

11245

29/40

UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTONOMA DE MEXICO.

DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO.

FACULTAD DE MEDICINA.

HOSPITAL GENERAL "DR. DARIO FERNANDEZ"

I. S. S. S. T. E.

T E S I S:

"ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA CON
PROTESIS UNIVERSAL TIPO BATEMAN"

Presentada para obtener el título en:

ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA.

Por el Doctor:

R A U L G O N Z A L E Z G A R C I A.

México, D.F.

1988.

FALTA 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.

I N D I C E:

ANATOMIA DE LA CADERA	1
MUSCULOS DE LA CADERA.	4
HISTORIA DE LA ARTROPLASTIA	6
BIOMECANICA DE LA CADERA	7
INTRODUCCION AL PROBLEMA	11
INDICACIONES DE LA ARTROPLASTIA	14
CARACTERISTICAS DE LA PROTESIS	15
MATERIAL Y METODO	17
COMPLICACIONES	21
CONCLUSIONES	23
BIBLIOGRAFIA	25

A N A T O M I A D E L A C A D E R A .

La articulación de la cadera es una Enartrosis. La cabeza femoral tiene forma esférica y encaja en la cavidad cotiloidea del coxal. La cavidad es completada por el ligamento transverso del acetábulo que se extiende entre los labios de la escotadura isquiopúbica; la profundidad acetabular aumenta por medio de un rodete fibrocartilaginoso duro llamado rodete cotiloideo, que se extiende más allá del ecuador de la cabeza femoral.

La cápsula articular se extiende del borde del rodete acetabular a la base del cuello femoral, ésta se encuentra reforzada por los ligamentos pubofemoral, isquiofemoral e iliofemoral. El ligamento redondo del fémur se origina del ligamento transverso y de los labios de la escotadura isquiopúbica y se dirige hacia la fosa redonda de la cabeza femoral donde se inserta. Por su parte interna, la cápsula se encuentra revestida por la membrana sinovial.

IRRIGACION PERICAPSULAR (Fig 1).

La cápsula en su inserción acetabular se rodea de anastomosis vasculares provenientes de los vasos circunflejos femorales, de las ramas acetabulares de la arteria obturatriz y de ramas de la arteria glútea superior, éstas se anastomosan con ramas capsulares, óseas y otras que se profundizan para anastomosarse con la arteria nutricia del ilíaco en el piso del acetábulo, esta arteria proviene de la ilíaca interna y es el vaso más grande del coxal. Esta red a su vez se anastomosa con una corona de vasos más grandes que rodea la inserción de la cápsula en la base del cuello, -

su caudal sanguíneo proviene de la arteria circunfleja femoral medial por abajo; de la circunfleja lateral por delante y de las glúteas superiores por arriba, esta red proporciona irrigación a la cápsula, músculos pericapsulares, huesos y retináculos.

IRRIGACION SUBCAPSULAR:

El retináculo superior da irrigación a los dos tercios superiores de la cabeza femoral y a la corteza subcondral y placa epifisaria durante el crecimiento. El retináculo inferior manda un penacho de vasos sanguíneos que directamente forman las anastomosis subcapitales.

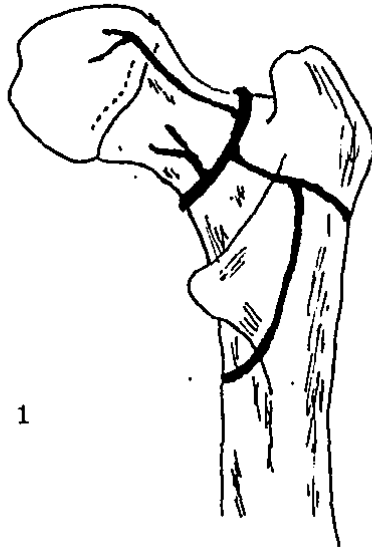


Figura No. 1

Todas las arterias pericapsulares y subcapsulares se acompañan de venas satélites de finas paredes, que asumen dimensiones plexiformes y ofrecen vía al drenaje sanguíneo.

INERVACION:

La cápsula articular está inervada por el nervio cuadrado crural, ramas anteriores y posteriores del nervio obturador, que además inerva al ligamento redondo y la almohadilla Ha--versiana, otro aporte nervioso a la cápsula lo dan el nervio recto crural y el nervio glúteo superior.

LIQUIDO SINOVIAL:

Es un dializado del plasma, libre de fibrinógeno que contiene un polisacárido de cadena larga y peso molecular elevado, el ácido hialurónico. Este líquido tiene como función el proporcionar nutrientes al cartilago articular y retirar los productos finales del metabolismo del mismo, además disipa - el calor, lubrica y amortigua los traumatismos que ocurren - en la articulación.

MUSCULOS DE LA CADERA:

FLEXORES:

- 1.- Psoas ilíaco.
- 2.- Recto anterior.
- 3.- Sartorio.
- 4.- Tensor de la fascia lata.
- 5.- Fibras oblicuas del Aductor mayor.

EXTENSORES:

- 6.- Glúteo mayor.
- 7.- Semitendinoso.
- 8.- Semimembranoso.
- 9.- Bíceps crural.

ABDUCTORES:

- 10.- Glúteo mediano.
- 11.- Glúteo menor.
- 12.- Fibras superiores del Glúteo mayor.
- Tensor de la fascia lata.

ADUCTORES:

- 13.- Aductor mayor.
- 14.- Aductor mediano.
- 15.- Aductor menor.
- 16.- Pectíneo.
- 17.- Recto interno del muslo.

ROTADORES EXTERNOS:

- 18.- Obturador externo.
- 19.- Obturador interno.
- 20.- Cuadrado crural.

- 21.- Piramidal de la pelvis.
- 22.- Gémino superior.
- 23.- Gémino inferior.

ROTADORES INTERNOS:

- 11.- Glúteo menor.
- 10.- Glúteo mediano (fibras anteriores).
 - Tensor de la fascia lata.
 - Semitendinoso.
 - Semimembranoso.

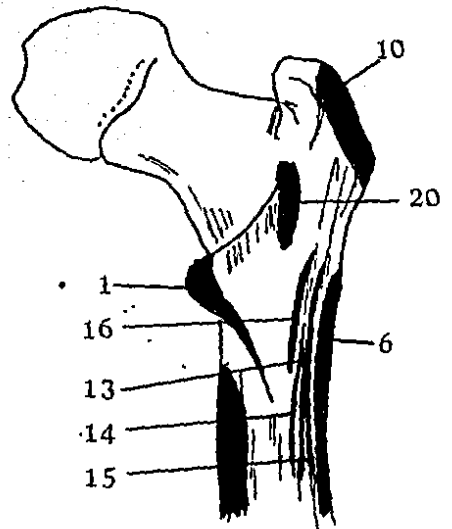
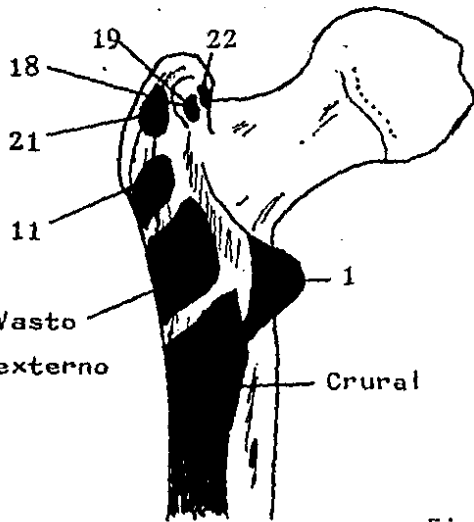


Figura No. 2

HISTORIA DE LA ARTROPLASTIA DE LA CADERA:

La cirugía ortopédica ha tenido un avance importante con la aparición de las prótesis totales de la cadera; es un procedimiento seguro para suprimir en forma total el dolor de la misma, así como para mejorar la movilidad.

Hubo pioneros entregados en este campo como Carnochan en -- Nueva York en 1840. Smith Petersen en 1923 usó una copa de vidrio en una cabeza de fémur remodelada, la cual fracasó debido a la ruptura de la misma? Gholman en 1940 y A.T. Moore, introducen una prótesis de acero de treinta cm, siendo un éxito. En 1946 los Hermanos Judet usaron una endoprótesis de acrílico.-- En 1957 Aunfranc informa 82% de buenos resultados en 1,000 caderas operadas, con la técnica de la copa de Vitalio. En 1964-- aparece la prótesis de Saint George. En 1968 el Profesor John-Charnley de Inglaterra populariza su prótesis conocida como ar- troplastia de baja fricción, ambos componentes se cementan con metilmetacrilato. Desde entonces han sido fabricados un gran - número de implantes.

Con las prótesis metálicas, habitualmente los resultados no habían sido satisfactorios por la corrosión o el aflojamiento de uno ó ambos componentes.

Los resultados más satisfactorios se han obtenido con próte- sis con el componente acetabular de polietileno de alta densi- dad y el femoral de vitalio como las de Charnley-Müeller y --- Saint George, entre otras.

Un nuevo tipo de prótesis, con la que se ha conseguido lo-- gros halagadores es la Universal (U.H.R.) diseñada al inicio - de la década de los 70 por James Bateman en Canadá.

B I O M E C A N I C A D E L A C A D E R A :

La idea de la sustitución de la cadera es fascinante, aunque en la práctica se deben vencer varios problemas técnicos, lo cual se logra teniendo conocimientos de la Biomecánica normal de la cadera además de las propiedades físicas de los elementos que se utilizan para tal sustitución.

La articulación funciona con una resistencia a la fricción baja en extremo, sus elementos articulares mantienen un máximo contacto en cualquier posición. La viscoelasticidad del cartílago articular y la elasticidad de las trabéculas óseas subcondrales contribuyen a la uniforme distribución de las fuerzas de corte y flexión.

La lubricación en superficies de carga como el plástico sobre metal no es igual a la articulación normal. La fricción en prótesis totales es mayor, además que se someten al esfuerzo que produce la carga del cuerpo, fuerzas musculares y las cargas impulsivas de las actividades diarias. No existe adaptabilidad ni amortiguamiento, por lo mismo tienen un efecto profundo sobre el tiempo de servicio del reemplazo articular total.

La distribución de esfuerzos en el reemplazo total de cadera:

1.- Recuérdese que las fuerzas cortantes 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.

2.- 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.

3.- Los materiales de la prótesis, tienen diferentes módulos de elasticidad, alterando consecuentemente la relación entre los es--

fuerzas generados y las deformaciones generadas.

Si en la prótesis existe contacto total entre sus componentes se producen fuerzas de compresión que irradian hacia afuera en el componente acetabular y concentrándose en la cabeza femoral.- El acetábulo distribuye mal los esfuerzos que transmite. Fig 3.

El efecto sobre el material de la prótesis no se puede considerar solamente como estático y sin cambio, ya que las fuerzas articulares son intermitentes en magnitud y cambian continuamente debido al movimiento y a los esfuerzos generados, por lo que se debe considerar la vida ante la fatiga del material implantado, del cemento y del hueso.

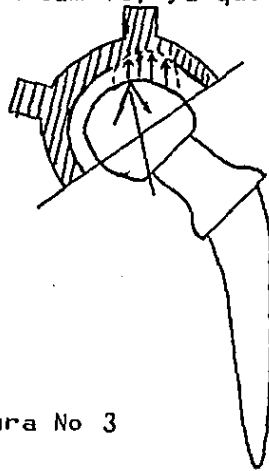


Figura No 3

En el componente femoral las fuerzas de compresión producen esfuerzos de compresión, así el área de contacto, localización del contacto, geometría y tipo de material empleado, desempeñan un papel importante en la distribución global de esfuerzos

Aumentando el valgo del cuello de la prótesis femoral disminuyen los esfuerzos de flexión en el vástago. Fig 4.

Entre mayor sea la cantidad de material en la sección transversal, menor es el esfuerzo por unidad de volumen, ya que la fuerza total está distribuida sobre una área mayor y por lo tanto es menor el esfuerzo de compresión y mayor el esfuerzo -

de tensión. Fig 5.

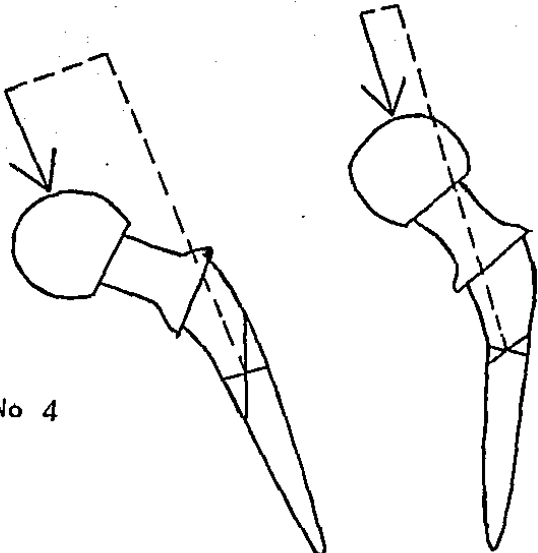


Figura No 4

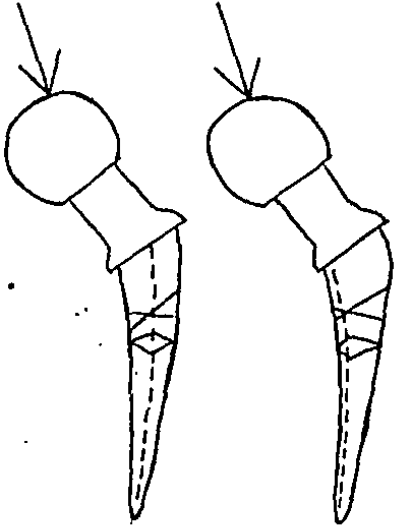


Figura No 5

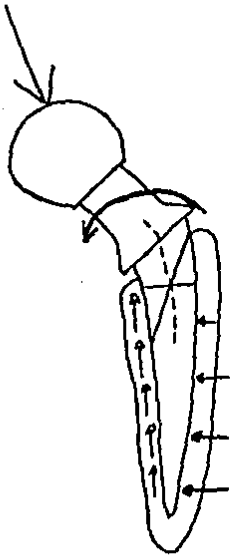


Figura No 6

Cuando el collar de la prótesis no tiene soporte, se producen mayores esfuerzos de flexión en el vástago. El cemento circundante también se encuentra bajo esfuerzos considerables. Fig 6.

Proporcionando sostén al collar del componente femoral disminuyen considerablemente los esfuerzos de flexión en el vástago. El cemento circundante está bajo menos esfuerzo. Fig 7.

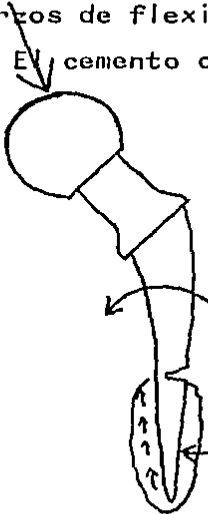
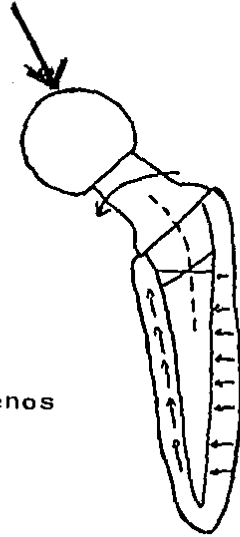


Figura No 8

La fijación inadecuada del componente femoral en sus porciones proximales puede causar falla por fatiga del vástago de la prótesis. Fig 8.



INTRODUCCION AL PROBLEMA:

Las manifestaciones del deterioro de las superficies articulares se denominan artrosis.

Las funciones mecánicas de la articulación pueden sufrir alteraciones por la edad, trastornos del metabolismo intermedio, traumatismos, distrofia muscular y articular y lesiones neuromusculares.

La desproporción entre carga y capacidad de carga de la superficie articular causa alteraciones mecánicas en la superficie del cartílago. Puede tratarse de cargas excesivas sobre superficies articulares sanas ó cargas fisiológicas sobre cartílago articular enfermo, como ocurre en la Necrosis Avascular; o bien, tratarse de cargas fisiológicas que influyen negativamente en el mecanismo de lubricación del cartílago articular.

Las cargas fisiológicas pueden destruir las superficies articulares mal lubricadas y en los casos en que está disminuida la polimerización del ácido hialurónico, principal lubricante del cartílago articular.

Por otro lado ocurren destrucciones enzimáticas primarias - como en los estados de irritación postraumática; las artritis de todo tipo ocasionan liberación enzimática en la sinovial. - Así la actividad enzimática de los granulocitos y sinoviocitos pueden destruir el cartílago articular lo que lleva a la artrosis.

Otra vía de daño enzimático ocurre cuando las células cartilaginosas se destruyen y sus enzimas destruyen las uniones celulares y el molde adyacente, ó sea se vuelven patógenos.

Cuando se presenta perforación del cartílago, ya sea mecáni

ca 6 enzimática, no existen ya las condiciones óptimas de deslizamiento, de lo cual resultan abrasiones del cartilago (preartrosis). Al destruirse el cartilago se irrita la sinovial lo que disminuye el aporte sanguíneo y aumenta la actividad enzimática con mayor destrucción cartilaginosa. La inflamación del cartilago causa signos locales de dolor, inflamación, limitación de movimiento y posteriormente contracturas musculares.

Radiográficamente se manifiesta:

- a) Disminución del espacio articular.
- b) Esclerosis del hueso subcondral.
- c) Formación de osteofitos.
- d) Formación de geodas. Fig 9.

El proceso finalmente bloquea la movilidad articular.- Al final de su evolución la artrosis requiere de tratamiento quirúrgico sea osteotomía, artroplastia parcial ó total, ó fijación de la articulación (artrodesis).

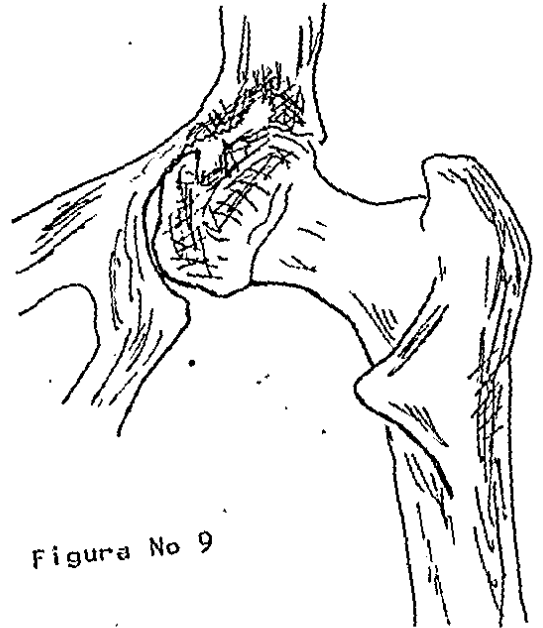
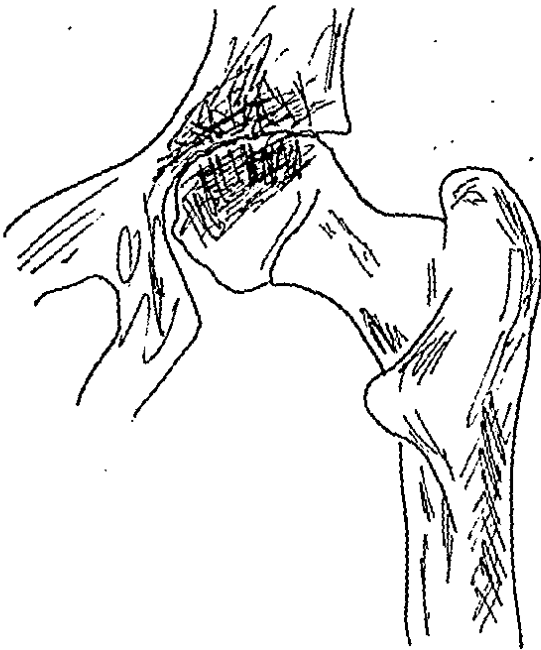
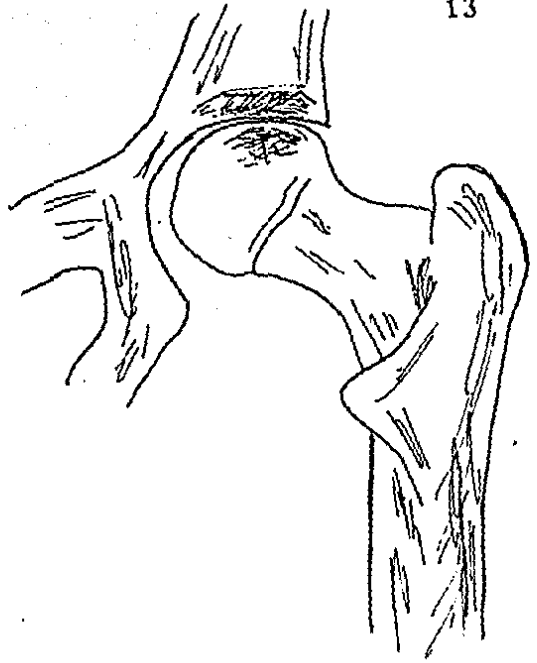
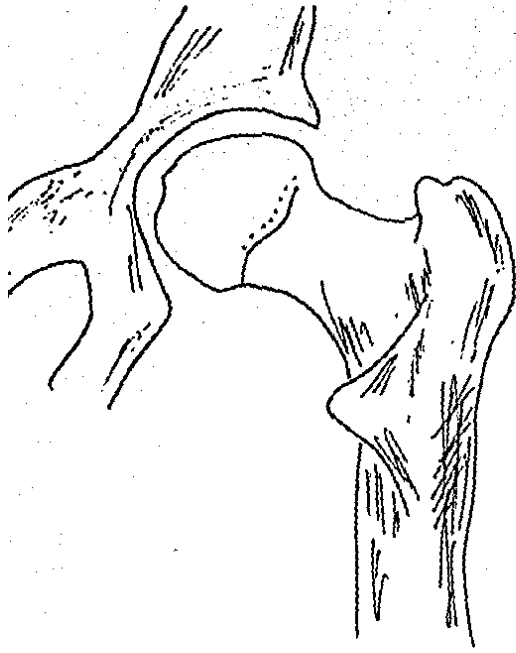


Figura No 9

INDICACIONES:

- 1.- Osteoartrosis ó osteoartritis.
- 2.- Artritis Reumatoidea.
- 3.- Artritis Postraumática.
- 4.- Fracturas recientes del cuello femoral. (Weiss).
- 5.- Seudoartrosis del cuello femoral.
- 6.- Artroplastia parcial fallada por dolor persistente ó recurrente incapacidad física.
- 7.- Condiciones patológicas o consideraciones como la edad que indican un manejo más conservador al acetábulo y evitar el uso de cemento para hueso.
- 8.- Rescate de artroplastia total de cadera fallada.
- 9.- Dificiles problemas clínicos como los que plantea la artropatia bilateral de cadera y/o enfermedad lumbar concomitante, y/o enfermedad concomitante de la rodilla.
- 10.- Revisión tanto de componente acetabular como femoral con otros tipos de procedimientos.

Antes del uso clínico de las prótesis, el cirujano debería familiarizarse con todos los aspectos técnicos -- del procedimiento quirúrgico. Los pacientes podrían ser -- instruidos en las limitaciones de la prótesis y enseñar-- les a dominarla de acuerdo a sus actividades.

Se deben descartar todos los implantes dañados ó mal-- tratados. Un implante nunca debe ser reutilizado aunque -- parezca no presentar daño.

Con la prótesis universal se evita el uso de injerto ó seo y el rimado exhaustivo del fondo acetabular.

CARACTERISTICAS DE LA PROTESIS:

La prótesis consta de tres componentes:

- 1.- Componente acetabular metálico (cromo-cobalto).
- 2.- Componente femoral, también metálico.
- 3.- Un inserto de polietileno de alta densidad que al armarse queda entre los componentes metálicos.

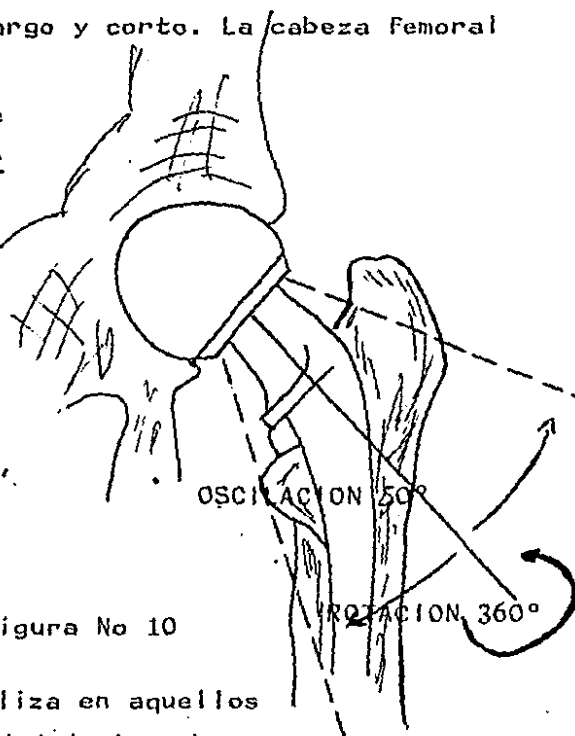
Existen diferentes tamaños de copas que son de 41, 43, 44, 46, 48, 49, 51, 52 y 54 mm.

Los componentes femorales son de vástagos standard largo y corto; el cuello standard, largo y corto. La cabeza femoral es de 22 mm.

Los insertos de plástico son de diferentes tamaños para adaptarse adecuadamente a las copas.

Esta prótesis está diseñada de tal manera que reduce el movimiento que ocurre entre el hueso y el implante metálico, por la interposición de un inserto plástico de baja fricción, donde se efectúa la mayor parte del movimiento. Fig 10.

Figura No 10



La prótesis universal se utiliza en aquellos casos en los que existe deformidad de la cabeza femoral y cuando la cavidad acetabular es capaz de alojar la copa, aunque puede formarse un ace

tábulo que previamente no existira, como en los casos de displasia acetabular ó artrodesis previas (Phillips).

El vástago del componente femoral se fija en el canal con metilmetacrilato. El hecho de que no sea necesaria la fijación de el componente acetabular proporciona una menor posibilidad de complicaciones.

La copa metálica se orienta por sí sola con el acetábulo de acuerdo con las necesidades biomecánicas de cada caso.

Durante la marcha normal, la mayor parte del movimiento es absorbido por el inserto plástico de baja fricción y la copa metálica se mueve en el acetábulo cuando se ponen en contacto el cuello del componente femoral y la pared del inserto, esto sucede en los movimientos extremos.

M A T E R I A L Y M E T O D O:

Se revisaron las artroplastias totales de la cadera realizadas en los últimos dos años en nuestro hospital, siendo un total de 14 casos.

Se realizó la evaluación del expediente clínico, y evaluación clínica y radiológica de cada paciente.

Se encontró un total de 12 pacientes, en los cuales se realizaron 14 artroplastias; el paciente de mayor edad contaba al momento de la cirugía con 82 años, el de menor edad con 46 años, con un promedio de 62.7 años de edad.

11 pacientes fueron del sexo femenino y 1 del sexo masculino.- El tiempo máximo de seguimiento fue de dos años y el menor de un mes, con una media de seis meses.

En nuestra casuística los diagnósticos preoperatorios fueron: 8 casos de coxoartrosis degenerativa, 1 caso de pseudoartrosis del cuello femoral secundaria a fractura, 1 caso de luxación inveterada de cadera y 4 casos de revisiones de artroplastias totales previas falladas con prótesis de Charnley-Müeller por aflojamiento de alguno ó ambos componentes.

En 12 casos se utilizó el abordaje de Gibson modificado y en 2 casos el abordaje de Watson Jones, todos se operaron en decúbito lateral.

La osteotomía del trocánter mayor se realizó en todos los casos de revisiones, y solamente en un caso primario por preferencia del cirujano. La osteotomía del cuello femoral se realizó en promedio a dos cm. por arriba del trocánter menor. Todos los componentes femorales se cementaron con metilmetacrilato, con ante-

versión promedio de 10 grados. El metilmetacrilato se introdujo digitalmente, previo secado del canal femoral. Se emplearon diferentes tamaños de prótesis. El tiempo de cirugía fue desde 1.15 hs hasta 2.30 hs, con un promedio de 1.40 hs.

A todos los pacientes se les transfundió cuando menos una unidad de sangre en concentrado globular sin presentar complicaciones. Cinco pacientes se sometieron al programa de autotransfusión en colaboración con el Servicio de Hematología del Hospital.

En el posoperatorio inmediato se manejaron las extremidades inferiores en abducción, antibioticoterapia a base de Penicilina Sódica cristalina intravenosa 5,000,000 ui c/6 hs, Dicloxacilina 1 gr intravenoso c/6 hs, ambas por un promedio de 5 días y posteriormente Penicilina procaína 800,000 ui intramuscular --- c/12 hs y Dicloxacilina oral 500 mg c/6 hs por otros 5 días; además se utilizó como rutina Dipiridamol intravenoso 10 mg c/8-hs ó por vfa oral 75 mg c/8.hs. Acido acetilsalicílico oral 500 mg c/6 hs ambos como antiagregantes plaquetarios.

En dos casos se realizó técnica de Bado por contractura en abducción.

En todos los casos se aplicó haemovac, el cual se retiró a las 48 hs.

A las 24 hs de posoperatorio se iniciaron ejercicios pasivos e isotónicos del cuádriceps; al 2º día flexión pasiva de la cadera; al 3er día se sentaron en silla de ruedas con las piernas en abducción.

La estancia hospitalaria mínima fue de 5 días y la máxima de

7 días, con una media de 6 días.

En ningún caso hubo complicación pulmonar evidente, ni trastornos circulatorios de miembros inferiores.

A los 10 días se inició descarga del miembro operado - con muletas; a las 3 semanas se permitió la marcha con una sola muleta y/o bastón y a las 6 semanas en promedio - se permitió la marcha libre, aunque la mayoría de los pacientes prefirieron continuar usando bastón para su seguridad.

CLASIFICACION DE MERLE D' AUBIGNE POSTEL.			
GRADO	DOLOR	MARCHA	MOVILIDAD
1	Severo (espontáneamente)	No posible o lo es por pocos metros, con bastones ó muletas.	0 - 30°
2	Severo al caminar. (incapacitante)	Muy limitada con ó sin bastones.	30°-60°
3	Tolerable (permite actividad limitada)	Limitada con un bastón (menos de una hora). Dificil sin bastón	60°-100°
4	Persiste con actividad.- Desaparece con el reposo.	Distancias largas con un bastón Limitada sin bastones.	100°-160°
5	Ligero ó intermitente al iniciar la marcha. Disminuye con la actividad -- normal.	Sin bastón claudicando.	160°-210°
6	Ausente	Normal.	210°-250°

- (6) Excelente.
- (5) Bueno.
- (4) Satisfactorio.
- (3) Regular.
- (2) Pobre.
- (1) Malo.

COMPLICACIONES:

En el presente estudio no se encontró ningún caso de tromboembolia pulmonar.

En un caso se encontró textiloma sobre abordaje de Ludloff a las dos semanas de posoperatorio, la cual se manejó con curaciones y antibióticos, evolucionando satisfactoriamente con cicatrización por granulación a las 4 semanas, hasta la actualidad no hemos demostrado la presencia de infección profunda de esta articulación.

En ningún caso hubo luxación de la prótesis.

En el paciente masculino se encontró basculación pélvica de recha a la marcha libre, la escanografía reveló solo diferencia de 4 mm del lado operado; es de hacer notar que el paciente presenta secuelas de P.C.I. con insuficiencia del glúteo medio derecho.

En una paciente de revisión de artroplastia de Charnley-Müller previa, desarrolló bursitis sobre el sitio de la osteotomía del Trocánter mayor y dolor concomitante a la marcha por fricción con el tensor de la fascia lata con leve claudicación.

En una paciente con desplazamiento de la prótesis de Charnley-Müller hacia el ilíaco se aplicó injerto autólogo quedando con un acortamiento de 35 mm, el cual fue compensado con elevación en el calzado, el dolor es mínimo y la marcha es sin bastón, la paciente se siente satisfecha ya que anteriormente la claudicación era incapacitante.

En un caso al momento de realizar la osteotomía del cuello femoral se produjo fractura fisuraria longitudinal a través del cóndilo, lo que nos obligó a retrasar el apoyo durante 6 se

manas, actualmente se encuentra con marcha libre y sin dolor.

En un caso de revisión se cambió el componente acetabular que se adaptó a una cabeza femoral de 32 mm tipo Charnley, evolucionando satisfactoriamente y sin dolor. En esta misma paciente se revisó la artroplastía de la cadera contralateral - realizando cambio completo de la prótesis universal, evolucionando en forma satisfactoria.

En una paciente se seccionó parcialmente el nervio ciático al cual se le realizó neurorrafia, evolucionando satisfactoriamente; al cabo de un año de seguimiento la marcha es actualmente con bastón por seguridad de la paciente.

En dos casos se presentó desplazamiento proximal del Trocánter mayor por ruptura del alambre, esta complicación no -- tradujo limitación en la movilidad de la cadera.

En ninguno de nuestros casos se ha presentado osificación heterotópica, aún en los reoperados, aunque Staple reporta su su mayor incidencia en dichos casos.

A dos años de seguimiento no se ha encontrado ningún caso de descementación del componente femoral.

CONCLUSIONES:

Los resultados que hemos obtenido con la prótesis Universal son alentadores, a corto plazo, dado que desde hace dos años - iniciamos su utilización en nuestro hospital.

Las experiencias de Charnley, Weiss, Giliberty y otros han demostrado el lugar de las prótesis totales; sin embargo el -- tiempo máximo de evolución de 20 años continúa siendo un factor importante de tomar en cuenta como para utilizarlas de primera intención en pacientes jóvenes.

Nuestra casuística en cuanto a resultados es similar a la - reportada por Phillips, Bholman y Giliberty.

La prótesis originalmente se utilizó solo en casos en que - el acetábulo era adecuado para alojar la copa metálica, pero + ha demostrado su utilidad en casos de displasia acetabular.

La menor utilización de metilmetacrilato es una gran ventaja debido a que disminuye los riesgos de complicaciones trombo embólicas.

En todos los casos disminuyó notablemente el dolor, permiti- tiendo la marcha aceptable para desarrollar la actividad diaria adecuadamente.

La flexión de la cadera mejoró en todos los casos, la rota ción interna se encuentra limitada en la mayoría de los casos que concuerda con lo reportado por Vasquez Vela y Giliberty.

En dos casos se evidenció la formación, en la radiografía, de una línea entre el acetábulo y la copa metálica, lo que ha ce suponer la formación de neocartilago, lo que se traduce en mejor movilidad de la cadera y la ausencia de dolor, esto es- de vital importancia ya que no sucede en otros tipos de artro plastias, en las que hay lisis del hueso con protrusión de la

prótesis.

Este trabajo es solo el inicio de una investigación a largo plazo en el cual se deben perfeccionar los detalles finos de la valoración preoperatoria, una mejor técnica quirúrgica y me de los cuidados posoperatorios.

El paso del tiempo y la vigilancia continua y estrecha de nuestros pacientes nos marcará el lugar exacto que debe ocupar la prótesis universal.

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

- 1.- BOWMAN Jr Arthur. Experience with the Bipolar Prosthesis in Hip Arthroplasty. Orthopaedics April 1985. Vol 8/No. 4.
- 2.- EDEIKEN Jack. Diagnóstico radiológico de las Enfermedades - de los huesos. 3a. edición 1984. pags 1-7; 440-695 - tomo I.
- 3.- GILBERTY Richard. Bipolar Endoprosthesis Minimizes Protrusion Acetabuli, Loose Stems. Prthopaedics Review 1985 Vol XIV No 1 2/27.
- 4.- KAPANDJI I. A. Cuadernos de Fisiología Articular. 2a. edición. 1985 tomo II, pags 25-46.
- 5.- LEYSHON R.L. Acetabular erosion and the Monk "hard top" Hip Prosthesis. The J. and B. J. surgery. March 1984 vol 65-B No 2 pags 840-844.
- 6.- L. RADIN Eric. Biomecánica práctica en Ortopedia. 1a. edición. 1981. pags 163-181.
- 7.- PHILLIPS T.W. The Bateman Bipolar Femoral Head Replacement. The J. of B and J surgery vol 69-B No 5 Nov 1987. pags 1046-1050.
- 8.- QUIROZ Gutierrez Fernando. Tratado de Anatomía Humana. tomo I. 23ª edición. pags 170-173; 277-283; 439-446. 1984.
- 9.- TRONZO W. Cirugía de la Cadera. 2a. edición 1985. pags 400 - 436.
- 10.- STAPLE Tom W. Clínica radiológica ortopédica 1/1 1985 pags. 1-45.
- 11.- VAZQUEZ Vela Gonzalo. Artroplastia de la cadera con Prótesis de Bateman, 1981, pags 1-8.
- 12.- WEISS Charles. Revision of total Hip Arthroplasty with the HS4 Head and Meck Prosthesis. Osteonics Clinical. -- 1984.