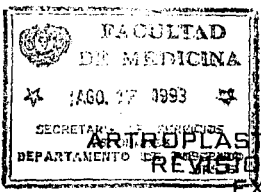


11245
9
203



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

**FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS SUPERIORES
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL
HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia
" MAGDALENA DE LAS SALINAS "**



**ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA
REVISIION EN 10 AÑOS DE
EXPERIENCIA**

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
ESPECIALISTA EN
ORTOPEdia Y TRAUMATOLOGIA

P R E S E N T A
DRA. ALMA ROSA BOLAÑOS GARCIA



IMSS

MEXICO, D. F., FEBRERO 1993

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



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

	Pag.
I. INTRODUCCION.....	1
II. OBJETIVOS.....	3
III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	4
IV. HIPOTESIS GENERAL.....	4
V. ANTECEDENTES CIENTIFICOS.....	5
VI. MATERIAL Y METODOS.....	58
VII. RESULTADOS.....	62
VIII. DISCUSION.....	74
IX. CONCLUSIONES.....	79
X. BIBLIOGRAFIA.....	81

I. INTRODUCCION

La Cirugía de Cadera ha representado a través de los años un gran reto dentro de la Cirugía Ortopédica, siendo la Artroplastía de Reemplazo Articular la que mayor atención ha recibido y la que se realiza con mayor frecuencia en el mundo.

En un intento por conservar la funcionalidad de la articulación coxofemoral e independencia de los pacientes, se han propuesto una gran diversidad de modelos protésicos, materiales de fabricación, técnicas para su colocación y principios biomecánicos, ocasionando que la Artroplastía de la Cadera haya sufrido importantes períodos de transición desde su primera realización hasta la fecha.

Han sido muchos los reportes obtenidos de diferentes Servicios de Ortopedia en el mundo dedicados a la práctica de Artroplastías Totales ó Parciales de Cadera, encontrándose en la mayoría de ellos un elevado porcentaje de éxito, tanto en la modalidad Cementada como en la No Cementada, que se ha manifestado en una mejoría del dolor, rango de movilidad, marcha y de la funcionalidad del paciente. Actualmente se está dando una importancia primordial a los pacientes jóvenes en edad activa y con alguna enfermedad reumática subyacente como Artritis Reumatoide, Espondilitis Anquilosante, Lupus Eritematoso Sistémico, etc.

En el Servicio de Cadera y Pelvis del Hospital de Ortopedia Magdalena de las Salinas del I.M.S.S., se realizan actualmente alrededor de 500 Artroplastías Totales y/o Parciales de Cadera por año. En los 10 años de su funcionamiento se han realizado un promedio de 320 al año, constituyendo el 70% de las cirugías realizadas en el Servicio. Han sido diversos los modelos protésicos colocados, tales como Charnley, Thompson, Austin Moore, Muller Curva y

Autobloqueante, CDH, Isoelástica, Spotorno, Tumorales, Wagner, etc.

Desde el punto de vista ortopédico y a pesar de la gran experiencia que se tiene, no se ha realizado un análisis de los resultados obtenidos en los pacientes tratados con Artroplastía de Reemplazo Articular, limitando tanto al médico adscrito como al médico residente la evaluación de los resultados a mediano y largo plazo de las Artroplastías realizadas, lo que ha motivado a realizar el presente trabajo; mostrando una valoración integral de los pacientes postoperados de Artroplastía Total y/o Parcial en el Servicio de Cadera y Pelvis del Hospital de Ortopedia Magdalena de las Salinas.

II. OBJETIVOS

- 1.- Conocer el estado actual de las Artroplastias Totales de Cadera con cada Sistema (Cementado y No Cementado) utilizado en el Servicio de Cadera y Pelvis del Hospital de Ortopedia Magdalena de las Salinas, a un promedio de 6.5 años de evolución postoperatoria.
- 2.- Determinar las ventajas y desventajas de los dos Sistemas de fijación: Cementada (Muller Curva y Autobloqueante) y la No Cementada (Isocelástica).
- 3.- En base a los hallazgos de los puntos anteriores sugerir criterios de acuerdo a la experiencia del Servicio para determinar sus indicaciones.
- 4.- Sentar bases para realizar un estudio a mayor plazo en un futuro.

III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Se obtiene una mejor evolución de las Artroplastias Totales de Cadera con Fijación Orgánica (No Cementada) que con una Fijación Mecánica (Cementada)?

VARIABLE INDEPENDIENTE:

1. Artroplastía Total de Cadera

VARIABLE DEPENDIENTE:

1. Sistema de Fijación Cementada
2. Sistema de Fijación No Cementada

RELACION FUNCIONAL: Mejor Evolución

IV. HIPOTESIS GENERAL

"Las Artroplastias Totales de Cadera tienen una mejor evolución clínica-radiográfica con los Sistemas de Fijación protésica de tipo Orgánico (No Cementada) que con los Sistemas de Fijación de tipo Mecánico (Cementada)".

V. ANTECEDENTES CIENTIFICOS

La Artroplastia de Cadera ha evolucionado en forma tan dinámica y con numerosas modificaciones a través del tiempo como resultado de mejoras introducidas en las técnicas de fabricación en búsqueda del diseño que se acerque en lo más posible a las características anatómicas y biomecánicas de la articulación coxofemoral.

P. Wiles en 1938 inició el reemplazo metálico Total de Cadera, al implantar una prótesis de acero inoxidable (39). En 1943 Bohlman y A. Moore colocan un prótesis endofemoral como reemplazo de la porción proximal del fémur en un paciente con tumor de células gigantes (20).

Durante los años cincuenta los hermanos Judet utilizaron una prótesis con cabeza femoral de acrílico el cual con el desgaste produjo una reacción hística con reabsorción ósea (6). Se inicia entonces la realización de Artroplastias Parciales con vástagos intramedulares metálicos con los diseños de A. Moore efectuando fenestraciones en el vástago como medio de fijación (39) y la prótesis de Thompson con collar cervical como apoyo en el calcar (8,38). Sin embargo estos modelos ocasionan erosión ósea en la superficie acetabular, surgiendo el problema de reemplazar la superficie de la cavidad cotiloidea siendo en el año de 1957 en que Urist (6) diseña una copa acetabular metálica fijándola al hueso con tres clavos con resultados variables, lo mismo se observó con los diseños de metal sobre metal de McKee-Farrar y Ring, actualmente en desuso (39).

Sin embargo es en la década de los sesenta en que sobrevino la etapa de evolución dinámica para la Artroplastia Total de Cadera con Sir John Charnley quien propuso la teoría de la Fricción Mínima disminuyendo el diámetro cefálico de su modelo protésico de 41.5 mm a 22 mm, para disminuir la fuerza

de fricción-torsión y mejorando el brazo de palanca; introduce las copas de polietileno de alta densidad sustituyendo al teflón. Su aportación más importante a la Cirugía Ortopédica fue la introducción de cemento acrílico como fijación permanente entre el implante y el hueso (8,8,9,18,23,29).

Durante 1975-1976 M. E. Muller propone una prótesis con vástago autobloqueante, obteniendo excelentes resultados, siendo por lo tanto de las más utilizadas (3,28,35).

Con el paso de los años y a medida que se adquiere más experiencia en la Cirugía de Reemplazo Articular de Cadera, también se fueron presentando una serie de problemas a resolver tales como el aflojamiento protésico y la lisis de las superficies óseas en contacto con el cemento obligando a la búsqueda de medidas para evitar éstos hechos y mejorar los resultados especialmente en pacientes jóvenes con mayor expectativa de vida (10,14).

La investigación ha avanzado a lo largo de dos vías importantes, una para eliminar el uso de cemento y la otra para mejorar la cadera cementada, existiendo un paso intermedio, la prótesis Bipolar. Así es como recientemente se han propuesto diseños de prótesis sin cementar con superficies de material poroso, ranurados ó con malla con la teoría de favorecer la osteointegración como medio de fijación, así como materiales con propiedades mecánicas cercanas a las del fémur basadas en el principio de "Isoelasticidad", hasta implantes fijos al hueso por un ajuste mecánico a presión (Press-fit). (4,26,27).

Como se verá la cantidad de sistemas protésicos es numerosa y también son variables los resultados obtenidos hasta el momento, sin embargo no hay un conocimiento pleno del estado actual y de la evolución de los distintos tipos de

prótesis a pesar de contar con más de 10 años de experiencia en el Servicio de Cadera y Pelvis del Hospital de Ortopedia Magdalena de las Salinas.

MARCO TEORICO

El hombre es un ser genéticamente dotado de la capacidad de pensar que los diferencia de otras especies y que lo ha mantenido en una evolución constante pasando de la posición cuadrúpeda a la bípeda para lo cual ha tenido que adaptarse, modificando desde su forma de pensar hasta su estructura anatómica, que se manifiesta en la columna vertebral y las extremidades inferiores, especialmente las articulaciones de cadera y rodillas sometidas al soporte constante del cuerpo.

La articulación coxofemoral, es una enartrosis dotada de gran movilidad, así como de gran estabilidad condicionadas por la función de soporte del peso corporal y la locomoción, propias de la extremidad inferior y adquiridas con la evolución del hombre de la marcha cuadrúpeda a la bípeda y que anatómicamente se puede apreciar por la no coincidencia de la cabeza femoral y el cotilo en la posición de pie, donde la orientación del cuello femoral oblicuo hacia arriba, adelante y adentro y la orientación del acetábulo hacia abajo, adelante y afuera permite que la porción anterosuperior de la cabeza femoral quede descubierta; mientras que al realizar los movimientos de flexión de casi 90°, leve abducción y discreta rotación interna del fémur, se conseguirá que el acetábulo y la cabeza femoral coincidan del todo; lo que correspondería a la posición cuadrúpeda. También los ligamentos Iliofemoral, Pubofemoral e Isquifemoral, de la articulación coxofemoral presentan una orientación en un sólo sentido a manera de enrollamiento alrededor del cuello femoral, durante la posición erecta, mientras que al flexión de la pelvis sobre el fémur (posición cuadrúpeda) los ligamentos presentan un "desenrollamiento" (10)

(fig 1).

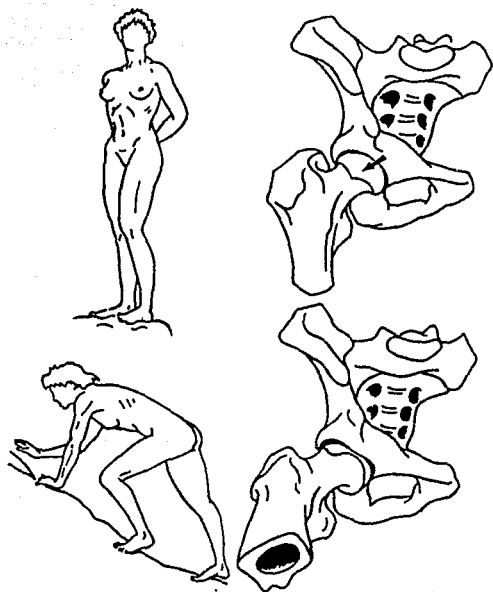


FIG. 1

BIO MECANICA DE LA CADERA NORMAL

Algunos autores como Braune y Fischer, Pauwels y Barney Le Veau, han contribuido al conocimiento de la biomecánica de la cadera (3).

En la cadera normal actúan un conjunto de fuerzas tanto en el soporte bipedal, como en el soporte monopodal; tales fuerzas deben ser iguales y opuestas y coincidir en el centro de rotación de la cabeza femoral manteniéndose los sistemas trabeculares y las zonas de superficie de carga y sector esférico del cotilo y cabeza femoral respectivamente con su configuración anatómica normal lo que permite conservar la estructura normal de la articulación coxofemoral.

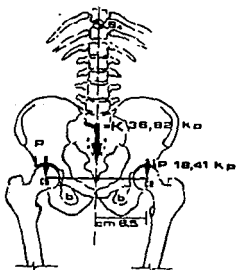


FIG. 2

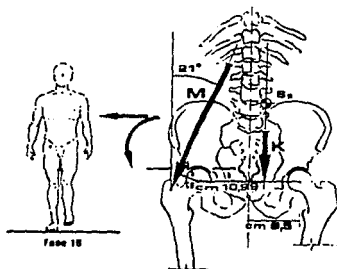


FIG. 3

Durante la fase de soporte bipedal (fig 2) tenemos el centro de gravedad S_2 situado a nivel de D_{10} y D_{11} ; K representa el peso del cuerpo menos el peso de las extremidades inferiores y b los brazos de palanca que van del centro de rotación de la cabeza femoral a la línea del centro de gravedad S_2 .

En la figura 3; se representan los cambios observados durante un soporte monopodal en que el centro de gravedad S_3 se desplaza a nivel de L_1 - L_2 y a 2.5 cm del centro separándose del miembro de soporte, K representa el peso del cuerpo menos el peso del miembro de soporte y se representa con brazo de palanca CB mayor. M representa la contracción de los músculos abductores para mantener el nivel de la pelvis presentando una dirección caudo externa con un brazo de palanca " α " de 4 cm, así mismo la fuerza M es ejercida por los abductores los cuales, fijados al trocánter mayor inclinan la ala iliaca hacia afuera y abajo compensando la inclinación hacia adentro y abajo ejercida por la fuerza K .

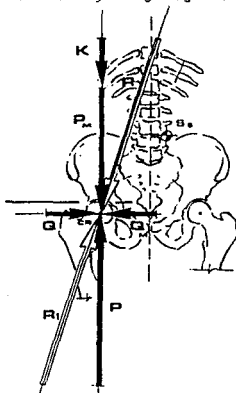


FIG. 4

En la figura 4, la fuerza M se descompone en dos fuerzas actuantes: un componente vertical dirigido hacia abajo ó sea PH ; y un componente horizontal dirigido hacia afuera QH ; de las fuerzas K y PH que pueden ser consideradas por su dirección cefalocaudal en una sola fuerza PR y la fuerza QH (QR) se forma la resultante R ; la cual es compensada por otra fuerza igual y opuesta R_s que equilibra al sistema y que corresponde al contragolpe del suelo y que empuja la cabeza femoral contra la superficie de carga del acetábulo; dicha fuerza R_s al ser oblicua a su vez se descompone en dos fuerzas; una fuerza de cizallamiento Q y una fuerza compresiva P . Q empuja la cabeza al interior del acetábulo y es igual en magnitud y opuesta a QH ; a su vez P es igual en magnitud y opuesta a $PH + K$.

La combinación de fuerzas PR y P y de QR y Q muestra que sólo cuando la superficie de carga es horizontal, éstas fuerzas son recíprocamente iguales y opuestas en dirección; cuando la superficie de carga no es horizontal están recíprocamente descompensadas cambiando su orientación y magnitud, lo que somete a una mayor carga a la articulación y conducirá a alteraciones en la arquitectura de la cadera y la consiguiente artrosis.

INDICACIONES DE LA ARTROPLASTIA DE CADERA

Son diversos los eventos traumáticos ó patológicos que causan alteraciones en las características biomecánicas propias de la articulación coxofemoral; ocupando la artrosis un sitio preferencial que puede producirse por una sobrecarga excesiva en una articulación normal ó de una carga normal en una articulación anatómicamente malformada ó bien de una carga normal en conjunción con una enfermedad ósea metabólica. Estas entidades traumáticas ó patológicas

constituyen a largo ó corto plazo la indicación para el tratamiento quirúrgico de la articulación coxofemoral que puede consistir en:

a) OSTEOTOMÍAS INTERTROCANTERICAS (VALGUIZANTES O VARIZANTES), las cuales tienen como objetivo reducir la unidad de carga de la superficie articular por incremento de la superficie de carga (33), siendo una condición primordial para conseguir la regeneración articular, la existencia de hueso vivo y capaz de reacción, así como de una movilidad precoz postoperatoria indolora, con el fin de asegurar la nutrición cartilaginosa, resultante de la fricción, por lo tanto los casos en que interviene una enfermedad ósea metabólica son inadecuados para la osteotomía.

Las Osteotomías Intertrocantéreas no son adecuadas en pacientes ancianos ó con una corta expectativa de vida; pacientes obesos ó en pacientes que no están preparados ó incapaces de colaborar activamente en la rehabilitación. Están contraindicadas en la Artrosis Atrófica ó sea, en aquellos pacientes en que se ha agotado la actividad biológica y en la Artrosis Hipomóvil ó Rígida en que la potencia del paciente para la recuperación está en duda, en éstos casos se sustituirá totalmente la cadera (34).

b) OSTEOTOMÍA PELVIANA Y ACETABULOPLASTIA, la horizontalización de la superficie de carga es imprescindible para conservar la biomecánica de la articulación; siendo la finalidad de éste tipo de osteotomía el proporcionar ésta horizontalización y además aumentar la superficie de cobertura acetabular.

La acetabuloplastia de Wagner, la osteotomía pelviana de Chiari y osteotomía innominada de Wedge y Salter son de las técnicas más usualmente realizadas (34).

c) LA ARTROPLASTIA TOTAL O PARCIAL DE LA CADERA, actualmente ocupa uno de los importantes capítulos dentro de

la cirugía ortopédica, con una evolución tan dinámica y variada que debe ser realizada en pacientes selectamente escogidos tomando en consideración un gran número de parámetros, siempre buscando obtener el mejor pronóstico a largo plazo para la articulación y por lo tanto para el paciente. Estos parámetros son:

1. PACIENTE:

- a) Edad: cronológica y fisiológica
- b) Esperativa de vida
- c) Estado general
- d) Peso corporal
- e) Ocupación
- f) Nivel sociocultural
- g) Voluntad para cooperar en la fase de recuperación postoperatoria
- h) Deformidades ortopédicas combinadas
- i) Estado neuromuscular de la articulación

2. MARCHA:

Si era capaz antes ó si sería capaz después de la cirugía, como resultante de la patología de fondo.

3. CADERA:

Tipo de coxartrosis tomando en consideración la clasificación de acuerdo a Etiología, Morfología, Reacción Biológica y Amplitud de Movimiento (3).

Afección Unilateral ó Bilateral, considerándose en el último caso la posibilidad de rehabilitación postoperatoria de la cadera primeramente operada.

La Artroplastia Total de Cadera tiene como finalidad proporcionar alivio al dolor y devolver la funcionalidad a la articulación y por lo tanto la independencia del paciente; para lo cual debe constituir una articulación lo más anatómicamente posible, que resista a largo plazo las sollicitaciones biomecánicas a que es sometido cada uno de los componentes protésicos.

INDICACIONES DE ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA

Antes de realizar este tipo de procedimiento quirúrgico se deben tomar medidas conservadoras como la pérdida de peso, medicación antiinflamatoria, restricción razonable de la actividad y el uso de bastón; las cuales a menudo alivian la sintomatología, pudiéndose diferir inclusive el acto quirúrgico durante un tiempo significativo. Como se verá, al disminuir las cargas en la cadera y al no conseguir alivio de los síntomas con estas medidas, la sustitución total de la cadera estará indicada (8).

En las siguientes patologías son susceptibles de efectuarse Artroplastia Protésica:

I. ARTROPLASTIA PRIMARIA

- a) Fracturas de cabeza, cuello y transtrocantericas femorales de difícil reducción. Fracturas acetabulares.

b) Artrosis:

Mecánica:

- * Epifisiolisis
- * Secuelas de luxación congénita de cadera
- * Displasia acetabular
- * Enfermedad de Legg-Calve-Perthes (Coxa Plana)
- * Necrosis avascular

Enfermedad de la Colágena (Metabólica)

- * Artritis reumatoide
 - * Enfermedad de Still
 - * Enfermedad articular degenerativa
 - * Espondilitis anquilosante
 - * Psoriasis
 - * Lupus eritematoso sistémico
- c) Secundaria a procesos infecciosos
- * Tuberculosis
 - * Artritis séptica
- d) Tumores óseos de acetábulo y extremo proximal de fémur
- e) Artroplastia de Rescate Articular: como intento de reconstrucción articular después de Osteotomías, Artrodesis ó Artroplastia de Resección (Girlestone).

2. ARTROPLASTIA SECUNDARIA

Después de:

- * Artroplastia de Reemplazo de Superficie (Smith-Peterson, Judet).
- * Artroplastia de Revisión con recambio total ó parcial de prótesis primaria.

CONTRAINDICACIONES PARA ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA

1. Infección activa localizada en la articulación ó sistémica.
2. Presencia de patología que cause rápida destrucción ósea.
3. Articulación neurotrófica.
4. Ausencia ó insuficiencia de musculatura, que tiende a hacer inestable la cadera, predisponiendo a luxación e incrementando la incidencia de aflojamiento y fracaso protésico.

5. Enfermedad neurológica progresiva.

La Prótesis Total de Cadera presenta para su estudio una variedad de características:

1. Método de Fijación
2. Material de Fabricación
3. Forma, Diseño y Medidas de los Componentes

Estas características constituyen un conjunto que hace a una prótesis el implante ideal en el paciente indicado.

1. FIJACION

Se sabe que la inmovilización total del implante con respecto al hueso es imposible, por tanto con la fijación se trata de minimizar éstos movimientos. El éxito de la Artroplastía Total de Cadera durante los últimos 15 años ha sido posible gracias al desarrollo de métodos adecuados de fijación de los implantes.

FIJACION ADECUADA

Swanson (1977) ha sugerido que el desplazamiento cíclico de una prótesis respecto al hueso es aceptable si su magnitud no aumenta progresivamente con las aplicaciones repetidas de la carga y no cause dolor progresivo. Este desplazamiento es proporcional a la carga; un incremento progresivo del desplazamiento de la interfase entre el implante y el hueso implica una destrucción paulatina de la interfase que los une.

La tensión en la interfase Implante-Hueso variará con el peso y la actividad de la persona así como con la geometría y diseño del implante (25).

FALLO DE LA FIJACION

En la práctica clínica el fallo de la fijación adquiere significancia inmediata cuando el dolor es intolerable y depende por tanto, del paciente.

METODOS DE FIJACION

A. FIJACION MECANICA: se basa en el ajuste inicial por contacto directo entre todo el implante ó parte de él con el hueso; complementada por tornillos, tuercas ó encaje recíproco entre el implante y la cavidad ósea. \

La preparación de las cavidades óseas para este tipo de fijación ha comportado en el lado acetabular un fresado con distintos grados de precisión para que la cavidad se pueda ajustar a todo el implante ó buena parte de él. En el lado femoral se ha necesitado una preparación y ajuste menos exacto al entrar el componente a presión en la diáfisis (24,25).

El problema en este tipo de fijación es como distribuir la carga de modo que las presiones locales no excedan la capacidad del hueso para soportarlas. Por este motivo se recurrió al uso de cemento.

B. FIJACION MECANICA UTILIZANDO CEMENTO OSEO: el cemento óseo se usó ampliamente en Odontología durante muchos años antes de ser introducido en Cirugía Ortopédica. Haboush (1953) empleó cemento acrílico en la cadera en la década de los cincuenta, pero fue Charnley (1961) y posteriormente

Mckee y Watson Farrar (1965) quienes desarrollaron las técnicas de su uso en la cadera, consagrándose como elemento fundamental de fijación de las prótesis articulares (24,28).

Este tipo de fijación depende del acoplamiento mecánico entre el tejido huésped, la prótesis y el cemento.

El cemento hace que el interbloqueo mecánico se eficaz, con capacidad para reproducir en estado semilíquido de modo exacto un molde de cualquier superficie (como la de las trabéculas óseas) con la que se ponga en contacto, posteriormente con la polimerización se bloquea el molde de cemento, consiguiéndose la fijación que además, permite una mejor distribución de cargas como intermediario entre el implante y el hueso.

CEMENTO OSEO:

La base del uso del Polimetilmetacrilato autopolimerizante es su cambio, con la polimerización, desde ser un material pastoso, blando y maleable hasta convertirse en un material sólido y duro. Está compuesto por dos elementos:

1. **Polímero:** es el componente en polvo, constituido por:
 - a) Polimetilmetacrilato (PMMA). Representa el 87.5% del polvo. De acuerdo a su grado de viscosidad, varía el tipo de cemento; existiendo algunos que se utilizan para inyección (alta ó baja viscosidad).
 - b) Sulfato de Bario. Representa el 10% del polvo. Constituye el medio de contraste de la mezcla, facilitando su análisis transoperatorio y su evolución posterior.
 - c) Peróxido de Benzoilo. Constituye el 2.5% del polvo. Es el iniciador de la reacción.

2. **Monómero:** es el componente líquido, constituido por:
- a) Metilmetacrilato (MMA). Representa el 97.4% del líquido. Puede polimerizarse a la luz y al calor siendo necesario estabilizarlo agregándole un:
 - b) Agente Antioxidante como inhibidor representado por la Hidroquinona.
 - c) Acelerador de la reacción, como la NN Dimetilparatomidina el cual activa al iniciador contenido en el polvo.
- Estos dos últimos componentes constituyen el 2.6% del líquido.

Quando se mezclan los dos componentes, el peróxido de benzilo y la dimetilparatomidina reaccionan para producir Benzoato y radicales fenilo libres, que a su vez conducen a la activación del metilmetacrilato con la subsiguiente polimerización por adición de moléculas de metilmetacrilato al metacrilato inicialmente activado. Esta reacción es exotérmica hasta el punto de que una molécula gramo de monómero (100 gr) libera 13000 calorías en la polimerización. A lo largo de este proceso se pueden diferenciar tres fases:

1. Fase de Mezcla:

Al añadir los dos componentes sólido y líquido se consigue una mezcla en forma de pasta pegajosa que se adhiere a los guantes del cirujano, en pocos minutos se vuelve menos adhesiva a los guantes pudiéndose trabajar con facilidad.

2. Fase de Trabajo:

El período en que el cemento deja de adherirse a los guantes se introduce dentro del hueso y llega al punto de fraguado. Durante ésta fase el PMMA puede alcanzar una temperatura de 133°C, la cual sobrepasa la temperatura de desnaturalización de las proteínas de 56°C, que conduciría a la muerte celular. Este calor es almacenado dentro del

cemento liberándose progresivamente a las estructuras periféricas y dependiendo del volumen de cemento utilizado y de la temperatura ambiente; participando la prótesis metálica al momento de su introducción como un disipador (por conducción) de gran parte del calor producido y evitar la muerte celular.

3. fase de endurecimiento:

Se encuentra en el momento en que el cemento alcanza una temperatura media entre la temperatura ambiente y la máxima alcanzada por la reacción.

Una vez iniciada la reacción ésta es irreversible, las tres fases se producen en cadena, sin detenerse hasta el fraguado ó endurecido y enfriado el cemento (29,30).

PROPIEDADES MECANICAS DEL CEMENTO OSEO:

* Presenta resistencia a la compresión de 50-70%, a la tensión del 25% y al cizallamiento del 80% con respecto al hueso compacto.

* Módulo de Elasticidad: con un valor de 2 en GN/m² comparado con 17.2 para hueso cortical y 0.34 para hueso esponjoso; siendo superior al módulo de elasticidad del polietileno y menor que el del metal del implante. Estos diferentes módulos de elasticidad explican los fenómenos de micromovimientos entre los componentes óseos, acrílico y metálico.

* Pérdida de volumen por la polimerización: el fenómeno de la retracción se debe a la variación de la densidad, al ser la del monómero menor que la del polímero, siendo fija para cada tipo de cemento. En función de la cantidad de cemento, a mayor cantidad utilizada mayor retracción, por eso se tiende a emplear implantes de tamaño tal que posibiliten

una capa mínima de cemento interpuesto y a rellenar cavidades del lecho con injertos y no con PMMA.

* El espesor óptimo de la capa de cemento ha sido estimado en 4 mm por De Lee.

FIJACION DEL CEMENTO AL HUESO:

La fijación del cemento depende del bloqueo mecánico, requiriéndose una superficie ósea áspera e irregular, ya que la polimerización del cemento en una superficie lisa; también será lisa, siendo menos resistentes a la fuerza de cizallamiento, además que en una superficie lisa la retracción volumétrica de la polimerización dejará un vacío entre el cemento y el hueso (Miller y Cois 1978).

El contacto íntimo entre el cemento y el hueso sólo se obtiene donde la superficie ósea está limpia y las trabéculas abiertas; ya que la presencia de coágulos sanguíneos y detritus causará inclusiones en el cemento que debilitarán su resistencia. Se ha demostrado que 2 mm de sangre mezclados en 40 gr de cemento disminuyen la resistencia en un 90%. Este mismo efecto se ha observado al introducir antibióticos al cemento.

FIJACION DEL CEMENTO AL IMPLANTE:

Al efectuar irregularidades sobre la superficie del implante; se consigue un buen ajuste con el cemento. Para conseguir una adecuada fijación del vástago; éste debe estar rodeado de una capa completa de cemento; ya que los vacíos formados entre ambos exponen al vástago a zonas de mayor presión, lo cual causará fractura del mismo. Es conveniente el uso de vástagos en forma de cono; ya que el perímetro creciente disminuye la formación de vacíos.

RESPUESTA DEL HUESO FRENTE AL CEMENTO. Se pueden diferenciar tres fases:

1. Fase inicial: ocupa las tres primeras semanas, posteriores a la implantación, predominando un cuadro necrótico.

2. Fase de Reparación: dura dos años.

3. Fase de Remodelado y Estabilización: que tiene lugar después de los dos años en adelante.

FORMACION DE LA "MEMBRANA FIBROSA"

En las primeras semanas de postoperatorio de una artroplastía en las zonas adyacentes a la región hueso-cemento se observa una hemorragia organizada con presencia de fibrina y necrosis tisular de pocos milímetros de espesor. Si los movimientos de la prótesis son mínimos ocurre un período de reparación con la vascularización del hematoma y la presencia de macrófagos y células reticulares constituyendo un armazón fibroso; posteriormente a las 4 ó 5 semanas ocurre una revascularización con presencia de osteonas y con formación de hueso compacto. Este proceso de reparación en que a los osteoblastos se asocian osteoclastos que van a reabsorber el tejido necrosado se completa con la formación de una fina membrana fibrosa entre el cemento y el hueso. En las prótesis bien estables ésta membrana es bien delgada y aparece después de dos años. Dicha membrana ha sido denominada MEMBRANA FIBROSA ó SINOVITIS PROTESICA, cuya extensión es directamente proporcional a la profundidad de la aplicación del cemento durante la inserción e inversamente correlacionado con la rigidez torsional (Radín) (Fig 5D).

Este tipo de fijación mecánica también se denomina Fijación Macroscópica; dependiendo como ya se comentó de la geometría del implante, anatomía de la región esquelética y de las propiedades estructurales del implante.

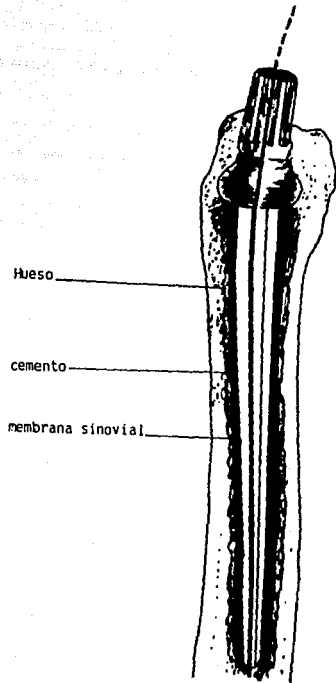


FIG. 5

C. FIJACION BIOLÓGICA: la idea de unir materiales porosos a tejidos vivos mediante invaginación hística, ha atraído la atención en las dos últimas décadas diseñándose componentes femorales con superficie porosa y acetabulares con superficie metálica superior porosa las que permitirán la estabilización biológica mediante crecimiento óseo en las mismas dependiendo de una adecuada adaptación de la prótesis al lecho óseo.

A. Moore fué quizás el primero en intentar éste tipo de estabilización al utilizar una prótesis fenestrada, posteriormente otras prótesis han sido ideadas para obtener una mayor fijación primaria en su colocación (8). Galante y Cois, Reynolds y Hirschorn han demostrado crecimiento óseo en los poros de los implantes en estudios de experimentación con aleaciones CrCo y Titanio. Otros polímeros que han permitido el crecimiento óseo son los politetrafluoroetileno, un compuesto de fibras de carbón y teflón y el polietileno de alta densidad así como una polisulfona; también se ha observado excelente crecimiento óseo a través de superficies porosas de cerámica pero lo quebradizo del material y la dificultad en su manufacturación la hace menos ventajosa que los anteriores (25).

La estabilización biológica es la ideal si permite una buena fijación mediante el crecimiento óseo así como una buena transmisión de las cargas mecánicas sin causar ruptura por fatiga.

Las superficies porosas incrementan el área de contacto en una proporción mayor que las comentadas asociado a efectos biológicos a largo plazo. El tamaño óptimo de los poros para el desarrollo de hueso se ha comprobado que va de 75 a 400 milimicras (μm), recomendándose que no debe existir movilidad entre el implante y el hueso receptor, ya que de lo contrario tejido fibroso más que óseo crecerá hacia los poros (12,37).

Para este tipo de fijación también se han utilizado superficies rugosas ó irregulares como la "Madreporique" ó Mallas Metálicas (3).

A este tipo de Fijación también se le denomina Fijación Microscópica, la cual depende del crecimiento biológico en la superficie del implante. La falta de crecimiento óseo dependerá de la composición metálica que origina aceptación ó rechazo de los tejidos.

Este tipo de implantes permiten una acomodación biológica del mismo de tal modo que la respuesta fisiológica es compatible logrando una mayor estabilidad a largo plazo y una mejor función, para lo cual el implante debe tener el máximo de contacto entre la prótesis y el hueso (Press-fit). Una interfase estable puede ser obtenida con el desarrollo de una delgada membrana que rodea la prótesis anclándose a su vez en las trabéculas óseas; resistiendo los micromovimientos protésicos (4).

SECUENCIA DEL CRECIMIENTO OSEO

1. Formación de un hematoma inicial
2. Organización del hematoma
3. Calcificación periférica
4. Invasión celular con resorción osteoclástica y nueva formación de hueso a partir de osteoblastos, la cual se completa después de la tercera semana de implantación. La completa incorporación se observa 6 a 7 semanas después de la implantación.
La remodelación ocurre como un proceso dinámico durante la vida restante del implante.

GENERALIDADES DEL CRECIMIENTO OSEO

1. Se requiere de una estabilidad inicial del implante.
2. El tamaño mínimo de los poros es de 50 a 100 micrómetros (μm).
3. No debe haber infección en el postoperatorio inmediato.
4. El crecimiento óseo dependerá de la geometría de la superficie, características del material y la naturaleza del lecho óseo.
5. Se requiere de 1.5 mm de lecho óseo esponjoso mínimo para su colocación.

Por lo anterior se deduce que las Artroplastias con Fijación Biológica (No Cementadas) se consideran en tres formas: Ajustadas por presión, Macro-bloqueo y Micro-bloqueo (32).

DE ACUERDO AL TIEMPO DE EVOLUCION SE DISTINGUEN DOS TIPOS DE FIJACION:

1. Fijación Inicial: es la que se consigue en forma inmediata por contacto del implante con el hueso, teniendo mayores ventajas la prótesis cementada en que el cemento óseo aumenta el área de contacto, debiendo en el caso de la prótesis No Cementada esperar a la proliferación ósea para aumentar dicho contacto.

2. Fijación Final: se consigue al existir la proliferación ósea a largo plazo, teniendo ventaja los implantes No Cementados al presentar una mejor fijación. El cemento óseo con el paso de los años envejece y al ser sometido a la carga corporal puede sufrir fisuras, de manera que no garantiza una fijación permanente.

2. MATERIALES UTILIZADOS EN ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA

A través de la historia han sido muchos los materiales usados en la cirugía ortopédica, desde marfil hasta cristal. Actualmente son tres los tipos de materiales utilizados en el diseño de prótesis para sustitución total de la cadera: Metales, Polímeros y Cerámicas (25).

Estos materiales se utilizan como:

- 1.- Miembros estructurales
- 2.- Superficies de sostén
- 3.- Cementos

A. METALES:

Los más utilizados son el Titanio y sus aleaciones, el Cobalto y el Cromo. En EEUU se prefieren las aleaciones de Titanio con Vanadio y Aluminio, de Cobalto con Cromo y Molibdeno y de Titanio puro. En Europa las aleaciones de Titanio con Acero y Niobio. Tales metales cuentan con una alta biocompatibilidad; alta receptividad e incorporación ósea.

El Acero Inoxidable está proscrito en el diseño de prótesis porosas por ser el más corrosivo de éstos metales.

Los Metales se degradan por corrosión, la cual es la destrucción del metal ó de la aleación por cambios químicos, electroquímicos ó disolución física. La corrosión dependerá del pH del líquido corporal en relación al implante y el rozamiento entre las superficies.

B. POLIMEROS:

Conocidos como plásticos, son materiales orgánicos sintéticos. Son moléculas grandes formadas con moléculas simples ó monómeros.

Los más usados son:

- * Poliacetal (polímeros de formaldehído)
- * Polietileno
- * Polisulfonas
- * Politetrafluoroetileno (teflón)
- * Polimetilmetacrilato

Se ha observado que en las prótesis acetabulares formadas por Polietileno, éste sufre una abrasión con los micromovimientos, con formación de granulomas que conducen al aflojamiento (17,21).

C. CERAMICAS:

Estos materiales están constituidos por elementos metálicos como el Aluminio y el Calcio y elementos no metálicos como el Carbono y el Oxígeno. En la práctica clínica se usan principalmente dos materiales: el Óxido de Aluminio y el Fosfato de Calcio.

Estos materiales se usan en forma sólida y en condición porosa generalmente como recubrimiento de superficies, funcionando como una delgada capa de interposición entre el metal y los polímeros. Son particularmente débiles y por lo tanto inéxitosos como implantes de fijación por lo que sólo se usan como materiales de recubrimiento.

Por su biocompatibilidad y bioreactividad con los huesos, la cerámica de Fosfato de Calcio es la más utilizada para recubrir superficies de los implantes. Este Fosfato de Calcio contiene Hidroxiapatita, Fosfato Tricálcico y otras fases cristalinas (25).

MODULO DE YOUNG DEL HUESO Y OTROS MATERIALES

	N/m^2	psi
Aceros Inoxidables	198-210 $\times 10^9$	28-30 $\times 10^6$
Aleaciones de Titanio	105-119 $\times 10^9$	15-17 $\times 10^6$
Hueso Cortical	7- 21 $\times 10^9$	1 -3 $\times 10^6$
Hueso Esponjoso	0.7-4.0 $\times 10^9$	0.1-0.7 $\times 10^6$
Metilmetacrilato	2.5-3.5 $\times 10^9$	0.35-0.5 $\times 10^6$
Poliétileno	0.14-0.42 $\times 10^9$	0.02-0.06 $\times 10^6$

REQUERIMIENTOS DE LA SUPERFICIE PARA LA FIJACION DE LOS IMPLANTES:

1. Biocompatibilidad:

Es un estado de mutua coexistencia entre un biomaterial y un proceso fisiológico de manera que ninguno de ellos tenga efecto indeseable sobre el otro (7). De ésta depende la fijación a largo plazo.

2. Durabilidad:

Depende de la interfase estable entre la prótesis y los tejidos circundantes, a su vez ésta interfase depende de los componentes químicos como mecánicos de las prótesis. La fuerza mecánica de la interfase depende de la tensión, compresión y estiramiento del implante ya que el implante en una cadera será crónicamente usado y sujeto a cargas repetitivas; fuerza de fatiga y fuerza de estiramiento de modo que la más relevante interferencia en su fuerza causará una inestabilidad de la misma.

La durabilidad de los implantes poliméricos puede alterarse por la presencia de H_2O , O_2 y lípidos ya que en algunos casos éstos constituyentes de los fluidos corporales, disminuyen sus propiedades mecánicas (7).

3. Receptibilidad Tissular:

Depende del material del implante. El Titanio es el metal más receptible al crecimiento óseo lo que hace suponer que los metales que lo contienen son más susceptibles que otras aleaciones.

Las cerámicas son un excelente candidato para material de fijación por tener una respuesta celular excelente (7).

3. FORMA, DISEÑO Y MEDIDAS DE LOS COMPONENTES

A. COMPONENTE FEMORAL:

HISTORIA DE LOS VASTAGOS RECTOS:

Charnley utilizó inicialmente una prótesis de vástago recto en sus dos tercios distales y curvo en el tercio proximal, estando sometido al soporte de importantes fuerzas de tracción sobre su borde externo lo que conducía a la producción de fracturas del cemento por fatiga y aflojamiento final de la prótesis; después de 1963 las prótesis de vástago recto autobloqueante y sin collar se empezaron a fabricar. En 1968 se diseñó un prótesis de vástago curvo conocida como prótesis de Charnley Muller ó Muller Curva que inicialmente tuvo una buena aceptación, pero en estudios posteriores, realizados en 1975-1979 en que se compararon los resultados de ambos tipos de prótesis (Recta y Curva) demostraron que en el grupo de prótesis con vástago recto no se producían fracturas del vástago, sólo se observó desancie del vástago en caso de canal medular ancho. Por el contrario en el grupo de las prótesis con vástago curvo se requirió de reintervención por aflojamiento ó fracturas del vástago en los 6 primeros años posteriores al implante.

Basados en que los resultados obtenidos con prótesis autobloqueante recta implantados de 1964 a 1966 eran significativamente mejores se desarrolló un nuevo sistema de vástago recto de 1976 a 1977 (8,20,39).

En general a través de la evolución de la artroplastía de cadera se han diseñado vástagos con tres formas básicas: Curvos (Müller Curva), Rectos (Autobloqueante de Müller) y Mixtas (Charnley). De acuerdo a la forma en un corte transversal en el tercio proximal: circulares, romboidales, cuadradas; y en el tercio distal generalmente terminan en punta (8).

LONGITUD DEL VASTAGO:

Al transmitirse los esfuerzos mecánicos por todo el implante femoral; se deduce que a mayor superficie de éste; menores serán las sollicitaciones; por lo tanto se requieren de una anchura y longitud óptimas. Se ha demostrado que longitudes mayores de 12 cm disminuyen los esfuerzos en un 10%, por ésta razón la mayoría de las prótesis primarias son de vástagos mayores a 12 cm; es de hacer notar que las prótesis de recambio requerirán de vástagos mucho más largos.

DIAMETRO DEL CUELLO FEMORAL:

Al obtenerse una movilidad óptima después de una Artroplastía Total de Cadera, se presentó la posibilidad de que el cuello del componente femoral se impactara con el reborde de la cúpula acetabular con la presencia de esfuerzos mecánicos considerables, lo que obligó a la reducción del diámetro del cuello en su porción más proximal y por lo tanto a aumentar la resistencia del material utilizado en la fabricación (20).

TAMAÑO DE LA CABEZA FEMORAL:

El coeficiente de Fricción es la medida de la resistencia al moverse un objeto sobre otro, varía de acuerdo al material usado, superficie de contacto, temperatura y carga. Se genera una fuerza de torsión friccional cuando la cadera que soporta una carga se mueve a través de un arco de movimiento. Se ha observado que dicha fuerza de torsión friccional es significativamente menor en cabezas de diámetro pequeño (22 mm) comparada con cabezas de diámetro mayor, y se transmite a la copa, al vástago femoral, al cemento y a la interfase cemento-hueso como una fuerza que tiende a torcer los componentes, por lo tanto un incremento de la fuerza de torsión friccional causará absorción ósea favoreciendo el aflojamiento del componente (8,35) (Fig 6).

En cuanto a la movilidad una cabeza de mayor diámetro (32 mm) tendrá mayores arcos de movilidad comparado con una cabeza de menor diámetro, ya que el choque del acetábulo con el cuello se presentará más tempranamente en la segunda (24).

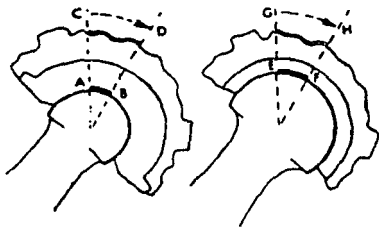


FIG. 6

IMPORTANCIA DEL COLLAR:

La presencia de un collar en la prótesis es con el fin de obtener un apoyo directo sobre el cuello femoral y de repartir de una forma fisiológica las sollicitaciones sobre el fémur, evitando la reabsorción del calcar; ésto sólo se consigue con el contacto real entre el collar y el hueso lo cual es muy difícil ya que siempre quedan vacíos bajo el collar, que se llenan al introducir el cemento que con el tiempo sufrirá fragmentación durante la carga. Las prótesis que carecen de collar al presentar hundimientos mínimos a la reestructuración ósea, se adaptan a una mejor posición para la carga, ya que mínimos hundimientos permiten una estabilidad secundaria, lo que no sucedería en una prótesis con collar.

En realidad no hay estudios definitivos que demuestren la diferencia significativa entre las prótesis con collar y las que no lo tienen (8,20).

TRANSMISION DE LAS FUERZAS:

Se entiende por movimiento relativo el desplazamiento reversible de un implante rígido frente a un hueso menos rígido que se produce por la deformación elástica del hueso sometido a presión. Este movimiento relativo será mayor:

- * A mayor deformación elástica
- * A mayor longitud del implante
- * Cuanto más separado esté el eje del implante del eje propio del hueso (8,24,35).

La cadera artificial debe enfrentarse a los requerimientos biomecánicos de acuerdo a los niveles de actividad física que constituyen un conjunto de fuerzas de

diferente magnitud e intensidad; de manera que el vástago femoral se encuentra sometido a fuerzas en diferentes planos:

• Sentido Anteroposterior con movimientos de extensión

• Sentido Vertical: a fuerzas de cizallamiento

• Sentido Horizontal: a movimientos de lateralización

• La combinación de éstos dará movimientos de torsión ó circulares (Fig 7).

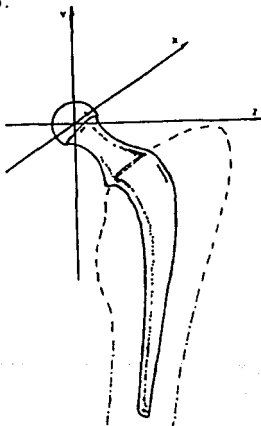
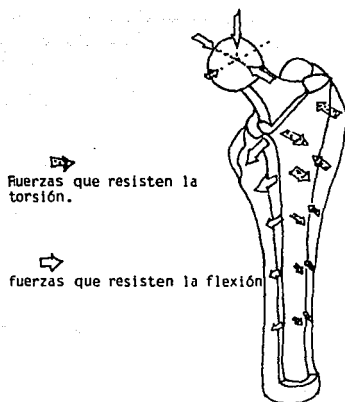


FIG. 7

TRANSFERENCIA DE FUERZAS:

La transferencia de fuerzas al fémur es deseable ya que constituye un estímulo fisiológico para la conservación de la densidad ósea, previniendo la osteoporosis por desuso y disminuye las fuerzas que actúan en la totalidad del vástago (24).

Esta mayor transferencia de fuerzas se efectúa en el tercio proximal del vástago y van disminuyendo de intensidad a lo largo del vástago (Fig B).



El tamaño de las flechas indica la intensidad de las fuerzas

FIG 43

CONSIDERACIONES MECANICAS DE LOS IMPLANTES

POSICION:

Las fuerzas que actúan sobre la articulación no lo hacen sólo en el plano coronal; sino que debido a que el centro de gravedad del cuerpo se encuentra por detrás del eje de la articulación también actúan en el plano sagital causando extensión del vástago; la combinación de fuerzas en el plano sagital y coronal causarán un efecto de torsión. De manera que el vástago estará sometido a movimientos de cizallamiento, flexoextensión, lateralización y torsión ó circulares (8,24).

A. Centralización de la cabeza y alargamiento del brazo de palanca abductor: el principio de Centralización ha dado lugar a la conservación de la mayor cantidad posible de reserva ósea y de hueso subcondral en la pelvis, así como en la profundización del acetábulo en la medida necesaria para obtener cobertura ósea para la copa.

El brazo de palanca sólo se modifica en relación a la falta de paralelismo ó alineación de la cabeza con el vástago de manera que en las prótesis actuales el vástago está relativamente minimizado para evitar incrementar el momento de inflexión.

Para un ángulo dado entre el cuello y la diáfisis femoral, cuanto mayor es la longitud del segmento cabeza-cuello del componente femoral, mayor será el brazo de palanca ó el momento de la fuerza que tienda a doblar ó romper el componente. Importancia primordial en éste punto tiene la posición en valgo ó varo, ya que si el vástago es colocado en valgo el brazo de palanca de la fuerza que actúa doblándolo, disminuye (8) (Fig 9).

Actualmente se dispone de prótesis con cuellos de diferentes longitudes para las distintas necesidades.

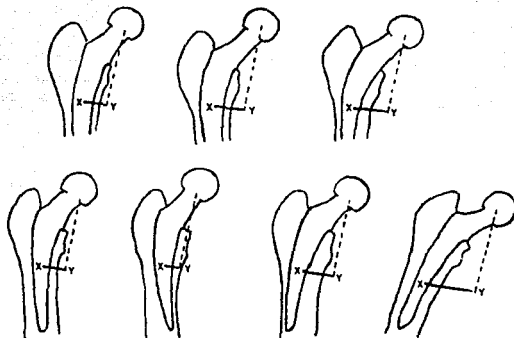


FIG 9

B) Posición en Valgo ó en Varo del componente femoral: la posición en valgo del segmento cabeza y cuello del componente femoral es en relación a la diáfisis femoral (más de 140°) disminuye el momento de inflexión e incrementa proporcionalmente la carga axial del vástago; Si el valgo es marcado, la alineación de soporte de peso de la extremidad quedará alterada y determinará la acción de fuerzas valgizantes sobre la rodilla (8) (Fig 10).

La posición en Valgo alarga la extremidad hasta 2.5 cm ó más, así como favorece la luxación hacia arriba con la adducción.

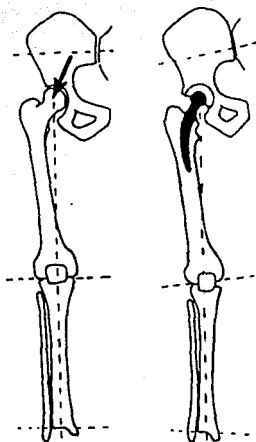


FIG 10

Posición en Varo, incrementa el momento de inflexion y recarga la carga axial sobre el vástago, alarga el brazo de palanca abductor incrementando el riesgo de aflojamiento y de falla del vástago, también acorta el femur y puede causar luxación de la cadera.

"En general es preferible cierto grado de valgo, a cualquier grado de varo, sin llegar a ser el ángulo entre el cuello y la diáfisis femoral mayor de 140° ".

EJEMPLOS CLASICOS DE PROTESIS FEMORALES CEMENTADAS

1. PROTESIS AUTOBLOQUEANTE DE MULLER:

Basados en el principio del "Bloqueo de la diáfisis" surge como consecuencia la prótesis Autobloqueante desarrollada en 1975-1978 con el objetivo de apuntalar el lecho protésico en la región diafisaria que se consigue con un vástago recto que al ser introducido a la cavidad medular con doble curva en el plano sagital consigue puntos de contacto con el hueso, causando un atascamiento en el canal medular, el cemento óseo actúa como relleno con una distribución desigual lo que disminuye el esfuerzo al que es sometido por la transferencia directa al hueso en los puntos de contacto (35).

Los vástagos autobloqueantes de Muller están contruidos con una aleación conocida como Protasul 10 compuesta de Cobalto, Níquel, Cromo, Molibdeno y Titanio; también se han fabricado vástagos de Acero. Las cabezas femorales se fabrican con una aleación conocida como Protasul 2 compuesta de Cromo, Cobalto, Molibdeno y Níquel con excelentes propiedades deslizantes. Se encuentran cabezas libres de cerámica conocida como Biolox (Al₂O₃).

Tipos de Vástagos:

* Standar: cuando la alineación en los ejes es normal, se debe evitar la desviación hacia dentro ó hacia afuera del trocánter mayor.

* Lateralizado: con un perfil de garganta más larga, causa una desviación hacia afuera del trocánter mayor, sin aumentar la longitud, por lo que se usará en presencia de deseos, como el Genu Valgo ó Coxa Vara.

Para ambos vástagos se encuentran cabezas con diámetro de 28 y 32 mm, considerándose ésta última como convencional.

* CDH: para casos displásicos con estrechas cavidades medulares y acetábulos planos y de paredes finas, con cabeza de 22 mm de diámetro integrado.

También se cuenta con cabeza femoral para artroplastía Unipolar con diámetros de 42 a 56 mm con incrementos de 2 en 2 mm.

2. HEMIPROTESIS DE THOMPSON:

Diseñada en 1950, con articulación directa con el cartilago acetabular (Unipolar). De forma curva y trapezoidal al corte transversal, que evita la rotación, con collar completo y extenso que consigue una mejor transferencia de fuerzas al calcar (8).

3. HEMIPROTESIS DE AUSTIN MOORE:

Prótesis unipolar diseñada en 1950; de forma mixta: curva en su tercio proximal y recta en el tercio medio y distal; con dos fenestraciones características para permitir la proliferación ósea a través de ellas (8,40).

4. PROTESIS DE CHARNLEY:

Con una cabeza de 22 mm de diámetro, vástago mixto con cuello que se proyecta 6 mm a cada lado del vástago y ángulo cuello-vástago de 130°, así como falta de paralelismo de 45 mm, lo que permite insertarlos en la mayoría de los canales femorales con una discreta posición en valgo y el extremo dirigido hacia la cortical interna.

EJEMPLOS CLASICOS DE PROTESIS FEMORALES NO CEMENTADAS

1. ISOELASTICA (R. MATHYS/E. W. MORSHER):

La elasticidad y consecuente deformación de un implante depende del módulo elástico del material utilizado y de la forma protésica; de manera que al ajustar las características físicas del material utilizado a las del tejido óseo, así como la forma de la prótesis a la diáfisis femoral, el sistema en conjunto tendrá una elasticidad igual a la del fémur normal. Una endoprótesis de cadera más elástica puede actuar como transmisor de fuerzas, durante la marcha, en las fases inicial y final. Este fué el concepto del diseño de la endoprótesis de cadera Isoelástica del Ingeniero Biologo Robert Mathys (27).

La mayor elasticidad de la prótesis la cual puede ser lograda por materiales plásticos (Poliacetal) hace posible una distribución más armoniosa de las fuerzas transmitidas a partir del implante al hueso y viceversa.

Se consigue una fijación inicial con el acoplamiento recíproco entre vástago y fémur y una fijación secundaria por la proliferación ósea en la superficie irregular del vástago (6,26,40).

Con un alma metálica y dos tornillos con ajuste al trocánter mayor que contrarresten las fuerzas de cizallamiento causantes en los modelos iniciales de a éste nivel.

La Isoelasticidad implica la aproximación óptima de las características físicas de un implante a aquellas del hueso; sin embargo una isoelasticidad ideal nunca puede ser lograda ya que el hueso es anisotrópico y los materiales aloplásticos utilizados muestran propiedades isotrópicas (27). No existe adaptación de las estructuras a las fuerzas que actúan sobre la cadera como en el caso de hueso viable. Por otra parte la

variedad de formas individuales y fuerzas del hueso malo nunca pueden ser imitadas por una articulación artificial; sin embargo el uso de materiales más elásticos debe evitar las desventajas de los materiales rígidos usados hasta ahora (27).

2. SISTEMA CLS (L. SPOTORNO):

El vástago es cónico en el plano frontal y sagital, con costillas longitudinales en las superficies anterior y posterior lo que permite una fijación primaria por ajuste a presión en forma tridimensional; consiguiéndose un autobloqueo parecido al conseguido por Miller. En forma secundaria se consigue una estabilidad por la integración biológica del vástago en la estructura ósea adyacente (Osteointegración) (2,13,40).

B. COMPONENTE ACETABULAR

El techo cotiloideo constituye el lecho de la estabilidad de la cúpula; ésta función sólo puede ser ejercida cuando se conserva más íntegramente su estructura de soporte, es decir, su cortical (hueso subcondral), la cual no se debe eliminar ni con la fresa ni con el escoplo (29).

FORMA DEL IMPLANTE ACETABULAR:

Existen cinco tipos básicos: cilíndricas, cuadradas, troncocónicas, elipsoides y hemisféricas.

La mayor parte de las cúpulas cementadas son de diseño hemisférico, con las siguientes ventajas:

- * Posibilidad de conservar parte del hueso subcondral, que es necesario reseca en otros diseños.

- * Facilidad para obtener por el fresado la máxima congruencia entre el lecho acetabular y la cúpula.

- * El diseño hemisférico conserva la morfología que reproduce la transmisión de esfuerzos de manera fisiológica a los diferentes haces trabeculares, asegurando la remodelación ilíaca postoperatoria más próxima a la normalidad.

SUPERFICIE EXTERNA:

La presencia de correderas que aumentan la superficie de contacto con el cemento y refuerzan la fijación frente a los esfuerzos de flexión-extensión, aducción-abducción y rotaciones al introducirse el cemento en ellas. La profundidad ideal ha sido aceptada como 1.5 mm para tolerar la penetración cefálica por el desgaste previsible (6,29).

Cuenta con un alambre marcador que sirve de referencia en un análisis radiográfico.

ALERONES:

Se han añadido en la periferia de la cúpula acetabular en algunos modelos, para ocluir el espacio implante-cotilo y mejorar la presurización del cemento al restringir su salida.

GROSOR DE LA CUPULA:

Las cúpulas de polietileno de espesor reducido transmiten de modo indeseable esfuerzos mecánicos desde la cabeza femoral a la capa cemento-hueso de fijación, tomando en cuenta la presencia de las correderas externas, se considera necesario utilizar una cúpula con un espesor mínimo de 8 mm por lo que para cabezas de 32 mm de diámetro se requerirán cúpulas de 50 mm de diámetro externo ó más. Así cúpulas de 44 mm de diámetro externo ó menos exigirán cabezas de 22 mm de diámetro (8,20).

EJEMPLOS CLASICOS DE CUPULAS ACETABULARES CEMENTADAS

1. COPA ACETABULAR DE MULLER:

Fabricada en polietileno de peso molecular ultra alto (UHMW), hemiesférico, con ranuras externas. Diseñado en diámetros externos desde 36 mm a 58 mm con incremento de 2 en 2 mm y cavidad interna de 22, 28 y 32 mm.

EJEMPLOS CLASICOS DE CUPULAS ACETABULARES NO CEMENTADAS

1. COPA DE EXPANSION CLS:

Compuesta por una copa externa hemiesférica de titanio puro (Protasul Ti) y copa interna de revestimiento de polietileno de peso molecular ultra alto (UHMW), que se fija a la superficie con rosca interna de la copa metálica.

La copa externa compuesta de 8 porciones dispuestas a manera de estrella y unidas en el polo superior, cada porción

cuenta con puntas de anclaje y tiene superficie finamente rugosa. Al poner en tensión cada porción para su colocación y aflojarla posteriormente dentro del acetábulo se permite la expansión de manera que las puntas penetran a presión en el hueso permitiendo una estabilidad primaria óptima, consiguiéndose la estabilidad secundaria con la Osteointegración a la superficie áspera de Titanio puro.

2. COMPONENTE ACETABULAR R. M. (ROBERT MATHYS):

Fabricado en polietileno de peso molecular ultra alto con cubierta de revestimiento de hidroxapatita ó titanio, con dos clavijas en la superficie craneoexterna con una inclinación de 15° con respecto al plano sagital de la copa, y que permiten mediante un ajuste de encaje a presión la posición segura de la copa.

En la base de la periferia presenta cuatro orificios marginales, para la fijación adicional con tornillos especiales con un punto predeterminado de rompimiento en la segunda rosca distal a la cabeza, lo que permite ante un rompimiento del tornillo la presencia de dos roscas remanentes evitando su aflojamiento (40).

En las copas acetabulares compuestas de polietileno se ha llegado a observar abrasión del polietileno debido a los micromovimientos, ésta abrasión estimula la formación de granulomas los cuales conducirán a aflojamientos. Por ésta razón ya están en desuso los plásticos puros utilizándolos con una recubierta metálica (Metal Back) ó con cerámica (Hidroxapatita) (21).

COMPLICACIONES DE LAS ARTROPLASTIAS TOTALES DE CADERA

Como ocurre en todas las operaciones mayores existe un riesgo de morbilidad y mortalidad, y la Sustitución Total de la Cadera no es la excepción. Se consideran cuatro principales causas de fracaso en la Artroplastia Total de Cadera: la Infección, el Aflojamiento del vástago y de la copa, la Luxación de la articulación y la Falla del vástago (24,29).

1. COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS:

1. Sangrado
2. Cardiovasculares: Hipotensión, Arritmias, etc.
3. Tromboembólicas
4. Lesiones Vasculares
5. Lesiones Neurológicas
6. Fractura ó Estallamiento de la diáfisis femoral: las cuales se producen al realizar maniobras con aplicación de fuerzas torsionales (luxación de la cabeza al forzar la abducción durante la preparación del canal medular y al reducir la luxación de la prótesis de prueba) (18).

2. COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS:

1. Infección: se clasifica como Aguda (antes de los 4 meses), Diferida (entre 4 y 26 meses) y Tardía (después de los 26 meses). Como tratamiento sólo se pueden considerar dos opciones: recambio protésico en uno ó dos tiempos y la extracción sin recambio (Girlestone) (20).
2. Trombosis Venosa Profunda
3. Tromboembolia Pulmonar

4. Luxación Femoral: a partir del componente acetabular, es poco frecuente y se clasifica en Precoz la cual está asociada a menor estabilidad de los componentes en las primeras semanas, hasta que los tejidos blandos cicatrizan y el control muscular es restaurado. La incidencia relativa de luxación varía con el abordaje operatorio, el tipo de prótesis utilizada y la orientación de los componentes, así como la movilización del paciente. La luxación Tardía es menos frecuente y a menudo es resultado de una mayor violencia en la movilidad de la cadera (24).

5. Osificación Ectópica: ó deposición de hueso en los tejidos blandos alrededor de la nueva articulación, que inicialmente se ve como un halo de calcificación que aparece entre las 3 y 6 semanas después de la cirugía y posterior a las 6 semanas se aprecia el volúmen definitivo de la calcificación.

Brooker, Nolles y De Lee han propuesto clasificaciones de acuerdo con el lugar anatómico y la restricción mecánica así como el volúmen de hueso. Esta complicación se observa con frecuencia en pacientes con Espondilitis Anquilosante (20,22,24).

6. Aflojamiento Aseptico: representa el problema principal a largo plazo. Con cada aplicación de carga tanto el fémur como la pelvis presentan cierta deformidad, también los componentes del implante y del hueso son normalmente estructuras de materiales con diferente módulo de elasticidad de tal manera que su comportamiento puede ser diferente al ser sometido a determinadas exigencias.

Estudios in vivo confirman la presencia de desplazamientos ó micromovimientos en el soporte de la carga durante la marcha, entre el implante y el hueso. Swanson (1977) (24) sugirió que éstos micromovimientos son aceptables siempre y cuando no aumente su amplitud con las aplicaciones

sucesivas de carga y no perjudiquen al hueso, considerándose en este caso la ausencia de dolor como una "Fijación Adecuada" (24,25).

Un aumento progresivo en la amplitud de los micromovimientos entre la prótesis y el hueso acabará provocando un desarrollo de tensión insostenibles tanto entre las capas que separan la prótesis del hueso como dentro de ellas, ó incluso dentro del mismo hueso, esto conducirá a falla mecánica, debilitándose la fijación, lo que aumentará la amplitud de los movimientos a menos que disminuyan las cargas aplicadas ó el implante pueda asumir una nueva posición de estabilidad (24).

Las fuerzas que causan aflojamiento pueden ser disminuidas ó eliminadas por diferentes formas:

* Por baja fricción, lo que puede lograrse usando una cabeza femoral de diámetro pequeño y materiales de superficies deslizantes. La fuerza friccional en una articulación artificial es al menos 40 veces mayor que, en una articulación normal, lo que puede ser suficiente para causar un aflojamiento subsecuente de la copa por fatiga (27).

* Por Transmisión de las fuerzas en forma fisiológica lo que evita la concentración de fuerzas. Esto depende principalmente de la forma de la prótesis.

* Por contacto íntimo del implante al tejido óseo, esto se logra con un área de contacto mayor y cerrada posible. El implante debe de ser de un tejido tolerante (Biocompatible) especialmente cuando se fija al hueso sin cemento.

* Por el ajuste de las características físicas del material utilizado a las del hueso (27).

Aflojamiento Radiológico:

El aumento progresivo de la extensión y anchura de las líneas radiolúcidas entre el cemento y el hueso ó entre el implante y el hueso es el prerrequisito para el diagnóstico radiológico de "Aflojamiento". En un gran número de casos se observa una línea menor de 2 mm con ausencia de sintomatología, pudiéndose ensancharse y acompañarse de reabsorción del tejido óseo subyacente; lo que produce una movilización progresiva por pérdida de la integridad mecánica en la interfase cemento-hueso (27).

Fisiopatología del Aflojamiento Protésico:

A) Componente Femoral: posterior a la implantación de una prótesis cementada, los hallazgos histológicos predominantes son una necrosis ósea de pocos milímetros de espesor, producida por las lesiones mecánicas del hueso y vasos durante la preparación del lecho así como por los efectos térmicos y tóxicos del PMMA; también se encuentra una capa hemática entre el cemento y el hueso la cual se forma a partir de un espacio vacío producido por el aumento y posterior disminución del volumen del cemento durante la polimerización, éste espacio se rellena por un hematoma durante las primeras 72 horas, el cual se vascularizará por células reticulares y macrófagos libres, que formarán un armazón fibrosa, ya que el hematoma se encuentra totalmente reabsorbido; posteriormente habrá una revascularización que se completará a las 4 ó 5 semanas. El primer armazón de hueso se refuerza concéntricamente mediante capas compactas de osteoblastos al final de la segunda semana y a las 3 semanas se observa la conversión a hueso compacto. Este proceso de reparación se completa con la formación de una fina membrana entre cemento y hueso, si las condiciones

mecánicas son idóneas este tejido fibroso puede ser sustituido por tejido óseo (24,29).

Se ha observado la presencia de numerosos macrófagos en la interfase hueso-cemento y siendo éstos los precursores de los osteoclastos al presentarse un estímulo de la actividad de los primeros; lo que causara aumento de la línea radiotransparente y movilización. Este estímulo de la actividad de los macrófagos puede producirse por sobrecarga mecánica que causa lesión tisular, fractura del cemento, aumento de partículas producidas por el desgaste, productos de corrosión, bacterias y fenómenos inmunológicos (Fig. 11).



FIG. 11

En las prótesis no cementadas, con componentes de polietileno, al presentarse micromovimientos hay una abrasión de éste, esparciéndose alrededor de la prótesis con producción de Colagenasas y PGS E2 por la membrana sinovial (Goldrin)(21), lo que estimula el desarrollo de granulomas con histiocitos y células fagocitarias, que conducirán al aflojamiento.

Histológicamente ésta membrana en la interfase hueso-cemento, presente en los implantes inestables, puede dividirse en tres capas:

1. Capa de Tejido Sinovial, en contacto con la capa de cemento.
2. Capa de Histiocitos y Células Gigantes, en la parte media que constituyen el estroma fibrovascular.
3. Capa de Tejido Fibrovascular en contacto óseo y que se introduce entre los espacios trabeculares del hueso (25,20).

La movilización del componente femoral es la complicación más frecuente durante los primeros años.

De acuerdo al mecanismo del aflojamiento se han observado cuatro modelos de tipos de falla del vástago:

Tipo 1. Se caracteriza por un pistoneo (sube y baja) de un material dentro de otro. En el subtipo "1a" el vástago pistonea dentro del cemento, en el subtipo "1b" el vástago y el cemento pistonean dentro del hueso.

Tipo 2. Se caracteriza por un pivote, con migración medial del vástago proximal junto con migración lateral de la punta, causado por debilidad en el calcar.

Tipo 3. Hay una impactación distal del vástago, con pivote en el calcar.

Tipo 4. Se caracteriza por fatiga con perdida parcial ó completa del soporte proximal del vástago con migración medial mientras que la parte distal del vástago permanece rigidamente fijo en el cemento (14).

Diagnóstico:

A. Líneas radiotransparentes en la interfase hueso-cemento las cuales aparecen alrededor del componente femoral, en caderas asintomáticas, con anchura menor de 2 mm y se pueden observar en el primer control postoperatorio, permaneciendo sin variación y sin llegar a tener repercusión clínica. Se admite como signo de movilización la existencia de una línea de más de 2 mm a lo largo de la interfase hueso-cemento, con aumento progresivo de un espesor. La existencia de una línea radiotransparente alrededor de todo el componente femoral también se ha considerado como signo de movilización. Se clasifican para su estudio de acuerdo a los cuadrantes de Gruen (14,29,33). (Fig 12).

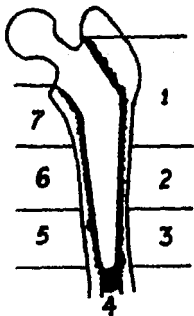


FIG. 12

B. Líneas radiotransparentes en la interfase prótesis-cemento tienen significado diferente dependiendo del momento de su detección y localización, de manera que la aparición de una línea radiotransparente en la zona superior y externa durante los primeros años es signo de inestabilidad radiológica y traduce un desplazamiento en varo por defecto del apoyo medial y tiene repercusión clínica en uno de cada cuatro casos y cuando supera los 4 mm de espesor.

C. Fractura del Cemento: localizada de preferencia en la zona distal y externa unos 0.5 cm por encima de la punta del vástago. Se encuentran en desplazamientos en varo ó en hundimientos de la prótesis.

D. Formaciones Osteolíticas: radiotransparencias localizadas, con erosión bien delimitada de la cortical y de desarrollo postoperatorio progresivo en la interfase hueso-cemento ó en su proximidad debilitando la estructura ósea y predisponiendo a la fractura patológica.

E. Cambio de Posición del componente femoral: constituye la más clara muestra de aflojamiento del implante, pudiendo adoptar una posición en varo con respecto a los ejes de la diáfisis, hundirse en metafisis y cavidad medular ó aumentar un valgo preexistente.

Se considera aflojada una prótesis si hay interfase significativa en las zonas I, IV y VII ó cuando hay hundimiento marcado del implante y el cemento.

B) Componente Acetabular: se consideran dos factores para su aflojamiento:

1. Factores Mecánicos. Presente antes de los 10 años. El sustrato óseo cotiloideo es fundamental para garantizar la estabilidad primaria, siendo la capa ósea subcondral el

elemento más importante como estructura de soporte. Los errores de implantación como la insuficiencia de estructura ósea permitirán que las sollicitaciones ejercidas sobre el implante determinen la movilización y el fallo de la cúpula.

Se consideran como factores de riesgo la falta de un buen lecho acetabular que mantenga su estructura de soporte y la colocación de la cúpula en posición vertical con un ángulo acetabular mayor de 60° (29).

2. Factores Biológicos: los signos radiológicos en éste tipo de movilización se presentan después de los 10 años de la cirugía en donde el factor de riesgo es la profundidad del desgaste acetabular lo que producirá choques repetidos del cuello del implante femoral con el borde de la copa acetabular favoreciendo la movilización y fragmentación del cemento. Wroblewski calcula la edad media de la cúpula acetabular en 15.8 años (29).

Diagnóstico:

A. Línea radiotransparente hueso-cemento: es significativa de inestabilidad si aparece en forma secundaria, superando 2 mm de espesor y aumentando en forma progresiva. Para su estudio el componente acetabular se divide en tres zonas de acuerdo a los cuadrantes descritos por De Lee (29) (Fig 13).

B. Migración del implante: una vez iniciada es indicativo de grave inestabilidad, causando desprendimiento en la zona III y desaparición de la zona I. (Fig. 14).

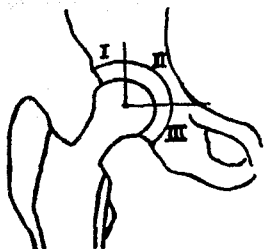


FIG. 13

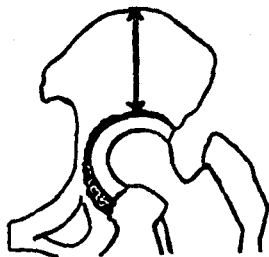


FIG. 14

La Migración una vez iniciada produce una reabsorción ósea irreversible y progresiva que finalmente causará un cambio en la posición de la cúpula que puede ser valorado de acuerdo a los siguientes parámetros radiográficos: cambios de ángulo de inclinación acetabular, migración medial de la cúpula que se puede valorar por la distancia del centro de la cabeza femoral a la línea de Köhler; así como por el ángulo de Wiberg ó de cobertura acetabular, migración vertical de la cúpula que es signo patognomónico de descementación, se valora midiendo la distancia entre el borde inferior del implante de acuerdo al alambre marcador y la línea del orificio obturador.

De lo anterior se desprende que los dos principales problemas a resolver en cuanto al pronóstico del implante acetabular son la Insuficiencia del Techo y de la Cavidad Cotiloidea y el Desgaste de la Cúpula.

VI. MATERIAL Y METODOS

En el Servicio de Cadera y Pelvis del Hospital de Ortopedia Magdalena de las Salinas, se efectuaron alrededor de 3200 Artroplastias Totales de Cadera, en un periodo comprendido entre 1981 a 1991; de las cuales se lograron revisar 507 casos en forma completa desde el preoperatorio hasta el cierre del presente estudio.

Se incluyen todos los pacientes de ambos sexos, comprendidos entre los 19 y 85 años de edad, portadores de cualquier patologia que amerit6 una sustituci6n prot6sica con 6 sin cemento. Tambi6n se incluyen pacientes con estudio pre y postoperatorio completo y pacientes con Artroplastias Totales de una y/6 dos caderas; as6 como Artroplastias Primarias de Rescate y de Recambio Articular.

Como criterios de exclusi6n: se consideraron aquellos pacientes menores de 19 a6os y mayores de 85 a6os; cirug6as diferentes a Reemplazos Articulares y pacientes con fracturas en terreno con patologia tumoral que hayan requerido pr6tesis de tipo Tumoral.

Se evaluaron los 507 pacientes de acuerdo a los siguientes par6metros:

1. Edad
2. Sexo
3. Diagn6stico
4. Valoraci6n Preoperatoria:
 - a) Dolor
 - b) Movilidad
 - c) Marcha

5. Valoración Transoperatoria:
 - a) Fecha Quirúrgica
 - b) Componente Acetabular
 - c) Componente Femoral
 - d) Tiempo Quirúrgico
 - e) Sangrado Transoperatorio
 - f) Complicaciones
6. Valoración Postoperatoria:
 - a) Inicio del apoyo con andadera
 - b) Inicio del apoyo con bastón
 - c) Dolor
 - d) Movilidad
 - e) Marcha
 - f) Opinión del Paciente
 - g) Complicaciones
7. Valoración Radiográfica:
 - a) Acetabular
 - b) Femoral

Para la evaluación Clínica Pre y postoperatoria se utilizó la Tabla de Valoración de Merle-D'Aubigne la cual evalúa lo siguiente:

DOLOR:

- 0 Intenso y Permanente
- 1 Severo por la noche
- 2 Severo cuando camina, previniendo algunas actividades
- 3 Tolerable con actividad limitada
- 4 Moderado al caminar y desaparece al reposo
- 5 Moderado e inconstante con actividad normal
- 6 No

MOVILIDAD:

- 0 Anquilosis y Mala posición de cadera
- 1 Inmóvil, mínima deformidad
- 2 Flexión menor de 40°
- 3 Flexión entre 40° y 60°
- 4 Flexión entre 60° y 80°
- 5 Flexión entre 80° y 90°, Abducción menor de 15°
- 6 Flexión mayor de 90° y Abducción de 30°

CAPACIDAD PARA CAMINAR:

- 0 No
- 1 Sólo con muletas
- 2 Sólo con bastones
- 3 Con un bastón menos de una hora, muy difícil sin bastón
- 4 Un largo rato con bastón y corto tiempo sin bastón
- 5 Sin bastón con mínima claudicación
- 6 Normal

De acuerdo a la puntuación total obtenida se pueden considerar como:

Excelente.....	18	-	18
Bueno.....	12	-	15
Regular.....	9	-	11
Malo.....	<		8

Para la evaluación radiográfica se utilizaron los criterios de acuerdo a Gruen para el componente femoral y de De Lee para el componente acetabular. (Fig. 12 y 13).

NOMBRE: _____ AFILIACION: _____

EDAD: _____ SEXO: _____ DIAGNOSTICO: _____

DOMICILIO: _____

VALORACION PREOPERATORIA:

MOVILIDAD: _____ MARCHA: _____ DOLOR: _____

TRANSOPERATORIA:

FECHA OX: _____ VASTAGO FEMORAL: _____

COMPONENTE ACETABULAR: _____

TIEMPO QUIRURGICO: _____ SANGRADO: _____

COMPLICACIONES: _____

POSTOPERATORIA:

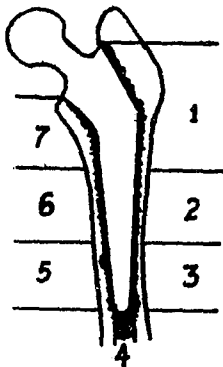
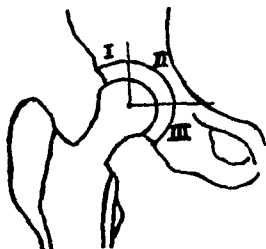
INICIO DEAMBULACION: _____ APOYO CON BASTON: _____

MOVILIDAD: _____ MARCHA: _____ DOLOR: _____

FECHA DE EVALUACION: _____

COMPLICACIONES: _____

CAMBIOS RADIOGRAFICOS:



VII. RESULTADOS

De los 507 pacientes incluidos en el estudio se obtuvieron los siguientes resultados:

1. Edad:

Máxima:	85 años
Mínima:	19 años
Promedio:	52 años
Desviación Standar:	± 14.2

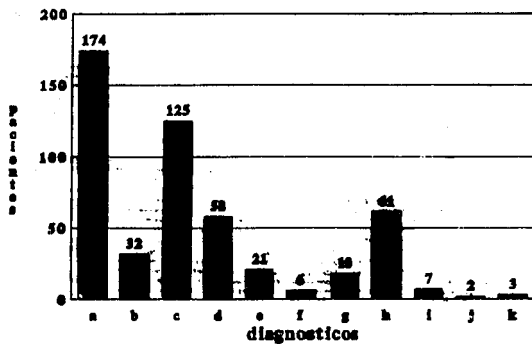
2. Sexo:

Femenino:	291.....57.3%
Masculino:	216.....42.7%

3. Diagnóstico:

Coxartrosis Mecánica:	174.....34.3%
Coxartrosis Mixta:	72..... 8.4%
Artritis Reumatoide:	125.....24.8%
Necrosis Avascular:	58.....11.4%
Espondilitis Anquilosante	21..... 4.2%
Lupus Eritematoso Sistémico	6..... 1.2%
Displasia Acetabular	18..... 3.5%
Aflojamiento	61.....12.1%
Fracturas de Acetábulo y Fémur	7..... 1.4%
Artroplastía de Resección	2..... 0.4%
Otros	3..... 0.5%

Tabla de Diagnosticos



- | | |
|------------------------------|-------------------------|
| a) Coxartrosis Mecánica | g) Displasia Acetabular |
| b) Coxartrosis Mixta | h) Aflojamiento |
| c) Artritis Reumatoide | i) Fracturas |
| d) Necrosis Avascular | j) Girestone |
| e) Espondilitis Anquilosante | k) Otros |
| f) L. E. S. | |

GRAFICA 1

4. En cuanto a la valoración Pre y Postoperatoria de la Tabla General se observó lo siguiente:

* En la valoración preoperatoria 220 (43.4%) pacientes se encontraban clasificados como mala; 205 (40.4%) regular; 82 (16.2%) como buena y ningún paciente como excelente; mientras que en la valoración postoperatoria 8 (1.6%) de pacientes se catalogaron como mala; 44 (8.7%) como regular; 302 (59.6%) como buena y 153 (30.1%) como excelente. Gráfica 2.

* En cuanto al Dolor: en la valoración preoperatoria 5 pacientes con puntaje de 0; 23 pacientes con 1; 62 pacientes con 2; 129 con 3; 145 con 4; 3 pacientes con 5 y 0 pacientes con 6. En la valoración postoperatoria 1 paciente con puntaje de 3; 48 de 4; 193 de 5 y 158 de 6. Gráfica 3

* En cuanto a la Movilidad: en la valoración preoperatoria 2 pacientes con 0 puntos; 3 con 1; 66 con 2; 119 con 3; 132 con 4; 66 con 5 y 9 con 6 puntos. Para la valoración postoperatoria 2 pacientes con 2; 9 pacientes con 3; 54 pacientes con 4; 230 con 5 y 101 con 6 puntos. Gráfica 4.

* Para la Marcha: en la valoración preoperatoria 3 pacientes con 0 puntos; 31 con 1; 49 con 2; 182 con 3; 103 con 4; 24 con 5 y 4 con 6 puntos. En la valoración postoperatoria 4 con 0; 8 con 1; 11 con 2; 39 con 3; 150 con 4; 148 con 5 y 36 con 6 puntos. Gráfica 5.

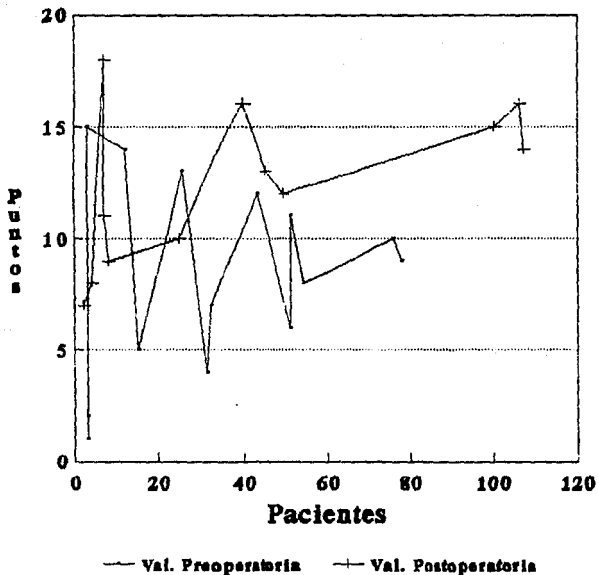
* De acuerdo al Diseño de protésis el promedio de las valoraciones pre y postoperatorias fueron las siguientes: Müller Curva 8.7 y 14.4; Iscolástica 10.6 y 15 y Müller Autobloqueante 8.4 y 12.3. Gráfica 6.

* Para el sistema No Cementado (Iscolástica) la valoración Preoperatoria fué: Dolor: 1 paciente con puntaje de 1; 1 con 2; 10 con 3 y 22 con 4; Movilidad: 3 con 2; 5 con 3; 15 con 4; 9 con 5 y 2 con 6; Marcha: 2 con 0; 2 con 1; 2

con 2; 14 con 3; 11 con 4 y 3 con 5. Postoperatorias: Dolor: 2 con 4; 18 con 5 y 17 con 6; Movilidad: 4 con 4; 20 con 5 y 10 con 6; Marcha: 2 con 0; 16 con 4; 14 con 5 y 2 con 6. Gráfica 7.

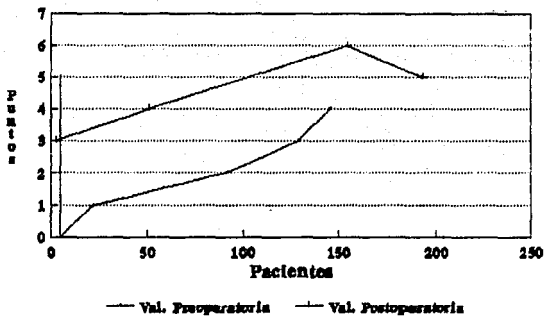
* Para el sistema Cementado (Müller Curva y Autobloqueante) la valoración Preoperatoria fué: Dolor: 5 pacientes con 0; 22 con 1; 91 con 2; 119 con 3; 123 con 4 y 3 con 5; Movilidad: 2 con 0; 3 con 1; 63 con 2; 114 con 3; 3117 con 4; 57 con 5; 7 con 6; Marcha: 1 con 0; 29 con 1; 47 con 2; 168 con 3; 92 con 4; 21 con 5 y 4 con 6. Valoración Postoperatoria: Dolor: 1 con 3; 44 con 4; 178 con 5; 139 con 6; Movilidad: 2 con 2; 9 con 3; 50 con 4; 210 con 5; 91 con 6; Marcha: 2 con 0; 8 con 1; 11 con 2; 39 con 3; 134 con 4; 132 con 5 y 34 con 6. Gráfica 7.

VALORACION GENERAL PRE Y POSTOPERATORIA



GRAFICA 2

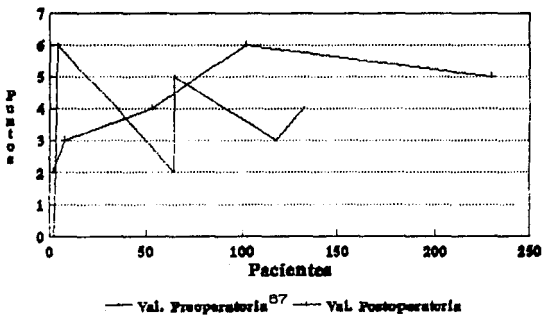
VALORACION PRE Y POSTOPERATORIA DOLOR



GRAFICA 3

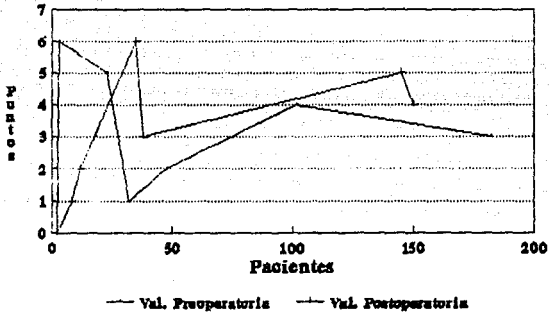
GRAFICA 4

VALORACION PRE Y POSTOX MOVILIDAD



— Val. Preoperatoria⁰⁷ — Val. Postoperatoria

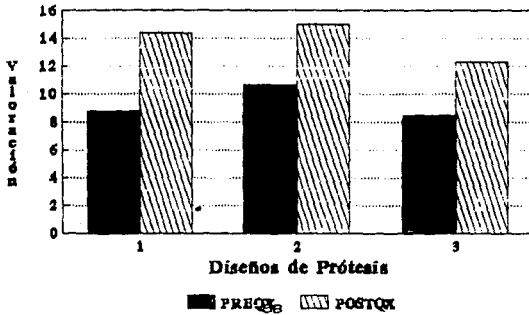
VALORACION PRE Y POSTOX MARCHA



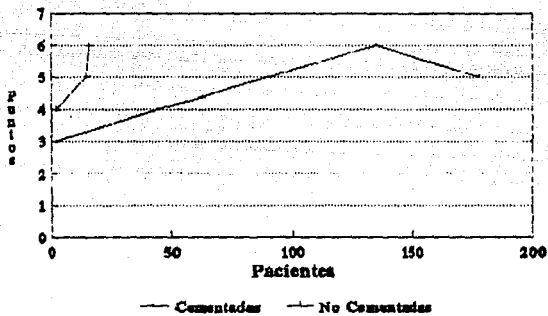
GRAFICA 5

GRAFICA 6

PROMEDIO DE VALORACION POSTOX POR DISEÑO DE PROTESIS



EVALUACION POSTQX DOLOR



GRAFICA 7

5. Valoración Transoperatoria:

a) Componentes Acetabulares Colocados:

Muller	292.....	90.3%
R. M.	38.....	7.5%
Charnley	4.....	0.8%
No	7.....	1.4%
Anillo Muller	119	
Anillo Eichler	20	
Anillo Schnider	27	

b) Componentes Femorales Colocados

Muller Recta	315.....	82.1%
Muller Curva	147.....	29.0%
ISO	34.....	5.7%
A. Moore	3.....	0.6%
Charnley	4.....	0.8%
Gilberty	4.....	0.8%

c) Protésis Cementadas = 457

Protésis No Cementadas = 50

d) Tiempo Quirúrgico:

Máximo :	390 min.
Mínimo :	50 min.
Promedio :	156.6 min
Desviación Stándar:	± 38.1

e) Sangrado Transoperatorio:

Máximo	3000
Mínimo	100
Promedio	544.9
Desviación Stándar:	± 409.8 ml

f) Complicaciones:

Falsa Via:	3.....	0.50%
Fisura:	14.....	2.7%
Avulsión:	5.....	0.9%
Paresia del Clático:	9.....	1.7%
Infecciones:	5.....	0.9%
Aflojamientos:	72.....	14.2%

* La Complicación más frecuentemente observada en nuestro estudio fué el aflojamiento protésico presentándose en 72 casos (14.2%), de los cuales 61 (12%) llegaron con Diagnóstico de Aflojamiento Protésico remitidos de otra unidades y 11 casos (2.1%) como complicación en pacientes operados en nuestro servicio.

* Del total de Aflojamientos, 13 (18%) fueron aflojamientos de componentes acetabulares únicos, 4 (5%) componentes femorales únicos y 55 (78%) aflojamientos de ambos componentes.

* El componente femoral que presentó mayor incidencia de aflojamientos fué el vástago Muller Curva con 39 casos reportados.

* De los aflojamientos presentados en los 11 pacientes (21%) operados en nuestro servicio 8 (5.4%) fueron vástagos Muller Curva de un total de 147, el resto de las prótesis Muller Curva hasta el momento de cerrar el estudio tenían buena ó excelente evolución.

* Se presentaron 2 (1.3%) aflojamientos en prótesis autobloqueantes de Muller, uno en un paciente con Artritis Reumatoide y otro en un paciente con afección del articular bilateral.

* De los pacientes con Diagnóstico de Artritis Reumatoides (12831); 9 presentaron aflojamiento que representan el 7.2% del total de pacientes con este diagnóstico.

* En relación a la edad, la mayor incidencia de aflojamiento se presentó en el grupo etario de 30 a 40 años; siendo el paciente mayor de 72 con diagnóstico de Coxartrosis Mecánica y el de menor de 28 años con diagnóstico de Artritis Reumatoide.

* El promedio de tiempo postoperatorio en que se presentó el aflojamiento fué de 5 a 8 años, siendo el más temprano a los 5 años en un paciente con Artritis Reumatoide y el más tardío de 8 años en un Coxartrosis Mecánica.

* Se presentaron 5 (0.9%) complicaciones infecciosas de las cuales 4 fueron profundas que requirieron de retiro de prótesis en pacientes con Artritis Reumatoide y 1 fué superficial que mejoró con manejo médico.

* Otras complicaciones encontradas: 14 (2.7%) fisuras diafisarias, 5 (0.9%) avulsiones del trocánter, 9 (1.7%) paresias del ciático y 3 (0.56%) falsas vías.

6. Valoración Postoperatoria

a) Inicio de marcha con andadera:
Promedio General: 8.2 días

b) Inicio de marcha con bastón = 90 días

Prótesis	Marcha Andadera	Marcha Bastón
Isoelástica	8.3 días	61.3 días
Muller Autobloqueante	7.9 días	87.5 días
Muller Curva	9.1 días	89 días

c) Opinión del paciente:

Excelente:	117.....	23%
Buena:	325.....	64.2%
Regular:	55.....	10.8%
Mala:	10.....	2%

d) Las zonas que presentaron líneas de radiolucidez fueron para el componente femoral la I, IV y VII y para el componente acetabular la III.

VIII. DISCUSION

En el Servicio de Cadera y Pelvis del Hospital de Ortopedia Magdalena de las Salinas se han realizado en los 10 años que lleva de fundado un promedio de 3200 Artroplastias Totales de Cadera, con un promedio anual de 320 y de 26 prótesis colocada al mes. En el último año se han incluido modelos protésicos como la Prótesis de Spotorno (38) y Prótesis de Wagner (14). De los 807 pacientes incluidos en nuestro estudio se realizó el siguiente análisis de resultados:

1. La edad máxima reportada fué de 85 años y la mínima de 19 años, con un promedio de 52 años y una desviación standar de 14.2, la cual no muestra diferencia significativa con las cifras reportadas en otros estudios. Cabe mencionar que la mayoría de los pacientes jóvenes entre los 20 y 40 años de edad, presentaban enfermedad de la colágena como patología de fondo.

2. En relación al sexo se incluyeron 291 pacientes del sexo femenino y 218 del sexo masculino, sin ser ésta diferencia significativa.

3. Los diagnósticos más frecuentes fueron la Coxartrosis Mecánica en un 34.3% de los casos y la Artritis Reumatoide en un 24.6% de los casos y los menos observados fueron Fracturas de acetábulo y fémur en un 1.4%, Lupus Eritematoso Sistémico 1.2% y Artroplastia de Resección 0.4%. Lo cual pone a las enfermedades de la colágena como la Artritis Reumatoide y los trastornos en los ejes de la cadera y extremidad inferior como etiologías principales de la Coxartrosis. Las revisiones realizadas en estudios a nivel mundial incluyen un elevado porcentaje de pacientes con enfermedad de la colágena en la mayoría de ellos.

4. De acuerdo a la Tabla de Valoración Clínica de Merle-D'Aubigne; en la Tabla General los resultados pre y postoperatorios mostraron que el 83.8% que representa el mayor porcentaje de los pacientes se encontraron clasificados como Regulares y Malos, mientras que en la valoración postoperatoria el 89.7% se clasificaron como Excelentes y Buenos.

En la Tabla General de Dolor: se observó que el mayor porcentaje (69% se clasificaron con puntaje de 3 y 4 en la valoración preoperatoria mejorando al 87.9% con puntaje de 5 y 6 en el postoperatorio quedando un paciente con puntaje de 3 (un paciente al que se le realizó una artroplastia de rescate articular).

En la Tabla General de Movilidad: en la valoración preoperatoria el 63.2% de pacientes se encontró con puntaje de 3 y 4; mejorando el 83.3% con puntaje de 5 y 6 en el postoperatorio, cabe mencionar que dos pacientes se valoraron postoperatoriamente con puntaje de 2 (un paciente con Espondilitis Anquilosante con afección bilateral y un paciente al que se le realizó un recambio protésico evolucionando con paresia del nervio ciático).

En la Tabla General de Marcha: el 71.9% de pacientes se clasificó con puntajes de 3 y 4 en la valoración preoperatoria y el 78.1% con puntaje de 4.5 en el postoperatorio, quedando 4 pacientes con puntaje de 0 (tratándose de un paciente con Artritis Reumatoide con afección bilateral de caderas y rodillas y 3 pacientes con Necrosis Avascular bilateral). También 8 pacientes quedaron con puntaje de 1 de los cuales 4 tenían Artritis Reumatoide con afección bilateral, 2 pacientes cursaron con signos de aflojamiento protésico (Espondilitis Anquilosante y Necrosis Avascular) y 2 pacientes en que la marcha en la valoración preoperatoria quedó en 1. Se observa una mejoría considerable

del dolor; comparado con la movilidad y la marcha, resaltando que la mayoría de los pacientes lo que les motivó a aceptar la cirugía fué la poca tolerancia al dolor.

En el Sistema No Cementado (Isoelástico): en la valoración preoperatoria se observó que el mayor porcentaje 94.1% de pacientes se calificó con 3 y 4 puntos del dolor; para la movilidad y la marcha fué de 70.6% en 4 y 5 y 73.5% de 3 y 4 puntos respectivamente. Mientras que en la valoración postoperatoria fué de 94.1% en 5 y 5; 88.2% en 5 y 5 y 88.2% en 4 y 5 para dolor, movilidad y marcha respectivamente. Algunos pacientes refirieron dolor en el muslo ipsilateral por largo tiempo, de moderada intensidad el cual disminuyó con el tiempo.

En el Sistema Cementado (Muller Curva y Autobloqueante): los puntajes preoperatorios para dolor, movilidad y marcha fueron 88.6% con 3 y 4; 83.6% con 3 y 4 y 71.6% con 3 y 4 respectivamente, mientras que en el postoperatorio el puntaje para el dolor, movilidad y marcha: 87.3% con 5 y 6; 82.9% con 5 y 6 y 73.2% con 4 y 5 respectivamente.

Lo anterior demuestra una clara mejoría del dolor y funcionalidad de los pacientes después del implante protésico tanto en el Sistema Cementado como en el No Cementado. Lo que es semejante a otros reportes en el mundo sin embargo no tenemos los suficientes datos para comparar un sistema con otro, ya que el volumen de pacientes y el poco tiempo postoperatorio en las Artroplastias No Cementadas comparado con las Cementadas no nos permite establecer las ventajas ó desventajas de un sistema sobre otro.

En cuanto a la comparación por diseños de prótesis (Isoelástica, Muller Curva y Autobloqueante) no se mostró gran diferencia en las valoraciones pre y postoperatorias de un modelo con otro.

5. Complicaciones: el Aflojamiento protésico (14.2%) fue la complicación más frecuentemente observada.

El vástago Muller Curvo se asoció a la mayoría de los aflojamientos lo cual de acuerdo con los reportes revisados es debido a lo corto del vástago, a la curvatura y a los bordes agudos que presenta los cuales contribuyen a la formación de fracturas del cemento. Dos vástagos autobloqueantes de Muller presentaron aflojamiento debido a que una paciente tenía Artritis Reumatoide y otra un padecimiento degenerativo bilateral a la cual se le operó una sola cadera, siendo sometida a sobrecarga condicionando el aflojamiento.

De los pacientes operados en el Servicio que presentaron aflojamiento se explica su corto tiempo de duración (8-8 años) debido a que la mayoría eran pacientes (8) con Artritis Reumatoide, lo cual es de esperarse ya que la matriz ósea en éstos pacientes se encuentra totalmente insuficiente. Esto coincide con los reportes a nivel mundial.

La mayor incidencia de aflojamiento se presentó en el grupo de 30 a 40 años lo cual coincide con la mayoría de los reportes realizados en el mundo, debido a que el paciente joven presenta una mayor actividad física.

En nuestro estudio el porcentaje de aflojamiento de pacientes operados en el servicio fué de 2.4% comparado con 1.3% en otros hospitales (41).

Patología Infecciosa se encontró en 0.9% de los casos, la mayoría pacientes sometidos a tratamientos con inmunosupresores, comparado con 2% de incidencia en otros hospitales (41).

Las otras complicaciones como Fisuras Diafisarias, Avulsiones, Paresias y Falsa Vía son atribuibles a fallas en la técnica quirúrgica.

5. Lo observado en nuestro trabajo en relación al inicio de la marcha, presenta algunas diferencias en relación a la literatura mundial, ya que el promedio de inicio para las prótesis cementadas fue mayor que para las no cementadas, debido a que anteriormente al paciente se le daba más tiempo de reposo, actualmente el inicio del apoyo es aproximadamente a los 4 ó 5 días para las prótesis Cementadas y en las No Cementadas se espera hasta el 5 y 6 día, además de que el apoyo es diferido.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

IX. CONCLUSIONES

* El Sistema de Fijación No Cementada está indicado siempre y cuando exista una distribución anatómica que permita un mecanismo de ajuste adecuado entre implante y hueso, para conseguir una fijación permanente. En general es el implante de elección en el paciente joven.

* El Sistema de Fijación Cementada, consigue una fijación más rápida de los componentes. Sin embargo los buenos resultados iniciales van disminuyendo con el tiempo, especialmente en los pacientes jóvenes, por el envejecimiento del cemento óseo. Esta indicado en los pacientes en que la falta de sustrato óseo imposibilita un ajuste adecuado entre implante y hueso.

* La prótesis Cementada tiene un período de vida limitado que en nuestra revisión se pudo determinar en 15 años.

* Las prótesis de vástago curvo y corto no son suficientes para resistir las sollicitaciones biomecánicas a que es sometida una cadera, conduciendo a un temprano aflojamiento.

* El fracaso de la Artroplastía Total de Cadera se debe principalmente a: mala elección del paciente, fallas en la técnica quirúrgica y mal seguimiento en la rehabilitación y en las indicaciones postoperatorias.

* El paciente candidato a Artroplastía Total de Cadera requiere de una perfecta valoración integral tanto en forma general (edad, condición socioeconómica, ocupación, etiología, etc.), como en forma particular (grado de osteoporosis, anatomía de los huesos receptores en coordinación con la morfología del implante).

* Todos los pacientes especialmente los jóvenes deben aceptar la limitación razonable de su actividad física.

* Todos los pacientes postoperados de Artroplastía Total de Cadera, deben ser cuidadosamente controlados de acuerdo a un protocolo de estudio desde la valoración preoperatoria, transoperatoria y postoperatoria, con exámenes físicos y radiográficos al menos cada 2 años.

* Si el paciente refiere dolor en la cadera operada y se observa radiológicamente destrucción progresiva del hueso se debe valorar la realización de una Artroplastía de Revisión con Recambio Protésico.

X. BIBLIOGRAFIA

1. Alexiades, M.; Clain, M.: PROSPECTIVE STUDY OF POROUS COATED ANATOMIC TOTAL HIP ARTHROPLASTY. Clin. Orthop. 289: 205-208, Aug. 1991.
2. Blaha, J.; Spotorno, L.: CLS PRESS-FIT TOTAL HIP ARTHROPLASTY. Techniques Orthop. 6: ISSUE 3: 80-88, 1991.
3. Bombelli, R.: ARTROSIS DE CADERA. Salvat Editores, S.A. 2a. Edición, 1985.
4. Bombelli, R.; Mathys, R.: CEMENTLESS ISOELASTIC RM TOTAL HIP PROSTHESES. J. Roy. Soc. Med. 75: 888, 1982.
5. Collis, D.: LONG-TERM (TWELVE TO EIGHTEEN-YEAR) FOLLOW-UP OF CEMENTED TOTAL HIP REPLACEMENTS IN PATIENTS WHO WERE LESS THAN FIFTY YEARS OLD. J. Bone and Joint Surg. 73-A (4): 593-597. Apr. 1991.
6. Crenshaw, A. H.: CAMPBELL. CIRUGIA ORTOPEDICA. Editorial Médica Panamericana, 7a. Edición, 1988.
7. Crowninshield, R.: AN OVERVIEW OF PROSTHETIC MATERIALS FOR FIXATION. Clin. Orthop. 235: 166-170, Oct. 1988.
8. Charnley, J.: ARTHROPLASTY OF THE HIP. A NEW OPERATION. Lancet, 1: 1129-1132, 1951.
9. Charnley, J.: TOTAL HIP REPLACEMENT BY LOW FRICTION ARTHROPLASTY. Clin. Orthop. 72: 7, 1970.
10. De Lee, J.; Charnley, J.: RADIOLOGICAL DEMARCATION OF CEMENTED SOCKETS IN TOTAL HIP REPLACEMENT. Clin. Orthop. 121: 20-32, 1976.
11. Dorr, L.; Lockett, M.; Conoty, J.: TOTAL HIP ARTHROPLASTY IN PATIENTS YOUNGER THAN 45 YEARS. Clin. Orthop. 260: 215-219, Nov. 1990.
12. Forgon M.; Mammel, E.: MORPHOLOGICAL INVESTIGATIONS OF A POROUS ALUMINUM OXIDE CERAMIC AND THE CONSEQUENCES FOR CLINICAL APPLICATION. Arch. Orthop. Trauma Surg. 106: 385-389, 1987.

13. Giacometti, R.; Pace, A.: CLS FEMORAL COMPONENT. ORTHOPEDICS. 12(9): 1195-1200, Sep. 1989.
14. Gruen, T.; McNeice, G.; Amstutz, H.: "MODES OF FAILURE" OF CEMENTED STEM-TYPE FEMORAL COMPONENTS. A RADIOGRAPHIC ANALYSIS OF LOOSENING. Clin. Orthop. 141: 17-47, Jun. 1979.
15. Hartofilakidis, G.; Stamos, K.: FIFTEEN YEARS EXPERIENCE WITH CHARNLEY LOW-FRICTION ARTHROPLASTY. Clin. Orthop. 248: 48-58, Sept. 1989.
16. Herman, J.; Sowder, W.: POLYMETHYLMETACRYLATE-INDUCED RELEASE OF BONE-RESORBING FACTORS. J. Bone and Joint Surg. 71-A (10): 1530-1540, Dec. 1990.
17. Howie, D.; Cornish, B.: RESURFACING HIP ARTHROPLASTY. Clin. Orthop. 253: 144-158, Jun. 1990.
18. Johansson, J.; McBroom, R.: FRACTURE OF THE IPSILATERAL FEMUR IN PATIENTS WITH TOTAL HIP REPLACEMENT. J. Bone and Joint Surg. 63-A: 1435. 1981.
19. Kapanji, I. A.: CUADERNOS DE FISILOGIA ARTICULAR. MIEMBRO INFERIOR. Masson, S. A. 3a. Edición. 1984.
20. Kilgus, D.; Namba, R.: TOTAL HIP REPLACEMENT FOR PATIENTS WHO HAVE ANKYLOSING SPONDYLITIS. J. Bone and Joint Surg. 72-A (6): 834-839, Jul. 1990.
21. Krismer, M.; Fischer, M.: UNCOATED POLYETHYLENE RM ACETABULAR COMPONENT VERSUS MULLER CEMENTED ACETABULAR COMPONENT. Arch. Orthop. Trauma. Surg. 110: 106-109. 1991.
22. Lazcano, M.: ARTROPLASTIA TOTAL DE LA CADERA EN LA ESPONDILITIS ANQUILOSANTE. Rev. Mex. Ortop. Traumatol. 3(3): 70-78. 1989.
23. Lazcano, M.: ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA TIPO CHARNLEY. CECSA, 1984.
24. Ling, R.: COMPLICACIONES DE LA ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA. Salvat Editores. 1a. Edición. 1987.

25. Ling, R.; Scales, J.: FUNDAMENTOS CIENTIFICOS DE ORTOPEdia Y TRAUMATOLOGIA.
26. Morsher, E. W.: CEMENTLESS TOTAL HIP ARTHROPLASTY. Clin. Orthop. 181: 76-91, 1983.
27. Morsher, E. W.; Dick, W.: CEMENTLESS FIXATION OF "ISOELASTIC" HIP ENDOPROSTHESES MANUFACTURED FROM PLASTIC MATERIALS. Clin. Orthop. 176: 77-87, Jun. 1983.
28. Muller, M. E.: TOTAL HIP PROSTHESES. Clin. Orthop. 72: 46-88, 1970.
29. Munuera, L.; Garcia-Cimbrelo, E.: LA PROTESIS TOTAL DE CADERA CEMENTADA. Interamericana. 1a. Edición, 1989.
30. Palacios, J.: IMPLANTES OSEOS Y ARTICULARES. Ediciones Norma, 1a. Edición. 1980.
31. Radin, E.; Simon, S.: BIOMECANICA. PRACTICA EN ORTOPEdia Noriega Editores. 1a. Edición. 1981.
32. Rothman, R.: CEMENTED VERSUS CEMENTLESS TOTAL HIP ARTHROPLASTY. Clin. Orthop. 254: 153-186, May. 1990.
33. Sarmiento, A.; Ebrahazadeh, E.: TOTAL HIP ARTHROPLASTY WITH CEMENT. J. Bone and Joint Surg. 72-A (10): 1470-1476, Dec. 1990.
34. Schneider, R.: LA OSTEOTOMIA INTERTROCANTEREA EN LA COXARTROSIS. Editorial A.C.. 1a. Edición, 1984.
35. Schneider, R.: LA PROTESIS TOTAL DE CADERA. UN CONCEPTO BIOMECANICO Y SUS CONSECUENCIAS. Editorial A.C. 1983.
36. Severt, R.; Wood, R.: LONG-TERM FOLLOW-UP OF CEMENTED TOTAL HIP ARTHROPLASTY IN RHEUMATOID ARTHRITIS. Clin. Orthop. 265: 137-145, Apr. 1991.
37. Spector, M.: POROUS POLYSULFONE COATINGS FOR FIXATION OF FEMORAL STEMS BY BONY INGROWTH. Clin. Orthop. 176: 34-40, Jun. 1983.
38. Thompson, F.: AN ESSAY ON THE DEVELOPMENT OF ARTHROPLASTY OF THE HIP. Clin. Ortho. 44: 73-81, 1966.

39. Tronzo, R.: SURGERY OF THE HIP JOINT. Lea & Febiger, 1973.
40. Valencia, V.: ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA. TIPOS DE PROTESIS, CONCEPTOS E INDICACIONES. Tesis de Postgrado, HOMS. IMSS. 1991.
41. Wixson, R.; Stulberg, D.: TOTAL HIP REPLACEMENT WITH CEMENTED, UNCEMENTED AND HYBRID PROSTHESES. J. Bone and Joint Surg. 73-A (2): 257-270, Feb. 1991.