



**UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTONOMA DE MEXICO**

**FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS
SUPERIORES**



**Curso de Especialización en Ortopedia y Traumatología
Hospital de Ortopedia y Traumatología
Magdalena de las Salinas**

**RESULTADOS CLINICO RADIOLOGICOS A CORTO PLAZO
DE LA ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA CON
PROTESIS DE CHARNLEY MULLER.**

Tesis Recepcional

**Que para obtener el Título de
Especialista en Ortopedia y Traumatología**

p r e s e n t a

DR. ARTURO DE LA ISLA HERRERA

MEXICO, D. F.

1983

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta 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.
1.- Introducción.....	1
2.- Historia.....	3
3.- Consideraciones anatómicas y de fisiología articular.....	5
4.- Consideraciones biomecánicas de la cadera normal y después del reemplazo.....	8
5.- Indicaciones del reemplazo total de cadera.....	17
6.- Técnica quirúrgica.....	18
7.- Radiología en el reemplazo total de cadera.....	24
8.- Complicaciones.....	28
9.- Objetivos.....	42
10.- Material y Métodos.....	43
11.- La valoración funcional de la cadera según Harris.....	44
12.- Los criterios radiológicos de Salvati.....	49
13.- Análisis de los resultados.....	51
14.- Conclusiones.....	60
15.- Bibliografía.....	62

INTRODUCCION:

Ninguna duda existe de que la artroplastia total de cadera ha revolucionado el mundo ortopédico. No solamente ha sido un alivio para los cientos de pacientes que sufren alguna enfermedad de la cadera, sino que sus ramificaciones, aplicables al tratamiento de otras articulaciones han sido importantísimas de tal suerte que practicamente cualquier diartrodia del organismo es susceptible de algun tipo de reemplazo.

¿ Ha sido la artroplastia total de cadera un éxito ? Incuestionablemente, ha traído la liberación del dolor y de la deformidad en casi cada uno de los sujetos. Se puede esperar del procedimiento la liberación del fenómeno doloroso en un mínimo de un 90 % ¿Que otro procedimiento ortopédico-quirúrgico puede reclamar este resultado sorprendente? Caderas que previamente hubieran parecido imposibles de salvar por reconstrucción, pueden ser convertidas en estructuras anatómicamente útiles.

Las implicaciones sociales de la operación son obvias, los beneficios económicos, aunque menores, permiten a muchos pacientes después del procedimiento, reincorporarse a una actividad útil y remunerativa.

A pesar de los grandes avances logrados, es indudable que la artroplastia de cadera se encuentra aún en etapas i-

-niciales. Con mejores materiales, diseños y probablemente aún mejor, con la individualización de diferentes tipos de reemplazo total para diferentes etiologías, se podrá obtener mejores resultados.

Los avances en la artroplastia total de cadera deberán ser el resultado de un esfuerzo coordinado entre los cirujanos ortopédicos, ingenieros, especialistas en materiales, bacteriólogos, patólogos y muchos otros elementos médicos y paramédicos.

El objetivo a perseguir, deberá ser una cadera que pueda ser requerida en forma similar a la normal, sin miedo a efectos deletéreos a largo plazo.

HISTORIA:

La artroplastía total de cadera, tuvo sus orígenes en forma con la aparición de la interposición de una copa o molde de metal entre cabeza femoral y el acetábulo (Smith-Peterson). Más tarde, el recambio de la cabeza femoral enferma, inicialmente con plástico como propuso Judet y después con metal como la introdujeron Moore, Thompson y otros que ayudaron a desarrollar nuestro concepto de artroplastía de reemplazo. A fines de los 50 e inicios de los 60, los ortopedistas británicos Mc Kee y Watson-Farrar, Ring, Charnley y el suizo Muller reemplazaron ambos componentes de la articulación.

La introducción del metilmetacrilato para asegurar la prótesis y vencer su principal problema, que es el aflojamiento de los componentes, fué nuevamente una contribución de Charnley. Sir John fué también pionero en el concepto metal-polietileno actualmente de uso casi universal. De estos tempranos inicios se han desarrollado múltiples extensiones del concepto básico de reemplazar el acetábulo y cabeza femoral enfermos con metal, plástico o cerámica y asegurar los componentes con metilmetacrilato en la mayoría de los casos, aunque el acomodo a presión de los componentes en el hueso y el crecimiento fisiológico del mismo dan

-tro de metales porosos son ahora usados en forma cada vez mayor.

Se han desarrollado también otras variantes del diseño tradicional como es el caso de Bateman quien pensando en la erosión del acetábulo como el principal problema de las endoprótesis, intenta obviarlo permitiendo que el mayor movimiento ocurra entre la cabeza metálica del componente femoral y una copa de polietileno interpuesta y articulada con el acetábulo. Esto disminuye las fuerza de fricción y de carga entre la cabeza metálica fija de la endoprótesis femoral y el acetábulo.

Otra alternativa es el reemplazo de superficie practicado por Wagner, Amstutz, Freeman, el grupo de Indianapolis y otros. Este se encuentra ganando un lugar especial entre la población de pacientes jóvenes.

CONSIDERACIONES ANATOMICAS Y DE FISILOGIA ARTICULAR

La cadera, es la articulación proximal del miembro - pélvico, es una enartrosis de coaptación muy firme. Posee ciertamente una menor amplitud de movimientos que el hom bro pero al revés que este, goza de una estabilidad mayor y es la articulación más difícil de luxar de todas las que existen.

Estas características están condicionadas por la función de soporte del peso corporal y por la de locomoción, - propias del miembro pélvico.

La cabeza femoral está constituida por los dos tercios de una esfera de 40 a 50 mm de diámetro, el cuello del fémur le sirve de apoyo y asegura su unión con la diáfisis. - El eje de este forma con el eje diafisario un ángulo llamado de inclinación, de 125° en el adulto; con el plano - frontal, forma un ángulo de 10° a 30° llamado de declina- - ción, abierto hacia adentro y hacia adelante; recibe tam- - bién el nombre de ángulo de anteversión.

La cavidad cotiloidea recibe la cabeza femoral; tiene forma de Hemiesfera, limitada en su contorno por la caja - cotiloidea. Tan solo la periferia del cotilo está incrusta - da de cartilago: se trata de la media luna articular, in-

-terrumpida en su parte inferior por la profunda escotadura isquiopubiana. El cotilo no está orientado directamente hacia afuera sino que "mira" hacia abajo y adelante. El eje de este último forma un ángulo de 30° a 40° con la horizontal, lo que implica que la porción superior del cotilo desborda por fuera a la cabeza; este desbordamiento se mide por el ángulo de recubrimiento que en condiciones normales es de 30° (ángulo CE de WILBURG).

El extremo superior del fémur posee una estructura formada por diferentes fascículos de trabéculas que se extienden por el cuello y la cabeza. El primero nace de la cortical externa de la diáfisis y termina en la parte inferior de la cortical cefálica. Es el fascículo arciforme de Gallois y Bosquette. El segundo se abre a partir de la cortical interna de la diáfisis y de la cortical inferior del cuello y se dirige, vertical, hacia la parte superior de la cortical cefálica: Es el fascículo cefálico o abanico de sustentación. Un sistema accesorio se abre en el trocánter mayor: el primero, a partir de la cortical interna de la diáfisis: es el fascículo trocántereo. El segundo, de menor importancia, está formado por fibras verticales paralelas a la cortical externa del trocánter mayor.

Entre los factores de adaptación de la coxofemoral con

-tamos con los siguientes:

El peso es un factor de ayuda, en la medida en que el techo del cotilo recubre la cabeza femoral y este se aplica por la fuerza de reacción que se opone al peso del cuerpo.

El rodete cotiloideo, prolonga la superficie del cotilo proporcionandole más profundidad, de modo que la cavidad total sobrepasa la hemiesfera.

La presión atmosférica constituye también un factor importante de coaptación.

Los ligamentos y los músculos desempeñan un papel esencial en la sujeción de las superficies articulares. Hay un cierto equilibrio entre sus actividades respectivas; en la cara anterior de la articulación los músculos son pocos y débiles, pero los ligamentos son muy potentes, mientras que en la cara posterior sucede lo contrario.

La orientación del cuello femoral interviene, en gran manera en la estabilidad de la cadera, tanto si esta orientación se considera en el plano frontal como en el plano horizontal. En el plano frontal, la posición de aducción favorece la luxación mientras que en el horizontal la rotación lateral tiene un efecto similar.

CONSIDERACIONES BIOMECANICAS DE LA CADERA NORMAL
Y DESPUES DEL REEMPLAZO DE CADERA.

La carga fisiológica en la extremidad proximal del -- fémur es equivalente a la suma vectorial de la fuerza K, -- representada por el peso del cuerpo, menos aquel de la extremidad que carga peso y por la fuerza muscular M la cual a su vez se encuentra determinada por la fuerza de los abductores los cuales actúan lateralmente a la cadera.

Esta fuerza compresiva R actúa en el cuello femoral y tiende a producir un encorvamiento del cuello femoral porque su dirección no corresponde con la del mismo sino que forma un ángulo abierto medialmente. Existe además una --- fuerza cizallante que actúa al nivel del cuello y determinada por la inclinación de la fuerza compresiva resultante al axis femoral.

La magnitud de cada tipo de stress, depende del área a la cual se transmite la carga, y se determina por la relación inversa entre la carga y la superficie a la cual se aplica. Consecuentemente al aumentar el área de corte transversal, disminuye el stress.

La magnitud de la fuerza compresiva en la cabeza femoral, no depende unicamente del tamaño de la carga represen

-tada por una resultante R sino sobre todo, del área en la cual se distribuye la carga; la misma no se determina por la porción articular esférica cargada sino por su proyección a un plano perpendicular a la dirección de la resultante - compresiva.

Además de los esfuerzos mencionados para el cuello femoral y también condicionados por la oblicuidad de la fuerza compresiva aparecen fuerzas compresivas en la parte medial del cuello y esfuerzos menores de tensión en la parte lateral.

El patrón de distribución de esfuerzos, variará después del reemplazo total de la articulación. Las fuerzas cizallantes generadas en la superficie de la articulación, ya no son despreciables y producen momentos de torsión -- que pueden aflojar la prótesis en el lugar donde está anclada al hueso. El tamaño y la posición de las áreas de contacto entre prótesis y hueso, son cruciales en la determinación del tipo y magnitud de los esfuerzos generados. Los materiales de la prótesis tienen diferentes módulos de elasticidad, alterando consecuentemente la relación entre los esfuerzos y las deformaciones generadas.

Si se considera que la prótesis de cadera tiene un contacto total entre los componentes femoral y acetabular,

las fuerzas generadas en la superficie de la articulación nuevamente producen un patrón de fuerzas de compresión semejantes al de la cadera normal. El componente acetabular, al ser menos deformable que el hueso produce esfuerzos de compresión mayores que los normales, en el área superior de la copa y menores en su superficie medial.

Si el componente femoral tiene contacto con el componente acetabular centralmente, este no está sometido a flexión en forma significativa. Sin embargo, con el movimiento de la cadera, la fuerza resultante en la articulación es propensa a actuar más hacia la periferia del componente acetabular, tendiendo a flexionarlo. Las deformaciones resultantes en el componente acetabular pueden provocar aflojamiento.

Independientemente de que se consideren los esfuerzos de contacto locales en la superficie o los esfuerzos totales en la copa, el efecto sobre el material de la prótesis no se puede considerar solamente como estático y sin cambio. Así, un hecho más que debe considerarse en el diseño de cualquier prótesis, es la vida ante la fatiga del material implantado, del cemento y del hueso.

Además, de las fuerzas de compresión al acetábulo tan

-bién está sometido a, y transmite fuerzas cortantes producidas en la superficie de la articulación (por ejemplo la prótesis de baja fricción de Charnley, tiene un coeficiente de fricción que puede ser 40 a 50 veces mayor que el de la articulación normal). Esta resistencia por fricción crea modestas fuerzas cortantes en la interfase. Si después de cierto tiempo de uso, se examina la superficie de un componente acetabular de polietileno, se nota que el material de la superficie está deformado. Esta deformación ocurre lentamente y puede describirse como flujo plástico o flujo en frío. Dicho fenómeno puede suceder solo si el material es suficientemente plástico o deformable, de otra forma los esfuerzos de tensión rompen el material.

Los esfuerzos generados en la interfase cemento-hueso que rodea al componente acetabular, son obviamente el resultado de las fuerzas de compresión y cortantes, de la superficie articular de la cadera, alternadas por su transmisión a través del componente acetabular. En general, el área superior y medial se somete a esfuerzos de compresión. Sin embargo, puesto que las superficies medial y lateral de esta interfase son más paralelas a la dirección de la mayor transmisión de fuerzas (de compresión), estas áreas están sometidas a fuerzas cortantes.

El cirujano puede limitar la magnitud de los esfuerzos en la interfase cemento-hueso acetabular: primero asegurándose que la interfase del cemento tenga contacto con material trabecular mas que con la cortical interna de la pelvis; segundo, poniendo tanto cemento como sea posible - sobre todo en el acetábulo, en contacto indirecto con tantas trabéculas como sea posible; y tercero, haciendo orificios en el acetábulo que se llenen de cemento. Todas estas medidas aumentan el área de hueso que recibe las fuerzas; por lo tanto los esfuerzos se reducen.

Las fuerzas de compresión generadas en la superficie articular de la prótesis femoral, producen esfuerzos de compresión en la prótesis como en una cabeza femoral normal, aunque los esfuerzos y su distribución pueden estar alterados.

En el cuello y en el vástago de la prótesis femoral, la fuerza de compresión excéntricamente localizada en la base de la cabeza esférica, producen un patrón de esfuerzos pero predominantemente de compresión y de flexión, semejante a los observados en el cuello femoral normal y en la región trocantérica.

La reducción en la longitud del cuello o la orientación en valgo, crea un patrón de esfuerzos de compresión

más uniforme en el vástago, debido a que disminuyen los esfuerzos de flexión.

La magnitud de los esfuerzos en el vástago también dependen del área de la sección transversal y de la distribución del material presente, considerada en referencia a su eje neutral, es decir, al momento de inercia del área del material del vástago, particularmente en el lado medial -- (de compresión). Entre mayor sea el área transversal medial al eje neutral, menor es el esfuerzo de tensión.

Los esfuerzos de flexión en la prótesis crean a su vez esfuerzos de tensión lateralmente, lo cual ya que la carga es intermitente, puede iniciar y propagar y originar la fractura del vástago. La forma y el grado con que el cemento femoral está fijado, altera drásticamente el patrón y la magnitud de los esfuerzos generados en el cuello del vástago. Si el hueso o el cemento fijan la prótesis solo alrededor del vástago, dejando el collar de la prótesis sin soporte, el momento de flexión y los esfuerzos producidos en la prótesis, son mayores que cuando hay contacto entre la prótesis y el calcar.

Si la carga de la prótesis se transmite al calcar, -- aunque aumentan los esfuerzos de compresión en la región del calcar, los esfuerzos de flexión en el vástago disminu

-yen , ya que se reduce el brazo de momento.

Los esfuerzos producidos en el cemento y en el hueso en el lado femoral, dependen de la forma, tamaño y posición de la prótesis, tanto como de la localización, orientación y cantidad de contacto entre ella y el cemento y huesos circundantes.

La ventaja de un diseño de baja fricción sobre una de alta fricción, es que se requiere menos fuerza muscular para mover las superficies articulares. Esto disminuye las fuerzas en la articulación, tanto las cortantes como las de compresión. Independientemente de como se crea el esfuerzo de flexión, si se requiere evitar el aflojamiento de la prótesis, el momento de flexión debe ser resistido por fuerzas generadas principalmente en la interfase cemento-hueso en las porciones proximal y medial y distal y lateral.

Los intentos para reducir el momento de flexión, disminuyendo al grado de varo en la prótesis o disminuyendo la longitud del cuallo aumenta el componente de compresión de la fuerza transmitida hacia abajo en el vástago.

La disminución pronunciada de los esfuerzos, por otra parte, podría conducir a la osteoporosis, con degradación

secundaria temprana de la interfase cemento-hueso y un aumento en la incidencia de aflojamiento.

En gran parte, la fijación exitosa del componente femoral, depende de la técnica quirúrgica. Idealmente, una interfase completa cemento-hueso debe rodear al collar y al vástago para distribuir cualquier fuerza presente en un área tan grande como sea posible. Si no hay contacto entre el collar del componente femoral y el calcar, por aposición directa o por interposición del cemento, las fuerzas cortantes y de flexión transmitidas a las áreas por debajo de este nivel, se incrementan.

Si con la escofina se elimina todo el hueso trabecular, solo el cemento opone resistencia a las fuerzas generadas en la articulación. Por tanto, es conveniente que el cirujano conserve tanto hueso trabecular endóatico como sea posible. El cemento también debe tener volumen suficiente, para extenderse hasta mas abajo del extremo de la prótesis y así asegurar un área tan grande como sea posible sobre la cual las fuerzas pueden estar distribuidas. Cualquier disminución a la superficie de contacto cemento-hueso aumenta los esfuerzos en el resto del área de contacto. Debe evitarse cualquier movimiento de la prótesis du-

-rante el tiempo de enourecimiento del cemento ya que las fuerzas se transmiten de la prótesis al cemento solo en el área de los puntos salientes donde ocurre el contacto.

El proporcionar un buen contacto entre el collar de la prótesis y el calcar o interponer una capa de cemento en esta área, ayuda mucho a reducir los esfuerzos generados en el cemento y en el hueso trabecular a lo largo de la diáfisis. idealmente, debe existir una completa interfase cemento-hueso alrededor del vástago, para distribuir estos esfuerzos de compresión tan ampliamente como sea posible. En su ausencia, el grueso de los esfuerzos se localizan en la región del calcar.

INDICACIONES:

El reemplazo total de la cadera está indicado en padecimientos que afecten a los componentes acetabular, femoral, o ambos. La mayor frecuencia de estas indicaciones se encuentra en pacientes de edad avanzada que padecen artrosis primaria o secundaria a lesiones traumáticas, displásicas o infecciosas, así como en procedimientos artroplásticos fracasados. Otro grupo importante lo forman las coxartrosis de las enfermedades inflamatorias difusas del tejido conjuntivo de etiología anquilosante y lupus eritematoso generalizado; en estos casos se actuará independientemente de la edad, ya que su presentación es mas temprana, y la oportunidad quirúrgica estará supeditada al grado de destrucción articular y de invalidez. Con menos frecuencia está indicado en padecimientos metabólicos o tumorales.

TECNICA QUIRURGICA:

Se recomienda la técnica de Kocker-McFarland, en la que se coloca al paciente en decúbito lateral; la incisión comienza en un punto situado entre 6 y 8 cm. por delante de la espina iliaca posterior superior e inmediatamente por debajo de la cresta iliaca o sea, la proyección cutánea del borde anterior del músculo glúteo mayor. Se amplía hacia abajo la incisión, en dirección del borde anterior del trocánter mayor, y se continúa distalmente a lo largo de la proyección de la diáfisis femoral unos 15 a 17 cm. Se abren piel y tejido subcutáneo por delante y por detrás, separándolos de la fascia que se encuentra por debajo. Se abre la fascia lata en dirección longitudinal de sus fibras, comenzando por extremo distal de la incisión hasta al trocánter mayor. Se hace abducción del muslo y se palpa el borde anterior del surco correspondiente al glúteo mayor; la incisión se extiende a lo largo de dicho surco; se exponen al trocánter mayor y los músculos que se insertan en él. Los segundos campos se suturan a los bordes seccionados de la fascia glúteo-femoral, y la separación de la parte posterior de la fascia junto con el glúteo mayor expone al músculo medio y a la bolsa serosa; esta se secciona.

El borde posterior del glúteo medio se lleva hacia adelante y se identifica el tendón del del piramidal de la pelvis y se separa con una cinta; ninguno de los rotadores cortos se desinsertan del borde del trocánter. El tendón del piramidal de la pelvis sirve como otro punto de fijación para el tendón del músculo glúteo medio al final del procedimiento. La línea de incisión en el periostio tendinoso se extiende desde el borde posterior del glúteo medio oblicuamente hacia abajo y hacia arriba, sobre el trocánter mayor, hasta la superficie lateral del vasto lateral y distalmente a una extensión de 4 a 5 cm.

La porción posterior del vasto lateral, junto con el periostio y la porción tendinosa del glúteo medio, se disecan del trocánter mediante bisturí. Se desplazan ventralmente al glúteo medio y la mitad anterior del vasto lateral, así como la unión tendinosa de los dos músculos. El glúteo menor se expone en toda su extensión y se abre transversalmente a 1 cm. proximalmente a su inserción del trocánter menor. Se colocan puntos de referencia en el glúteo menor, que se separan bien de la cápsula articular se expone en sus superficies anterior, superior y posterior. La superficie inferior se expone para visualizar el espacio entre ella y el tendón del psoas. Se insertan separa-

-radores de Homman. A continuación se realiza capsulectomía total. El cuello y la cabeza quedan ahora a la vista. Antes de luxar la articulación se coloca una sábana amplia estéril por debajo del miembro operado, y las dos puntas de la sábana se fijan por detrás de la espalda del ayudante, colocado en el lado opuesto de la mesa; con esta sábana se forma un bolsillo estéril dentro del cual se coloca la pierna flexionada y en rotación lateral. La posición del miembro se controla en todo momento, sin esfuerzos. La cabeza femoral se luxa anteriormente por medio de flexión y rotación lateral del muslo.

Se reseca la epífisis femoral proximal haciendo un corte en el cuello a 45 grados de inclinación en relación con el eje de la diáfisis femoral y, por tanto, perpendicular al plano bicondíleo. A continuación se extirpa el resto de la cápsula articular y queda ampliamente expuesta la cavidad acetabular, que es escofinada con fresas de alto poder para eliminar los tejidos inflamatorios además tres o cuatro perforaciones con broca de 8 mm. que sirva de fijación para el cemento acrílico. En seguida se prepara el lecho del componente femoral, raspando cuidadosamente con escofina el conducto medular para evitar una falsa vía.

Como siguiente paso, se verifican la congruencia y la adaptabilidad de los dos componentes y se procede a fijarlos con cemento en dos tiempos sucesivos. El componente acetabular deberá tener 45 grados de inclinación con el plano sagital y 10 de anteversión en relación con el plano frontal, y el femoral se colocará con 10 grados de anteversión en relación con el plano bicondíleo. El exceso de cemento se remueve con cucharilla mientras endurece; a los 10 minutos la polimerización es total, y se procede a colocar los componentes protésicos en posición funcional. Si existe una orientación correcta y la longitud del cuello ha sido bien seleccionada, la estabilidad será completa de tal modo que las maniobras que prueban la movilidad de la nueva articulación no ocasionarán luxación de los componentes.

Después de acoplar el reemplazo protésico, el miembro es colocado en abducción. Se reinserta el glúteo mayor en el trocánter, y se coloca un tubo de drenaje. Se practican orificios en el trocánter mayor y, con catgut crómico, se sutura al músculo glúteo medio en su unión fibroaponeurótica. Se utilizan otros puntos de catgut para unirlos al tendón indemne del piramidal de la pelvis.

A continuación se cierran sistemáticamente fascia, tejido subcutáneo y piel. En el postoperatorio inmediato se ordenan contracciones musculares isométricas a partir del segundo día, así como movilización asistida. La deambulacion con muletas se inicia en la segunda semana, y se permite que el paciente retorne a sus actividades ordinarias al finalizar el segundo o al tercer mes.

Las recomendaciones que se dan al paciente al salir del hospital son las siguientes:

- 1) Caminatas cortas y frecuentes dentro y fuera de su hogar.
- 2) Continuar con muletas por aproximadamente dos meses después de la cirugía, y a continuación usar bastón.
- 3) Si por su ocupación u otros motivos requiere estar sentado por períodos prolongados, se le sugiere una mecedora, ya que esta permite que su cadera se mueva y sirve como una forma de ejercicio. Debe recordar que la posición sentada no es fisiológica y puede provocar contracturas en flexión.
- 4) El ejercicio más completo es caminar, y durante la bipedestación debe conservar cadera y rodillas extendidas, propiciando la carga de peso.

- 5) La natación es recomendable, y puede combinarse dentro del agua sin soportes.
- 6) Se le comunica también que las molestias que pueda experimentar serán causadas por sobreactividad, y se resuelven con 20 minutos de descanso en decúbito dorsal. Si estas molestias persisten y no son bien controladas con analgésicos, debe acudir inmediatamente al médico.

RADIOLOGIA EN EL REEMPLAZO TOTAL DE LA CADERA

Charnley ha estudiado a largo plazo la radiología -- del cemento acrílico en el hueso, entre 5 y 10 años poste riores a la inserción, con un promedio de seguimiento de 4 años, y con particular referencia a la reacción ósea. - El apuntó osteoporosis, hipertrofia o resorción ósea, par ticularmente del remanente del cuello femoral, engrosamien to cortical, alteración de la textura ósea, y condensa--- ción del hueso canceloso adyacente al cemento. El hueso - permaneció radiológicamente normal en 81% de los 120 estu diados, en los cuales las endoprótesis fueron fijadas con cemento acrílico.

Mendes ha descrito los hallazgos radiológicos en una serie de 100 prótesis consecutivas McKee Farrar. El iden tificó la formación de hueso nuevo perióístico a nivel del vástago femoral, reabsorción progresiva del cuello femo-- ral, una línea de mayor densidad ósea alrededor del cemen tado de limpiante y osificación heterotópica extensa uso ciada con los fracasos.

Nocholson revisó radiológicamente 250 artroplastías-- con prótesis de Charnley de baja fricción y encontró resb sorción del cuello femoral de 5 a 8 milímetros en el 22.8%.

Demarcación entre el cemento y la prótesis o en ce--

-mento y hueso en 10.8%, aumento de grosor cortical femoral e hipertrofia externa en 10.8%. En el 3.6 % de los pacientes se encontró un espacio arriba de la porción suprolateral del vástago femoral asociada con un leve desplazamiento en varo. Además apuntó que la excesiva formación superióstica de hueso puede simular infección radiológicamente.

Salvati en 1976 reporta los hallazgos radiológicos en 100 prótesis consecutivas de baja fricción. Reporta -- pseudoartrosis del trocánter mayor en 5%. Posición neutral del componente acetabular en 71 caderas (45° más-- menos 10°) demasiado horizontal (menos de 34°) en 25. Demasiado vertical (más de 56°) en 4 caderas.

La posición del vástago fué neutral en 70 caderas, -- en valgo en 9 caderas y en varo en 21.

En las 93 caderas en que se usó cemento radiopaco se encontró una línea radiolúcida en la interfase cemento -- hueso, siendo más demarcada en la porción superior y lateral del acetábulo.

El ancho de la línea radiológica fué de un milímetro o menos en 63 caderas y entre uno y dos milímetros en 20 caderas. En un fracaso causado por infección fué de más -- de 3 mm.

Esta línea radiolúcida aumentó en los controles de 29 caderas, permaneció estable en 41 y con tendencia a disminuir en 23. A nivel del componente femoral la línea radiolúcida fué observada en 55 caderas. En 36 de ellas de un mm. o menos y de uno a dos mm. en las restantes.

El grosor de la corteza femoral se mantuvo constante en 64 caderas. Aumentó en 31. Cinco caderas mostraron disminución del grosor cortical femoral. La mayoría del engrosamiento cortical y de la reacción perióstica formada de hueso (4 casos) ocurrieron durante el primer año.

Se encontraron osificaciones ectópicas en 39 casos, mínima en 31, moderada en 5 y severa en 3.

El uso del cemento radiopaco parece ser ventajoso sobre el radiolúcido. Permite una mejor evaluación de su localización, distribución, volumen y estructura. De otra forma puede no detectarse fracturas en el cemento, cementofitos, falsas vías o perforaciones. La adición del sulfato de bario no altera en forma significativa sus propiedades biomecánicas.

Para el diagnóstico de aflojamiento, la artrografía ha probado ser muy útil, particularmente cuando se ha usado cemento radiolúcido. Sin embargo, cuando se usó cemento con bario, la demostración artrográfica es más difícil: el

cemento y el medio de contraste inyectado tienen densidades radiológicas similares y se vuelve difícil distinguirlos. El uso de la técnica de sustracción ayuda a resolver este problema.

El exámen histológico de la interfase cemento - hueso demuestra un tejido fibroso que aumenta en densidad en relación directa con la estimulación mecánica. En las áreas donde las fuerzas mecánicas son máximas puede observarse fibrocartilago.

Las diferencias en las técnicas radiológicas y en la posición de las caderas han sido mencionadas en muchas ocasiones.

Desde que estos factores afectan la precisión de los estudios, sería altamente deseable la estandarización de los mismos.

COMPLICACIONES DE LA ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA:

Los resultados del reemplazo total de cadera en los casos no complicados, son importantes. Estos pacientes evolucionan en forma por demás satisfactoria, refieren ausencia de dolor, mejoría de la función y de la habilidad para la marcha. Sin embargo, el resultado nunca es tan bueno como una cadera normal, y el rango de mejoría parece variar más con la etiología y condiciones preoperatorias que con cualquier otro factor. Las coxartrosis bilaterales, las reumatoides y las artroplastias fallidas -- apuntan por supuesto peores resultados.

Las complicaciones atribuibles al procedimiento pueden ser divididas en dos grandes grupos: locales y sistémicas. Analizaremos brevemente las mas frecuentes de ellas.

SISTÉMICAS. - Las complicaciones sistémicas mas frecuentes se presentan con una frecuencia similar a las de otra cirugía mayor de cadera, cualquiera que esta sea y son la tromboflebitis y la embolia pulmonar. La incidencia es variable con la experiencia de cada autor y se recomienda como preventivo al uso de mallas elásticas en las extremidades preoperatoriamente, durante la operación y -

en el periodo postoperatorio. Sin embargo la morbilidad ha sido suficiente en algunas series como para instituir anticoagulación profiláctica, aunque la anticoagulación profiláctica conlleva riesgos; pero el manejo cuidadoso evitará muchas de las complicaciones.

Es frustrante realizar una operación técnicamente perfecta y que el paciente muera súbitamente dos semanas después de la intervención al ir caminando por el pasillo del hospital, o que quede con una pierna edematosa y dolorosa durante años o meses.

En 1974 Harris escribió que: la complicación más frecuente de la artroplastía total de cadera es la enfermedad tromboembólica, habiendo encontrado en una revisión bibliográfica el 50 % de tromboembolismo, 10 % de embolias pulmonares y 2 % de muertes debidas a embolias pulmonares.

Charnley escribió en 1977: la embolia pulmonar sigue siendo la causa más frecuente de muerte en el postoperatorio de la artroplastía total de cadera, habiendo encontrado entonces el 20.2 % de trombosis venosa sistémica; el 7.89 % de embolia pulmonar y el 1.68 % de mortalidad.

Con el objeto de disminuir esta mortalidad y morbilidad se han hecho diferentes esfuerzos y estudios clínicos

al respecto. En la clínica Mayo, Coventry inició el uso de warfarín habiendo obtenido resultados sorprendentes de solo 2 % de embolias pulmonares y de ellas solo 0.05 % de muertes.

Usando el ácido acetil salicílico como agregante plaquetario Harris disminuyó la frecuencia de embolias pulmonares a 1.3 % y las muertes a 0 en 528 casos. Posteriormente, Charney comunicó que el uso de su sulfato de hidroxyclo-roquina, es también un antiagregante plaquetario con una frecuencia de 5.5 % de embolias pulmonares no fatales y de 0.26 % de fatales.

El dextrán 40 ha sido descartado como profiláctico -- por su alta toxicidad a riñón, hígado y corazón.

Si bien los fármacos anteriormente mencionados disminuyen el porcentaje de tromboembolismo pulmonar y muertes, - tienen también efectos secundarios y contraindicaciones. - La warfarina está contraindicada en casos de úlceras pépticas activas, en las discrasias sanguíneas, hipertensión y en los tumores malignos. El ácido acetil salicílico está - contraindicado en casos de esofagitis, gastritis y úlcera péptica. La hidroxyclo-roquina únicamente puede usarse por períodos cortos de tiempo; produce visión borrosa y daños-

irreversibles a la retina si se usa durante más de diez a catorce días.

LOCALES.- INFECCION.- Las sepsis continúa siendo un gran obstáculo en el éxito de la artroplastía total de cadera. Su incidencia es altamente variable de acuerdo al medio hospitalario y al autor; existen reportes que van desde un 12 % hasta 0.9 % en las mejores manos y con los dispositivos más modernos.

La importancia de evitar la contaminación ha sido enfatizada por Charnley y Eftekhari. Así se han diseñado salas de operaciones con fluido de aire laminar, trajes especiales que semejan uniformes espaciales, uso de antibióticos profilácticos metil-metacrilato adicionado de diferentes antibióticos etc.

Sin embargo recordaremos que la patogenia de las infecciones resultantes de tratamientos quirúrgicos, puede relacionarse con anomalías en la defensa del huésped o con una sobrecarga de las posibilidades normales del sistema. En la práctica quirúrgica es frecuente que coincidan ambos factores. En términos genéricos consideramos como predisponentes de infección:

- 1.- CONTAMINACION BACTERIANA: El depósito y crecimiento de bacterias así como el tipo y número de las mismas

contribuyen mutuamente al establecimiento o ausencia de una infección. El medio más simple para controlar la población bacteriana es evitar la contaminación - indebida mediante el uso de técnicas asépticas. Suprimir los tejidos desvitalizados, hematomas, espacios muertos, cuerpos extraños.

- 2.- AFORTE DISMINUIDO DE FAGOCITOS: Prácticamente cualquier situación que contribuye a disminuir el aporte de fagocitos a una zona de contaminación bacteriana - facilitará el desarrollo de infección. Estas situaciones incluye disminución de riego sanguíneo, tejidos desvitalizados, hematomas, reactividad vascular disminuida (dosis elevadas de esteroides) y tratamiento con quimioterápicos.
- 3.- FAGOCITOSIS ANORMAL: Los trastornos de la fagocitosis pueden depender de una deficiencia de opsoninas séricas o de una anomalía del propio fagocito. Se han acusado defectos de la ingestión en uremia, cetosis, hiperglicemia y varias enfermedades por deficiencia - inmunológica.
- 4.- FACTORES SERICOS ANORMALES: En cualquier zona de herida quirúrgica hay exudación de proteínas plasmáticas. El anticuerpo específico y el complemento con-

nido en este exudado pueden actuar como poderosos agentes opsonizantes para la fagocitosis de las bacterias contaminantes. Si el huésped no tuvo experiencia anterior con el germen invasor, carece de anticuerpo específico, y la intensidad de fagocitosis por leucocitos competentes está netamente disminuida.

Por estos y otros motivos, el médico debe tener siempre en cuenta que el hospital es una comunidad compleja - en la cual se concentran personas con una gran variedad de infecciones, así como otras muchas anormalmente susceptibles a las infecciones adquiridas en el hospital y en las heridas postoperatorias. Sin embargo, en este ambiente es hoy en día posible prevenir sistemáticamente la infección en la gran mayoría de heridas en operaciones previamente planeadas. Así pues, el cirujano moderno no puede - sustraerse a su responsabilidad de tratar infecciones debiendo comprender del conocimiento de muchos aspectos de microbiología, inmunología y farmacología es esencial para complementar su destreza quirúrgica.

AFLOJAMIENTO DE LOS COMPONENTES:

La incidencia de reintervención para revisión por aflojamiento de alguno de los componentes es elevada y -- probablemente constituya una de las causas más frecuentes de reintervención. Las series de Chernley han reportado un 0.9 % de revisiones acetabulares y similar incidencia de revisiones femorales. Beckenbaugh reporta al 1% de acetabulares y 1.7 % de femorales en un período de seguimiento de 5.7 años. Salvati y Wilson reportaron un 0.0% de acetabulares y 3.0 % de femorales en una serie de 67 caderas seguidas durante 10 años.

Aparentemente entre más largo ha sido el seguimiento de las series la frecuencia de signos radiológicos de aflojamiento han sido más frecuentes. Muchos de estos pacientes sin embargo permanecen asintomáticos y hemos encontrado en estudios previos que la progresión de los datos radiológicos de aflojamiento pueden suspenderse cuando la actividad del paciente declina a causa de la edad u otra enfermedad.

Clinicamente, los pacientes con aflojamiento mínimo de la prótesis, al principio se quejan de dolor durante la actividad.

Por lo general, los síntomas de aflojamiento de la cavidad consisten en un dolor referido al iliaco posterior, donde también puede haber sensibilidad local. Una vez aflojada la prótesis, esta se afloja todavía más, los síntomas aumentan y hasta puede sentirse un "crujido" palpable.

Aunque Amstutz no ha referido casos de aflojamiento a nivel de componente femoral, Parsons ha dicho que este último es susceptible de provocar dolor intenso a nivel del muslo.

Por revisión seriada de las placas de pacientes que han requerido revisión del componente femoral y en quienes se ha encontrado un franco aflojamiento del mismo se identifican cuatro signos radiológicos mayores de aflojamiento: Primero, hundimiento vertical; Segundo, presencia de nueva radiolucidez a través de la parte lateral del vástago; Tercero, agrietamiento del cemento alrededor del vástago; y cuarto, imágenes radiolúcidas cemento-hueso mayores del 50 % de la interfase. La radiolucidez entre el cemento y la prótesis sin hundimiento vertical es un signo temprano de aflojamiento y frecuentemente progresa a un franco hundimiento vertical. Las grietas son signos tardíos que usualmente se presentan con un grado de hun-

dimiento. La reabsorción del calcar no precede a otros -- signos de aflojamiento y generalmente no se considera como signo temprano del mismo. La hipertrofia de la corteza alrededor de la punta del vástago tampoco se encuentra asociada con pérdida progresiva. Ambos, la reabsorción del calcar y la hipertrofia cortical distal han sido asociadas como signos de un vástago bien fijado.

Los signos radiológicos de aflojamiento acetabular radican virtualmente en el estado de la interfase cemento-hueso. Esta imagen es tan frecuente como en un 95 % de los pacientes en forma incompleta y de 6.5 % de los pacientes en forma completa de al menos 2 mm. de ancho. Estas mismas han sido clasificadas de acuerdo al cuadrante de representación por Salvati y colaboradores. Charnley reporta desde un 25 % hasta un 59 % de este fenómeno, Salvati en un 11.1 % y Beckenbaugh solamente un 6.5 % mayores de un milímetro.

Es claro que este fenómeno es un hallazgo radiológico frecuente después de la artroplastía total de cadera. Es impredecible cuando el paciente desarrollará sintomatología en asociación de la interfase copa hueso. Si la línea radiológica excede de dos milímetros frecuentemente se ha encontrado en la cirugía un movimiento anormal de la próte

-sis acetabular.

Sistemáticamente, la frecuencia de aflojamiento ha sido mayor en pacientes jóvenes con sobrecarga de peso, así como con el tiempo transcurrido. Concluimos que el grado y la duración del stress aplicado a la interfase cemento-hueso fué el factor más importante en el aflojamiento.

También existe relación con deficiente técnica operatoria. Existe una fuerte correlación entre una pobre técnica de en cementación y aflojamiento protésico.

Las técnicas que aumentan la interdigitación del cemento en las trabéculas óseas, que remuevan membranas fibrosas residuales y que aseguran el completo llenado de cemento alrededor de la prótesis, seguramente disminuirán la frecuencia de aflojamiento.

LUXACIONES.- La frecuencia relativa de la misma se encuentra en relación con el tipo de implante y la adecuada orientación de los componentes. En referencia a la prótesis de Charnley esta es relativamente inestable a causa del pequeño diámetro de la cabeza, el relativamente delgado de cuello y la pared del componente acetabular. La colocación idónea del mismo para la prótesis original es con una inclinación de 45° y con 10° a 15° de antervención -

del componente acetabular y antetorsi3n femoral no mayor - de 10°. Posteriormente con el desarrollo de la pr3tesis de baja fricci3n recomend3 mantener el componente acetabular en cero grados de anteversi3n.

El adecuado seguimiento de estas normas as3 como un - buen control postoperatorio minimizar3 esta complicaci3n.

OSIFICACION ECTOPICA.- La causa de la formaci3n de - hueso ect3pica no es conocida, aunque la incidencia se en cuenta aumentada en casos de reoperaci3n y luxaciones, -- tambi3n se ha relacionado cuando se d3jan peque1os fragmen- tos 3seos entre la pelvis y el f3mur, asimismo, pueden de- desarrollarse cuando el troc3nter mayor ha sido osteotomiza- do y muy especialmente cuando la preparaci3n del techo ace- tabular ha requerido de un gran rimado. Cl3nicamente se re laciona con limitaci3n funcional y diferentes grados de -- dolor.

COMPLICACIONES DEBIDAS A LA OSTEOTOMIA TROCANTERICA.-

Existen algunos defensores de la osteotom3a de troc3n- ter quienes argumentan una mejor exposici3n con adecuada - preparaci3n y orientaci3n del acet3bulo y del canal femoral, adem3s de ventajas biomec3nicas al reinsertar el mismo la- teral y distalmente a su posici3n original. Una complica- c3n significativa de esta t3cnica es la falta de uni3n y

otra es la migración del trocánter. Charnley y Cupic reportan un 2.7 % de no unión. Otros, reportan hallazgos similares, desde el 1.8 % hasta el 7 %.

En la mayoría de los casos el trocánter se reinserta mediante un cerclaje de alambre compresivo. En condiciones favorables existirán signos de su unión radiológica a las ocho semanas. Si ésta no es observable, se retrasa la descarga de peso total. Muchos pacientes con falta de unión tienen una buena función y se reportan asintomáticos, probablemente tienen una unión fibrosa firme más que una verdadera falta de unión. Cuando los síntomas son importantes es menester reintervenir al paciente y practicar una nueva fijación compresiva previa resección del tejido fibroso. Los resultados de estos pacientes manejados con deambulación temprana y de aquellos con aparatos en abducción son similares.

COMPLICACIONES VASCULARES Y NEUROLÓGICAS.- La literatura indica que las neuropatías periféricas no son frecuentes en el reemplazo total de cadera y su incidencia es variable de 0.7 % a 3.7 %.

Los nervios que pueden ser dañados durante el acto quirúrgico son el femoral, el ciático, el obturador y el ciático popliteo.

Es sorprendente que a pesar de la cercanía de los vasos ilíacos externos y femorales al acetábulo y huesos -- del pubis, el daño a los mismos es relativamente raro. Las hemorragias durante las operaciones han sido menores, pero si se han reportado en la literatura complicaciones -- tardías como falsos aneurismos, fistulas arteriovenosas y trombosis.

DESGASTE DE LA PRÓTESIS.- La copa de polietileno usada en la prótesis de Charnley posee grandes ventajas sobre sus similares metálicas a causa de su considerable elasticidad, baja fricción y bajo índice de desgaste. El polietileno también posee cualidades para la absorción de golpes.

El coeficiente de fricción entre el polietileno y el acero en situaciones clínicas y con fluido sinovial es -- considerablemente menor que en las prótesis metal-metal.- Además el desgaste no afecta en forma adversa la fricción como puede ocurrir en los implantes metal-metal. Hasta el momento la deficiencia mas seria con los polímeros es su degradación por los fluidos orgánicos que puede alterar -- adversamente sus propiedades físicas y mecánicas.

La posibilidad de degeneración química de materiales plásticos en la cadera es obscura. Han existido algunos -

cambios leves de color sin que esto signifique pérdida de las propiedades físicas.

El desgaste reportado de los componentes acetabulares en la prótesis de Charnley de baja fricción son variables: en los casos con artroplastia unilateral no se reportó desgaste en 5 y de 1mm. en 7. Con el mismo seguimiento en 23 casos bilaterales no reportó desgaste en 7 y desgaste de 1 mm. en 16.

OBJETIVOS:

El presente trabajo persigue, en forma de un estudio preliminar, iniciar la valoración clínica y radiológica de nuestros resultados, con la artroplastía total de cadera de tipo Charnley - Muller, con la finalidad de conocer, analizar y criticar las técnicas, evoluciones, accidentes y resultados a corto y mediano plazo.

Creemos que en la medida de nuestra aplicación se logrará optimizar resultados.

Se presenta la valoración clínica de Harris para la función de la cadera que, siendo mas compleja que la usualmente empleada de Merle D'aubigne, contempla parámetros similares y procura un acceso mas profundo a la real potencialidad de la articulación.

Igualmente se presentan los criterios de Salvati y - Cols, para la evaluación radiológica de las artroplastias.

La cita de ambas escalas pretende, el inicio de un seguimiento a largo plazo de nuestros pacientes operados y con criterios unificados.

MATERIAL Y METODOS:

Dada la disponibilidad actual de expedientes clínicos, que es nula, optamos por la captación directa de pacientes al azar en la Consulta Externa del Grupo A de Ortopedia del Hospital de Ortopedia y Traumatología Magdalena de las Salinas. Los mismos acudían a control postoperatorio en diversos tiempos de evolución. Se logró la valoración adecuada de 20 procedimientos en el período comprendido de abril a agosto del presente año.

Cada uno de los pacientes, fué intervenido por los diferentes integrantes del Servicio, dándose por sentado que la experiencia y destreza quirúrgica de cada uno de los operadores es diferente y consecuentemente se refleja en los resultados obtenidos.

En todos los casos se obtuvieron interrogatorio directo de los datos inherentes a la valoración empleada, los correspondientes a la exploración física se captaron del expediente clínico, que portaba el paciente. Asimismo se tomó conocimiento del expediente radiológico pre y postoperatorio solicitándose al momento radiografías AP de pelvis para comparación. En todos los pacientes se practicó exploración física acuciosa posterior al interrogatorio.

LA VALORACION FUNCIONAL DE LA CADERA SEGUN HARRIS.

En junio de 1969, William H. Harris presenta un nuevo método de valoración clínica para la función de la cadera, en un esfuerzo por abarcar todas las variables y -puntuualizar una sola figura que pueda ser reproducible y razonablemente objetiva. El sistema también fué diseñado para ser igualmente aplicable a los diferentes problemas y métodos de tratamiento de la cadera.

El dolor y la capacidad funcional son los dos puntos básicos a considerar. Ambos constituyen la indicación quirúrgica, en la vasta mayoría de los pacientes con problemas de cadera y consecuentemente reciben el mayor puntaje.

En casos específicos la corrección de la deformidad o restablecimiento de la movilidad pueden ser de prima importancia, sin embargo, estos casos no son los mas comunes.

Basado en este razonamiento, Harris emplea una escala con un máximo puntaje de 100 con los siguientes scores posibles:

Dolor	44
Función	47
Movilidad	5

No defornidad 4

Total 110

Las gradaciones del dolor, por su naturaleza subjetivas, son inevitablemente imperfectas, pero aún así, las siguientes han probado ser prácticas y satisfactorias.

La marcha representa un problema en su valoración. - Excluyendo el dolor, que puede ser considerado separadamente, la marcha puede ser considerada en términos de necesidad de soporte, claudicación y distancia tolerada al caminar. A causa de que el soporte y la claudicación dependen de la distancia, en algunos casos, se valorará en el soporte necesario para caminar de 6 a 9 cuerdas y en la claudicación presentada al término de las mismas. Se asignan 11 puntos para cada uno de los parámetros: claudicación, soporte y distancia caminada.

Claudicación:

Ninguna	11
Mínima	8
Moderada	5
Severa	0

Soportes:

Ninguno	11
Bastón caminata larga	7
Bastón siempre	5

Una muleta	3
Dos bastones	2
Dos muletas	0
No puede caminar	0
Distancia que camina confortablemente:	
Sin límite	11
6 cuerdas	8
2 - 3 cuerdas	5
Solo en casa	2
De la cama a la silla y vic.	0
Dolor:	
Ninguno	44
Ocasional.- No compromiso de actividades	40
Leve a moderado.- No compromiso de actividades ordinarias. Sigue a esfuerzos no ocasionales	30
Moderado.- Tolerable pero limita un poco las actividades ordinarias.	
Analgésicos mas fuertes que aspirina	20
Severo intermitente.....	10
Severo siempre.- Confinado a la cama	0

La función es valorada de acuerdo a las actividades diarias (14 puntos) y marcha (33 puntos). Aunque pueden ser graduadas muchas actividades, se seleccionan las mas representativas como se describe:

Escaleras:

Sin apoyo	4
Con apoyo (bastón)	2
Asistida (persona)	1
No puede	0

Transporte:

Capaz de usar transporte público ...	1
--------------------------------------	---

Sentarse:

Confortablemente una hora	5
Media hora	3
No puede	0

Zapatos y Calcotines:

Fácilmente	4
Puede con dificultad	2
No puede	0

La prueba de Trendelenburg, es obviamente una manera importante de valorar la función de la cadera, debe ser observada aunque no es incluida en esta valoración, porque en un sentido, es una prueba estática mas que dinámica. Es posible que muchos pacientes tengan una prueba negativa, y sin embargo no ser capaces de caminar sin Duchenne después de los primeros pasos.

La movilidad es importante solo en la medida en que esta afecta la función. Consecuentemente, en este análisis, la movilidad conlleva menor énfasis con un máximo posible de 5 puntos como se describe a continuación:

Movilidad:

Movilidad:

Flexión 90	Abducción 40	5
Flexión 80	Abducción 30	4
Flexión 60 - 79		3
Flexión 40 - 59		2
Flexión 40	Abducción 0	1
Flexión menor de 40		0

Los últimos 4 puntos son dados a la ausencia de deformidad, cualquiera de los siguientes, constituyen una deformidad importante y elimina los 4 puntos:

Contractura en flexión mayor de 30 grados.

Contractura en aducción mayor de 10 grados.

Contractura en rotación medial mayor de 10 - grados.

Acortamiento de uno de los m's mayor de 3.2 cm.

Calificaciones:

Excelente	90-100
Buena	80-89
Regular	70-79
Mal	69-y menor.

LOS CRITERIOS RADIOLOGICOS DE SALVATI Y COL.

Es en Enero de 1976 cuando Salvati y Col. publican un artículo denominado " Radiología de los reemplazos totales de cadera ". Aquí, analiza los hallazgos para valoración inmediata y a largo plazo de las endoprótesis femorales, enfatizado los parámetros radiológicos en resultados inmediatos pobres y casos fallidos a mediano y largo-seguimiento.

El método empleado es el siguiente:

En los casos en que se practica osteotomía de trocánter, la posición de recolocación es considerada " in situ" cuando varía en 1 cm. de su previa locación. Avanzado si se encuentra en 1 cm. o mas distal y con migración proximal cuando se recoloca 1 cm. o mas proximal a su posición previa.

Cuando existe ruptura de los alambres para cerclaje del trocánter mayor, deberá analizarse el sitio de ruptura, tiempo en que ocurrió y la posición del trocánter.

La posición del componente acetabular se considera - como neutral a 45 mas menos 10 grados, vertical en 56 grados o mas y horizontal en 34 grados o menos.

La posición del componente femoral se clasifica como valgo o varo, cuando el eje del vástago hace un ángulo en varo o valgo con el eje diafisario femoral. Se considera neutral cuando el eje del vástago femoral y el de la diáfisis son paralelos.

La anteversión del componente acetabular fué valorada de acuerdo a la separación presentada por el " anillo de saturno ", considerandola como neutra cuando no existía evidencia de espacio entre el semicírculo anterior y el posterior, y considerandose en posición idonea cuando-

la separación es de 1 cm que corresponde aprox. a 10 grados de anteversión y así sucesivamente (la prótesis desarrollada posteriormente por Charnley "baja fricción", es considerada idónea con 0 grados de anteversión en el componente acetabular).

No se usó alguno de los métodos conocidos para valoración de anteversión del componente femoral.

La interfase entre el cemento acrílico y el hueso -- son medidos en su anchura (mm) y longitud (cm). Para un mejor estudio se divide el acetábulo con cuatro radios de la misma amplitud y numerados del 1 al 4, partiendo de lateral a medial, igualmente el vástago femoral es dividido en 6 segmentos iguales, 3 mediales y 3 laterales.

Se mide la variación de grosor en la corteza femoral en mm, 4 cm por arriba de la parte distal del vástago femoral, tanto medial como lateral.

Se consigna también la formación perióstica en relación a localización y tamaño, así como las calcificaciones ectópicas en caso de presentarse.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

Del total de 20 procedimientos que constituyen la serie, 5 pacientes fueron intervenidos en forma bilateral:

Procedimiento unilateral 10 pacientes ...	10
Procedimiento bilateral 5 pacientes	<u>10</u>
Total procedimientos	20

De los 15 pacientes 11 pertenecieron al sexo femenino y 4 al masculino:

4 masculinos (1 bilateral)	5
11 femeninos (4 bilateral)	<u>15</u>
Total	20

La edad varió desde 21 a 74 años con una media de 45.25 años. Cabe destacar 3 procedimientos efectuados a la edad de 21 años que ayudan grandemente al bajo índice de edad presentado. Dos de ellos en la misma paciente que cursaba con diagnóstico de Lupus eritematoso sistémico y con necrosis avascular bilateral de caderas avanzada y al otro, en un masculino portador de artritis reumatoidea juvenil que cursaba un padecimiento similar a la paciente - previa. Además existió una paciente de 24 años de edad -- con secuelas de epifisiolisis femoral proximal no tratada.

De los diagnósticos que motivaron la intervención quirúrgica contamos:

Ef. Art. Deg.	6 pac. (1 bilateral)	7
L. E. S.	2 pac. (2 bilateral)	4
A. R. Juvenil	2 pac. (1 bilateral)	3
A. R. Clásica	1 pac. (bilateral)	2
Postrumática	2 pac.	2
Sec. epifisiolíst ...	1 pac.	1
Sec. L.C.C.	<u>1 pac.</u>	<u>1</u>
TOTAL	15 pac.	20 proa

Se debe hacer mención, que a pesar de la corta serie presentada, los padecimientos inmunológicos representan un porcentaje elevado en relación a la mayoría de las series revisadas. Este factor es propiciado por el carácter de nuestra institución, ya que es sede de concentración en padecimientos netamente Ortopédicos de buena parte del país.

Cada uno de los pacientes con padecimientos autoinmunes, presentó datos de necrosis avascular avanzadas y todos ellos mantenían o habían tenido en el pasado historia de ingestión de esteroides.

Como diagnóstico de importancia agregados se encontraron los siguientes : 3 de los pacientes con enfermedad

articular degenerativa cursaban con diabetes del adulto - bajo control médico y 2 de estos mismos tenían diagnóstico de hipertensión arterial esencial bajo manejo con dieta y mediación oral.

Antes de iniciar la exploración física de los pacientes, se consideró de suma importancia inquirir sobre los resultados subjetivos de la cirugía y estos son los resultados obtenidos:

Mejoría	18	90%
Igual	2	10%
Poor	0	0%

La valoración funcional de Harris, aportó los siguientes hallazgos:

1) Las valoraciones preoperatorias fueron consistentemente pobres en cada uno de los pacientes cayendo todos -- en el rango "MALO" y que fluctuaban desde 6 puntos en dos pacientes confinados a la cama, hasta 52 puntos en el mejor de los casos.

2) El hallazgo mas consistente y notable fué la mejoría en el fenómeno coloroso ya que cerca del 70 % reportaban ausencia absoluta de dolor postoperatorio y aprox. otro 20 % solo en forma mínima ocasional y sin limitación-

a sus actividades cotidianas.

3) La función también mostró una mejoría consistente aunque menos marcada que en el fenómeno doloroso.

4) Ninguno de los pacientes mostró datos que de acuerdo con la valoración, implicaran deformidad residual.

5) La suma de los puntajes muestra los siguientes resultados funcionales postoperatorios:

Excelente	0	0%
Bueno	9	45 %
Regular	7	35 %
Malo	4	20 %

La valoración radiológica se practicó en base a los criterios expuestos por Salvati y Col. en 1976, obteniéndose los resultados consignados a continuación:

1) En ninguno de los pacientes se practicó osteotomía del trocánter mayor por lo que al respecto no se requirió valoración de consolidación.

2) Respecto a la colocación del componente acetabular se encontró:

Neutro 45° más menos 10°	15	75%
Vertical 56° o más	0	0%
Horizontal 34° o menos	5	25%

3) La anteversión del componente acetabular, valorada mediante la separación del arco radioopaco (anillo de saturno) fue la siguiente:

De 0 a 10°	18	90%
Mayor de 10°	2	10%

De los dos pacientes con anteversión aumentada, en uno era de 15° y en el otro de 22° . Este último tenía además otros datos clínicos y radiológicos de aflojamiento del componente.

4) La posición del componente femoral se encontró así:

Neutro	12	60%
--------------	----	-------	-----

Varo5 25%

Valgo3 3%

5) De las artroplastias practicadas, en 13 (65%) se uso el metilmetacrilato adicionado de bario mientras en 7, se usó sin el mismo (35%). En los casos en los cuales se empleó cemento con bario, se practicó medición de la interfase entre los componentes y al hueso subyacente:

ACETABULO

Ninguna	0	0%
1 mm	7	53.84%
2 mm	2	15.38%
3 mm	2	15.38%
Mayor de 3 mm	2	15.38%

VASTAGO FEMORAL

Ninguna	1	7.6 %
1 mm	4	30.7 %
2 mm	6	46.15%
3 mm	2	15.38%
Mayor de 3 mm	0	0 %

Es destacable mencionar, que al igual que en otras series revisadas, la práctica totalidad de los casos presentaron interfase cemento hueso y que la misma "per se" no es indicativa de aflojamiento protésico. Bastará recor

-car que existe un complejo sintomático sugestivo de la -
 citada complicación y de que habra de practicarse compara
 ción con estudios previos, así como búsqueda de otros da-
 tos radiológicos de aflojamiento previamente citados.

6) Se verificó el grosor de la cortical 4 cm por a--
 rriba de la punta del vástago femoral considerando que --
 los esfuerzos transmitidos por el mismo son susceptibles-
 de causar engrosamiento, este podrá ser en la superficie-
 lateral si la colocación del componente en varo o en la -
 medial si se encuentra en vergo. En otras series se ha re
 portado aumento del grosor de ambas corticales cuando el-
 componente se encontraba en posición neutra.

Aumento grosor cortical	9	45 %
Disminución grosor cortical .	2	10 %
Sin cambios grosor cortical .	9	45 %

7) Finalmente se corroboró la presencia (o ausencia)
 de calcificaciones ectópicas encontrándose una alta inci-
 dencia de las mismas en relación a otras series:

Trocánter Mayor	9	45 %
Acetábulo	2	10 %
Ninguna	9	45 %

Referente a las complicaciones detectadas, consigna-
 mos:

1) No se detectó caso alguno de tromboflebitis o fenómenos embólicos pulmonares, lo cual es realmente alarmante, no por la falta de la complicación. Ya que, en las más largas series, con máxima acuciosidad y terapia preventiva anticoagulante, se reportan índices entre 15 y 50 %. Inevitablemente, estamos pasando por alto la detección oportuna y la prevencción de un fenómeno tan trascendente.

2) Se encontró un caso de infección superficial en la cual se aisló Stafilococo epidermidis, el paciente fué tratado mediante dicloxacilina por vía oral a dosis de 2 gr. diarios y curaciones. El caso se resolvió adecuadamente sin complicaciones.

3) Se reportó una infección profunda de la cual se identificó como germen causal el estafilococo dorado. Esta misma fué causa de aflojamiento de ambos componentes. La paciente hubo de ser intervenida para revisión y colocación de sistema irrigación succión, durante la misma se determinó el retiro de ambos componentes dejando al paciente de Girdlestone. Este fué uno de los casos reportados como malos.

Al momento la herida quirúrgica ha cicatrizado adecuadamente y la paciente curso con acortamiento residual importante y claudicación notable.

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

4) Una paciente del sexo femenino portadora de L.E.S. y que se mantenía a su ingreso sin terapia esteroidea, - sufrió un fenómeno de reactivación de su proceso en el - postoperatorio inmediato. Hubo de ser remitida al servicio de Reumatología C.M.R. donde se controló adecuadamente el periodo agudo, posteriormente su evolución fue satisfactoria.

5) Adicional al caso de infección profunda, se encontraron 2 casos con evidencia clínico-radiológica de a flojamiento del componente acetabular por lo que se reintervinieron para revisión corroborándose el diagnóstico. Ambos componentes fueron cambiados y la evolución postoperatoria de los pacientes fué buena.

CONCLUSIONES:

1.- La artroplastía total de cadera no es una panacea, representa una operación de "salvamento" con resultados sintomáticos dramáticos y cuya perdurabilidad es restringida aún a pesar de los avances logrados.

2.- Siempre es indispensable un adecuado protocolo preoperatorio del paciente que incluya valoración funcional y radiológica de la cadera. No olvidar que el paciente debe tener una clara concepción de las posibilidades y limitaciones de la intervención.

3.- La valoración funcional de la cadera según Harris empleada en nuestros pacientes, nos fué de fácil empleo y merece consideración posterior como método, ciertamente mas complejo, pero que se acerca en forma mas veraz a la real potencialidad de la cadera.

4.- Los criterios radiológicos enunciados por Salvati acerca de la valoración protésica, resultan claros y facilmente aplicables en el seguimiento de los pacientes. Representan ciertamente una fase que no se puede omitir y que juntamente con los resultados de un interrogatorio y examen físico acuciosos, darán la pauta en la posible aparición de complicaciones ulteriores.

5.- Los resultados funcionales y radiológicos obtenidos de nuestra corta serie, no tienen valor estadístico por la brevedad del universo, pero sí nos permiten observar que no difieren en forma significativa de los publicados en la literatura universal.

6.- Es notoria la ausencia de reportes de fenómenos tromboembólicos en alguno de nuestros pacientes. Indudablemente se está subestimando el fenómeno que emerge como primera complicación universal invariablemente. En la conciencia de esta, radicará nuestra aplicación para obviar episodios fatales por esta temible patología.

7.- Al relativo corto seguimiento de la serie, corresponde una frecuencia un tanto elevada de aflojamientos del componente acetabular. Al respecto cabe comentar que, dada su fisiopatogenia, no es factible su erradicación absoluta pero sí retrasar al máximo su aparición siguiendo puntualmente las normas establecidas.

8.- Es de vital importancia el seguimiento completo, ordenado y periódico de nuestros pacientes. El control a largo plazo será la prueba óptima y definitiva de nuestro proceder.

BIBLIOGRAFIA.-

- 1.- Salvati et Al: Radiology of Total Hip Replacement, Clin. Orth. 121 74, Nov- Dec, 1976.
- 2.- Hoogland: Revision of Mueller Total Hip Arthroplasties Clin. Orth. 161 180, Nov. Dec, 1981.
- 3.- Müller: Total Hip Prostheses, Clin. Orth. 72: 46, sep- Oct. 1970.
- 4.- Amstutz: Complications of Total Hip Arthroplasty Treated by Reoperation, Clin. Orth. 72: 123, sep- Oct 1970.
- 5.- Declan et al: Complications of Total Hip Arthroplasty Treated by Reoperation, JBJS 57-A, No. 7, 977, Oct. 1975.
- 6.- Welch, Charnley: Low Friction Arthroplasty of the Hip in Rheumatoid Arthritis and Ankylosing Spondylitis, Clin. Orth. 72: 22, Sep- Oct. 1970.
- 7.- Wagner: Surface Replacement Arthroplasty of the Hip, Clin. Orth. 134: 102, Jul- Aug, 1978.
- 8.- Harris: Traumatic Arthritis of the Hip after Dislocation and Acetabular Fractures: Treatment by Mold Arthroplasty, JBJS, 51-A, No. 4, 737, June 1969.
- 9.- Charnley: Total Hip Replacement by Low Friction Arthroplasty, Clin. Orth. 72: 7, Sep- Oct, 1970.
- 10.- Weber: Total Hip Replacement Revision Surgery: Surgical Technique and Experience, The Hip Society, 3, 1981.
- 11.- Welch: Femoral Revisions, The Hip Society, 25, 1981.

- 12.- MDller: Acetabular Revision: The Hip Society, 46, 1981.
- 13.- Pellici: Results of Revision Total Hip Replacement, The Hip Society, 57, 1981.
- 14.- Weber: Total Hip Replacement: Rotating versus Fixed and Metal versus Ceramic Heads, The Hip Society, 266, 1981.
- 15.- Ratliff: Vascular and Neurologic Complications Following Total Hip Replacement, The Hip Society, 278, 1981.
- 16.- Burstein: Structural Mechanical Properties of Polyethylene Acetabular Cups, The Hip Society, 295, 1981.
- 17.- Amstutz: Surface Replacement of The Hip, The Hip Society, 47, 1980.
- 18.- Coventry: Total Hip Replacement, The Hip Society, 68, 1980.
- 19.- Ling: Total Hip Replacement Using a Collarless Femoral Prosthesis, The Hip Society, 82, 1980.
- 20.- Harris: Total Hip Replacement, Technical Considerations in femoral Component Insertion, The Hip Society, 112, 1980.
- 21.- Markolf: In Vitro and Technical considerations in Femoral Component Insertion, The Hip Society, 121, 1980.
- 22.- Moreland, Gruen, Mai and Amstutz: Aseptic Loosening of Total Hip Replacement: Incidence and Significance, The Hip Society, 281, 1980.

- 23.- Lign: Prevention of Loosening of Total Hip Components, The Hip Society, 292, 1980.
- 24.- Eftekhar and Pawluk: Role of Surgical Preparation in Acetabular Cup Fixation, The Hip Society, 308, 1980.
- 25.- Hedley: Present State, Problems, and Future Implications of Porous Coated Implants, The Hip Society, 329, 1980.
- 26.- Kepandji: Cuadernos de Fisiología Articular, Vol. 2 9-66 Toray Masson, 1977.
- 27.- Radin: Biomecánica Práctica en Ortopedia, Ed. Limusa, cap. 4, 164-194, 1981.