

11245 15
2ej



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

**FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS SUPERIORES
CONJUNTO HOSPITALARIO
DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEDIA
"MAGDALENA DE LAS SALINAS"**

INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL

**RESULTADOS A MEDIANO PLAZO CON LA PROTESIS
ISOELASTICA EN LA ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA**

TESIS CON
FOLIA DE ORIGEN

TESIS DE POSTGRADO

**PARA OBTENER EL TITULO DE
ESPECIALISTA EN**

TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEDIA

P R E S E N T A

DR. ALFONSO CASTELLANOS LOPEZ



IMSS

MEXICO, D. F.

1992



Universidad Nacional
Autónoma de México



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

INTRODUCCION	1
ANTECEDENTES CIENTIFICOS	4
HIPOTESIS	6
OBJETIVOS	7
MATERIAL, METODOS Y PROCEDIMIENTOS	8
- Características y consideraciones biomecánicas	10
- Evaluación de la estabilidad de los componentes	15
RESULTADOS	19
DISCUSION	40
CONCLUSIONES	43
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	44

INTRODUCCION

El advenimiento del reemplazo total de cadera, ha mejorado la calidad de vida para incontables individuos; la evolución de la cirugía ortopedica en materia de sustituciones articulares ha venido mostrando una trayectoria definida en la última década motivada por la experiencia de muchos años de evolución respecto al comportamiento a largo plazo de los cementos acrílicos.

Los conocidos problemas de la interfase cemento-hueso, cemento-prótesis, el envejecimiento del cemento con su correspondiente fragilización, pero fundamentalmente el constante y alarmante incremento de las reintervenciones por aflojamiento, hicieron natural la evolución hacia otros sistemas de fijación de la prótesis, destacando tres vías fundamentales de investigación: La primera --vía pretende la fijación mecánica directa de la prótesis sobre el hueso, la segunda en busca de una fijación biológica directa por crecimiento de hueso hacia el interior de la prótesis y la tercera en la investigación de materiales o sustancias que capaces de proveer una fijación primaria adecuada para las solicitudes mecánicas fueran sustituidas lentamente por el propio material biológico en un proceso de biodegradación-biosustitución.

Actualmente está demostrado que entre 4 y 9 años después de la intervención con prótesis cementadas del 20 al 50% de las mismas muestran imágenes radiológicas de movilidad (1 Bastos, 5 Bombelli, 8 Campbell's).

Charnley fué el primero en documentar efectos colaterales y sistémicos derivados del uso del cemento y posteriormente otros autores han destacado también las desventajas y efectos indeseables que incluyen:

1.- Toxicidad local y general durante el momento en que se absorbe, causan complicaciones cardiovasculares y pulmonares (56 Weber, 57 Willert).

- 2.- Retracción durante la polimerización (52 Stómer, 53 Sutherland).
- 3.- Lesión térmica local a los tejidos que ocasiona necrosis y reabsorción ósea (3 Bertín, 46 Schneider, 52 Stómer, 53 Sutherland).
- 4.- Baja resistencia a la fatiga y falta de plasticidad, lo que lo hace de naturaleza quebradiza (3 Bertín, 12 De Lee, 50 Spectorm).
- 5.- Potenciación de una infección por inhibición de la respuesta normal -- del hùésped a las bacterias, al disminuir la quimiotaxis y la capacidad e los leucocitos polimorfonucleares para fagocitar y destruir las bacterias (42-43 -- Petty).
- 6.- El diferente módulo de elasticidad en relación a los implantes, dificultades en su uso, el desequilibrio gravitacional por asimetría e irregularidad de la capa de cemento, entre otras (14 Draenert).

Por estas razones, y en base a que debemos procurar que cualquier artroplastia tenga un resultado durable, estable, sin dolor y con arcos de movimiento funcionales, diversos autores han intentado crear sistemas de prótesis sin cemento que sean capaces de soportar la carga que el hueso les transmite, permitiendo con ello una fijación biológica, remodelación ósea y mayor durabilidad (11 Cronmingschild, 25 Horne, 52 Stómer).

Ante el problema tan frecuente de descementación y lo complicado de la cirugía de revisión, teniendo en cuenta que en el servicio de Cirugía de Cadera y Pélvis del Hospital de Traumatología "Magdalena de las Salinas" del I.M.S.S., se realizan 130 artroplastias totales de cadera anualmente, nos vimos en la necesidad de adoptar un sistema de prótesis que excluyera el cemento y que brindara la esperanza de mantener estabilidad de sus componentes por más tiempo y menos complicaciones; y que además en caso de falla no afectara en forma tan relevante al tejido óseo dejando buen hueso para el recambio.

Compartiendo la opinión de evitar el cemento, elegimos la prótesis total - isoelástica de Robert Mathys sin cemento, basandonos en los estudios previos de su diseño, experimentación y en los resultados reportados por varios autores en la literatura mundial, que aseguran que sus características asemejan la transmisión fisiológica de las cargas al hueso.

ANTECEDENTES CIENTIFICOS

A Wiles en 1930 (58), puede considerársele el creador de la sustitución me
tálica total de la cadera con el dispositivo de acero inoxidable.

Los hermanos Judet en 1950 (27), idearon una prótesis de tallo corto de --
acrílico la cual fué de gran utilidad pero utilizada por corto tiempo, demostran
dose la superioridad de la prótesis de acero inoxidable de tallo largo desarro-
lladas por Thompson en 1950 (54) y Moore en 1952 (39), presentando esta última-
fenestración en el tallo superior, denominandose prótesis autofijadora, por que
se introducía hueso esponjoso en las fenestraciones del tallo para el hueso --
adherido a la cortical en ambos lados, de modo que la prótesis quedaba fijada -
en su sitio.

Mckee y Farrar en 1951 (29), idearon una prótesis total, la cual consistía
en una copa acetabular metálica y una prótesis de Thompson hecha con una alea--
ción de cromo y cobalto.

Entre 1959 y 1963 Charnley (10), experimentó con diversos diseños de cavi-
dad empleando politetrafluorotileno junto con un componente femoral de acero ing
oxidable; clínicamente se comprobó que la cavidad se desgastaba demasiado y los-
restos provocaban considerable reacción textural por lo que se adoptó para la -
cavidad un polietileno de gran densidad (peso molecular mayor de un millón) com
binado con un componente femoral cabeza 22 mm.

Ring en 1966 (45), tratando de evitar el empleo de acrílico para asegurar-
los componentes, diseño una cavidad de tornillo largo que se introducía en el -
hueso iliaco, acrecentando así la superficie de contacto óseo de la prótesis.

Con este procedimiento los resultados fueron comparables a otras sustitucio
nes total de cadera fijadas con acrílico.

Müller en 1975 (50), diseñó e implantó diversos sustitutos totales de cadera; se basó en el dispositivo de Charnley pero con cabeza femoral 32 mm con lo que mejoró la estabilidad mecánica intrínseca del dispositivo articular, presentó un nuevo diseño de su prótesis con el principio de autobloqueo a nivel de la diáfisis logrando con esto una mejor distribución de las cargas al estar en contacto directo hueso-prótesis, disminuyendo en forma casi total los movimientos relativos y por ende a los esfuerzos a que está sometido el cemento. Esta prótesis ha tenido gran acogida debido a los buenos resultados obtenidos en cuanto a estabilidad y duración, sin embargo no está exenta de las desventajas del cementado.

Mathys en 1973 (28), diseñó una prótesis total no cementada utilizando una resina de poliacetal colocándole al vástago una alma metálica. El poliacetal fue elegido por su resistencia a la tensión, durabilidad y proximidad al módulo de elasticidad del hueso, sin embargo debido a la presencia de importante desgaste, aflojamiento y frecuente ruptura de las copas fue necesario cambiarlo por polietileno de alto peso molecular, el cual ha demostrado tener excelentes propiedades como son: baja fricción, absorción de choques y distribución uniforme de las fuerzas, lo cual deriva de su alta compresibilidad y resistencia al impacto.

A la copa original de Mathys, se le efectuó una modificación por Morscher consistente en un biselado a 30 grados en su porción lateral con el fin de aumentar la abducción.

Por lo anterior es importante considerar, ¿Existen ventajas importantes de la prótesis isoelástica, sobre las prótesis cementadas en la artroplastía total de cadera?.

HIPOTESIS

Los pacientes tratados con prótesis isoelástica, presentan integración --
implante/hueso a los 12 meses del postoperatorio; los resultados clínicos repor-
tados en la literatura mundial son similares a los descritos con prótesis cemen-
tadas.

OBJETIVOS

- Analizar los resultados obtenidos con la prótesis isoelástica en la artroplastía total de cadera.
- Evaluar la estabilidad radiográfica de los componentes.
- Determinar las indicaciones y contraindicaciones precisas para su empleo.

MATERIAL, METODOS Y PROCEDIMIENTOS

El presente trabajo es un estudio retrospectivo, longitudinal, descriptivo, observacional.

Criterios de inclusión:

- Pacientes de ambos sexos
- Menores de 70 años, cuya patología fué indicación de artroplastía total - de cadera:
 - Coxartrosis primaria
 - Fractura transcervical desplazada
 - Necrosis avascular
 - Cirugía de revisión
 - Artrosis postraumática
 - Displasia acetabular
- Pacientes con expectativa de vida mayor de diez años, activos en las ocupaciones diarias de la vida.

Criterios de exclusión:

- Pacientes mayores de 70 años, debido a expectativa de vida y actividad diaria.
- Casos con enfermedades incapacitantes avanzadas o activas.
- Pacientes con aflojamiento secundario a sepsis.

Se eliminaron del estudio pacientes que reunieron los criterios de inclusión, pero salieron del mismo por pérdida de seguimiento, abandono del tratamiento o -- defunción.

Para evaluar los resultados cada caso contó con un protocolo quirúrgico y de seguimiento en donde se recopilaron los siguientes datos:

Edad, sexo, lado afectado, ocupación, antecedentes patológicos, diagnóstico que motivó la cirugía, grado de osteoporosis con los parámetros de Singh, Índice cortico-diafisario femoral (ICDF), utilización de injerto óseo, diámetro del cotilo Mathys-Morscher y su posición, número de tornillos metálicos o pijas de plástico utilizadas para completar la fijación primaria, longitud del vástago -- utilizado, tamaño del cuello, complicaciones trans y postoperatorias; tiempo quirúrgico, sangrado trans-operatorio, opinión del paciente con respecto al resultado obtenido, valoración radiológica y funcional en el pre, postoperatorio y durante el seguimiento.

Para la evaluación radiológica nos basamos en la división descrita por --- por Charnley-Gruen en tres zonas para el acetábulo y siete para el vástago femoral, la evaluación se efectuó comparando las radiografías del postoperatorio --- inmediato y las obtenidas cada tres meses se revisaron los datos de aflojamiento, evolución de los injertos y aparición de esclerosis periprotésica como signo de estabilidad y fijación secundaria.

En cuanto a la valoración funcional utilizamos el método de Merle D'aubigné (tabla 1), el cual se realizó cada tres meses en el primer año del postoperatorio y posteriormente cada seis meses.

Para la valoración de las calcificaciones heterotópicas se utilizó el método de Brooker (7).

Técnica quirúrgica.

Morscher E. W. y Mathys R. (35).

Morscher E. W, Dick W. (32).

- CARACTERISTICAS Y CONSIDERACIONES BIOMECANICAS

El componente acetabular de Mathys-Morscher construido de polietileno de alto peso molecular, es de forma hemisférica, tiene un diámetro interno de 32 mm y un diámetro externo que va desde 50 mm hasta 68, con incremento de 2 mm. En la superficie superolateral cuenta con dos clavijas para incrementar la estabilidad por su ajuste a presión, así como para darle un efecto antirotacional (13, 14, 17, 18, 22, 23, 25, 26).

Las clavijas al ser divergentes por 5 grados de los orificios labrados en el techo acetabular, producen un efecto de encaje a presión como parte de su fijación primaria, manteniendo sujeta la copa en el acetábulo después de su inserción. La superficie externa cuenta con canales circulares angostos y radiales, para mejorar la fijación del implante al aumentar la superficie de contacto (3, 20, 23).

La copa tiene un bisel de 30 grados en la parte lateral para eliminar la prominencia externa del polietileno y el choque con el cuello y trocánter mayor. La copa abarca 165 grados en el plano coronal y 180 grados en el plano transversal; tornillos suplementarios pueden ser usados en la periferia de la copa para complementar la estabilidad primaria en más puntos.

Las copas se tienen disponibles con superficie externa libre, o bien revestidas de hidroxapatita o titanio; estos revestimientos con el fin de mejorar el contacto y la fijación ósea secundaria.

El acetábulo óseo cuya periferia es en su mayor parte hueso esponjoso trabecular, tiene una elasticidad relativamente elevada, por lo que puede sufrir considerable deformación y debido a ello, el implante debe ser capaz de compen-

sar los movimientos en la interfase al tiempo que sirva como medio de absorción de choques (11,12,18,22).

El acetábulo óseo es mucho más elástico en sus paredes y cuernos articulares, que el domo; de ahí que esa elasticidad puede ser mejor mantenida por un componente elástico, que con una copa rígida o por una copa elástica revestida con una capa irregular de cemento frágil y quebradizo (22).

El hueso es extremadamente sensible a los efectos de las cargas; poca o mucha carga causan resorción ósea. Entre estos límites los movimientos relativos o esfuerzos intermitentes producirán formación e hipertrofia ósea (11,23,33,34).

El propósito de la fijación de un implante es producir una estructura compuesta del implante y del esqueleto que minimice los movimientos relativos en la interfase prótesis-tejido óseo, y de una duración a largo plazo con la reconstrucción articular útil (8,25,26,27,38); para lograrlo, los componentes acetabulares para fijación sin cemento varían ampliamente en el diseño geométrico (cuadrado, cónico, cilíndrico, etc.), el tipo de material (cerámica, carbón, metal, plástico, polietileno), y en la morfología de su superficie (canales, revestimientos, poros, roscado, etc.) (8).

El cotilo de Mathys-Morscher está basado en la forma natural del acetábulo óseo y en la función de la cadera para preservar su patrón normal de fuerzas de transmisión lo cual se efectúa con un balance fisiológico entre comprensión y fuerzas cortantes, la forma esférica también elimina las concentraciones de esfuerzos que ocurren en copas irregularmente cementadas y las que difieren de la forma esférica.

Debido a que una carga puede ser transmitida optimamente a un implante solo cuando es aplicada en forma transversal a su superficie y tomando en cuenta los

estudios biomecánicos de Bombelli (5,22,23), en los cuales afirma que el peso en las caderas baja verticalmente hacia el centro de la cabeza femoral, la posición ideal de la copa acetabular es lo más horizontal posible con el fin que las fuerzas que cruzan la articulación sean iguales y opuestas.

A medida que la copa tiene más angulación superolateral, los componentes de las fuerzas son cada vez menos opuestos y desiguales en magnitud, y al igual que en la biomecánica de la coxartrosis superolateral empieza a aparecer una fuerza S en dirección lateral luxante. La copa antes de los 30 grados parece ser capaz de resistir este componente de fuerzas cortantes, pero sobre los 30 grados esta fuerza aumenta progresivamente, tendiendo a separar la copa de la pélvis en su posición caudal y desplazarla cranealmente. La parte superior sirve como bisagra para este desplazamiento (5,22,23).

Además de que la mayoría de las fuerzas son transferidas como fuerzas compresivas en una copa más horizontal, la superficie de contacto aumenta, disminuyendo las fuerzas por unidad de superficie.

El componente acetabular fué diseñado para descargar fuerzas compresivas en el domo superficie más rígida, donde se fijan las clavijas de plástico, dejando libre la mitad inferior más elástica del acetábulo óseo.

Es importante conservar el hueso subcondral el cual es menos elástico y más resistente, pero sino es posible esto se ancla la copa en hueso esponjoso o en superficie injertada; las fuerzas compresivas estimularán la formación de una capa de tejido óseo escleroso alrededor de la copa en el hueso esponjoso o en el injerto ya integrado (3,12,35,37).

El componente femoral Mark II, consiste en un tallo recto de 10 a 18 mm x 14 cms, con un ángulo de cuello a diáfisis de 135 grados y un componente femoral

Mark III, de tallo recto de 10 a 20 mm x 18 cms con ángulo de cuello-diáfisis de 144 grados; empleandose también en longitud de 240 mm para recambio; están compuestos de plástico de poliacetal con un alma interna de acero AISI 316, tiene un collar medial corto y dos orificios de tornillos laterales, la parte proximal de la prótesis está en forma de embudo en un corte sagital y en forma de cuña en un corte transverso, tiene elevaciones irregulares sobre su superficie para maximizar la fijación ósea y minimizar el efecto de stress, el borde lateral es ligeramente convexo con bordes redondeados, las dos terceras partes distales son homogéneas y redondeadas lateralmente con cuatro muescas en forma de flauta alrededor del resto de la circunferencia, los dos tornillos de hueso esponjoso de 6.5, están colocados a través de agujeros moldeados en la zona trocánterica para la fijación intermedia. La unidad de cabeza/cuello de ajuste a presión con diámetro de 32 mm permite los ajustes del cuello 28, 34,40 y 44 mm, la unidad se cambia fácilmente para el ajuste transoperatorio.

La fijación del componente femoral se logra por los siguientes medios:

1.- Por impactación a presión (prest-fit), en el interior de la cavidad medular del fémur; en este caso la fijación se logra principalmente por la presión de la superficie del implante con las paredes internas de la cavidad medular, -- proporcionando mayor firmeza y estabilidad inmediata de presión en toda el área de implantación, absorbiendo y transmitiendo las cargas recibidas a nivel de la cabeza femoral, de acuerdo a los principios de la biomecánica (1,15,22,23).

2.- Por el apoyo en el calcar del "collarete" o la plataforma de apoyo calcar el cual cumple con un importante precepto de biomecánica que no puede ser -- ignorado, según el cual la presión transmitida por la plataforma al fémur se -- ejerce sobre una zona de este hueso particularmente adaptada a recibirla y precisamente en la misma dirección que las líneas normales de transmisión

de fuerzas en condiciones anatómicas; es decir coincidiendo con el eje de la cortical interna, en tanto que las prótesis autobloqueantes (sin collarín) las -- fuerzas de presión se transmiten perpendicularmente a dicho eje (1,19,33,34).

3.- Fijación adicional del vástago con dos tornillos de esponjosa de 6.5 - los cuales se anclan en el trocanter mayor y siguen el principio biomecánico -- del tirante, además de lograr una fijación primaria de la prótesis (21,34).

Por lo anterior podemos concluir que la fijación más estable y definitiva- posible del implante, se logra por el contacto íntimo del tejido óseo con su su perficie, y no depende tanto de la composición química de los materiales emplea- dos como de los factores físicos y mecánicos que condicionan sus relaciones con el hueso.

Componentes femorales disponibles:

- Standar: con longitud del vástago de 180 mm y diámetro distal de 10 a 20 mm con incremento de 2 en 2 mm.

- Standar con vástago escalonado: longitud de 180 mm, este tipo de diseño- se usa principalmente en recambio de prótesis, cuando la porción próximal del - canal medular ha sido ampliada durante el retiro del cemento, permaneciendo -- distalmente intacto.

- Vástago extralargo para artroplastias de revisión: con longitud de 240mm y diámetro escalonado distalmente, usado en artroplastias de revisión, con de-- fecto o pérdida de continuidad de la diáfisis femoral.

- Vástago pequeño: diseñado para pacientes pequeños, longitud de 150 mm, - diámetros distales de 8 a 16 mm con incremento de 2 en 2 mm, ángulo cervico-dia- fisario de 135 grados.

- Vástago especial para cadera displásica: diseñado para canal medular an- gusto y lateralización del cuello.

- EVALUACION DE LA ESTABILIDAD DE LOS COMPONENTES

Debido a la diferencia de la elasticidad existente entre el acetábulo y el cotilo implantado independiente de su tipo, pero dependiente de la elasticidad o rigidez, inevitablemente habrá movimientos relativos que sean mayores cuando la diferencia del módulo de elasticidad sea mayor; este movimiento relativo será menor cuando la estabilidad mecánica primaria obtenida con la técnica y tipo de cotilo sea mayor, sin embargo el movimiento relativo siempre existirá y será menor en las zonas sujetas a fuerzas de compresión.

Se sabe que la alteración entre las fuerzas de presión y la tensión constante sin períodos de flojedad, produce movimientos relativos entre el implante y el hueso que causan la reabsorción ósea alrededor del implante y por lo tanto -- condicionan inestabilidad.

Por otro lado cuando existe la estabilidad, queriendo decir que no hay alteración constante de las fuerzas, los fenómenos de reabsorción no son producidos y el hueso se vuelve más denso en las áreas con soporte de hueso mayor. Los Rx convencionales revelan en cotilos de polietileno una formación ósea existente -- principalmente alrededor de la zona pesada (área I y mitad del área II descrita por De Lee y Charnley) en una manera uniforme, mientras que en la zona sin peso (parte medial del área II y área III) no aparece frecuentemente debido a que está siendo sujeto a fuerzas de tracción; la diferenciación entre las zonas de presión y tracción depende de la colocación del cotilo o por lo menos de su ángulo de inclinación.

Como resultado del diseño de cotilo MOH (con hidroxiapatita) el cual se ha colocado en un ángulo de inclinación menor, el cual es más horizontal que el cotilo de polietileno, por esta razón la mayoría de su superficie está sujeta a las

fuerzas de presión esto explicaría el hecho de que en un alto porcentaje de los casos las líneas de esclerósis se extiendan a través de su superficie completa, no se puede asegurar el papel jugado por la hidroxiapatita para favorecer esta esclerosis periprótesis.

La pérdida de claridad en la línea de demarcación de hidroxiapatita entre el tercero y décimosegundo mes, conduce a creer que es el momento que toma el hueso en volverse a integrar con la aposición ósea sobre el implante, una vez que este material se reconoce como que es similar y que tiene una superficie de atracción ósea que es bioactiva. Las imágenes radiolúcidas así como la falta de modificación de los angulos de inclinación y la anteversión, la falta de migración craneal y medial son parámetros de estabilidad.

Un aspecto diferencia los cotilos de polietileno y MOH, la inclinación del eje de las clavijas con respecto al eje del cotilo es de 10 grados en MOH y 25- en el cotilo de polietileno, está es la razón por la cual los cotilos MOH sean automáticamente más horizontales. Los estudios de histología han mostrado que una fina membrana de tejido fibroso actúa como una interfase entre el hueso y el polietileno.

La gamagrafia ósea con Tc99 es la prueba dinámica que interpretará el estado metabólico del hueso en la vecindad del implante, la presencia de hiperactividad celular y vascular influencia una recepción mayor de radioisótopos. Después de un incremento en la recepción durante los primeros seis meses un decremento progresivo se produce hasta que se recuperan los índices considerados como basales entre los 18 y 28 meses; este hecho hace creer que es el tiempo requerido para la integración del implante en el hueso que lo rodea.

En un implante cementado un espacio radiolúcido mayor de 2mm entre el cemen

to y el hueso rodeando al implante y la migración del mismo son signos de aflojamiento, los problemas para interpretar las radiografías secuenciales han conducido al desarrollo de métodos estandarizados; con los implantes sin cemento, excelentes resultados pueden verse a pesar del espacio radiolúcido significativo existente entre el implante y el hueso, esto cuestiona la validez de este método de seguimiento para los implantes sin cemento.

El espacio radiolúcido entre el hueso y la prótesis son comunes en las zonas de Gruen I a VII en las prótesis sin cemento, y en los implantes rígidos y cementados precede a la ruptura del mismo, esto no parece que sea un signo de aflojamiento en la prótesis isoelástica; no está asociado con mayor dolor, o incremento de la fijación en los centellogramas.

Cuando se aplica una carga al vástago isoelástico, el canal femoral está diseñado para transmitir la carga homogéneamente a la corteza femoral, el stress colocado sobre la corteza está dentro del rango fisiológico para la formación ósea; en muchos pacientes un incremento en la amplitud y radiodensidad del hueso cortical, se observa alrededor del vástago aún en las prótesis que pudieran estar aflojadas.

Un signo radiográfico asociado con una fijación difusa alrededor del vástago en la centellografía y que se asume que es signo de aflojamiento significativo, es una línea radiopaca dentro de una zona radiolúcida rodeando el vástago; el signo del pedestal, una imagen radiodensa del canal medular debajo de la punta del vástago algunas veces se asocia con una fijación incrementada en la centellografía considerandose como signo de aflojamiento.

El ideal es lograr un contacto directo de hueso a implante, el sobrecrecimiento óseo ocurre en áreas estables y donde no hay movimiento; los estudios --

histológicos han mostrado que el sobrecrecimiento óseo y el crecimiento en los canales de flauta es incompleto y los implantes están parcialmente rodeados por tejido conectivo.

Esta capa podría ser debida al micromovimiento hueso/implante, a los patrones de carga a la respuesta al material o a una respuesta biológica básica a -- cualquier cuerpo extraño, la implicación de esta capa de tejido conectivo es -- debatible.

VALORACION FUNCIONAL MERLE D'AUBIGNÉ = CHARNLEY

DOLOR GRADO	FUNCION	
1 Severo y espontáneo (impide el sueño)		()
2 Severo al intentar deambulaci3n (muy limitante)		()
3 Tolerable (actividades de la vida diaria limitadas)		()
4 Dolor solo despu3s de actividad		()
5 Ligero, ocasional		()
6 Sin dolor		()

MARCHA

A Solo la cadera afectada	()
B Afectaci3n de ambas caderas	()
C Problema sist3mico que limita la marcha	()
1 Algunos metros o nada (usa 2 bast3nes o muletas)	()
2 Tiempo y distancia muy limitadas con o sin bast3n	()
3 Marcha menos de 1 hora con un bast3n	()
4 Largas distancias con un b3ston	()
5 Solamente con un bast3n de mano de uso ocasional	()
6 Marcha normal sin ayuda	()

MOVILIDAD: La calificación se obtiene sumando los arcos de movilidad de flexión, abducción y rotación lateral.

Calificación:

Flexión.....ABD.....R.L.....

- | | | |
|---|------------------|-----|
| 1 | De 0 a 30 grados | () |
| 2 | Hasta 60 grados | () |
| 3 | Hasta 100 grados | () |
| 4 | Hasta 160 grados | () |
| 5 | Hasta 210 grados | () |
| 6 | Hasta 260 grados | () |

Calificación total: se suman los valores de dolor, marcha y movilidad.

TABLA 1

RESULTADOS

De los 76 pacientes estudiados, el rango de edad fué de 24 a 75 años, con un promedio de 51.1 años y una desviación estandar de 6.8 (Gráfica 1).

El 57% correspondió al sexo femenino y el 42.2% al sexo masculino (Gráfica 2).

En relación al lado afectado el 54% fué el izquierdo y 46% el derecho (Gráfica 3).

El tiempo de seguimiento fué de un mínimo de 12 meses y un máximo de 60, con un promedio de 36 meses y una desviación estandar de 6.16.

OCUPACION:

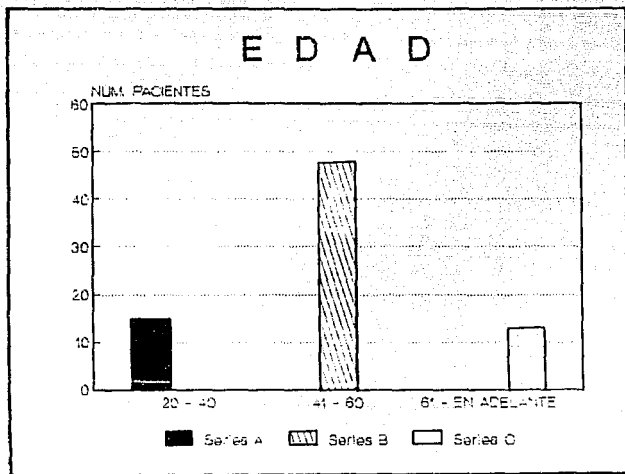
32 pacientes (42%) eran empleados, 26 pacientes (34%) se dedicaban al hogar, 11 pacientes (14.8%) eran profesionales y 7 pacientes (9.2%) eran obreros. (Gráfica 4)

ANTECEDENTES PATOLOGICOS

Artritis reumatoidea en 17 pacientes (21.7%), Hipertensión arterial sistémica en 8 (10.2%), Diabétes Mellitus en 9 pacientes (11.5%), Lupus eritematoso sistémico en 1 paciente (1.2%).

DIAGNOSTICO ETIOLOGICO

Coxartrosis primaria en 25 casos (32%), seguida de fractura transcervical-desplazada en 22 casos (28.2%), necrosis avascular en 9 casos (11.5%), cirugía de revisión 9 casos (11.5%), artrosis postraumática en 8 casos (10.2%), displasia acetabular en 3 casos (3.8%), enfermedad de Still en 1 caso (1.2%), enfermedad de Paget en 1 caso (1.2%). (Gráfica 5).

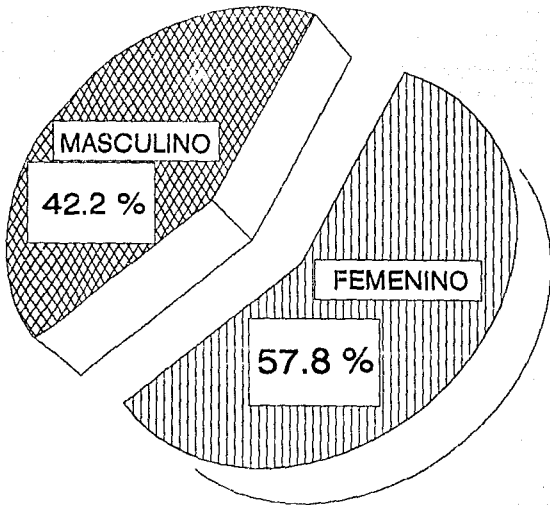


76 PACIENTES

GRAFICA 1

FUENTE: H.T.M.B. - I.M.S.S.

SEXO

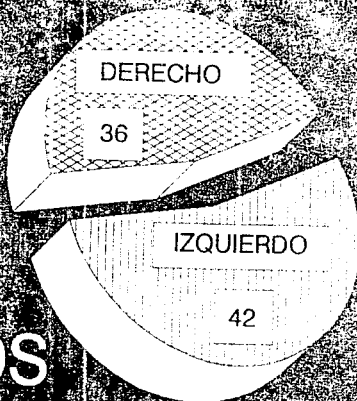


76 PACIENTES

FUENTE: HTMS-IMSS

GRAFICA 2

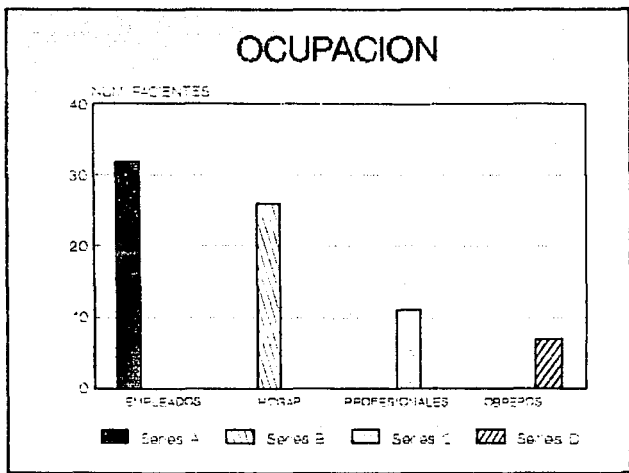
LADO AFECTADO



78 CASOS

FUENTE: HTMS-IMSS

GRAFICA 3



76 PACIENTES

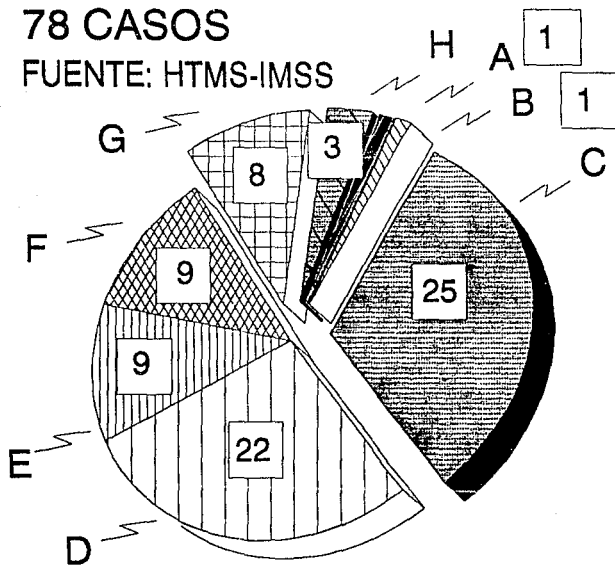
GRAFICA 4

FUENTE: H.T.M.S. - I.M.S.S.

ETIOLOGIA

78 CASOS

FUENTE: HTMS-IMSS



A- ENF. STILL
B- ENF. PAGET
C- COXARTROSIS
PRIMARIA
D- FRACTURA
TRANSCERVICAL
E- NECROSIS
AVASCULAR

F- CIRUGIA DE
REVISION
G- ARTROSIS
POSTRAUMATICA
H- DIPLASIA
ACETABULAR

GRAFICA 5

VALORACION PREOPERATORIA

De acuerdo a la evaluación preoperatoria con la escala de Merle D'aubigné, 15 casos (19.2%) presentaron función pobre con una puntuación inferior a 6, 47-casos (60.2%), presentaron función regular con puntuación entre 7 y 10, 10 casos (12.8%) presentaron función buena con puntuación entre 11 y 14. (Gráficas - 6,7,8).

CALIDAD OSEA

En las radiografías preoperatorias, fué evaluada la calidad ósea basandonos en el indice de Singh y corticodiafisário femoral (ICDF), encontrandose 61 pacientes con Singh de IV, V, VI y un indice corticodiafisário femoral mayor de 0.39, 15 pacientes presentaron osteoporosis con Singh de III e ICDF menor de 0.39. (Tabla 2).

COMPONENTES PROTESICOS

En todos los casos (78), fuéron utilizadas copas acetabulares Mathys-Morscher. (Tabla 3).

En los 78 se utilizó el vástago RM de 180 mm con variaciones en diámetro y longitud de cuello (Tabla 4).

Se colocaron 4 tornillos especiales metálicos en 3 casos (3.8%), 3 en 71 casos (9.1%), y 2 en 1 caso (1.2%), se colocaron 3 tornillos especiales de plástico en 3 pacientes (3.8%). (Tabla 5)

En todos los vástagos se colocaron dos tornillos de esponjosa 6.5 como complemento de la fijación primaria; la inclinación y anteversión de la copa acetabular en promedio fué de 38 y 15 grados respectivamente.

TIEMPO QUIRURGICO

Mínimo de 90' y un máximo de 4 horas, con un promedio de 2.75 horas.

SANGRADO TRANSOPERATORIO

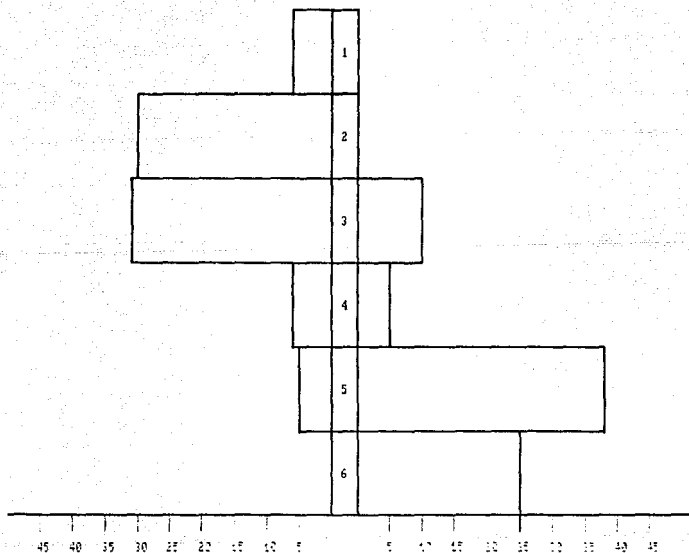
El Sangrado mínimo fué de 300 ml y máximo de 2000 ml con un promedio de 1.150 ml (Gráfica 9)

ESCALA DE MERLE D' AUBIG&E

D O L O R

PREOPERATORIO

POSTOPERATORIO



78 CASOS

FUENTE : H.F.M.S. - I.M.S.S.

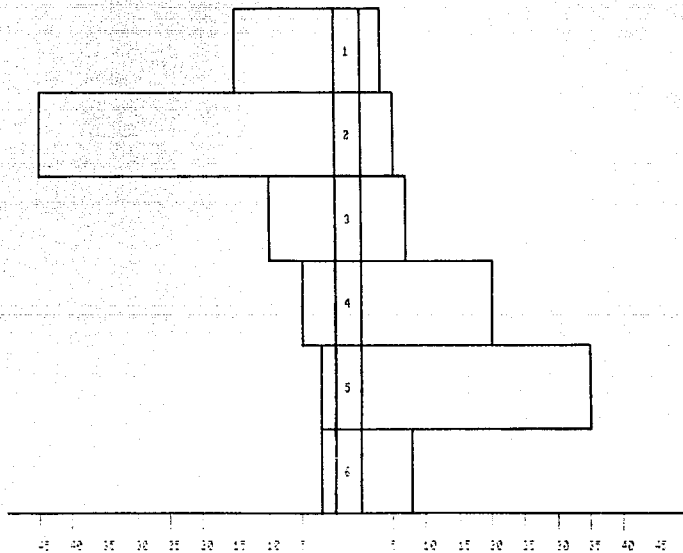
GRAFICA 6

ESCALA DE MERLE D' AUBIG&E

M A R C H A

PREOPERATORIO

POSTOPERATORIO

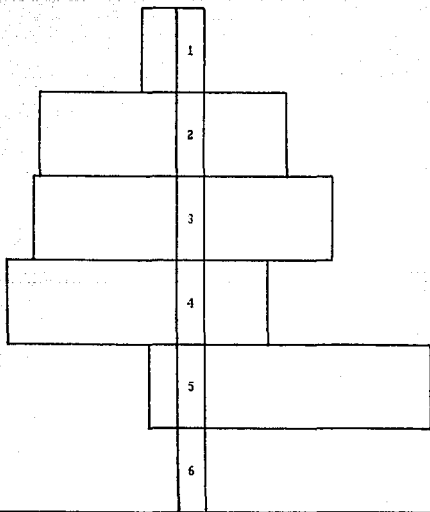


79 CASOS

ESCALA DE MERLE D' AUBIG&E
 MOVILIDAD

PREOPERATORIO

POSTOPERATORIO



78 CASOS

FUENTE : H.T.M.S. - I.M.S.S.

GRAFICA 9

VALORACION PREOPERATORIA CALIDAD OSEA

S I N G H	NUM. PACIENTES	%
6	4	5.1
5	44	56.4
4	14	17.9
3	16	20.5
2	0	0
1	0	0

I . C . D . F .

I . C . D . F .	NUM. PACIENTES	%
0.46	14	43.5
0.43	14	17.9
0.39	34	17.9
0.38	16	12.8
0.36	10	20.5

TABLA 2

COPA ACETABULAR MATHYS-MORSCHER

DÍAMETRO	NUM. CASOS	%
62	1	1.2
60	2	2.5
58	8	10.2
56	10	12.8
54	21	26.9
52	12	15.3
50	22	28.2
48	1	1.2
46	1	1.2

TABLA 3

FUENTE: H.T.M.S. - I.M.S.S.

DIAMETRO VASTAGO R . H .

DIAMETRO	NUM. CASOS	%	LONGITUD
20	1	1.2	100
18	3	3.8	100
16	15	19.2	100
14	31	39.7	100
12	17	21.7	100
10	11	14.1	100

TABLA 4

FUENTE: H.I.M.S. - I.M.S.S.

LONGITUD DEL CUELLO

LONGITUD	NUM. CASOS	%
28	19	24.3
34	58	64.1
48	9	11.5

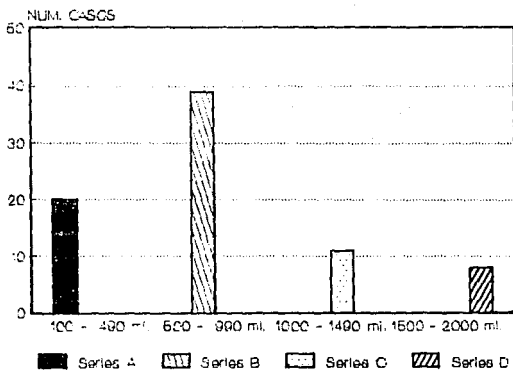
TORNILLOS ESPECIALES METALICOS Y PLASTICOS

UTILIZADOS EN ACETABULO

NUM. TORNILLOS	NUM. CASOS	%
METALICOS		
4	3	3.8
3	71	9.1
2	1	1.2
PLASTICOS		
3	3	3.8

TABLA 5

SANGRADO T.O.P



79 CASOS

PROMEDIO: 1.158 ml.

GRAFICA 9

FUENTE: H.I.M.S. - I.M.S.S.

INJERTO OSEO

En 10 casos (12.8%), se utilizó injerto homólogo y en 6 casos (7.6%), injerto autólogo con una integración del 100%.

COMPLICACIONES

Transoperatorias

En 8 casos (10.2%), se presentó fisura del calcar, manejado mediante cerclaje con alambre; 5 casos (6.4%) con fractura del trocánter mayor, fijados con -- cerclaje de alambre; 1 caso con fractura diafisaria del fémur realizandose síntesis con cerclaje; 1 caso (1.2%), con fractura de la ceja posterior de acetábulo, fijada con un tornillo.

POSTOPERATORIAS

1 caso (1.2%), presentó luxación postoperatoria inmediata de la prótesis, - debida a delirium tremens, manejada mediante reducción cerrada con buena evolución; 1 caso (1.2%) evolucionó con lesión del ciático, recuperandose parcialmente; 2 casos (2.5%) con fistula glutea sin datos radiológicos de aflojamiento, - tratados a base de desbridamiento y escarificación con buena evolución; 2 casos (2.5%) con sepsis, realizandose retiro del componente femoral, los cuales evolucionaron satisfactoriamente con recambio posterior de la prótesis.

Dolor en muslo y región inguinal se encontró en 12 casos (15.8%).

El Signo de Trendelenburg fué positivo en 40 casos (51.2%).

RECAMBIOS PROTESICOS

Secundarios a sepsis

3 casos (3.8%), a dos de los cuales se les colocó prótesis autobloqueante - de Müller cementada y a uno prótesis isoelástica.

Secundarios a aflojamiento no séptico

3 casos (3.8%), con colocación de prótesis isoelástica.

VALORACION POSTOPERATORIA

1 caso (1.2%), presentó función pobre con una puntuación inferior a 6; 3 -- casos (3.8%), con función regular con una puntuación entre 7 y 10; 50 casos --- (64.1%) con función buena, con puntuación entre 11 y 14; 24 casos (30.7%) con -- función excelente y puntuación entre 15 y 18 (Gráficas 6,7,8).

FUERZA MUSCULAR

Normal en 40 casos (51.2%) con puntuación de 5, se observó una puntuación - de 4 en los 38 casos restantes para los grupos musculares flexores y abductores- de cadera, los demás grupos musculares mostraron una puntuación de 5.

ESTUDIOS RADIOLOGICOS

A nivel del componente acetabular se encontró una densidad ósea periproté- sica superior al hueso adyacente en 50 casos (64.1%) y en 28 casos (35.8%), --- igual al hueso adyacente.

Se encontró imagen radiolúcida menor de 2 mm a nivel del componente aceta- bular en la zona I en 35 copas; en la zona I y II en 20 copas y en las tres zo- nas en 9 copas (Tabla 6).

La migración vertical de la copa menor de 2 mm se encontró, en 2 casos y - mayor de 2 mm en 2 casos; la migración lateral fué observada en 2 casos con me- nos de 2 mm y en 2 casos con más de 2 mm.

La migración vertical y lateral menor de 2 mm se encontró en 3 casos y ma- yor de 2 mm en 3 casos (Tabla 6).

En la valoración del componente femoral, se apreció una densidad ósea peri

INTERFASE COPA MORCHER

Z O N A	N U M . C O P A S
1	35
1 + 2	28
1 + 2 + 3	9
N I N G U N A	14

MIGRACION DE LA COPA MORCHER

DIRECCION	MEMOR 2 m m .	MAJOR 2 m m .
VERTICAL	2	2
LATERAL	2	2
VERTICAL / LATERAL	3	3

TABLA 6

protésica igual al hueso adyacente en 40 casos (51.2%). La imagen radiolúcida entre hueso y prótesis fué valorada por zonas (Tabla 7). El signo del pedestal se encontró en 13 casos (16.5%).

La valoración de las osificaciones heterotópicas realizada con el método de Brooker mostró 23 casos (29.4%), con grado I, 8 casos (10.2%) con grado II, 6 casos (7.6%) con grado III, y 1 caso (1.2%) con grado IV, sin encontrarse afectada la abducción (Tabla 8).

OPINION DEL PACIENTE RESPECTO AL TRATAMIENTO RECIBIDO

40 pacientes (51.2%) lo consideraron excelente, 30 pacientes (38.4%) bueno; 2 pacientes (2.5%) regular y 4 pacientes (7.9%) malo. (Tabla 8)

INTERFASE VASTAGO R . M .

Z O N A	MEJOR 2 m m .	MAJOR 2 m m .	NINGUNA
1	40	6	32
2	10	8	60
3	3	8	67
4	4	4	70
5	6	5	67
6	8	5	65
7	9	6	63

TABLA 7

FUENTE: H.T.M.S. - I.M.S.S.

OSIFICACIONES HETEROTOPICAS BROOKER

GRADO	MUN. CASOS	%
I	23	29.4
II	8	10.2
III	6	7.6
IV	1	1.2

OPINION DEL PACIENTE P . O . P .

OPINION	MUN. PACIENTES	%
EXCELENTE	40	51.2
BUENO	30	38.4
REGULAR	2	2.5
MALO	4	7.9

TABLA 8

DISCUSION

El estudio a mediano plazo realizado en el Hospital de Traumatología Magdalena de las Salinas, del Instituto Mexicano del Seguro Social con un tiempo de seguimiento promedio de 36 meses, en el cual se colocaron 78 prótesis totales -- isoelásticas en 76 pacientes, con un promedio de edad de 51.1 años, con mayor incidencia entre 41 y 60 años, predominando el sexo femenino en una relación de -- 2:1, con mayor afectación del lado izquierdo 54%, sobre el derecho 46%.

Todos los pacientes se catalogaron como activos en sus ocupaciones siendo - en su mayor parte empleados, amas de casa y profesionales.

A pesar de incluir en el estudio pacientes con artritis reumatoidea, se escogiéron al caracterizarse por baja o nula actividad reumática con leves deformidades y una clasificación funcional grado I según la Asociación Americana de Reumatología.

Los principales diagnósticos que motivaron la cirugía fueron la coxartrosis primaria y la fractura transcervical desplazada en un 60.2%.

En el 82% de los pacientes se encontró hueso de buena calidad con Singh IV, V, VI e ICDF mayor de 0.39.

En todos los casos se utilizó copa acetabular Mathys-Morscher siendo los -- diámetros más utilizados 50, 52, 54 (70.4%); la longitud del vástago femoral fué en todos los casos de 180 mm y los diámetros más utilizados 12,14,16 (80.6%); la longitud del cuello más usada fué de 34 mm (64.1%).

En los 16 casos (20.4%), en que se utilizó injerto óseo, ocurrió integración completa.

En los 18 casos (19%) en que se presentáron complicaciones transoperatorias, fueron solucionadas en el mismo acto quirúrgico, evolucionando satisfactoriamente

sin que influyeran en los resultados antes descritos.

La duración promedio de la cirugía fué de 2.75 horas, con un sangrado promedio de 1.150 ml.

Radiográficamente se encontró migración vertical en 2 casos, lateral en 2 casos, y vertical-lateral en 3 casos, con una imagen radiolúcida mayor de 2 mm en la copa acetabular, considerándose como datos de aflojamiento, se encontró una densidad ósea periprótésica superior al hueso adyacente en el 64.1%, lo que se interpretó como signo de fijación biológica.

En el 63% de los vástagos femorales se observó una imagen radiolúcida en -- cualquiera de las zonas morfológicamente descritas mayor de 2 mm, no considerándose signo de inestabilidad al no estar asociado con datos clínicos de aflojamiento.

El signo del pedestal encontrado en el 16.5%, fué considerado como dato de aflojamiento del vástago femoral.

En cuanto a la valoración funcional según la escala de Merle D'aubigñe, partiendo de una función pobre y regular en el 79.4%, se logró mejorar la función en el 94.8% de los mismos con una función buena en el 64.1 de los casos y excelente en el 30.7%, la mejoría significativa ocurrió en 74 casos.

De los 78 casos, 40 presentaron signo de Trendelenburg positivo considerado en gran parte a los 144 grados de ángulo cervico-diafisario de la prótesis.

En el 15.8% existió dolor persistente en el muslo y región inguinal que aun que no les impedía la deambulaci3n si limitaba en parte las marchas prolongadas, se atribuye como causa posible la impactaci3n a presi3n del vástago en la cavidad femoral que presupone la coincidencia más exacta posible entre el tamaño --

forma del implante y la cavidad que lo recibe, lo cual no siempre es fácil de lograr produciéndose una impactación firme en la punta y relativamente movable en la base, ocasionando un efecto mecánico indeseable distalmente que inicialmente puede traducirse en dolor y tardíamente en probable aflojamiento.

Para evitar este fenómeno consideramos que el canal medular debe prepararse suficientemente para alojar el vástago de diámetro adecuado con el fin de evitar que la introducción del mismo exija golpes en sentido axial más enérgicos de lo que es prudente; se sugiere que el vástago debe introducirse manualmente en casi su totalidad quedando fuera los dos últimos centímetros que se acaban de introducir golpeando moderadamente; es de mencionar que el uso de bastón contralateral prolongado debe indicarse en todos los pacientes reduciéndose de esta manera en un alto porcentaje de casos el dolor en muslo y región inguinal.

Los reportes en la literatura mundial, indican un aflojamiento del 4% para el componente acetabular y un 2% para el femoral a mediano plazo en las prótesis cementadas, con una función buena en el 78% de los casos, lo cual concuerda con nuestros resultados en estudio a cinco años.

CONCLUSIONES

1.- La osteointegración fué observada a partir de los 12 meses del postoperatorio en el 70% de los casos.

2.- Teniendo en cuenta, que su diseño incluye muchos aspectos de la biomecánica, relacionada con la locomoción especialmente dirigiéndose al problema de la transferencia de fuerzas; hace que sus indicaciones sean cada vez más amplias.

3.- Al no utilizar en este tipo de prótesis cemento acrílico para su fijación, se preserva en forma relevante el tejido óseo dejando un buen hueso para recambio futuro.

4.- Los resultados clínicos a cinco años, son similares a los reportados en la literatura mundial con prótesis cementadas.

5.- Con una técnica quirúrgica cada vez más depurada, se lograrán mejorar los resultados.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Bastos F. Prótesis sin cementar de la cadera, 1a. ed. España; editorial JIMS 1988: 147-205.
- 2.- Beckenbaugh R D, Ilstrup O M. Total Hip Arthroplasty. A Review of Three Hundred and Thirty-Three Cases With Long Follow-up. J Bone Joint Surg. 1978; - 60A: 306-313.
- 3.- Bertin K C, Freeman M A R, Morscher E, Oeri A, Ring P A. Cementless Acetabular Replacement Using a Pegged Polyethylene Prosthesis. Arcn Orthop Trauma - Surg. 1985; 104: 251-261.
- 4.- Bombelli R, Santore R F. Cementless, Isoelastic Total Hip Prosthesis. Preliminary Report on the First 215 Consecutive Cases. En. Morscher E.W. (ed). The Cementless Fixation of Hip Endoprosthesis. Springer-Verlag, Berlín Heidelberg, New York, 1984: 211-219.
- 5.- Bombelli R. Osteoarthritis of The Hip. Berlín-Heidelberg, New York, 1983, -- Springer Verlag.
- 6.- Boyd A D, Goldberg V M, Miller L M, Malemud C J, Effects of Polymethylmethacrylate on Rabbit Articular Chondrocytes in Monolayer Culture. Clin Orthop. 1984; 189: 279-293.
- 7.- Brooker F, Bowerman W J. Ectopic Ossification. Following Total Hip Replacement. J Bone Joint Surg. 1973; 55A: 1625-1629.
- 8.- Campbell's. Cirugía Ortopédica, 7a. ed. Argentina; Editorial Médica Panamericana 1988: 1213-1490.
- 9.- Chandler H P, Reineck F T, Wixson R L, Mc Carthy J O. Total Hip Replacement in Patients Younger Than Thirty Years Old. A Five Year Follow-up Study. J Bone Joint Surg. 1981; 63A: 1426-1434.
- 10.- Charnley J. Acrylic Cement in Orthopaedic Surgery, Edimburgh, London: - Livingston 1970.
- 11.- Cronmenschield R. An Overview of Prosthetic Material of Fixation. Clin Orthop. 1988; 235: 166-172.
- 12.- De Lee J, Charnley J. Radiological Demarcation of Cemented Sockets in Total-Hip Replacement. clin Orthop. 1976; 121: 20-26.
- 13.- Dick W, Jenny H, Morscher E. Revision Arthroplasties With The Isoelastic Total Hip Replacement. En. Morscher E.W. (ed). The Cementless Fixation Hip Endoprosthesis Springer-Verlag, Berlín Heidelberg-New York 1984: 259-264.
- 14.- Draenert K, Draenert Y. Possibilities and limitation of the Cementless Fixation of Hip Endoprosthetic Components. En. Morscher E.W. (ed). The Cementless Fixation of Hip Endoprosthesis, Springer-Verlag, Berlín Heidelberg-New York. 1984: 46-51.

- 15.- Endler M, Endler F, Plenk H. Experimental and Early Clinical Experience - With an Uncemented UHMW Polyethylene Acetabular Prosthesis. En. Morscher E. W. (ed). The Cementless Fixation of Hip Endoprosthesis. Springer-Verlag, - Berlin Heidelberg-New York. 1984; 191-199.
- 16.- Freeman M A R, Bradley G W, Revell P A. Observations Upon The interface -- Between Bone and Polymethylmethacrylate Cement. J Bone Joint Surg. 1983; 64: 489-483.
- 17.- Freeman M A R, Mcleod H C, Leval J P. Cementless Fixation of Prosthetic -- Components in Total Arthroplasty of the Knee and Hip. Clin Orthop. 1983; 176: 88-94.
- 18.- Fuchs M D, Salvati E A, Wilson P D, Sculco T P, Pellici P M. Results of -- Acetabular Revisions With Never Cement Techniques. Clin Orthop. 1988; 19: - 649-655.
- 19.- Galante J O, Rostoker W, Ray R D. Sintered metal composites as a Basic for attachment of implant to bone. J Bone Joint Surg. 1971; 53A: 101-114.
- 20.- Gates E L, Carter D R, Harris W H. Comparative Fatigue Behavior of Different Bone Cements. Clin Orthop. 1984; 189: 294-299.
- 21.- Ghimicescu R. Le Descellement de L'endoprothese de la Hanche. Etiopathogenie et Traitement Chirurgical. Etude de Cas. Acta Orthop Belgica 1974; 40: - 813-819.
- 22.- Gruen M S. Modes of Failure of Cemented Stem-Tube Femoral Components. Clin Orthop. 1979; 141: 17-27.
- 23.- Haddad et al. Clinical and Roetgenographic evaluation of Noncemented porous-coated Anatomic Medullary Locking (AML) and porous-coated Anatomic (PCA) - Total Hip Arthroplastics. Clin Orthop. 1990; 258: 176-182.
- 24.- Hettmeyer H, Heierholzer G, Haines J. The Importance of Trochanteric Lag-Screw to Achieve Primary Stability in Cementless Fixation of the RM Hip -- Prothesis. Arch Orthop Trauma Surg. 1987; 106: 120-122.
- 25.- Horne G, Berry N, Collins D. Isoelastic Uncemented Hip Arthroplasty-Early - Experience. Aust N Z. J Bone Joint Surg. 1987; 57: 461-466.
- 26.- Johnston R C, Croeninschild R D. Roetgenologic Results of Total Hip Arthroplasty. Clin Orthop. 1983; 181: 92-98.
- 27.- Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for Arthroplasty of the Hip Joint. J Bone Joint Surg. 1950; 32 B: 166-173.
- 28.- Mathys R, Mathys R Jr. The use of Polymers for endoprosthesis Components.- En. Morscher E.W. (ed). The Cementless Fixation of Hip Endoprosthesis. -- Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg New York. 1984: 71-80.
- 29.- Mckee G F, Watson Farrar J. Replacement of arthritic Hips by the Mckee- - Farrar Prosthesis. J Bone Joint Surg. 1966; 48B: 245-259.

- 30.- Morscher E W, Bombelli R, Schenk R, Mathys R. The Treatment of femoral - Neck Fractures With an Isoelastic Endoprosthesis Implanted Without Bone -- Cement. Arch Orthop Trauma Surg. 1981; 98: 93-100.
- 31.- Morscher E W, Dick W. Cementless Fixation of a Polyethylene Acetabular Component. En. Morscher E.W. (ed). The Cementless Fixation of Hip Endoprosthes^{is}. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg-New York. 1984: 200-204.
- 32.- Morscher E W, Dick W. Cementless Fixation of Isoelastic Hip Endoprosthesis Manufactured from Plastic Materials. Clin Orthop. 1983; 176: 77-87.
- 33.- Morscher E W, Dick W, Kernenv. Cementless Fixation of Polyethylene Acetabular Component in Total Hip Artroplasty. Arch Orthop Trauma Surg. 1982; 99: 223-230.
- 34.- Morscher E W, Mathys R. Prothese Totale Isoelastique de Hanche Fixee sans Ciment. Acta Orthop Belgica 1974; 40: 639-647.
- 35.- Morscher E W, Mathys R. Operative Technique of insertion of Cementless RM Polyethylene Hip Socket. J Orthop Surg Techn. 1985; 1: 1-14.
- 36.- Morscher E W. Nine Years Experience With Isoelastic Hip Endoprosthesis Made Os Plastic Material. En. Morscher E.W. (ed). The Cementless Fixation of Hip Endoprosthesis. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg-New York. 1984: 46-56.
- 37.- Morscher E W. Cementless Total Hip Artroplasty. Clin Orthop. 1983; 181: 76-91.
- 38.- Morscher, Heinz Bereiter. Christoph Lampert. Cementless press fit cup, principles, experimental data and three-years follow up study. Clin Orthp. 1989; 249: 12-20.
- 39.- Moore A T. Metal Hip Joint. New Self Locking Vitalium Prosthesis. Southeen Med. J. 1952; 45: 1015-1019.
- 40.- Müller M E. Acetabular Revision 5. En Morscher E.W. (ed) The Cementless Fixation of Hip Endoprosthesis. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg-New York. 1984: 46-56.
- 41.- Perren S M. The Induction of Bone Resorption by Prosthetic Loosening. En. - Morscher E.W. (ed). The Cementless Hip Endoprosthesis. Springer-Verlag. -- Berlin-Heidelberg, New York. 1984: 39-41.
- 42.- Petty W. The Effect of Methymethacrylate on Bacterial Phagocytosis and Killing by Human Polimorphonuclear Leukocytes. J Bone Joint Surg. 1978; 60A:-752-757.
- 43.- Petty W. The Effect of Metylmethacrylate on Chemotaxis of polymorphonuclear Leukocytes. J Bone Joint Surg. 1978; 60A: 492-498.
- 44.- Radin E L, Paul I L, Rose R M, Schiller A L, Nusbaun H. Wear Loosening of - Total Joint Preplacement. Acta Orthop Belgica. 1974; 40: 831-835.
- 45.- Ring P A. Complete Replacement Arthroplasty of the Hip by the Ring Prosthesis. J Bone Joint Surg. 1968; 50 B: 720-731.

- 46.- Schneider R. La Prótesis Total de Cadera. 1a. ed. España; Editorial AC. -- 1983; 201-225.
- 47.- Schenk R K, Herrman W. Histologic Studies on the Incorporation of Uncemented Implants. En. Morscher E.W. (ed). The Cementless Fixation of Hip Endo-- prosthesis. Springer- Verlag, Berlin-Heidelberg New York. 1984; 52-58.
- 48.- Singh. Changes in trabecular Pattern of the Uper end of the Femur as an -- Index of Osteoporosis. J Bone Joint Surg. 1970; 52A: 457-467.
- 49.- Skinner H B. Composite Technology fo Total Hip Artroplasty. Clin Orthop. - 1988; 235: 224-236.
- 50.- Spectorm, Heyliger I, Roberson J R. Porus Polymers For Biological Fixation. Clin Orthop. 1988; 235: 207-219.
- 51.- Stauffer R N. Ten-Year Follow Up Study of Total Hip Replacement With Parti-- cular Reference to Roetgenographic Loosening of the Components. J Bone -- Joint Surg. 1982; 64: 983-990.
- 52.- Stömer B, Hierholzer G. Regeneration of the Femoral Shaft Following Revi-- sión Artoplasties With Uncemented Plastic Prtostheses. En. Morscher E.W.- (ed) The Cementless Fixation of Hip Endosprosthesis. Springer-Verlag, Ber-- lin Heidelberg New York. 1984; 252-256.
- 53.- Sutherland C J, Wilde A H, Borden L S, Marks K E. A ten Years Follow-up - of one Hundred Consecutive Müller Curved Stem Total Hip Remplacement Artro-- plasties. J Bone Joint Surg. 1982; 64A: 970-982.
- 54.- Thompson F R. Vitallium Intramedullary Hip Prosthesis. Preliminary report. New York J Med. 1952; 52: 3011-3020.
- 55.- Tronzo R. Cirugía de la Cadera. 1a. ed. Argentina, Editorial Médica Paname-- ricana 1975; 660-690.
- 56.- Weber S C, Chapman M W, Adhesives in Orthopaedic Surgery. Clin Orthop. -- 1984; 191: 249-261.
- 57.- Willert H G, Buchhorn G H. Biocompatibility of Endosprosthetic Materials.- En. Morscher E.W. (ed) The Cementless Fixation of Hip Endosprosthesis. --- Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York. 1984; 29-38.
- 58.- Wiles P. The Surgery of the Osteoartritic Hip. J Bone Joint Surg. 1958; 45: 488-497.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**