



11245
32
29

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**
FACULTAD DE MEDICINA

INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL
CENTRO MEDICO NACIONAL
" GRAL. MANUEL AVILA CAMACHO "
HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEDIA

**PROTESIS BIPOLAR EN EL HOSPITAL DE
TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEDIA DEL I.M.S.S.
PUEBLA, PUE.**



TESIS DE POSTGRADO

QUE PARA OBTENER EL POSTGRADO EN

CIRUGIA ORTOPEDICA Y TRAUMATOLOGICA

PRESENTA

DR. IGNACIO MERELO VILLAFAN

PUEBLA, PUE. 1995

FALLA DE ORIGEN





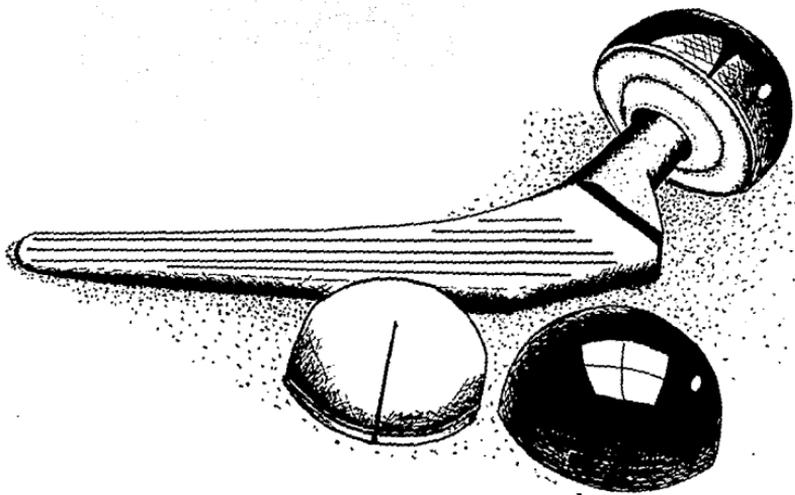
UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

" PROTESIS BIPOLAR EN EL HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA
Y ORTOPEDIA DEL IMSS, PUEBLA, PUE. "



AGRADECIMIENTOS :

A MIS PADRES:

Con mi amor filial, por ese ejemplo de
superación continua, por su amor y apoyo.

A MI ESPOSA E HIJA:

Como un tributo a la paciencia, al amor
y al estímulo constante que de ellas -
siempre he recibido. Las amo.

A MIS COMPAÑEROS Y AMIGOS:

Dalmasio, Froylan, Jose Luis,
Isidro, Oscar, Raúl, Victor y
Victor Manuel.

GRACIAS.

A MIS MAESTROS:

Por sus enseñanzas.

Y a todos los que de alguna manera contribuyeron a mi
formación.

DIRECTOR DE LA TESIS:

DR. EULOGIO LOPEZ CALIXTO.
Profesor Titular del curso de
Traumatología y Ortopedia.
Jefe del servicio de Columna
y Cadera en el HTO.

INVESTIGADOR:

DR. IGNACIO MERELO VILLAFAN.
Residente del tercer año de la
especialidad de Traumatología
y Ortopedia en el HTO.

REVISION DE LA TESIS:

DR. MIGUEL ANGEL CUANALO GUEVARA.
Jefe de Enseñanza e Investigación
en el HTO.

INDICE

	Pag.
INTRODUCCION.....	1
ANTECEDENTES CIENTIFICOS.....	2
OBJETIVOS DEL ESTUDIO.....	6
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	7
HIPOTESIS.....	8
CRITERIOS DE INCLUSION.....	9
CRITERIOS DE NO INCLUSION.....	10
CRITERIOS DE EXCLUSION.....	11
BIOMECANICA DE LA CADERA NORMAL.....	12
BIOMECANICA DEL IMPLANTE.....	21
DESCRIPCION DEL IMPLANTE.....	24
INDICACIONES.....	26
CONTRAINDICACIONES.....	27
EVALUACION RADIOGRAFICA.....	28
TECNICA QUIRURGICA.....	30
CUIDADOS POSTOPERATORIOS.....	43
MANEJO DE LAS COMPLICACIONES.....	45
MATERIAL Y METODOS.....	46
-CASO 1.....	47
-CASO 2.....	48
-CASO 3.....	49
-CASO 4.....	50
-ESCALA DE MERLE D' AUBIGNE.....	51
-CUESTIONARIO.....	52
RESULTADOS.....	53
COMENTARIOS.....	57
BIBLIOGRAFIA.....	58

INTRODUCCION

El objeto de una artroplastia es remplazar una articulación deteriorada, por otra artificial, que supla su función.

El sistema de baja fricción, surge con Charnley, al utilizar el revestimiento acetabular, y con la creación del sistema de ensamble unico o Bipolar, modelo que abarca el principio de baja fricción del remplazamiento total de cadera, pero que retiene la simplicidad de la artroplastia protesica se da un paso adelante en la ortopedia.

Consideramos que este sistema brinda, por su simplicidad y por la experiencia de muchos autores, una oportunidad efectiva en la pauta de tratamiento en la patología traumática y degenerativa de la cadera.

El presente estudio no pretende ser una copia o repetición de lo ya escrito solo pretende ser una recopilación que trata de establecer un esquema para el manejo del paciente candidato a artroplastia con el sistema Bipolar, así tambien dar seguimiento de la evolución de los pacientes opeados con este sistema para corroborar su efectividad.

ANTECEDENTES CIENTIFICOS

El problema de las fracturas de cadera y fémur proximal es uno de los viejos problemas en la ortopedia.

A pesar de nuestros avances técnicos, la meta a un retorno rápido a la función completa en todos los pacientes a quedado evadida.

El primer esfuerzo para el tratamiento de fracturas de cadera se concentro en el alineamiento de los fragmentos de la fractura, por tracción o reducción cerrada. La reducción fué mantenida por largos tiempos de tracción, espicas de yeso o fijación interna.

No obstante, a pesar de el último acertado alineamiento anatomico y la más rigida fijación de los fragmentos, en muchos de los casos se fracazo en recuperar el uso normal del movimiento en la cadera.

Pseudoartrosis del cuello femoral, necrosis avascular y fracturas conminutas excluyeron buenos resultados en muchos pacientes.

En los inicios del siglo XIX, Cooper (1) expreso pesimismo en relación del eventual resultado de las fracturas. Los fracasos de unión fueron usualmente inevitables y el aparato o colocar un tacón alto fué comunmente necesitado si el paciente sobrevivía el periodo de inmovilización necesaria para que la curación ocurriera.

Pott (2) describio la técnica de ejercer tracción en flexión en el miembro fracturado para reducir el severo acortamiento que usualmente resultaba.

Esta tecnica fué más tarde refinada por Dupuytren (3) y por Malgaigne (4). Usualmente no obstante los resultados en conjunto fueron pobres.

En 1902 Whitman (5) introduce una combinación de aducción, rotación interna y tracción, bajo la entonces nueva técnica de anestesia general, esto era seguido de un período de inmovilización de 3 meses en una espica de yeso. La primera mejoría significativa en los resultados ocurrió en aquellos que sobrevivieron a este tratamiento.

La tentativa temprana de fijación interna de cabeza femoral que condujo un clavo metálico a través del trocánter fué aparentemente realizada por Langenbeck (6) en 1850. Procedimientos similares fueron reportados por König (7) y Trendelenburg (8) en 1878, por Nicolayasen en 1897 (9).

Lambotte (10) en 1907 y Delvet (11) en 1919 probaron usar tornillos, pero los resultados fueron pobres.

La técnica de fijación interna fué abandonada hasta el enclavado por reducción abierta que reporto en el año de 1931 Smith-Petersen (12).

Esta mejoro en 1932 con la introducción de la fijación por enclavado cerrado bajo control radiográfico por Westcott (13) en los Estados Unidos y Johansen en Suecia (14).

Así la era de la ortopedia moderna había comenzado.

La técnica de reducción cerrada y fijación fué mejorada a través de los años por el advenimiento de varios recursos de fijación, placas de fijación, mesas para reducción de fracturas y control de fragmentos, intensificador de imagenes para cirugías de corto tiempo, mejores técnicas anestésicas, antibióticos para control de sep--

sis, etc.

Como resultado, la fijación interna mostro ser mejor sobre la reducción cerrada y tracción. (15,16,17,18,19,20) No obstante muchos autores fundamentaron que la técnica era insatisfactoria en un alto porcentaje de los casos. Esto no fué hasta que Delbet y Groves-Hey inician la -- sustitución artificial de la cabeza femoral en 1903 -- y 1923 con la ayuda de una endoprotesis de marfil (21) cuya forma y tamaño correspondería más tarde a la protesis de Judet.

En 1940, Bohlmann y Moore sustituyen por primera vez la extremidad proximal del fémur por una endoprotesis de vitalio (22).

En 1946, Robert y Jean Judet (23) iniciaron una nueva -- etapa al realizar la primera resección reconstrucción de la articulación de la cadera empleando un nuevo modelo de protesis unica hasta entonces (24).

Moore y Reyman crearon en 1950, una endoprotesis de cabeza femoral de vitalio que se fijaba intramedularmente en la diáfisis y que fué descrita por primera vez -- en 1951-52 (25).

Merle D' Aubigne, Gosset, Lange y Rettis diseñaron en -- 1954 una endoprotesis de longitud especial que se fabrico en plexiglas, cuyo anclaje se realizaba intramedularmente (26).

En 1962 Robert y Jean Judet crearon una endoprotesis -- cervicocefalica conocida como " prothese cephalototale" y la " cephaloblique " , de las que en la última de --- ellas se conserva intacto el cuello femoral en su mayor parte (27).

En 1958 Charnley comienza a realizar un nuevo tipo de reparación aloplástica de la totalidad de la articulación de la cadera empleando politetrafluoroetileno junto con un componente femoral de acero inoxidable. Clínicamente se comprobó que la cavidad se desgastaba demasiado y los restos provocaban considerable reacción tisular, entre otras cosas granulomas. Entonces adopto como material para la cavidad un polietileno de alta densidad combinado con un componente femoral dotado de una cabeza de 22 mm. (28).

En Stanmore, Inglaterra, J.N. Wilson y J. Scales desarrollaron otra prótesis de cromo cobalto cuya cavidad se fija con tres espigas divergentes.

M.E. Müller, en Suiza, diseñó e implantó diversos sustitutos totales de cadera.

En la última década han aparecido más de 150 modelos - cementados y no cementados con características particulares y combinaciones de estas en sus formas y materiales, donde el adelanto significativo, son las prótesis bicentricas (Bateman, Giliberty), autobloqueante (Müller), Spotorno y de rescate (Wagner).

La trascendental contribución de Charnley, el revestimiento acetabular para permitir un sistema de baja fricción, abrió el camino para el concepto del reemplazo total de cadera. El paso hacia adelante es esta secuencia fué la introducción de un ensamble único o bipolar, modelo que abarca el principio de baja fricción, del reemplazamiento total de cadera pero retiene la simplicidad de la artroplastia protesica. (29).

OBJETIVOS DEL ESTUDIO

Conocer el tiempo útil de la prótesis Bipolar en cada una de sus indicaciones primarias.

Demostrar que el principio de Baja Fricción con el sistema Bipolar es más útil que la hemiartróplastia unipolar en ciertos casos.

Conocer la respuesta acetabular al implante.

Establecer un protocolo de manejo para el paciente candidato a hemiartróplastia Bipolar de cadera, en el servicio de Columna y cadera del HTO.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿ Cual es el tiempo útil de la prótesis Bipolar con el principio de Baja Fricción, en la hemiartróplastia de cadera ?

No se cuenta con un protocolo de manejo para la hemiartróplastia Bipolar en el modulo de Columna y Cadera, -- del HTO.

HIPOTESIS

La vida útil de la prótesis de cadera es mejorada con el sistema de baja fricción.

CRITERIOS DE INCLUSION

Algunas fracturas del cuello y cabeza femoral

Pseudoartrosis de cabeza y cuello femoral

Necrosis aséptica de la cabeza femoral

**Tumores del fémur proximal y algunas fracturas
inter y subtrocantericas.**

CRITERIOS DE NO INCLUSION

Condiciones patológicas del acetábulo, incluyendo distor-
ción significativa del mismo con irregularidades y os-
teoporosis importante.

Pacientes con desordenes neuromusculares donde la heri-
da afecte la función del miembro.

Pacientes con desordenes mentales para quienes un ade-
cuado cuidado postoperatorio no pueda ser dado.

Infección activa en o cerca de la articulación a operar.

Pacientes mayores de 65 años.

Hipoplasias de la diafisis femoral proximal por patolo-
gía de fondo.

Displasias acetabulares y otras patologías que afecten
la configuración normal de la cadera

CRITERIOS DE EXCLUSION

Pseudoartrosis que resulten infectadas

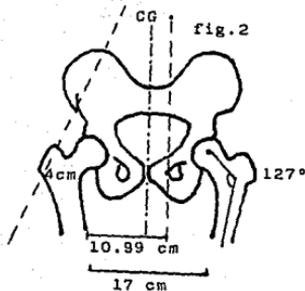
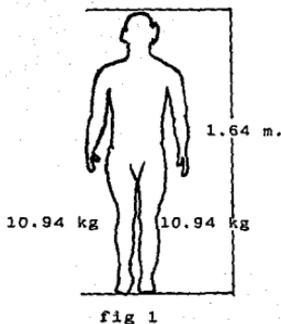
Otras patologías infecciosas, neoplásicas o metabólicas que afecten la hemiartróplastia y que sean detectadas postquirúrgicamente.

BIOMECANICA DE LA CADERA NORMAL

La carga de la cadera, en condiciones normales fisiológicas depende de la resultante de las fuerzas que actúan sobre la articulación, en bipedestación y en las diferentes fases de la marcha: su estudio es la premisa indispensable para la comprensión ulterior de las alteraciones biomédicas que se presentan en diversos estados patológicos.

Otto Fischer fué el autor de varios estudios sobre la antropometría y biomecánica que sirvieron de base a otros autores entre los que se encuentran Pauwels y Bombelli.

Para el estudio de las fuerzas que actúan sobre la cadera, Fischer utilizó a un sujeto de 1.64 mts. de altura y de 58.7 Kgr de peso, que es conocido como el hombre de Fischer en el cual nos basamos para explicar la magnitud de las fuerzas.



En un individuo en apoyo bipodálico, el peso del cuerpo actúa en una dirección vertical que pasa por el centro de gravedad y tiene sentido craneocaudal. La fuerza -- que actúa sobre las caderas equivale al peso del cuerpo menos el peso de las dos extremidades, ya que estas se encuentran apoyadas. En el hombre de Fischer, el peso de cada extremidad pelvica es de 10.94 kg, de manera que la fuerza K que actúa sobre las caderas es:

$$K = 58.7 - (10.94 \times 2) \quad K = 58.7 - 21.88$$

$$K = 36.82 \quad (\text{fig 3})$$

Esta fuerza K de 36.82 kg se encuentra repartida en ambas cabezas femorales, por lo que cada una de ellas soporta una carga de 18.41 kg. (fig. 4).

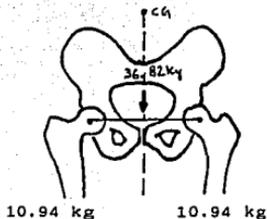


fig.3

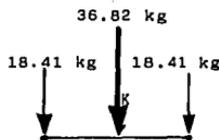


fig.4

En sus estudios sobre la marcha, Fischer dividió el paso en 31 fases o posiciones de los miembros pelvicos, de las cuales tomaremos para la descripción siguiente la fase de apoyo del talón, la fase intermedia de apoyo monopodálico total que llamaremos simplemente fase de apoyo y la de despegue del primer dedo. (fig. 5).

En la fase de apoyo monopodálico, el centro de gravedad se desvía ligeramente hacia el lado opuesto: la línea de acción del cuerpo pasa por el centro de gravedad, y la fuerza K tiene una magnitud equivalente al peso del cuerpo menos el peso del miembro apoyado. Fig. 6



fig. 5

Por el efecto de esta fuerza K la pelvis tiende a experimentar rotación sobre el centro de la cabeza femoral apoyada, es decir, que la fuerza muscular K induce un momento cuya magnitud es igual a K por el brazo de palanca H , este momento tiene que ser compensado por otro momento igual y en sentido opuesto que es inducido por la fuerza resultante de los músculos abductores de la cadera M y el brazo de palanca h de manera que $KH = Mh$. Fig. 7.



fig. 6

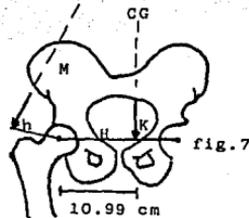


fig. 7

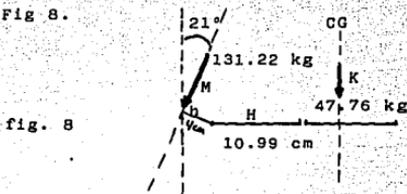
$$K = 58.70 - 10.94 = 47.76$$

$$KH = Mh$$

Ya que brazo de palanca h (4 cm) es casi la tercera parte del brazo de palanca H (10.99 cm), la fuerza K deberá ser aproximadamente tres veces mayor (131.22 kgs.) que la fuerza M (47.76 kgs.) para compensar los momentos.

$$KH = Mh \quad 46.76 \times 10.99 = 131.22 \times 4$$

Por lo tanto, el momento de ambas fuerzas es 524.88 kgr/cm. Fig 8.



$$KH = Mh$$

$$47.76 \times 10.99 = 131.22 \times 4$$

$$J = 524.88 \text{ Kg cm}$$

Es necesario acalarar que la fuerza M es la resultante de las fuerzas de los musculos abductores de la cadera (gluteo medio y menor, piramidal, tensor de la fascia lata sartorio, recto anterior): Su línea de acción forma un ángulo de 21 grados con la vertical y pasa por la parte superior del trocanter mayor.

De estas dos fuerzas K y M se pueden obtener una resultante, pero como dichas fuerzas no son concurrentes, es decir no tienen el mismo punto de aplicación y hay que prolongar sus líneas de acción hasta su intersección - en el punto X , trasladar a este punto las dos fuerzas componentes y elaborar un paralelogramo de fuerzas. La línea de acción de la resultante pasa por el centro

de rotación de la cabeza femoral y forma con la vertical un ángulo de 16 grados, su magnitud en el hombre de Fischer es de 175 kgr., pero en las fases intermedias de apoyo monopodálico se le suman las fuerzas dinámicas -- que hacen que su magnitud total sea de 200 kgs. Algunos autores calculan que las fuerzas dinámicas son de mayor magnitud.

el centro de gravedad del cuerpo cambia con cada fase de la marcha, por lo que la inclinación de la resultante también experimentará variaciones.

No es sorprendente que ante una cadera dolorosa, el individuo trate de disminuir la magnitud de la resultante, lo que hace inconscientemente, desviando el centro de gravedad hacia la cadera lesionada y adoptando un tipo de marcha que observaremos frecuentemente en la coxartrosis y en general en cualquier cadera dolorosa.

este hecho a primera vista paradójico, ya que aparentemente el individuo apoya más en la cadera enferma tiene una explicación mecánica sencilla, al desviarse el centro de gravedad hacia la cadera dolorosa, se acorta el brazo de palanca de la fuerza K y por lo tanto el momento disminuye en forma importante y también se puede reducir la magnitud de la resultante y por lo tanto el dolor de una cadera enferma, utilizando un bastón en el lado opuesto de la cadera lesionada.

El efecto principal de una fuerza es producir esfuerzos y por lo tanto sollicitaciones en el cuerpo en el que está aplicada. Examinaremos estos efectos sobre el esqueleto de la articulación de la cadera y la extremidad pro

ximal del fémur.

La magnitud de los esfuerzos que señalaremos a continuación son solo aproximaciones ya que el hueso no es un material homogéneo.

La resultante, al tener una dirección perpendicular a la superficie de apoyo no se determina por la porción articular esférica de carga, si no por su proyección en el plano perpendicular a la resultante. Para el hombre de Fischer con una cabeza femoral de 5 cm. de diametro la superficie de apoyo es de aproximadamente 9 cm^2 , por lo que el esfuerzo de compresión en la articulación de la cadera, en apoyo monopodalico es de mas o menos 22 Kg/cm^2

En una esfera elástica, como en la cabeza femoral normal los esfuerzos de compresión en una area de la esfera actuan en una zona cónica, limitada por las perpendiculares a la superficie de carga; el punto de intersección de estas líneas se localiza en el centro de la esfera es decir en el centro de rotación.

Si se cambia la superficie de apoyo, la zona cónica variara tambien de situación, pero su vértice se encuentra siempre en el centro de rotación de la esfera, de tal manera que en este punto siempre existiran esfuerzos de compresión, cualquiera que sea el área que se encuentre bajo carga.

En caderas artrosicas y rígidas la superficie de apoyo se encuentra disminuida y por lo tanto con los esfuerzos de compresión aumentan notablemente, ademas por la rigidez articular la zona cónica permanece casi invariable dando por resultado que los esfuerzos de gran magnitud se encuentren concentrados en un sector limitado de

la cabeza, los pseudoquistes óseos de la coxartrosis que manifiesta la gran magnitud de los esfuerzos de la zona cónica.

La presión por cm^2 en el polo superior de la articulación coxofemoral depende de la superficie de contacto entre la cabeza y el acetábulo. En la insuficiencia cotiloidea el techo del acetábulo está reducido, la cobertura de la cabeza es insuficiente y la presión normal de unos 16 kg/cm^2 puede pasar a cifras enormes, del orden de 150 a 300 kg/cm^2 , por la superficie útil de contacto, la oblicuidad exagerada del techo hacia arriba -- agrava mas la situación. (30)

MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE LA CADERA

La cadera es una articulación de planos múltiples y, en consecuencia, requiere músculos capaces de producir movimientos en seis direcciones: Flexión, extensión, aducción, abducción, rotación interna y rotación externa.

Como el plano de la articulación es oblicuo, raras veces la actividad muscular y el movimiento de la cadera se realiza en un solo plano en particular.

Durante la marcha, principal función relacionada con la actividad de la cadera, la acción del músculo se modifica según se mueva libremente a la extremidad inferior manteniendo el tronco como punto fijo o se apoye el pie en el suelo y se realicen movimientos del tronco por la acción invertida de la musculatura de la cadera. Cuando el pie apoya en el piso, la función de los músculos abductores de la cadera consiste en elevar el lado opues

to de la pelvis, actuando desde la inserción distal hacia la inserción proximal, función de mayor importancia en la marcha que la abducción de la cadera en la pelvis fija, situación que por lo general se emplea para valorar la acción de los abductores.

Flexión: El flexor más importante de la cadera es el psoas iliaco, que en el neonato y el infante actúan como energico rotador externo; el sartorio flexiona y rota hacia afuera la cadera. El pectíneo contribuye a la flexión y a la aducción; el recto anterior y el tensor de la fascia lata intervienen en la flexión de la cadera. Los flexores de la cadera reciben inervación de las raíces lumbares, primera, segunda y tercera.

Aducción: Los cuatro aductores forman una gruesa masa muscular de considerable potencia, si se tiene en cuenta que su acción de marcha no es tan importante como la de los demás grupos musculares que actúan sobre la cadera: Recto interno, es un aductor que se origina en un fino tendón vertical. El aductor mediano, nace de una combinación de tendón redondeado y músculo. Ductor menor tiene un origen netamente muscular, los inervan las raíces lumbares segunda, tercera y cuarta principalmente a nivel del nervio obturador. el ciático contribuye en forma variable a la inervación del aductor mayor, tanto que no se puede contar con él para obtener suficiente acción aductora en caso de que se seccione por completo el nervio obturador en una tenotomía de aductores.

Extensión: El principal extensor de la cadera es el glúteo mayor, pero los músculos de la corva también pueden actuar como vigorosos extensores, el glúteo mayor -

es principalmente inervado por las raíces sacras primera y segunda.

El glúteo mayor participa muy poco en la marcha en terreno nivelado, pero si al subir escaleras o cuestas.

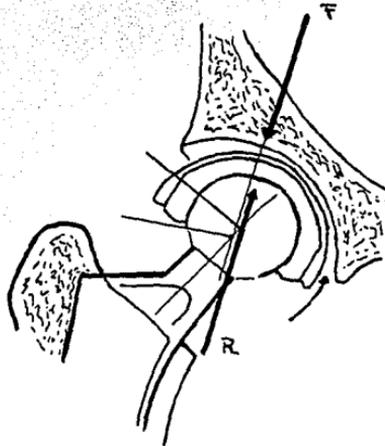
Abducción : Los abductores de la cadera desde el punto de vista funcional, los músculos mas importantes que actúan sobre la cadera, comprenden el glúteo mediano, el glúteo menor, reciben su inervación principal de la quinta raíz lumbar y de la primera sacra.

Rotación externa : Muchos músculos intervienen en la rotación externa de la cadera : Obturador interno, Obturador externo, Cuadrado crural, Geminos, Piramidal, Glúteo Mayor y Sartorio, en la infancia el Psoas Iliaco tambien es un poderoso rotador externo. La inervación radicular de estos músculos es amplia y comprenden las raíces lumbares segunda y tercera y las sacras primera y segunda.

Rotación interna : La rotación medial de la cadera en extensión es una acción debil que solo esta a cargo de las fibras anteriores de los glúteos medianos y menor y tensor de la fascia lata. La inervación radicular va de la quinta lumbar hasta la primera sacra.

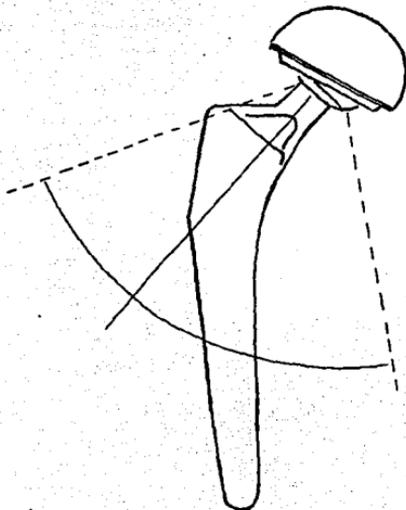
BIOMECANICA DEL IMPLANTE

El alineamiento dinámico de la copa y la protección resultante del cartilago acetabular.



El alineamiento dinámico de la copa está basado sobre un cambio del centro interno de rotación de la prótesis (= al centro de la cabeza de la prótesis) comparado con el centro de rotación del casco externo en una dirección proximal sobre la longitud axial del cuello de la prótesis.

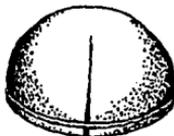
Como un resultado de este cambio, un momento de torción aunque resulte del efecto del peso del cuerpo (fuerza F) y la fuerza de reacción R que ocurre durante la posición de pie, lo cambia la prótesis bipolar en una posición estable comparada con el acetábulo natural.



La prótesis permite así una posición estable de la cupula externa con el acetabulo natural, con una rotación de el vastago de aproximadamente 70° (libertad de rotación interna) , antes la protesis tocaba el cuello del inserto de polietileno y el vastago debia articularse comparandolo con el acetabulo. Como resultado, en una de las copas de protección la capa cartilaginosa es guardada y en la otra copa el contacto entre el cuello de la prótesis y el reborde de la copa es reducido al minimo.

Todo esto basado en la trascendental contribución de -- Charnley, el revestimiento acetabular para permitir un sistema de baja fricción o tursor friccional bajo que surge del concepto de la utilización de una cabeza femoral protesica de diametro minimo y una cupula acetabu--lar de diametro externo máximo, en el que la diferencia de los radios favorece la permanencia de la cavidad en forma estacionaria. (31)

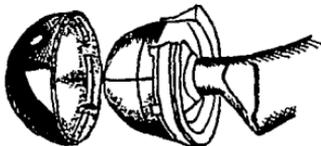
DESCRIPCION DEL IMPLANTE



Inserto de polietileno con incisión axial de la superficie de deslizamiento interior. Los insertos tienen un promedio de atrición de 0.7 mm por 10 millones de ciclos



Parte que cierra la prótesis cuando los dos componentes son ensamblados juntos, el anillo cierra las alabillas del inserto de polietileno dentro de la ranura del lado metálico de la copa externa de metal, así se asegura la conexión. El mecanismo puede ser cargado a 3 500 newtons sin que exista riesgo de separación de las partes de la prótesis.



Para desensamblar la prótesis se coloca el anillo que abre las aldabillas de la copa externa metálica y se jala esta para separarla del inserto. El anillo de apertura solo se usa para desensamblar. NUNCA para armar la prótesis.



Los bordes redondeados facilitan la reducción cerrada en caso de una luxación eventual. (31)

INDICACIONES

PRIMARIAS

- 1.- Algunas fracturas de cuello y cabeza femoral.
- 2.- No unión de cabeza y cuello femoral.
- 3.- Necrosis aseptica de cabeza femoral.
- 4.- Tumores del fémur proximal y fracturas inter y subtrocantericas.

ELECTIVAS

- 1.- Osteoartritis con predominancia de - cabeza femoral.
- 2.- Artritis reumatoide con distorsión - minima del acetabulo.
- 3.- Artritis postraumaticas.
- 4.- Artroplastia de acetabulo descompensada.
- 5.- Protesis de cabeza femoral convencional descompensada.
- 6.- Fracaso de artroplastia total de cadera.
- 7.- Ciertos casos de protrusión.
- 8.- Ciertos casos de anquilosis.

CONTRAINDICACIONES

- 1.- Condiciones patológicas del acetábulo incluyendo distorsión significativa del mismo con irregularidades y osteoporosis.
- 2.- Paciente con desordenes neuromusculares donde la herida afecte la función del miembro.
- 3.- Pacientes con desordenes mentales para quienes - un adecuado cuidado postoperatorio no pueda ser dado.
- 4.- Infecciones activas en o cerca de la articulación a operar.

EVALUACION RADIOGRAFICA

Las placas radiográficas, acetatos transparentes con -- las nueve copas externas y los componentes femorales -- con cabezas de 22,28 y 32 mm. son necesarias para la -- evaluación preoperatoria de cada paciente.

La selección precisa de los componentes puede no ser -- realizada preoperatoriamente, pero siguiendo las reco-- mendaciones del procedimiento permite al cirujano cono-- cer aproximadamente lo siguiente:

- 1.- Tipo de componente femoral.
- 2.- Longitud del vástago del componente femoral.
- 3.- Longitud adecuada del cuello del componente fe-- moral.
- 4.- Acomodo adecuado del componente femoral.
- 5.- Localización del plano de resección del cuello femoral.
- 6.- Tamaño del componente exterior de la cabeza.
- 7.- Necesidad o extensión del rimado acetabular.

La Rx anteroposterior de ambas caderas hechas en el -- plano del cuello femoral deben ser disponibles para la planeación.

Una Rx adicional de la cadera sana debe ser sobrepues-- ta sobre la cadera enferma hasta que encajen bien una en otra, y con los acetatos femorales y acetabulares se marcan los bordes radiograficos del acetabulo y canal medular proximal. Con ambas radiografias en posición -- la indicación geometrica del centro (marcada con +) deben coincidir. Si ellas no coincidieran, el despla-- zamiento puede ser corregido por una de las siguientes:

- 1.- Selección de la longitud del cuello del componente femoral.
- 2.- Recolocación del plano de resección del cuello.
- 3.- Planeación de la ligera profundización del acetabulo.

Tal planeación preoperatoria reduce el riesgo de una " sorpresa " durante el procedimiento quirurgico y ayuda para el control de inventario de componentes que -- tal vez requiera el hospital. (29,32)

TECNICA QUIRURGICA

La tecnica quirurgica es la siguiente. Con el paciente en decubito supino sobre la mesa quirurgica y colocan- do un bulto por debajo de la cadera a operar se proce- de realizar una incisión tipo Watson Jones iniciando la incisión 2.5 cm. por debajo y por fuera de la espi- na iliaca anterosuperior e incurvese en dirección dis- tal y posterior sobre la cara externa del trocanter ma- yor y la superficie externa de la diafisis femoral, has- ta 5 cm mas abajo de la base del trocanter. Localicese el intervalo entre el gluteo mediano y tensor de la -- fascia lata. Fig. 1 y 2 .

Muchas veces resulta difícil delinear. Brackett señalo que esto se facilita iniciando la separación a mitad - de camino entre la espiña anterosuperior y el trocan- ter mayor antes del sitio donde el tensor de la fascia lata se fusiona con su inserción aponeurotica.

El grosor y la dirección de las fibras del gluteo me- diano contribuye a distinguir a este de la estructura mas fina del musculo tensor de la fascia lata.

Llevese la disección en dirección proximal para expo- ner la rama inferior del nervio gluteo superior, que -- inerva al musculo tensor de la fascia lata. Incidase - longitudinalmente la capsula articular a lo largo de -- la superficie anterosuperior del cuello femoral.

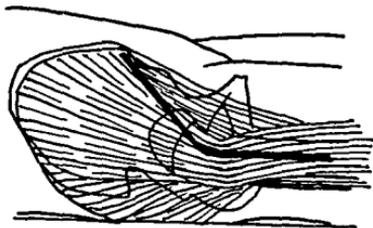
En la parte distal de la incisión, el origen del vasto externo se puede reflejar en dirección distal o hendir longitudinalmente para exponer la base del trocanter - y la parte proximal de la diafisis del fémur.

Si se desea un campo más amplio, desprendase las fibras

anteriores del tendón del glúteo mediano que van al -- trocánter mayor en su lado proximal con un escoplo, jun to con la inserción del músculo glúteo mediano, de manera tal que es fácil reinsertarlo después. Posteriormente se realiza un corte en forma de T invertida sobre la cara anterior de la capsula. Figura 3. (33)

A continuación se representara con esquemas la técnica de colocación de vástago femoral autobloqueante.

Abordaje Watson Jones.



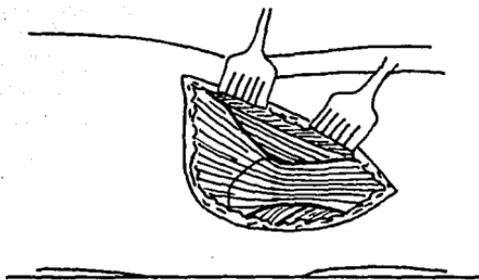


Figura 2

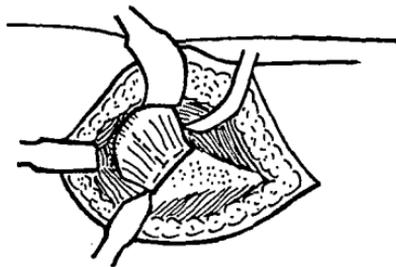
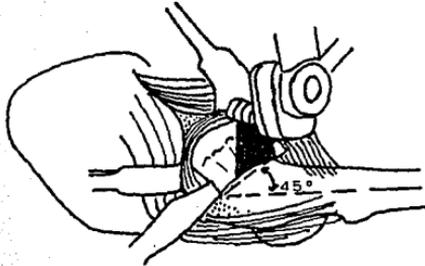
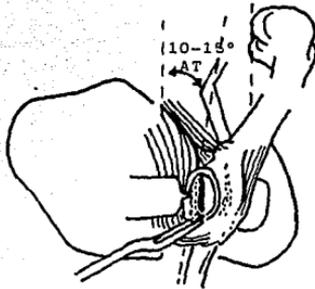


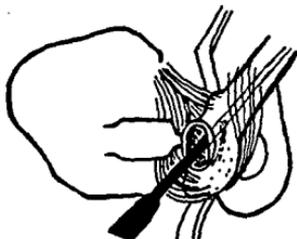
Figura 3



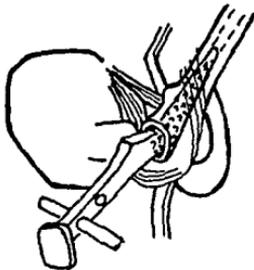
Colocar separadores largos por detras del cuello para proteger las estructuras posteriores y realizar la osteotomía a 45 grados del cuello femoral, posteriormente retirar la cabeza femoral.



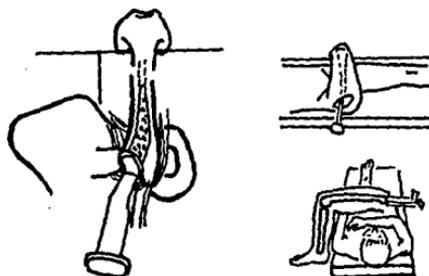
Abrir la cavidad medular con 10 a 15° de anteversion - con la gubia doble acodada.



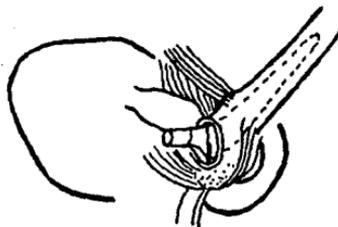
Explorar la cavidad medular con la cureta larga y estrecha.



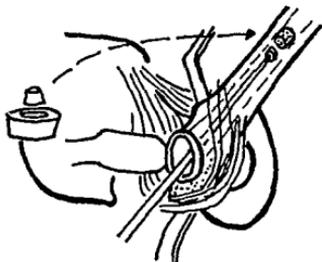
Rimar usando las rimas para vastago femoral con incremento gradual del tamaño.



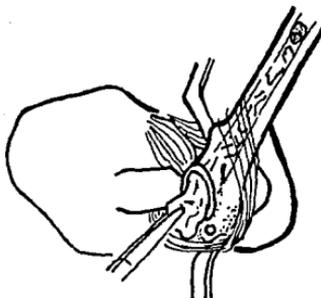
Con la ayuda de la barra cruzada la anteversión es ajustada visualmente y controlada por la palanca apropiada. La pierna hacia abajo es dejada colgada verticalmente.



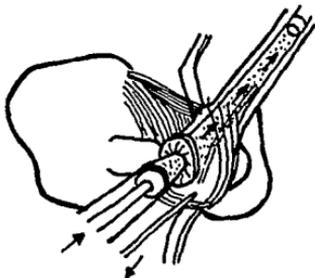
Se coloca la prótesis de prueba.



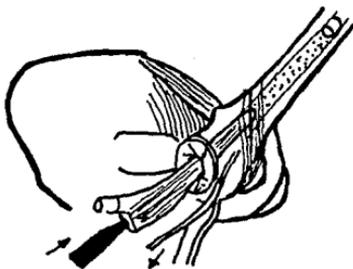
Se inserta un tapón óseo manufacturado del cuello femoral resecaado.



Se realiza irrigación de la cavidad medular, perforación del agujero de drenaje y secado con gasa.



El tapon distal es imperativo para la inserción del cemento. Un sello de silicona entre el canal medular y la jeringa permite la presurización del cemento.



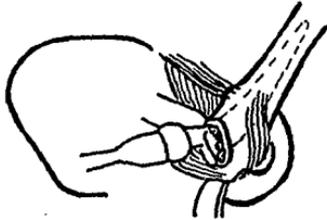
Para mantener el efecto de presurización la prótesis -- es insertada mediante presión a través del agujero del disco de silicona y simultáneamente es removido el tubo de aire de su orificio.



Se realiza la impactación final y el exceso de cemento es retirado y se coloca injerto óseo en la capa de cemento.



Se localiza la cabeza adecuada de cerámica o metálica y colocada mediante una ligera rotación.



Fijar la cabeza con un gentil martillazo usando el impactador de cabeza de nylon. (34)

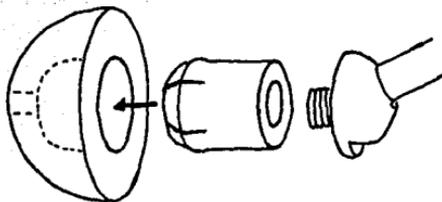
TECNICA PARA COLOCACION DEL IMPLANTE BIPOLAR ACETABULAR



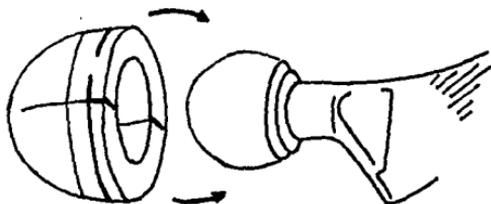
Una vez extraída la cabeza femoral se realiza limpieza de la cavidad acetabular verificando el estado de la superficie articular para calcular la profundidad del rimado.



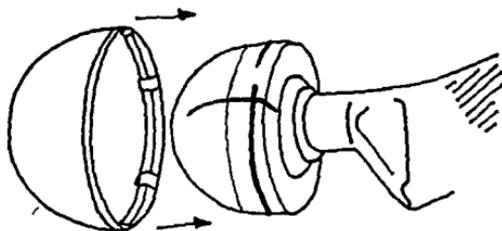
Se procede al rimado de la cavidad acetabular para obtener una superficie regular.



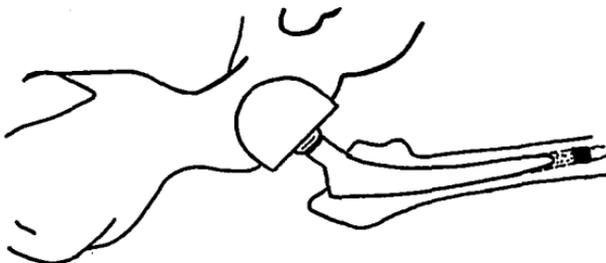
Se ensambla el impactador y el componente de prueba que corresponde al tamaño de la copa externa metalica definitiva, corroborandose la extension de los movimientos y la estabilidad de la protesis dentro del acetabulo.



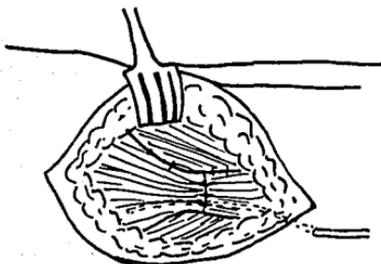
Monte el inserto de polietileno sobre la cabeza de la prótesis.



Monte la copa metálica externa sobre el inserto de polietileno y aplique una presión gentil para lograr el cierre del anillo en la ranura checando que no exista interposición de tejidos blandos entre ambos, puede que no se separen traccionando la copa metálica.



Una vez montado el componente acetabular bipolar sobre la cabeza protesica y verificando que no existan restos de tejidos en cavidad acetabular se procede a la reducción de la articulación comprobando nuevamente su estabilidad.



Previa irrigación, succión, verificación de hemostasia, se procede a colocar tubos de drenaje y se sutura por planos. (31)

CUIDADOS POSTOPERATORIOS

En la sala de operaciones la pierna operada y es cubierta y se coloca un bulto entre las piernas en abducción. En la sala de recuperación el miembro es colocado en elevación con flexión mínima de cadera y rodilla.

Posteriormente se coloca un soporte de bultos para controlar la rotación y la abducción con bulto puede ser retirada a las 24 horas si el paciente es cooperador - La luxación postoperatoria no es un problema inherente con la prótesis y puede ocurrir menos frecuentemente - que con una endoprótesis de una sola pieza.

Cuando se presenta una dislocación la experiencia clínica demuestra que puede ser fácilmente reducida con tracción.

La típica rutina de fisioterapia se describirá a continuación y esta se aplica cuando se ha obtenido una buena estabilidad. Para casos cuando la estabilidad es pobre, tal como aquellos con displasia congénita de cadera o/y osteotomía del trocánter mayor, el régimen puede ser menos agresivo.

1er día.....

- 1.- Movimientos de dedos, pies y tobillos.
- 2.- Fortalecimiento de pierna con tensión y aflojamiento.
- 3.- Isométricos de cuádriceps, glúteos, bíceps femorales, etc.

2º día.....

- 1.- Movimientos de cadera, evitando la combinación de flexión, abducción y rotación interna de la pierna operada.

- 2.- Flexión de cadera. (puede ser asistida).
- 3.- Flexión y extensión de la rodilla.
- 4.- Ejercicios para el tronco y el otro -- miembro.
- 5.- Colocar de lado al paciente con la condición de que la cadera, rodilla y tobillo sean soportados en abducción con un mínimo de 2 almohadas.

3º al 7º día.*****

- 1.- Ejercicios en falsa pronación son tolerados.
- 2.- Falsa pronación por 1 hora al día en intervalos.
- 3.- Sentarse y deambular.
- 4.- Carga parcial con progresión de la fuerza y control de cadera.
- 5.- Ejercicios isométricos discontinuos vigilados por fisiatra.
- 6.- Terapia en piscina con limpieza y curación de la herida.

MANEJO DE LAS COMPLICACIONES

La dislocación de la prótesis femoral proximal esta -- largamente reconocida como una complicación potencial quirúrgica de la artroplastía de cadera.

La dislocación de la prótesis no es sinónimo con desensamble y reducción abierta. Si una prótesis se disloca la reducción cerrada puede ser realizada con anestesia general, con una buena relajación muscular. La reducción puede ser guiada por intensificador de imágenes. La invasión por la salida de la cabeza sobre la pelvis entonces puede ser visualizada y la última situación -- donde la fuerza que dirigió el desensamble de la prótesis pueda ser evitada.

Un desensamble de la prótesis debe ser reensamblada y reducida con un procedimiento abierto. Cuando se intenta una reducción manual cerrada con el uso de intensificador de imágenes sin éxito, la tracción cutánea con el miembro en suspensión balanceada se puede intentar. La cadera es colocada en 30° de flexión con rotación -- neutral, la rodilla en 15° de flexión para mayor comodidad. Si la suspensión balanceada no es disponible y no se cuenta con otra técnica para realizar tracción debiera de considerarse la reducción abierta.

Otras complicaciones como las propias de la colocación del vastago femoral, hemorragias, hematomas, infección de la herida, tromboembolia, complicaciones vasculares, etc. serán tratadas de igual manera que cuando surgen colocando otro tipo de prótesis, aquí solo mencionamos las propias del implante. (29,32)

MATERIAL Y METODOS

El presente estudio se llevo a cabo en el servicio de - Columna y cadera del Hospital de Traumatología y Ortopedia del Instituto Mexicano del Seguro Social de la ciudad de Puebla, Pue.

Se estudiaron 4 pacientes en el periodo comprendido de mayo de 1992 a enero de 1993, de estos pacientes 3 fueron masculinos y 1 femenino con un mínimo de edad de 36 años y un máximo de 63 y un promedio de 47.2 años. Las causas en dos de los casos fueron fracturas transcervicales no recientes con retardo de consolidación y con datos de necrosis avascular de la cabeza femoral, una -- fractura subcapital y una fractura tipo II de tronzo, -- siendo de estas tres caderas izquierdas y una derecha. La evaluación clínica se llevo a cabo con la escala de Merle D'Aubigne.

Se solicitaron estudios radiográficos prequirurgicos para la evaluación de las lesiones y planeación preoperatoria. El abordaje Watson Jones fué utilizado en todos los casos con el paciente en decubito supino, con un --- tiempo quirurgico promedio de 2:30 hrs., un sangrado --- transoperatorio de aproximadamente 475 ml promedio y se transfundio una unidad de sangre total en cada caso. A continuación se presentan las particularidades de cada caso.

CASO No. 1. F.A.M.A.

Masculino de 47 años de edad, obrero textil que en febrero del 92 sufre caída de aproximadamente 2 metros de altura contundiéndose hemicuerpo y hemicranio izquierdo inicialmente se diagnostica fractura de Colles izquierda, la cual se maneja conservadoramente, traumatismo craneoencefálico simple, así como contusión en región inguinal izquierda y es dado de alta el mismo día por la tarde, revalorado en la consulta externa a la cual se presenta en silla de ruedas por imposibilidad para la deambulación, sin embargo no se detecta patología en cadera izquierda. A los dos meses del accidente es enviado por el servicio de Fisiatria por continuar con dolor en cadera izquierda, con limitación importante de la función, y con diagnostico de fractura subcapital de fémur izquierdo, calificado con la escala de Merle D' Aubigne -- como sigue: Dolor 2, Movilidad 1, Marcha 1.

Se confirma diagnostico con nuevas radiografias y se programa para artroplastia con protesis femoral autoblagueante con componente Bipolar, la cual se realiza sin complicaciones utilizando abordaje tipo Watson Jones, con un tiempo quirurgico de 2 hrs., un sangrado transoperatorio aproximado de 800 ml por lo que se transfunde una unidad. En el postoperatorio inmediato con buena evolución siendo manejado a base de cefalosporinas y dado de alta al 5º día por buena evolución.

No se cuenta con valoraciones posteriores en consulta externa, al tratar de localizar al paciente se nos informa que esta radicando fuera del estado.

CASO No. 2. C.G.B.

Masculino de 43 años de edad, Ingeniero Agronomo con antecedente de accidente automovilístico 2 años atrás aproximadamente en el que sufre fractura de cuello femoral izquierdo manejado a base de tornillos de compresión en trípode evolucionando a la pseudoartrosis con ruptura del implante y datos de necrosis avascular de la cabeza femoral.

Calificado con la escala de Merle D' Aubigne como sigue Dolor 5, Marcha 3, Movilidad 4.

En mayo del 92 se le coloca prótesis femoral autobloqueante con componente Bipolar, utilizando abordaje tipo Watson Jones, con un tiempo quirúrgico aproximado de 2 hrs., sangrado aproximado de 700 ml por lo que se transfunde una unidad, no existieron complicaciones transoperatorias.

Su evolución en el postoperatorio inmediato es favorable, se maneja con doble esquema antimicrobiano (penicilina y gentamicina) y es dado de alta al 3er día por buena evolución.

No hay control postquirúrgico en la consulta externa por ser paciente foráneo y no se localizo para revalorarlo.

Su cirujano nos comunica verbalmente que el paciente actualmente se encuentra asintomático.

CASO No. 3. S.G.I.

Femenina de 64 años de edad, empleada que inicialmente es atendida en esta unidad por fractura intertrocanterica femoral derecha tipo II de Tronzo la cual fue manejada con placa angulada de 130 grados con tecnica de Hugton Dimon en febrero del '92. Evoluciono hacia la pseudo artrosis y desanclaje de la placa por lo que en junio del 92 se le retira la placa y se le coloca protesis de Thompson presentando en el postoperatorio inmediato luxación de la misma por lo que se intenta su reducción en quirófano no siendo posible se interviene y se retira la prótesis de Thompson colocando protesis isocelastica con componente bipolar pero debiso a la osteoporosis y debilitamiento de la cortical sufre conminución del tercio proximal del femur que amerito cerclaje mostrando el control radiográfico postquirurgico inestabilidad osteoarticular por lo nuevamente es llevada a quirofono en donde se retira la protesis realizando cirugia de -- resacate articular colocando prótesis de Wagner. Actualmente esta paciente ha evolucionado en forma favorable. No fue posible realizar evaluacion por lo antes mencionado.

CASO No. 4.

G.H.A.

Masculino de 36 años de edad, chofer de camión que en diciembre del 92 participa en accidente automovilístico, fue sometido a laparotomía exploradora por abdomen agudo secundario a ruptura hepática y osteosíntesis de fémur izquierdo con buena evolución postquirúrgica sin embargo presenta dolor a nivel de cadera izquierda a pesar de permanecer en decubito, se revalora la cadera izquierda y se detecta fractura basicervical de fémur izquierdo por lo que es enviado de la Ciudad de Oaxaca a esta unidad.

Es valorado con la escala de Merle D' Aubigne como sigue: Dolor 2, Marcha 2, Movilidad 1.

Se programa para artroplastia en enero del 93, colocando prótesis femoral autobloqueante con componente Bipolar, utilizando abordaje Watson Jones, con un tiempo quirúrgico de 3 hrs., sangrado aproximado de 700 ml por lo que se transfunde una unidad. Buena evolución en el postoperatorio inmediato y es manejado con cefalosporinas y metronidazol ya que durante la cirugía el paciente eva- cuo en tres ocasiones. Fue dado de alta del servicio a los 6 días sin complicaciones.

El paciente es foraneo y su evaluación esta pendiente en la proxima cita de la consulta externa.

ESCALA DE MERLE D' AUBIGNE AND POSTEL

	1	2	3	4	5	6
DOLOR	Severo (expon taneo)	Severo al cami nar (in capaci- tante)	Tolera- ble(per mite ac tividad limita- da)	Persis- tente - con ac- tividad Desapa- rece -- con re- poso.	Ligero o inter- mitente. Cede con activi- dad mo- tora.	Ausente
MARCHA	No po- sible. O lo es en pocos mts. Con - basto- nes o muleta.	Muy li- mitada con o sin basto- nes.	Limita- da con 1 bas- ton. (menos de 1 hora)	Distan- cias am- plias - con bas- ton, li- mitada sin el	Sin bas- ton. Claudi- cando.	Normal
MOVILI DAD	0 - 30°	30-60°	60-100°	100-160°	160-210°	210- 250°

INVESTIGACION SOBRE EL USO DE
LA PROTESIS BIPOLAR

52

(CUESTIONARIO 1)

Numero _____

Nombre _____ Edad _____

Sexo _____ Cedula _____

Ocupacion _____ Direccion _____

_____ Telefono _____

•

Fecha quirurgica _____ Fecha de alta II. _____

Lado operado _____ Causa _____

Tiempo de evol. pre Qx _____ Post Qx _____

•

Tipo de abordaje _____

Osteotomia del trocanter _____

Otras variantes _____

Tipo de Protesis _____

Especificaciones _____

Tiempo Quirurgico _____

Transfusiones _____

Antibioticos _____

•

Ejercicios de cuadriceps _____

Ejercicios de flexion de cadera _____

Posicion sedente _____

Deambulacion con apoyo parcial y ayuda _____

Deambulacion con apoyo total _____

Dias de Hospitalizacion _____

•

Complicaciones _____

RESULTADOS

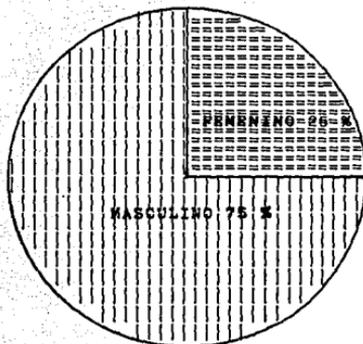
No fue posible llegar a conocer el tiempo útil de la -
protesis bipolar, ni demostrar que el principio de Baja
fricción con el sistema Bipolar es más útil que la ar-
troplastia unipolar ya que inicialmente no se conto --
con un número significativo de pacientes además de que
los casos que fueron operados en la unidad son fora---
neos en tres de los casos y no se cuenta con valoracio
nes posteriores en la consulta externa; el otro caso le
fue retirada la prótesis bipolar a la semana de coloca
da por inestabilidad del vastago femoral por lo que --
tampoco fue valorable.

Sin embargo se cumple con establecer un protocolo de -
manejo para el paciente candidato a hemiarthroplastia -
Bipolar de cadera, en el servicio de columna y cadera -
de este hospital.

A continuación presentare las gráficas de distribución
por edad, sexo, calificación clínica con la escala de --
Merle D' Aubigne y estancia hospitalaria de los casos
manejados.

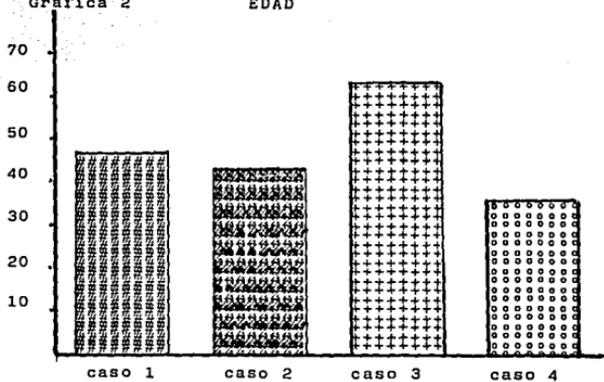
Gráfica 1

SEXO

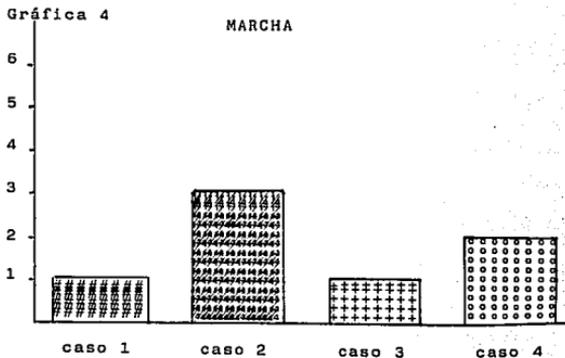
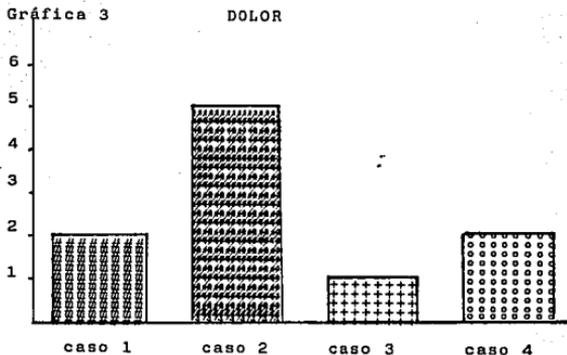


Gráfica 2

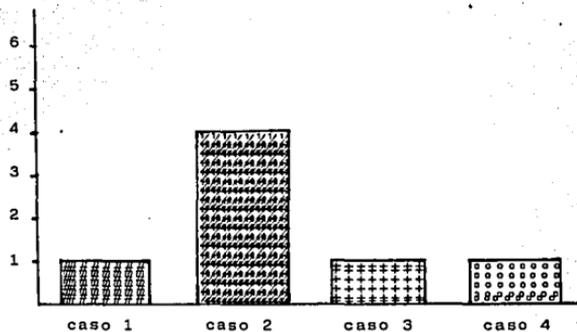
EDAD



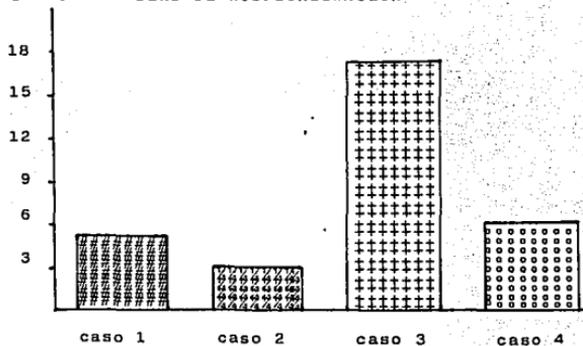
CALIFICACION CLINICA CON LA
TABLA NUMERICA DE MERLE D' AUBIGNE



Gráfica 5 MOVILIDAD



Gráfica 6 DIAS DE HOSPITALIZACION.



COMENTARIOS

Como ya se menciona en los resultados fue imposible -- llegar a conclusiones que nos informen el tiempo útil de la prótesis Bipolar, así como de su superioridad sobre la artroplastía unipolar.

Sin embargo se realizó una revisión amplia del sistema Bipolar, para establecer un protocolo de manejo para el paciente candidato a artroplastía con el sistema Bipolar en el Hospital de Traumatología y Ortopedia de la Ciudad de Puebla, con lo que se cumple uno de los objetivos de este trabajo.

Así pues se ha cumplido con la primera etapa planteada en el protocolo de investigación, y para que sea posible cumplir con la segunda etapa, en lo que se refiere a la evaluación, seguimiento y evolución de los casos-- se sugiere que se tenga un mejor control en la subse-- cuencia del paciente postoperado en la consulta externa, principalmente del paciente foráneo, para que de esta manera se tenga una valoración efectiva y se garantice la secuencia de este trabajo.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Cooper, A.: Fractures and dislocations of the joint
London, Longman, Hurts, Rees, Orme, and Brown. 1822.
- 2.- Poot, P.: Chirurgical Works, 3 vol. London, T. Lowndes,
1783.
- 3.- Dupuytren, G.: Annuaire med.-chir. de hop. de Paris, 1
:1, 1819.
- 4.- Malgaigne, J.F.: Treatise on fractures. Translation
to English by J.H. Packard Philadelphia, J.B. Lipin-
cott, 1859.
- 5.- Witman, R.: A new method of treatment for fractures
of the neck of the femur, together with remarks on
- coxa vara. Ann. Surg. 36:746, 1902.
- 6.- Langenbeck, B.: Vortellung eines falles von veralteten
querbuga der patella, durch analung von silber-
naghten geheilt. Verh. Deutsch. Ges. Chir. Kongress -
VII. I:92, 1878.
- 7.- Konig, J.: Vortellung eines falles von veralteten --
querbuga dur patella, durch analung von silbernah-
ten geheilt, Verh. Deutsch. Ges. Chir. Kongress VII, I:93
1878.
- 8.- Trendelenburg, F.: Vortellung eines Falles von veral-
teten querbuga der patella, durch analung von sil-
bernaghten geheilt, Verh. Deutsch. Ges. Chir. Kongress --
VII, I:89, 1878.
- 9.- Nicolayassen, J.: Lidt om Diagnosen og Behandlingen -
Av. Fr. Colli femoris. Nord. Med. Arkiv. 8:1, 1897.
- 10.- Lambotte, A.: L' intervention operatoire dans les --
fractures recentes et anciennes envisage particu-
liement au point de vue de l'osteosynthese avec
la description des plusieurs techniques nouvelles.
Paris. Lamartin, 1907.
- 11.- Delbet, P.: Resultat eloigne d'un visage pour fractu-
re trancervicale du femur. Bull. et Men. Soc. de Chir.
Paris, 45:305, 1919.

- 12.- Smith-Petersen, M.N., Cave, E.F., and Gorder, G.W.V.: - Treatment by internal fixation. Arch. Surg. 23:715. 1931.
- 13.- Westcott, H.T.: Preliminary report of a method of internal fixation of transcervical fractures of the neck of femur in the aged. Va. Med. 59:197. 1932.
- 14.- Johansson, S.: Zur technic der osteosynthese der -- fraktur colli femoris. Zentralbl. Chir. 59:2019, 1932.
- 15.- Cram, R.H.: The unstable intertrochanteric fracture Surg. Gynecol. Obstet. 101:15., 1955.
- 16.- Ecker, M.L. Joyce, J.J., and Kohl, E.J.: The treatment of trochanteric hip fractures using a compression screw. J. Bone Joint Surg. 57A:I, 1975.
- 17.- Evans, E.M.: Trochanteric Fractures: A review of -- 110 cases treated by nail-plate fixation. J. Bone Joint S. 33B:2, 1951.
- 18.- Harrington, K.D., and Johnston, J.O.: The management of comminuted unstable intertrochanteric fractures J. Bone Joint Surg. 55A:7, 1973.
- 19.- Johnson, L.L., Lottes, J.O., and Arnot, J.P.: The utilization of the Holt nail for proximal femoral fractures: A study of hundred and forty six patients. J. Bone Joint Surg. 50A:I, 1968.
- 20.- Sarmiento, A. and Williams, E.M.: The unstable intertrochanteric fracture: Treatment with a valgus osteotomy and I-beam nail-plate: A preliminary report of one hundred cases. J. Bone Joint Surg. 52 A:7. 1970.
- 21.- Delbet and Groves: Arthroplasty. Brit. J. Bone S. II, 234. 1923.
- 22.- Bohlman, H.R. and Moore, A.T.: Metal Hip Joint. A case report. J. Bone Joint Surg. 25:688. 1943.
- 23.- Judet, J. and Judet R.: The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. J. Bone Joint Surg. 32B:166, 1950.
- 25.- Moore, A.T.: Metal Hip Joint. A new self locking -- Vitalium prosthesis. Sth. Med. J. 45, 1952.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

- 26.- Merle D' Aubigne, R.: Funcional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. J. Bone Joint Surg. 36A:451, 1954.
- 27.- Judet, J.: Protheses en résine acrylic. Mém. Acad. Chir., 73:561, 1947.
- 28.- Charnley, J.: Arthroplasty of the hip. A new operation. Lancet. II:1129, 1961.
- 29.- Chapman, M.W. And Bateman J.E.: Operative Orthopaedics. I:663, 1988.
- 30.- Ortega, D.J.M.: Biomecanica de la cadera normal. Anuario de actualizacion en medicina No 26:11, 1980.
- 31.- PROTEK. Self-Aligning Modular Bipolar Hip Prosthesis. Bern, Schweiz. 1989.
- 32.- Orthopedic products 3M. Surgical Protocol. Bateman UPF. New Jersey.
- 33.- Campbell. Cirugia Ortopedica Tomo I. Edit Edmonson.
- 34.- PROTEK. Preoperative Planning of a Total Replacement. M.E. Muller. Bern, Schweiz. No.11, 1987.