

11245
2 ej 45



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS SUPERIORES
HOSPITAL REGIONAL "20 DE NOVIEMBRE"
I. S. S. T. E.

ARTROPLASTIAS TOTAL DE CADERA CON PROTESIS DE TIPO MULLER AUTOBLOQUEANTES

TESIS DE POSTGRADO

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEDIA

P R E S E N T A :

DR. HUGO GUTIERREZ PATIÑO

ASESOR:
DR. MANUEL MICHEL NAVA



ISSSTE

MEXICO, D. F.,

1988

FALLA ORIGINAL



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.

C O N T E N I D O

I. INTRODUCCION

II. GENERALIDADES

III. MATERIAL Y METODOS

IV. RESULTADOS

V. DISCUSION

VI. BIBLIOGRAFIA

I. INTRODUCCION

A manera de introducción empezaremos diciendo que el uso de las prótesis totales de cadera, se ha extendido y a la vez ha evolucionado a través del tiempo.

En un principio, la indicación era para disminuir el dolor incapacitante en pacientes mayores de 65 años de edad, que no respondían al manejo conservador ó a aquellos pacientes en los cuales la única alternativa quirúrgica era reseca la articulación de la cadera. El mejoramiento de la función de la cadera revestía una importancia secundaria.

A raíz del éxito extraordinario que tuvo este tipo de cirugía en cuanto a analgesia y funciones inmediatas en pacientes con artritis reumatoidea, artropatía degenerativa (artrosis, artritis hipertrófica), necrosis avascular y pseudoartrosis del cuello femoral, y sumando a la experiencia que se adquirió con prótesis de distintos diseños, las indicaciones fueron ampliadas para incluir pacientes más jóvenes con lesiones de este tipo y otras, tales como, luxación congénita de la cadera, acondroplasia, etc.(1). Cabe mencionar que el uso excesivo que se ha dado a las prótesis totales de cadera, en algunas ocasiones mal indicadas, ha llevado a fracasos de estas.

En 1938 Phillip Wiles (1), fué el creador de la sustitución metálica total de la cadera con un dispositivo de acero inoxidable, que con el tiempo ha evolucionado, ya que el mejor conocimiento de la mecánica de la cadera, ha orillado a cambios en el diseño de la cabeza femoral y del vástago. La necesidad de

resuperficializar el acetábulo para reducir la fricción, se ha producido también gracias al desarrollo de este tipo de procedimiento.

De los precursores de las prótesis totales de cadera, mencionamos a los hermanos Judet, Thompson y McKee (5), pero Sir John Charnley (5) merece mención especial por su precursora labor en todos los aspectos de la artroplastia total de la cadera ó de baja fricción, desde la lubricación, materiales y diseño, el ambiente del quirófano, su adopción del cemento acrílico de fraguado en frío (polimetilmetacrilato) para fijar los componentes, así como sus comunicaciones periódicas.

M. E. Muller (2), en Suiza, diseñó e implantó diversos sustitutos totales de cadera; el más reciente es la prótesis total de cadera con vástago de tipo autobloqueante, y sobre este tipo de prótesis desarrollamos nuestro estudio.

No por esto se ha detenido la investigación para encontrar "La prótesis ideal" y fundamentalmente eliminar el uso del cemento; por tal razón, cada día surgen nuevas preparaciones técnicas y estudios biomecánicos en el terreno de las artroplastias totales de cadera.

II. GENERALIDADES

Basándose en estudios de otros autores y tomando en consideración la biomecánica de la cadera, se ha rechazado a los implantes rígidos en el acetábulo y los elásticos en la diáfisis femoral (2). Se ha dado preferencia por las prótesis diafisarias que se bloquean en la cavidad medular, así como las cúpulas de polietileno que se fijan bajo carga previa con tornillos, sin cemento y provistas de espigas de anclaje.

La prótesis total de cadera de tipo Muller, con vástago autobloqueante, es impactada en la cavidad medular, haciendo rígida la parte del hueso que tiene la prótesis y eliminando la deformación de la carga entre los esfuerzos de compresión y de tracción, fenómeno denominado, paso a través del punto neutro (PPN). La parte del hueso que soporta la prótesis se vuelve tanto más rígida cuanto más lo sea el implante y mejor se ajuste a ella.

La prótesis de vástago autobloqueante, desarrollado en los años 1975, 1976 por M.E. Muller (2) cumple los siguientes principios:

- 1) El vástago de la prótesis tiene puntos de contacto con el hueso, lo que produce un atascamiento en la cavidad medular.
- 2) El lecho de cemento queda interrumpido en las zonas de contacto haciendo que el esfuerzo sea menor en las demás zonas, ya que una parte de la fuerza se trasmite directamente al hueso; esto se acompaña a una ausencia total de movimientos, dando como resultado, disminución del esfuerzo que se somete el cemento, y por lo tanto, retardo y/o nulo aflojamiento de la prótesis.

CARACTERISTICAS DE LA PROTESIS DE VASTAGO AUTOBLOQUEANTE (TIPO MULLER)

1. Carece de collar.
2. Presenta un vástago recto, en cuña, aplanado en el plano frontal.
3. Se construye en 6 calibres diferentes: 7.5, 10.0, 12.5, 15.0, 17.5, 20.0 mm. (ver fig. 1).
4. El ángulo inicial del vástago es de 6 grados
5. El perfil de la garganta se mantiene constante en los diferentes diámetros, ya que el aumento del espesor se produce en la parte externa.
6. Los vástagos son anchos en el plano frontal, mientras que en el sagital son relativamente estrechos.
7. Los bordes están redondeados.
8. En la superficie anterior y en la posterior se encuentra una muesca aplanada que va de arriba abajo.
9. Los vástagos están contruidos con una resistente aleación, el Protasul 10, formado por Cobalto, Niquel, Cromo, Molibdeno y Titanio.
10. La superficie es porosa, con lo que se consigue una mejor unión con el cemento.
11. La cabeza de la prótesis ha sido tomada sin modificaciones de la prótesis convencional; mide 32 mm de diámetro y está contruida con aleación de Protasul 2, formado por Cobalto, Cromo, Molibdeno y Niquel.

PLANIFICACION DE LA CIRUGIA

Se lleva a cabo previo a la cirugía y cuya finalidad es:

1. Conseguir una longitud de pierna adecuada, la cual se obtiene eligiendo el espesor de vástago adecuado y mediante la preparación del canal medular. Por regla general, utilizando el vástago más ancho siguiente se consigue aumentar la longitud de 2-3 cm.
2. Determinar la altura necesaria a la que hay que colocar la prótesis diafisaria, teniendo en cuenta la posición de la cúpula.
3. Conservar la anchura que debe tener el tallo de la prótesis para conseguir el bloqueo.
4. La determinación del perfil de la garganta (valgo deseado), por su influencia en la posición de la línea de transmisión de las fuerzas en la rodilla y en la pierna.

Para llevar a cabo esta planificación se necesita un dibujo patrón (plantilla) fig. 2, y una radiografía anteroposterior de la pelvis. La plantilla sirve para medir: a) La altura del punto de referencia sobre el trocánter menor, b) La diferencia de altura de las cúpulas frente a un punto de referencia de la pelvis, y c) El Diámetro necesario del vástago femoral.

El procedimiento para planificar la cirugía es el siguiente:

1. Colocar la plantilla sobre la cadera sana. Se coinciden los contornos acetabulares. Se registran 2 lecturas: a) Colocar el patrón paralelo al fémur. Leer en la escala la distancia "2"

del trocánter menor al punto de referencia. b) Colocar la plantilla paralelo al eje de la pelvis. Leer en la escala correspondiente, el nivel del borde distal del isquion.

2. Dar la vuelta al dibujo patrón y colocarlo sobre la cadera que se va operar. Ajustar los contornos acetabulares al nivel del límite distal del isquion. La diferencia del nivel con respecto al otro lado es igual a la diferencia del nivel de las cúpulas, que denotamos por "b".

Se presentan tres posibilidades:

- El lado operado es más alto (+b).
- El lado operado es más bajo (-b).
- Las dos cúpulas están en la misma altura (+ -b).

Los valores de $a+b$ ó $a-b$ dan la altura por encima del trocánter menor a la que tiene que quedar el punto de referencia; la plantilla paralela al fémur se ajusta a ese nivel; el borde interno de la cavidad medular. $a+b$ indica entonces que la cúpula del lado operado es más alto, mientras que $a-b$ indica que es más bajo; $a+b$ indica que ambos están a la misma altura y que, por consiguiente, el valor "a" no requiere corrección.

Así como se lleva a cabo una planificación preoperatoria de la cirugía, se cuenta también con leguas para cada diámetro de vástago (fig. 3).

En el Hospital Regional "20 DE NOVIEMBRE" del ISSSTE, se cuenta con este equipo de remplazo total de cadera, motivo por lo cual llevamos a cabo el siguiente estudio.

TECNICA QUIRURGICA

Existen diferentes tipos de abordajes quirúrgicos, nosotros utilizaremos el siguiente abordaje:

Con el paciente en decúbito lateral recto, se realiza una incisión longitudinal recta centrada en el trocánter mayor; se comienza por arriba 2 traveses de dedos debajo de la cresta iliaca y se prolonga hacia abajo a lo largo de la diáfisis femoral, hasta unos 5 cm por debajo del trocánter mayor. Se disecciona los tejidos subcutáneos y se incide la aponeurosis. Se separa el glúteo mayor hacia atrás y el tensor de la fascia, lita hacia adelante. Identifíquese el nervio ciático si se desea, lo cual no es necesario. Mediante división se identifican los cortadores externos, se refieren con 2 puntos y se cortan; se practica una incisión longitudinal en la cápsula, y se luxa hacia atrás la cabeza femoral con una sierra de Gigli. Se realiza la osteotomía del cuello a 45 grados, con respecto al eje femoral oblicuamente, y en dirección anteroposterior.

Se descubre el acetábulo y se prepara eliminando el cartilago articular con la fresa acetabular. Se da una inclinación a la cúpula de unos 40 grados y una anteversión de 5 grados. Según sea el tamaño del acetábulo se perforan de 3-6 orificios de anclaje en dirección superointerna en el techo acetabular, con una profundidad de 5-8 mm y con igual diámetro. Se introduce el cemento que estará a punto de endurecerse en el techo acetabular con fuerza, que puede requerir unos golpes con martillo.

En la preparación del canal femoral, cada diámetro de vástago cuenta con una escofina o legra, por lo que se prepara el hueso con la legra del calibre correspondiente, con el miembro pélvico del paciente en rotación interna, conditos femorales al cenit y con 15 grados de anteversión para el cuello femoral.

Se introduce una cuña ósea distal a la cavidad medular, para cerrarlo; esto funciona como una barrera que impide la penetración de mayor cantidad de cemento, por consiguiente impide la fragmentación de la capa de cemento al introducir el vástago de la prótesis, que es una de las causas de inestabilidad femoral más frecuente.

Según las consideraciones biomecánicas, debería implantarse una prótesis autobloqueante sólidamente ajustada sin necesidad de cemento; pero nuestro estudio y de reporte de otros autores (2) se coloca cemento, ya que se han reportado casos en la literatura de la colocación de éste tipo de prótesis, sin cemento impactándose de 2-3 cm, pero de cualquier modo se está convencido de que el cemento da estabilidad por largo tiempo.

La introducción del cemento en la cavidad medular con la jeringa va precedida por la colocación de un tubo de drenaje para descargar la presión, de esta manera, la prótesis limpia y seca, se introduce a mano en el cemento, evitando todo contacto con tejido y sangre. Hay que eliminar todo cemento sobresaliente.

Se realiza la reducción de la cadera mediante tracción y con el propulsor de plástico, empujando la cabeza de la prótesis dentro

del componente acetabular. Una vez reducida se prueban los arcos de movilidad para confirmar su estabilidad.

Se sutura la cápsula posterior, se reinserian los cortorrotadores en el trocánter mayor, mediante 2 perforaciones. Se inserta un tubo de drenaje en la profundidad del glúteo mayor y se saca a través de la piel. Se cierra la incisión de la fascia lata; tejido celular con puntos separados. Por último se sutura la piel con material no reabsorbible, efectuándose un control radiológico previo a todo esto.

Se cubre la herida quirúrgica con gasas estériles.

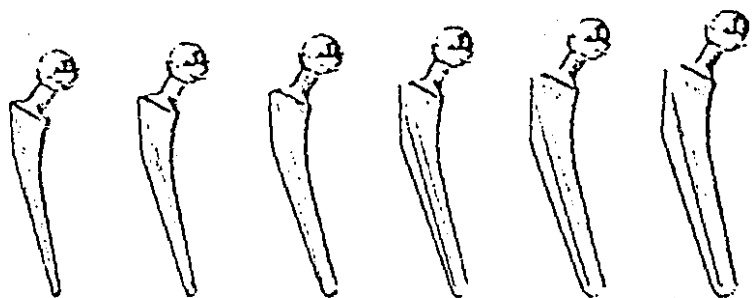
MEDIDAS POSTQUIRURGICAS

1. El paciente sale de quirófano en su cama y con las extremidades inferiores en abducción.
2. Se coloca vendaje compresivo en ambas extremidades.
3. Medicación con antibióticos, como profilaxis.
4. Tratamiento con anticoagulantes/antiagregantes plaquetarios, previniendo riesgo de trombosis.
5. Fisioterapia: ejercicios respiratorios más puñopercusión pulmonar asistida. Ejercicios de cuadriceps isométricos y giros del pie desde el primer día al segundo día, ejercicios de flexión de rodilla.
6. Se retira drenaje a las 48 horas postquirúrgico.
7. Al 4º. día se sienta en la orilla de la cama.
8. Se inicia la marcha al 6º. día de postoperatorio, con ayuda.
9. Se da de alta del servicio, para su control por la consulta externa.

10. A los 15 días se retiran los puntos en la herida quirúrgica
11. Los antibióticos se dan por 15 días, así como los analgésicos, pero los antiagregantes plaquetarios/anticoagulantes por 3-5 días.

COMPLICACIONES

1. Inestabilidad de la prótesis (2)
2. Astillado de la diáfisis femoral (5)
3. Infección de la herida quirúrgica (1)
4. Diferencia de longitud de piernas (2)
5. Luxación de la prótesis (2)
6. Osificaciones periarticulares (6,7)
7. Trombosis profunda o superficial (8,9)
8. Metilmetacrilato dentro de la pelvis ,hipertensión arterial y/o quemaduras (12)
9. Retención urinaria (13)
10. Pérdida del componente femoral como complicación tardía (14)
11. Paso de moléculas de cemento en la circulación sanguínea (15,16)
12. Histiocitoma maligno en el sitio de la artroplastia total de la cadera (19)



Stem Size (mm) 7.5

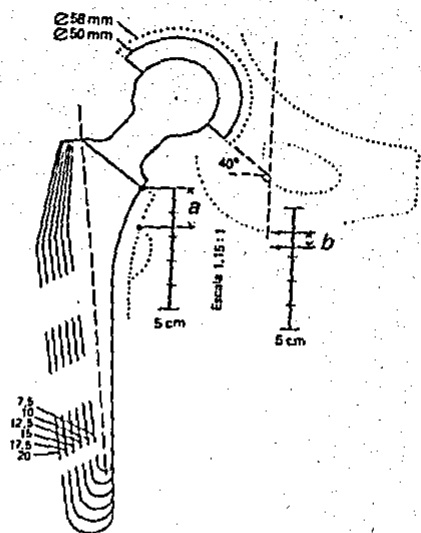
10

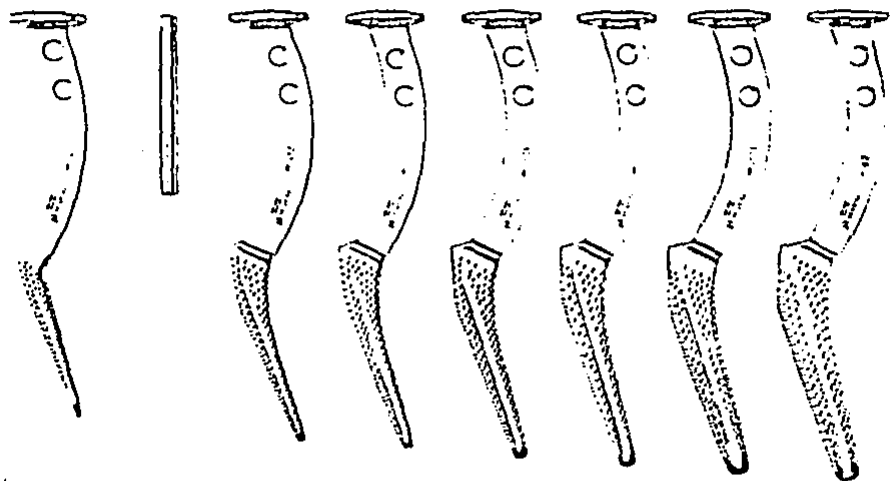
12.5

15

17.5

20





III. MATERIAL Y METODOS

MATERIAL

En el transcurso de tiempo, que fué del 1 de Enero al 31 de Mayo de 1987, se estudiaron 10 pacientes, los cuales fueron captados en la consulta externa del servicio de Ortopedia en el Hospital Regional "20 de Noviembre" del ISSSTE. En todos ellos el diagnóstico se estableció por valoración clínica y por estudio de gabinete (radiológico).

El tipo de investigación fué observacional, transversal, en forma prospectiva, sin establecer comparaciones y abiertos.

Se incluyen en nuestro estudio:

1. Pacientes con diagnóstico de coxartrosis.
2. Pacientes con diagnóstico de coxertritis/coxartrosis.
3. Pacientes sin antecedentes de intervenciones quirúrgicas previas en la cadera.

Se excluyeron en nuestro estudio a los pacientes:

1. Pacientes con sepsis generalizado.
2. Pacientes con infección localizada en la cadera.
3. Pacientes con diagnóstico de Mal de Pott.
4. Pacientes con enfermedad de Charcote.

METODOS

Estos 10 pacientes fueron captados en la consulta externa del servicio de Ortopedia, tomándose en cuenta: El diagnóstico clínico y radiológico, la evolución de la enfermedad, los arcos de

movilidad de la articulación de la cadera enferma, el tratamiento previo, la planificación de la cirugía, fecha de ingreso hospitalario, expediente clínico, edad, sexo, enfermedades coadyuvantes, fecha de la cirugía, número de tamaños de vástago femoral y cúpula acetabular, manejo postquirúrgico, evaluación a las 48 horas a los 2 meses y medio y a los 5 meses de postoperatorio.

Los resultados fueron valorados de acuerdo al criterio de Merle D'Aubigne, para la evaluación funcional de la cadera, el cual se basa en 3 parámetros: Marcha, Movilidad, Dolor (Tabla 1).

Dándose una puntuación por cada uno de estos criterios y considerando resultados excelentes más de 12 puntos, buenos de 9-11, regulares de 3-7 y malos de 2 a menos.

T A B L A 1

CLASIFICACION DE MERLE D'AUBIGNE

EVALUACION FUNCIONAL DE LA ARTICULACION DE LA CADERA

GRADOS DOLOR	MOVILIDAD	MARCHA
0 Dolor intenso y continuo	Nula, Anquilosis	Imposible
1 Dolor muy intenso que impide al sujeto	Nula, Anquilosis, deficiente, Discreta a nula	Solamente con muletas y distancias cortas
2 Dolor intenso a la marcha que impide la actividad	Flexión de 0-45 grados Abducción de 0 grados continuos Tracción muscular	Solamente con 2 bastones a distancias cortas
3 Dolor intenso que permite actividad limitada	Flexión de 40 a 60 grados Abducción de 0 grados	Limitación con bastón, menos de una hora
4 Dolor durante y después de la marcha. Desaparece rápidamente con reposo	Flexión de 60-80 grados Abducción de 15 grados	Marcha prolongada con bastón Claudicación discreta
5 Dolor muy leve e intermitente, no impide actividad normal	Flexión de 80-90 grados Abducción de 25 grados	Sin bastón. Claudicación ligera sólo cuando el enfermo está fatigado
6 Ausencia completa de dolor	Flexión mayor de 90 grados Abducción mayor de 25 grados	Normal

IV. RESULTADOS

Las edades de los pacientes comprendieron entre los 34 y 77 años de edad, con un promedio de 55.5 años. En la 6a. década de la vida, la incidencia fué mayor.

De los 10 pacientes estudiados, 5 correspondieron al sexo masculino (50%), y 5 al sexo femenino (50%).

En cuanto al diagnóstico de la enfermedad, 5 pacientes tuvieron diagnóstico clínico y radiológico de coxartrosis (50%), y los otros 5 coxartritis (50%); de éstos últimos, todos presentaron Artritis Reumatoide.

En cuanto a la evolución del dolor (ver tabla 2). El promedio de duración de dolor fué de 4.5 años. Todos los pacientes habían sido manejados con tratamiento conservador, como antiinflamatorios, reposo, uso de bastón, bajar de peso.

La prótesis de vástago autobloqueante de tipo Muller que más se utilizó fué la del número 7.5, los números 17.5 y 20.0 no se utilizaron (Tabla 3). La copa o cúpula acetabular más utilizada fué la número 49.

La articulación de la cadera que más se afectó en nuestro estudio fué la izquierda (7 casos).

En cuanto a la valoración de inicio de la marcha en el postoperatorio, 5 lo inició en el 6o. día con ayuda, en un caso el paciente tardó, 10 días en realizarlo.

En los estudios radiológicos, tanto en el transoperatorio, postoperatorio inmediato y mediano, la evolución de estos pacientes ha sido adecuado, sin ninguna complicación.

De los 10 pacientes, 7 no presentaron acortamiento ni alargamiento de la pierna operada, 2 presentaron 1 cm de acortamiento del lado operado, y uno del lado no operado. Estos últimos 3 pacientes presentan marcha de Trendelenburg/Duchenne.

De los 10 pacientes valorados, la evaluación funcional de la articulación de la cadera en el preoperatorio fue, 6 regulares y 4 buenas.

En el postoperatorio inmediato ó sea a las 48 horas, 8 caderas con calificación de buenas y 2 de regulares, a los 2.5 meses de postoperatorio la evaluación fue de 5 excelentes y los otros 5 buenas y por último a los 5 meses de postoperado, 7 caderas evolucionarán a excelentes y 3 a buenas (Tabla 4 y 5).

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

DISTRIBUCION EN CUANTO AL TIEMPO DE EVOLUCION DE COXALGIA

ANOS DE EVOLUCION	NUM. DE PACIENTES
1	3
4	1
5	4
7	1
10	1

T A B L A 2

DISTRIBUCION DEL DIAMETRO DE LAS PROTESIS UTILIZADAS

VASTAGO (mm)	NUM. DE PACIENTES	%
7.5	5	50
10.0	1	10
12.5	3	30
15.0	1	10
17.5	0	0
20.0	0	0

T A B L A 3

EVALUACION FUNCIONAL DE LA ARTICULACION DE LA CADERA SEGUN LA
 CLASIFICACION DE MERLE D'AUBIGNE

PACIENTE	PREOPERA- TORIO	48 HRB.	2.5 MESES	5 MESES
1	4	7	9	10
2	8	10	12	13
3	7	11	10	12
4	6	9	11	13
5	4	6	9	11
6	9	11	14	14
7	5	8	10	11
8	8	10	13	13
9	10	11	14	15
10	10	11	14	15

T A B L A 4

RESULTADO DEL NUMERO DE PACIENTES VALORADOS

	MALOS	REGULARES	BUENOS	EXCELENTES
PREOPERATORIO		6	4	
48 HRS. POSTOPERADO		2	8	
2.5 MESES POSTOPERADO			5	5
5 MES POSTOPERADO			3	7

T A B L A 5

V. DISCUSION

El objetivo de este trabajo fué el de corroborar las ventajas clinicas y biomecánicas de las prótesis autobloqueantes de tipo Muller. Este tipo de prótesis corresponde al modelo 1981 de la generación de prótesis de Muller, en nuestro servicio iniciamos la utilización de este sistema a partir de Enero de 1987.

El presente trabajo se realizó en el Hospital Regional "20 de Noviembre" ISSSTE, en nuestro servicio de Ortopedia y Traumatología, donde efectuábamos este tipo de cirugía con otros modelos de implantes. Se procedió a seleccionar a los pacientes lográndose estudiar a 10, los cuales según los criterios de inclusión se trató de ser, lo más estricto para la seriedad de los resultados.

El total de caderas fueron 10, siendo tanto de coxartrosis y de coxartritis, a todos los pacientes se les valoró el grado de dolor, movilidad y función de acuerdo a la clasificación de Merle D'Aubigne, en el preoperatorio y en el postoperatorio, revisiones en los cuales se comparaba la evolución del paciente; en base a esto se lograron obtener los siguientes resultados finales, 10 excelentes. La evolución de acuerdo a los parámetros ya mencionados fué casi igual entre los pacientes de coxartrosis y coxartritis apeguándose esto a los resultados de otros autores (17,18).

El comportamiento del complejo acetábulo (hueso)-metilmetacrilato-implante acetabular (polietileno), en los pacientes con

artritis reumatoide, dado que por su padecimiento sistémico la posibilidad y la frecuencia de protrusión y/o aflojamiento de este complejo es frecuente con otros sistemas de artroplastias usados en nuestro servicio; y fué un hallazgo al observar que brindando una buena estabilidad del vástago femoral obteniamos en fase temprana imágenes radiográficas que mostraban perfecta estabilidad del implante acetabular, así como mejores condiciones del hueso del acetábulo, con esto podemos pensar que el uso de este tipo de vástago brinda mayor durabilidad de los implantes en los pacientes reumáticos y más aún en el paciente con coxartrosis pura.

Desde el punto de vista clínico la evaluación de nuestros resultados fué bueno y excelente, lográndose el objetivo de brindar al paciente una mejoría importante de su problema con una rehabilitación temprana, lo cual le permite incorporarse a las actividades propias de su edad y padecimiento, no con esto que vemos decir que al paciente se le permita realizar actividades físicas severa.

Por lo que respecta al uso del vástago recto autobloqueante cementado, consideramos que cumple el objetivo de brindarle al hueso (canal femoral) la mayor responsabilidad en la estabilidad y fijación del componente femoral.

Con este sistema el metilmelacrilato se utiliza en menor cantidad y el usado en la intervención actuará únicamente como expansor entre el espacio vástago-cortical ósea; es de hacer incapié, que en este tipo de prótesis siempre se deberá de usar

cemento, dado que el diseño inicial y actual de este tipo de vástago no fué creado para usarse sin cemento.

Mencionaremos que este es el principio del uso de la prótesis en nuestro servicio, que nos brinda grandes posibilidades para el tratamiento de la coxartrosis y coxartritis, y que este tipo de cirugía debe ser realizada previa selección del paciente, por personal adiestrado, y contar con instrumental indicado para la operación.

La investigación continúa en busca del vástago o el acetábulo idóneo, así como la eliminación del cemento. Todo esto en base biomecánica e histológica.

Sin embargo sistemas más modernos aún no definen sus resultados siendo además por el tipo de metal y diferentes aleaciones de muy alto costo para la situación económica de nuestro país.

VI. BIBLIOGRAFIA

1. CIRUGIA DE CADERA
Raymond G. Tronzo
Ed. Panamericana; Vol. 1, Pág. 690-701; 1980
2. LA PROTESIS TOTAL DE CADERA
Robert Schneider
Ed. AC. Vol. 1, 1983; Pág. 201-225
3. STRAIGHT STEM TOTAL HIP REPLACEMENT SYSTEM
Original M.E. Muller
Edition 1984. Vol. 1, Pág. 1-29
4. TOTAL HIP REPLACEMENT INSTRUMENTS SYSTEM
Original M.E. Muller
Ed. Panamericana Vol. 2, 1984, Pág. 1-9
5. CIRUGIA ORTOPEDICA
Campbell et. al.
Ed. Panamericana, Vol. 2, 1981, 6a. ed; Pág 2170-2237
6. RESULTS OF ADMINISTRATION OF DIPHOSPHONATE FOR THE PREVENTION OF HETEROTOPIC OSSIFICATION TOTAL AFTER HIP ARTHROPLASTY
Bert J. Thomas, Harlan C. Amstutz.
The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol. 67A, No.3, March 1985, Pág. 400-409
7. THE PREVENTION OF HETEROTOPIC OSSIFICATION IN HIGH-RISK PATIENTS BY LOW-DOSE RADIATION THERAPY AFTER TOTAL HIP ARTHROPLASTY.
David C. Ayers, C. McCollister Everts, James R. Parkinson.
The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 68A, No. 9, December 1986 Pág. 1423-1429.
8. PROPHYLAXIS OF DEEP-VEIN THROMBOSIS AFTER TOTAL HIP REPLACEMENT
William H. Harris, Christos A. Athanasoulis, Arthur C. Wallman, Edwin W. Salzman.
The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 67 A, No. 1, January 1985, Pág. 57-62.

9. THROMBOSIS OF THE ILIOFEMORAL ARTERY DURING REVISION OF A TOTAL HIP REPLACEMENT
David M. Stubbs et. al.
The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 68 A, March 1986, No. 3, PAg. 454-455.
10. TOTAL HIP REPLACEMENT WITH MULLER PROSTHESIS AND ICLH DOUBLE CUP 2 TO 6 YEAR RESULTS IN A PROSPECTIVE COMPARATIVE STUDY
Reigstad A. et. al.
Arch Orthop Trauma Surg. Vol. 105 (3), PAg. 185-192.
11. MULLER CURVED STEM TOTAL HIP ARTHROPLASTY: LONG-TERM FOLLOW-UP OF 1985 CONSECUTIVE CASES
Dunn A.W., Hamilton L.R.
South Med. J., 1986, Jun., Vol. 79(6); PAg. 698-701
12. LATE COMPLICATION OF TOTAL HIP REPLACEMENT FROM DONE CEMENT WITHIN THE PELVIS
B.J. Awbrey et. al.
The Journal of Bone and Joint Surgery; Vol. 66B, No.1 January 1984, PAg. 41-44.
13. URINARY RETENTION IN MEN AFTER TOTAL HIP ARTHROPLASTY
T.R. Redfer et. al.
The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 68 A, No.9 December 1986, PAg. 1435-1438.
14. LOOSENING OF THE FEMORAL COMPONENT AFTER TOTAL HIP REPLACEMENT
Mark Paterson et. al.
The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 68 B, No.3 May 1986, PAg. 392-397.
15. PREVENTION OF INTRAOPERATIVE VASCULAR COMPLICATION IN REVISION TOTAL HIP REPLACEMENT ARTHROPLASTY
William C. Head.
The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 66 A, No.3, March 1984, PAg. 450-459.
16. INTRAVENOUS METHYLMETACRYLATE AFTER TOTAL HIP REPLACEMENT
B.N. Weissman et. al.
The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 66, No. 3, March 1984, PAg. 443-449.

17. TOTAL HIP ARTHROPLASTY IN JUVENILE RHEUMATIC ARTHRITIS
P. F. Lachiewicz et. al.
The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 68 A, No.4,
April 1986, pag. 302-308.
18. TOTAL HIP REPLACEMENT: PLANNING, TECHNIQUE AND
COMPLICATION. IN SURGICAL MANEGEMENT OF DEGENERATIVE
ARTHRITIS OF THE LOWER LIMB
Muller M.E.
Ed. By R.L. Cruess and N.S. Mitchell, Philadelphia, Lea
and Febigar, 1975, Pag. 91-113.
19. Malignant Fibrous histiocytoma of Bone at the site of a
total hip arthroplasty
J. Bayo et. al.
The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 66 B, No.1,
January 1984, Pag. 38-40.