bone formation in cemented total hip prostheses. Acta Orthop Esc. 1983; 698 - 702.*
- 24.- *Hierton C. Factors associated with calcar resorption in cemented total hip prostheses. Acta Orthop Scan 1983; 54: 584 - 588.*
- 25.- *Noble C. P. Penetration of acrylic bone cements into cancellous bone. -- bone. Acta Orthop Scan . 1983; 54: 566 - 573.*

- 26.- Carlsson A.S. *Thirty-two noninfected total hip arthroplasties revised due to stem loosening. Clin Orthop Rel Res. 1983; 196 - 203.*
- 27.- Spotorino L. *Complicanze post-operatorie. La lumbalgia del portador de --- prótesis de cadera. Minerva Ortopédica. 1985; 531 - 534.*
- 28.- Hirst P. *Bone grafting for protrusio acetabuli during total hip replacement. The Journal Bone J. S. 1987; 229 - 233.*
- 29.- Lennox D. W. *A histologic comparison of septic loosening of cemented, - press-fit, and biologic ingrowth prostheses. Clin Orthop Rel Res 1987; 171 - 189.*
- 30.- Toksvig S. *Cement interface temperature in hip arthroplasty. Acta Or-- thop Scan. 1991; 102 - 105.*