

7465
11245

UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTONOMA DE MEXICO

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



**METODOS DE MEDICION RADIOGRAFICA DE
CABEZA FEMORAL PARA HEMIARTROPLASTIA
DE CADERA**

T E S I S
PARA OBTENER EL TITULO DE POSGRADO
EN ORTOPEdia Y TRAUMATOLOGIA
P R E S E N T A
DR. APOLINAR SILVA GALVAN

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

I N D I C E

	PAGINAS
1.- INTRODUCCION	1
2.- ANTECEDENTES	5
3.- HEMIARTROPLASTIA TIPO MOORE, THOMPSON	6
4. PROTESIS BIPOLARES	8
5.- METODOLOGIA	17
6.- RESULTADOS	20
7.- CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS	26
8.- DIBUJOS	41
9.- CONCLUSIONES	46
10.- BIBLIOGRAFIA.	49

I N T R O D U C C I O N .

El termino hemiartroplastía se adoptó hace poco para designar un procedimiento con endoprótesis en la cual sólo la mitad de la articulación se sustituye con una implantación.

La designación no es acertada por varios motivos: también se podrían llamar hemiartroplastía las copas acetabulares de una sola unidad y además refleja una apreciación incompleta del término artroplastía.

Hey Groves de Inglaterra en 1922 fue el primero que realizó la sustitución de una cabeza femoral humana. Bohlman también experimentó con prótesis y por último sustituyó una cabeza femoral humana en 1939.

En 1940 trabajó con Austin Moore para introducir una prótesis femoral diseñada especialmente. El tercer paciente de Bohlman usó con resultados satisfactorios una artroplastía durante más de diez años; por eso Scales le atribuye la primera sustitución eficaz de una cabeza femoral con una prótesis.

Austin Moore y Fred Thompson coincidieron independientemente en 1950, la idea de fijar la diáfisis dentro de la curva de la cavidad medular en el extremo superior del fémur. La prótesis de Thompson tiene un breve tallo curvo y compacto, con la cabeza en ligera posición valgus. La prótesis de Moore tenía las singulares "fenestraciones" a travez de las cuales el hueso podría crecer para "autofijarse".

Giliberty, así como Bateman, informaron en 1974 acerca - de la endoprótesis bipolar o universal, como paso intermedio entre la prótesis de la cabeza femoral tipo Moore y la artroplastia total, constituida por una copa acetabular metálica y un revestimiento de polietileno con cavidad de encaje " con chasquido " para usar con una prótesis femoral con cabeza de 22 o 32 mm de diámetro. La fundamentación para su fabricación fue que la erosión y protrusión del acetábulo serían menores pues existe movimiento entre la cabeza metálica y la cavidad de polietileno (soportes internos) así como entre la copa metálica y el acetábulo (soportes externos), ya que la copa no es fijada al hueso. Con la prótesis "unipolar" tipo Moore se ha informado de protrusión.

Las indicaciones originales para la prótesis bipolar son 1) como alternativa para la prótesis de la cabeza femoral tipo Moore en pacientes de edad avanzada con fractura desplazada del cuello femoral y pseudoartrosis o necrosis avascular y 2) especialmente como alternativa en pacientes jóvenes. Teóricamente, en el caso de que en una fecha ulterior fuera necesario una revisión para pasar a una artroplastia total de la cadera, si el componente femoral no está flojo sólo es necesario reemplazar el componente acetabular. Con la prótesis de Moore se obtienen buenos resultados en pacientes de edad avanzada con expectativa de vida limitada. En pacientes jóvenes parece lógico el uso de la prótesis bipolar para evitar la erosión del acetábulo.

Debido a que en la práctica clínica, se ha observado la dificultad que implica la medición radiográfica preoperatoria esencial para la elección adecuada del implante protésico ha insertar, en pacientes con fractura del cuello femoral.

Diversos autores, han tratado de establecer un método estandar con un margen de error mínimo; entre estos procedimientos cabe citar a: La tomografía axial computarizada, en la cual se cita la medición acetabular realizándose para esto dos cortes el primero a nivel del techo acetabular y el segundo corte a 1.5 cm del primero.

La tomografía axial computarizada como método estandar no es acoecible a la población general, ya que no se cuenta en todos los hospitales con TAC, y tiene un costo elevado, el cual no es justificado para tomarlo como un método estandarizado en pacientes con fractura del cuello femoral.

En lo que respecta al estudio radiografico, tomándose las proyecciones rutinarias en pacientes con fractura del cuello femoral como son: las placas anteroposteriores de pelvis, lateral de cadera del lado afectado y oblicua interna y externa. Se ha observado que estas proyecciones en algunos casos nos han dado mediciones distintas en el mismo paciente, lo cual depende de la variación de la distancia a la que es tomada dicha placa en relación con el paciente, la cual debe ser de un metro.

Debido a esto, para medir la cavidad acetabular se toma la constante de magnificación para obtener la medida real del borde acetabular el cual se debe multiplicar -- por .8 .-

En este estudio no se toma en cuenta la cabeza femoral humana la cual se extrae en todos los procedimientos de hemiartróplastia, ya que su tamaño varía con la prótesis a insertar elegida de antemano en las mediciones radiográficas debido a el hueso subcondral el cual no es visible en dichas placas, correspondiendole aproximadamente 3 mm de intervalo entre techo acetabular y cabeza femoral. Se estudiaron 15 pacientes, los cuales se sometieron a hemiartróplastia de cadera, en el periodo comprendido del 1- marzo-89 al 1- noviembre-89. Tomándose mediciones en las proyecciones antes citadas.

A N T E C E D E N T E S

Moore y Böhlmán, en 1940 introdujeron el primer reemplazamiento protesico metálico en un paciente con un tumor de celulus gigantes en el fémur próximal. Esta prótesis fue el prototipo de la endoprótesis de Austin Moore. Los hermanos Judet en 1950 introdujeron un vástago corto artificial de la cabeza femoral hecha de acrílico para artroplastía de la articulación de la cadera. La cual deterioraba en corto plazo en su inserción por lo cual fue abandonada.

Thompson, en 1954 introdujó una prótesis intramedular designada especialmente como salvataje de las prótesis, -- en pacientes con pseudoartrosis del cuello femoral en quienes un cuello femoral corto tenía como consecuencia la resorción ósea.

Las ventajas iniciales para el reemplazamiento protesico primario incluyen:

- 1.- El reemplazamiento protesico primario promueve una -
movilización inmediata con soporte de carga, permitiendo
se el retorno a la actividad rápidamente y evitandose -
las complicaciones de la inmovilización .
- 2.- La hemiarthroplastía protesica primaria elimina las -
complicaciones de necrosis aséptica, pseudoartrosis y --
fracaso de la fijación interna.

Las desventajas de la hemiarthroplastía primaria incluyen

- 1.- La función posterior a la hemiarthroplastía, aunque -
es buena nunca es igual a la propia cabeza femoral.

2.— El procedimiento quirúrgico requerido para la inserción de la prótesis, es considerado por algunos autores como más extenso que la fijación interna.

El uso de una endoprotesis como tratamiento primario de una fractura del cuello femoral desplazada está en decadencia desde la década pasada, con más énfasis en la fijación interna primaria estable con la preservación de la cabeza femoral sobre todo en pacientes menores de 40 años, porque la endoprótesis tiene una sobrevida de 5 años.

SELECCION DE UNA PROTESIS:

Las endoprótesis de mayor uso son las de Austin Moore y Thompson. La prótesis de Austin Moore es designada en pacientes con $1/2$ a $3/4$ de pulgada de cuello femoral por arriba del trocánter menor. Por otro lado la prótesis de Thompson es indicada para pacientes en quienes no existe el calcar del cuello femoral. El collar de la prótesis de Moore es más transversal que el de Thompson e incrementa la capacidad del cuello a recibir la compresión de stress insertado en él.

La precisión de la justeza de la cabeza femoral protésica en el acetábulo es crítica para un buen resultado a largo plazo. Si la cabeza femoral es demasiado grande, ocurre contacto ecuatorial, resultando una articulación estrecha con disminución de la movilidad y dolor. Si la cabeza es demasiado pequeña el contacto ocurre polármemente con disminución del stress sobre un área reducida.

Esto conduce a la erosión, migración protésica superomedial y dolor. La longitud del cuello es también crítica si el cuello es excesivamente largo, la reducción puede dificultarse y la presión en el cartílago acetabular es incrementada .

Follacci y Charnley introdujeron el uso del metil metacrilato para la estabilización inmediata de la hemiartróplastia en el canal medular. Esto disminuye la dependencia del calcar femoral. La ventaja principal del metilmetacrilato es la fijación excelente de la prótesis (regularmente en hueso osteoporótico), el cual nos lleva a una movilización inmediata y soporte de carga.

Wrighton y Woodyard reportaron mejores resultados con las prótesis de Thompson encementadas comparadas con las prótesis de Moore en el tratamiento de fracturas del cuello femoral agudas. Mears y Cruess y Welch y colaboradores notificaron resultados similares usando endoprótesis encementadas. Estos autores también notaron un incremento en el riesgo de infección y erosión acetabular con el uso del metil metacrilato.

La endoprótesis se inserta dentro del canal medular en una posición neutral o ligero valgus, evitando el varus anteversión o retroversión.

Polizoides descubrió que la inclinación varus de la prótesis no afectaba los resultados, una posición neutral ó ligero valgus es preferida. La retroversión excesiva puede conducir a una rotación externa como deformidad y a -

PROTESIS CON CABEZA FEMORAL BIPOLAR O UNIVERSAL
(ENDOPROTESIS)

Giliberty, así como Bateman, informaron en 1974 acerca de la endoprótesis bipolar o universal, como paso intermedio entre prótesis de la cabeza femoral tipo Moore y artroplastia total, constituida por una copa acetabular metálica y un revestimiento de polietileno con cavidad de encaje " con chasquido" para usar con una prótesis femoral con cabeza de 22 o 32 mm de diámetro. La fundamentación para su fabricación fue que la erosión y protrusión del acetábulo serían menores pues -- existe movimiento entre la cabeza femoral metálica y la cavidad de polietileno (soportes internos) así como entre la copa metálica y el acetábulo (soporte externo) ya que la copa no es fijada al hueso. En aproximadamente 151 pacientes con prótesis de la cabeza femoral "unipolar" tipo Moore se ha informado protrusión. En el sistema bipolar , si bien no existe movimiento entre el interior de la copa metálica y el revestimiento de polietileno, el movimiento en las otras dos interfaces economizaría el desgaste de la superficie articular del acetábulo.

Originalmente, el revestimiento de polietileno era modelado en la copa metálica, pero actualmente en la mayoría de los casos el revestimiento y la copa son dos piezas separadas que se montan en el quirófano.

En realidad las denominaciones endoprótesis bipolar o universal o prótesis de la cabeza femoral son erróneas -- ya que el concepto bipolar hace referencia al diseño de copa descrito más arriba ; juntamente con la copa puede usarse una variedad de prótesis femorales con vástagos --

cementados, o no, siempre que los diámetros de la cabeza y de la cavidad sean iguales.

Un importante avance en el diseño de la copa bipolar fue hacer el eje de las copas de metal y polietileno excéntrico de modo que bajo la acción de cargas, la copa metálica rota hacia fuera en lugar de hacia adentro y de este modo se evita la fijación en varo así como el choque de la cabeza contra el borde de la copa, lo cual conduce a luxación.

Algunas copas bipolares son fabricadas de modo que parte del revestimiento de polietileno se adapta en torno al cuello de la prótesis; en consecuencia con movimiento en el eje del cuello la cabeza rota en el revestimiento de polietileno.

De lo contrario la copa sigue el movimiento del fémur -- pero no puede adoptar una posición fija en varo o valgo. No obstante con este tipo de copa bipolar existe más movimiento en el soporte externo, es decir en la interfase copa metálica - acetábulo.

Las indicaciones originales para la prótesis bipolar -- eran: 1) como alternativa para la prótesis de la cabeza femoral tipo Moore en pacientes de edad avanzada con -- fractura desplazada del cuello femoral y pseudoartrosis o necrosis avascular y 2) especialmente como alternativa en individuos jóvenes. Teóricamente, en el caso de que -- en una fecha ulterior fuera necesario una revisión para pasar a una artroplastia total de la cadera, si el componente femoral no está flojo sólo es necesario reemplazar el componente acetabular.

El concepto bipolar no fue bien aceptado inicialmente, - pues la experiencia con las copas acetabulares de Smith-Petersen (artroplastia con amoldamiento) no fue altamente satisfactoria; las copas bipolares con su diseño inicial quedaban fijas en una posición de rotación interna y la luxación posquirúrgica habitualmente tornaba necesario una reducción a cielo abierto. Por otra parte, - debido a los resultados tan satisfactorios de la artroplastia total cementada, hubo escaso interés por este nuevo procedimiento.

No obstante, debido a las mejoras introducidas en el diseño de las copas y al problema de aflojamiento de los componentes cementados tanto en los procedimientos de reemplazo total como en los de reemplazo de la superficie, especialmente en pacientes jóvenes, aumentó el interés en el uso de prótesis bipolares para procedimientos primarios así como para los de revisión.

Drinker y Murray informaron buenos resultados a corto plazo en pacientes jóvenes, pero no aconsejaron el procedimiento para enfermos de edad avanzada, ya que en este grupo etario la erosión ósea no constituye un problema (expectativa de vida limitada) y en consecuencia el sistema bipolar no ofrece ventajas sobre la prótesis de Moore de la cabeza femoral. Si bien encontraron en pacientes ancianos una tasa de luxación posquirúrgica similar a la asociada con el uso de la prótesis de Moore o Thompson, la luxación fue menos frecuente en pacientes jóvenes.

No obstante, en los casos de luxación fue necesario habitualmente una reducción a cielo abierto. En consecuencia dichos autores consideran que las prótesis bipolares están contraindicadas en pacientes con trastornos neuromusculares, por el elevado índice de luxación en este grupo.

Por otra parte tanto Murray como Scott indicaron que la prótesis bipolar es útil en los casos de fracaso del reemplazo total con erosión del acetábulo, en los que está comprometida la fijación con cemento, así como en la cirugía de revisión en pacientes sometidos a un procedimiento de Girdlestone o ante el fracaso de un procedimiento de reemplazo de la superficie; el acetábulo puede estar alterado en tal grado que es difícil lograr una fijación segura de la copa con cemento. Una modificación atractiva ha sido el uso de pequeños injertos de hueso esponjoso para rellenar o reponer la reserva ósea en casos de defecto acetabular, incluyendo la protrusión del acetábulo. Se dispone de copas de 42 mm a 57 mm de diámetro; mediante el examen radiográfico prequirúrgico puede anticiparse la necesidad de copas más grandes hechas a medida. Las contraindicaciones específicas son infección activa y erosión extensa del acetábulo con falta de continuidad del hueso pelviano.

En la actualidad se usa la prótesis bipolar para una cantidad de problemas diferentes, especialmente en paciente jóvenes y en aquellos con compromiso acetabular. Si bien inicialmente un requisito previo era un acetábulo rela-

tivamente normal, esta prótesis se está usando actualmente juntamente con injertos óseos en pacientes con acetábulo erosionado. Con la prótesis para la cabeza femoral de Moore se obtienen resultados adecuados en pacientes de edad avanzada con expectativa de vida limitada. En cambio en los pacientes más jóvenes, actualmente parece lógico usar una prótesis bipolar para evitar la erosión del acetábulo. Varios estudios han demostrado esto. El movimiento se produce principalmente en la interface entre la cabeza de la prótesis y el revestimiento plástico lo cual probablemente explique la menor erosión del acetábulo.

Durante el acto quirúrgico, se extirpan las áreas fragmentadas del rodete cotiloideo; el resto de esta estructura se deja intacta, pues profundiza el acetábulo desde el punto de vista funcional y mejora la estabilidad de la cadera. Para determinar el ángulo de osteotomía del cuello se coloca la prótesis femoral a usar sobre el fémur. Para cortar el cuello se emplea una sierra vaivén. El segmento cabeza-cuello extirpado se guarda sobre la mesa estéril para medir el diámetro de la copa y juzgar la longitud del cuello del componente femoral con el objeto de evitar discrepancias en la longitud de las extremidades. Esencialmente si el diámetro de la cabeza es similar al del revestimiento plástico de la copa bipolar y si el cuello tiene 30 mm o más de longitud, puede usarse cualquier componente femoral para reemplazo total de la cadera con cabeza de 32 a 22 mm de diámetro.

El diámetro exterior de la copa metálica se determina - usando un patrón para medir el diámetro de la cabeza femoral extirpada e insertando copas de plástico de prueba de diámetro graduado. El uso de un calibre no resulta sa tisfactorio para determinar el diámetro de la copa. En - el acetábulo no deben quedar fragmentos libres de hueso; a menudo cierta cantidad de hueso permanece unida al li- gumento redondo y debe ser extirpado. La cápsula y el ro dete cotiloideo no deben ser plegados e introducidos en- la articulación cuando se insertan las copas de prueba. Una vez determinado el diámetro correcto, eligiendose la copa de mayor diámetro que pueda ser asentada completa- mente en el acetábulo, debe seleccionarse la longitud -- del cuello para la reducción de prueba. Se unen la copa de prueba y el revestimiento de polietileno a la próte-- sis femoral con cuello de longitud supuestamente aprobia da. A continuación se compara la longitud del cuello pro tésico y la copa unida a él con las dimensiones del hue- so extirpado. Una prótesis con cuello de longitud selec- cionada sobre estas bases restablecerá la longitud pre-- quirurgica de la extremidad. A continuación se lleva a - cabo la reducción de prueba con la copa metálica de prue ba y el revestimiento de polietileno unidos a la próte-- sis femoral de prueba cuyo cuello tiene la longitud se-- leccionada. Si se extirpa una mayor cantidad de cuello - femoral o si se emplea una prótesis de cuello más corto la extremidad resultará acortada.

No obstante el centro de la cabeza no debe quedar debajo de la punta del trocánter, de lo contrario con la abducción el trocánter puede chocar contra el lado de la pelvis. Una vez fijada la prótesis femoral en el hueso, se coloca el revestimiento de polietileno sobre la cabeza y se traba en la copa metálica. La cabeza metálica debe estar completamente asentada y trabada en el revestimiento de polietileno; de lo contrario en el posoperatorio puede luxarse tornandose necesaria una reducción a cielo abierto. Antes de reducir la cadera debe volverse a inspeccionar la copa bipolar montada para asegurar que se encuentre completamente asentada y trabada. Antes de la reducción debe inspeccionarse el acetábulo para asegurarse que este libre de fragmentos óseos y de tejido blando y que el rodete cotiloideo no se pliegue e introduzca en la articulación al reducir la cadera. De lo contrario la copa puede no quedar completamente asentada y luxarse en dirección posterior.

El soporte posquirúrgico del peso corporal total depende del tipo de fijación del vástago; tras una fijación segura con cemento puede permitirse el soporte completo del peso corporal varios días después. En cambio cuando se usa un vástago cubierto de poros el soporte completo del peso debe posponerse durante 6 a 12 semanas. En el postoperatorio se estimula la realización de movimientos pasivos delicados de la cadera. Durante 4 a 6 semanas debe evitarse la rotación interna de esa articulación.

un incremento en el riesgo de luxación con la rotación interna.

Es de vital importancia la determinación del tamaño acetabular, porque de ello depende el éxito en la inserción de cualquier tipo de prótesis. Por tal motivo diversos autores se han preocupado por encontrar un método estándar de medición preoperatoria para la elección adecuada del implante en determinado acetábulo.

Por otro lado en las proyecciones radiográficas es difícil distinguir estructuras anormales acetabulares, para lo cual diversos autores emplean la tomografía axial computarizada la cual puede suministrar información precisa auxiliando en decisiones preoperatorias y advirtiendo de posibles dificultades durante el procedimiento, esta exploración es obtenida con magnificación constante. La técnica es la siguiente: se realiza el primer corte a 1.5 cm del margen superior del acetábulo y un segundo corte a nivel de este margen. Con esto se puede medir la profundidad acetabular, el grosor de la pared anterior y posterior.

Además estos cortes tomográficos se pueden anteponer a una hoja de acetato para formar plantillas de medición de profundidad acetabular. Se debe señalar aquí la discusión existente en usar un componente de cabeza femoral grande o pequeño. Teóricamente si la cabeza es grande debe ser más estable, resultando esto en un incremento en el área de superficie con aumento en la fricción y no hay

datos conocidos, que indiquen que una cabeza grande de -- como resultado un aflojamiento acetabular, catalogado este como líneas radiolucidas alrededor del acetábulo, así mismo las variables como el nivel de actividad y el peso del paciente relacionados con el desgaste y aflojamiento -- de las prótesis no está bien documentado. Ahora bien los datos radiográficos que indican aflojamiento son: desplazamiento varus del componente femoral, festonación de la interface hueso-cemento o fractura del cemento. incremento en las líneas radiolucidas alrededor de más del 50% de la interface cemento hueso.

Según Nordin y Polley en 1987 la pérdida ósea por osteoporosis es más rápida en la sexta década de la vida que en cualquier otra etapa, por tal motivo los pacientes los -- cuales son tratados en esta época de la vida, su implante metálico se afloja con más rapidez.

Por último las fracturas de cadera son más frecuentes en -- pacientes mayores de 60 años en mujeres que en hombres -- en un 80 a 85%, debido probablemente a que las mujeres -- tienen una pelvis un poco más ancha que los hombres con tendencia a la coxa vara, son menos activas y sufren más temprano de osteoporosis y viven más que los hombres.

M E T O D O L O G I A

En el periodo comprendido del primero de marzo al treinta y uno de octubre de mil novecientos ochenta y nueve, ingresaron en el Hospital General Tacuba, quince pacientes, con diagnóstico de fractura de cadera tipo basecervical o subcapital, a los cuales se les realizó procedimiento quirúrgico: hemiartroplastía, insertandoseles prótesis de Thompson o Austin Moore, a dichos pacientes se les realizó medición radiográfica, con el objeto de establecer el tamaño acetabular, y de esta manera elegir la prótesis ideal para determinado acetábulo.

se tomaron las siguientes proyecciones radiograficas:

- 1) anteroposterior de pelvis, la cual se toma a una distancia estandar de un metro en relación con el paciente y pantalla radiografica. Debido a esto se condiciona un margen de error en la toma radiografica, es dificil que en todos los pacientes se tome la placa radiografica a una distancia constante, y si a esto agregamos que el personal del servicio de radiología es numeroso, los cuales pueden tomar la medida en forma subjetiva y por lo tanto con un margen de error constante.
- 2) Proyección de cadera afectada oblicua interna a 45 -- grados de rotación interna.
- 3) Proyección de cadera afectada oblicua externa a 45 -- grados de rotación externa.

Se utilizó el goniometro (medidor de ángulos) en todas las proyecciones radiograficas y se tomaron como referencia las siguientes estructuras radiograficas.

En la proyección anteroposterior de pelvis, se realizó - la medición del borde externo del techo del acetábulo a el borde inferior de la línea ilioisquiática.

En la proyección oblicua interna a 45 grados de rotación interna, la medición se realizó a travez de la longitud de la columna anterior o iliopubiana a el borde externo del labio posterior del acetábulo.

En la proyección oblicua externa a 45 grados de rotación externa, la medición se hizo del borde inferior de la caja anterior del acetábulo a la parte externa del labio - posterior del acetábulo.

Se correlacionaron las proyecciones radiográficas postoperatorias con la prótesis insertada, así mismo el margen de error entre la prótesis elegida por medición radiográfica preoperatoria y la de la prótesis que finalmente se insertó. Se midió el intervalo existente entre la cabeza femoral y el techo acetabular, el cual por regla general fue de 3 mm, y el intervalo entre la prótesis y el techo acetabular, tomándose este parametro para determinar si una prótesis fue grande o pequeña en un paciente determinado .

Se hizo una cédula de recolección de datos, la cual fue de tipo individual, esto para facilitar el concentrado de datos. Se toman en cuenta complicaciones pre- trans- postoperatoriamente, las cuales podrían influir en el resultado del procedimiento quirúrgico, como en la rehabilitación de los pacientes.

Se tomaron en cuenta el tipo de fractura de cadera en -- cada caso específico, porque esto determina el tipo de -- prótesis a insertar, como son: las prótesis de Austin -- Moore la cual necesita por regla general la porción de -- calcar y cuello femoral por lo regular 1.3 cm de cuello femoral, la cual no es cementada y cuenta con fenestra-- ciones para puentes óseos. No así la prótesis de Thomp-- son, la cual no requiere porción de calcar y cuello femo-- ral como punto de apoyo, por lo tanto dicha prótesis se-- basa en la cementación con metil metacrilato para su es-- tabilidad, debido a la pérdida del calcar femoral, en -- estos pacientes se observó acortamiento del miembro pél-- vico afectado en mayor proporción que con la de Austin -- Moore. En el Hospital General Tacuba, no se cuenta con -- prótesis bipolares tipo Giliberty ó Bateman, las cuales son una alternativa para la prótesis de Moore o Thompson en pucientes de edad avanzada con fractura desplazada -- del cuello femoral y pseudoartrosis o necrosis avascular y especialmente como alternativa en individuos jóvenes. La ventaja teórica de estas prótesis, en el caso de que en una fecha ulterior fuera necesario una revisión para pasar a una artroplastía total de cadera, si el componen-- te femoral no está flojo sólo es necesario reemplazar el componente acetabular.

Así mismo datos como dolor, protrusión acetabular o com-- plicaciones como infección profunda, luxación se toma-- ron como factores condicionantes de inestabilidad de la cadera afectada.

R E S U L T A D O S

Las mediciones radiográficas efectuadas en quince pacientes, en el período comprendido; del primero de Marzo al 31 de Octubre de 1989, los cuales sufrieron fractura de cadera del tipo basocervical o subcapital del cuello femoral, obteniéndose los siguientes resultados:

El sexo predominante en este estudio, fué el sexo femenino con un total de 14 fracturas, y uno en el sexo masculino.

Este resultado concuerda con las grandes series de diversos autores como son: Campbell, Tronzo, los cuales sugieren un 80 á 85% de frecuencia en el sexo femenino, y casi siempre en pacientes mayores de 60 años. en nuestro estudio las edades de los pacientes quedaron comprendidas entre la quinta a novena década de la vida. Algunos autores como Nordin y Polley en 1987, refirieron que la pérdida ósea por osteoporosis es más rápida en la sexta década de la vida que en cualquier otra etapa, por lo cual su implante metálico se afloja con más rapidez en esta época de su vida por la pérdida ósea tan acelerada, si aunamos a esto que las mujeres viven más que los hombres, sufren más de osteoporosis debido a su falta de actividad.

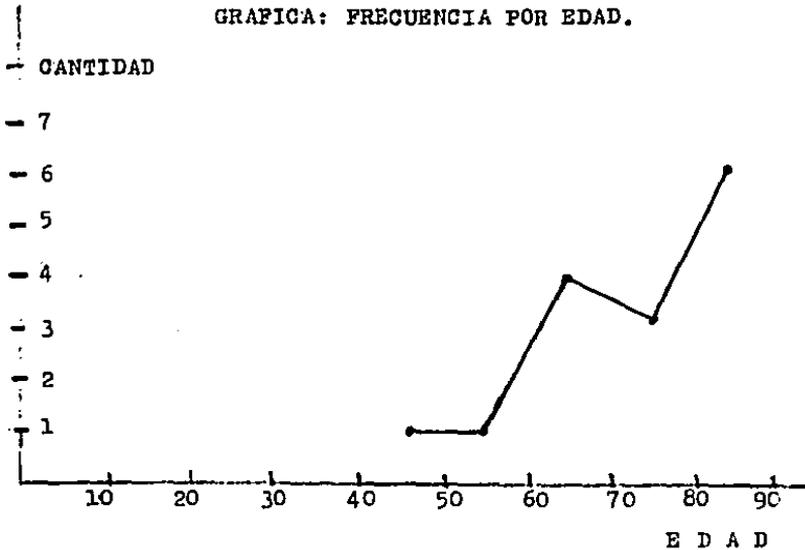
Las mediciones radiográficas se efectuaron preoperatoriamente con un índice de error máximo entre la medición y la prótesis insertada de 7 mm en un paciente y un índice de error mínimo de cero también en un solo paciente.

BORDE ACETABULAR X CONSTANTE .8	PROTESIS INSERTADA	MARGEN DE ERROR.
45	41	4
48	45	3
40	41	1
48	45	3
40	43	3
44	44	0
45	39	6
44	46	2
42	39	3
49	47	2
44	45	1
39	43	4
48	41	7
44	39	5
43	41	2

Como se observa el borde acetabular medido preoperatoriamente fue mayor en 9 casos, obteniéndose los dos márgenes de error máximo con diferencia de 6 y 7 mm.

La prótesis insertada fue mayor a la medición preoperatoria en 6 de los casos, con un margen de error máximo de 4 en un caso. En 10 casos el margen de error fue igual o menor a 3 mm, solo en un caso la medición preoperatoria y la prótesis insertada fue la misma.

GRAFICA: FRECUENCIA POR EDAD.



Se aprecia que la frecuencia obtenida en nuestro estudio por edad es mayor en la novena década de la vida, no concordando esto con el estudio de Nordin y Polley realizado en 1987, en el cual se refiere que la pérdida ósea por osteoporosis es más rápida en la sexta década de la vida refiriéndose un mayor número de fracturas en esta época de la vida.

Ahora bien nuestra muestra es de quince pacientes la cual es un número relativamente pequeño para tener significancia estadística.

DECADA DE LA VIDA	NUM. PACIENTES	PORCENTAJE
QUINTA	1	6.6%
SEXTA	1	6.6%
SEPTIMA	4	26.0 %
OCTAVA	3	20.0 %
NOVENA	6	40.0 %

Como se observa correspondio el mayor porcentaje que es un 40% de los quince pacientes de nuestro estudio a la novena década de la vida.

SEXO	NUM. PACIENTES	PORCENTAJE
MASCULINO	1	6.6 %
FEMENINO	14	93.3 %

Predomino el sexo femenino sobre el masculino, concordando nuestro estudio con otros autores los cuales dan un porcentaje de 80 a 85 % de frecuencia del sexo femenino sobre el masculino. Como se menciono anteriormente esto es debido a que las mujeres viven más que los hombres, sufren más de osteoporosis, son menos activas y tienen la pelvis más ancha.

COMPLICACIONES	NUMERO
NEUMONIA BASAL	3
INFECCION PROFUNDA	2
INFECCION VIAS URINARIAS	1
LUXACION	1
<hr/>	
TOTAL	7

Diversos autores coinciden que la principal causa de ---- muerte es la neumonía, posterior a una fractura de cadera debida a la postración en cama durante bastante tiempo. Debido a esto se debe considerar a las fracturas de cadera como una urgencias, en la cual se deben apresurar los preparativos preoperatorios para realizar el procedimiento quirúrgico lo más rápido posible.

La infección profunda se presentó en dos pacientes. En -- una paciente la cual tuvo como diagnóstico de ingreso una fractura transtrocanterica tipo V de Tronzo, en la cual - de primera instancia se realizó osteosíntesis con una placa angulada de 95 grados, la cual fue insuficiente realizandose posteriormente hemiartróplastia encementada con - prótesis de Thompson, cursando su postoperatorio con in--fección profunda, ameritando dos lavados quirúrgicos du--rante los cuales se presentó luxación protesica, llevando se a cabo reducción con plicatura capsular. El siguiente caso de infección profunda se presentó en una paciente la cual tuvo como diagnóstico de ingreso una fractura subca-

pital de cadera, con hemiartroplastía de primera instancia con prótesis de Austin Moore no encementada, en su postoperatorio cursó con infección la cual se trató con curas descontaminadoras, su evolución es torpida con infección diseminado en muslo y rodilla de miembro inferior izquierdo, con necrosis cutánea, realizandose procedimiento de Girdlestone con lavado exhaustivo, con injertos libres en la región de pérdida cutánea, evolución satisfactoria controlandose por la consulta externa.

Las infecciones de vias urinarias se controlaron con antisépticos urinarios con evolución satisfactorias.

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

NOMBRE CABELLO DELGADILLO LUCIA REG HACE 250912 6
 EDAD 85 AÑOS SEXO FEMENINO PESO 51 KG.
 TIPO DE FRACTURA PX BASECERVICAL
 CADERA AFECTADA IZQUIERDA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 6 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS NINGUNA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS NINGUNA
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PEIVIS Y OBLICUA DE CADERA
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 45 mm
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA THOMPSON NUMERO 41
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS NINGUNA
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA NO SE REPIERE
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 8 DIAS
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS NO SE APRECIA
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES
ACERTAMIENTO DE 3 CM EN MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE
EL INTERVALO FUE DE 7 mm
 FUSION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIA

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

NOMBRE CAPI TOTO DOLORES REG NUM 280330-4
 EDAD 61 AÑOS SEXO FEMENINO PESO 45 kg
 TIPO DE FRACTURA FX SUBCAPITAL
 CADERA AFFECTADA IZQUIERDA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 8 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS FX DE ROTULA DERECHA BIFRAGMENTARIA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS DIABETES MELLITUS
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PELVIS Y OBLICUAS DE CADERA
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 48 mm
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA AUSTIN MOORE NUMERO 45
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS INFECCION PROFUNDA
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA A LA ABDUCCION
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 5 MESES
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS EVIDENTE
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES _____
 ACORTAMIENTO DE MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO DE 4 CM
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE _____
NO APRECIABLE INTERVALO
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIA

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

NOMBRE CARRASCO MORALES GABRIELA REG ARCP 450603-6
 EDAD 80 AÑOS SEXO FEMENINO PESO 47 kg
 TIPO DE FRACTURA EX SUBCAPITAL
 CADERA AFECTADA IZQUIERDA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 10 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS NINGUNA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS H.A.S. DIABETES MELLITUS
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PELVIS Y OBLICUAS DE CADERA
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 40 mm
 TIPO DE PROTESIS INFERIADA AUSTIN MOORE NUMERO A1
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS NINGUNA
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA NO SE REFIERE
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 8 DIAS
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS NO SE APPRECIA
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES
SIMETRICAS LOS MIEMBOS PELVICOS
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE
EL INTERVALO ES DE 4 mm
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APPRECIA

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

NOMBRE CHAVEZ ORDONEZ JOSE REG POCR 660320-5
 EDAD 65 AÑOS SEXO MASCULINO PESO 67 kg
 TIPO DE FRACTURA FX BASOCERVICAL
 CADERA APECTADA IZQUIERDA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 60 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS NINGUNA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS DIABETES MELLITUS
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PELVIS Y OBLICUAS DE CADERA
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 48 mm
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA THOMPSON NUMERO 45
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS HIPERGLUCEMIAS
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS NINGUNA
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA NO SE REFIERE
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 21 DIAS
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS NO SE APRECIA
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES _____
 AMPUTACION SUPRACONDILEA MISMO PELVICO DERECHO _____
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE _____
 EL INTERVALO FUE DE 7 mm
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIO

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

NOMBRE CORTEZ ARRIAGA MA. ELEAZAR REG^{COAM} 310507-4
 EDAD 66 AÑOS SEXO FEMENINO PESO 51 kg.
 TIPO DE FRACTURA PX SUBCAPITAL
 CADERA AFECTADA IZQUIERDA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 7 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS NINGUNA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS DIABETES MELLITUS
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PELVIS Y OBLICUAS DE CADERA
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 43 mm
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA AUSTIN MOORE NUMERO 41
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS NINGUNA
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA NO SE REPETE
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 8 DIAS
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS NO SE APRECIA
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES
 AMBAS EXTREMIDADES INFERIORES SIMETRICAS
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE
 EL INTERVALO ES DE 2 mm.
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIA.

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

NOMBRE GALICIA RAMOS JOAQUINA REG JUCV 040405-3
 EDAD 75 ANOS SEXO FEMENINO PESO 45 kg
 TIPO DE FRACTURA FX TRANSTROCANTERICA TIPO V DE TRONZO
 CADERA AFECTADA IZQUIERDA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 20 dias.
 LESIONES ASOCIADAS FX SUPRACONDILEA FEMUR IZQUIERDO
 ENFERMEDADES ASOCIADAS DIABETES MELLITUS
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PELVIS Y OBLICUAS DE CADERA
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 44 mm
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA THOMPSON NUMERO 44
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS FX DEL TROCANTER MAYOR
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS INFECCION PROFUNDA
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA TERCIO MEDIO MUSLO
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 2 MESES
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS EVIDENTE
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES
ACORTAMIENTO DE 3 CM EN MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS LUXACION POP.
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE
NO SE APRECIA
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIA

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

NOMBRE GARCIA RUFINO CONCEPCION REG GARG 420509-2
 EDAD 47 AÑOS SEXO FEMENINO PESO 50 kg.
 TIPO DE FRACTURA FX BASECERVICAL
 CADERA AFFECTADA IZQUIERDA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 6 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS NINGUNA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS NINGUNA
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PELVIS Y OBLICUAS
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 45 mm
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA THOMPSON NUMERO 39
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS NINGUNA
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA NO SE REFIERE
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 8 DIAS
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS NO SE APRECIA
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES _____
 ACORTAMIENTO DE 1 CM EN MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO _____
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE _____
6 mm DE INTERVALO
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIA

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

NOMBRE GONZALEZ VILLEGAS CLAUDINA REG CEGE 261107-6
 EDAD 88 AÑOS SEXO FEMENINO PESO 46 kg
 TIPO DE FRACTURA SUBCAPITAL
 CADERA AFECTADA DERECHA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 8 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS NINGUNA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS DISMINUCION DE AGUDEZA VISUAL
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PELVIS Y OBLICUAS
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 44 mm
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA AUSTIN MOORE NUMERO 46
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS NINGUNA
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA DOLOR EN INGLE
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 21 DIAS
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS NO SE APRECIA
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES
SIMETRICAS
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE
NO EVIDENTE
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIA

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

NOMBRE GRANADOS SANCHEZ ELENA REG. MEGM 190716-7
 EDAD 89 AÑOS SEXO FEMENINO PESO 60 kg.
 TIPO DE FRACTURA SUBCAPITAL
 CADERA APECTADA IZQUIERDA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 4 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS NINGUNA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS HIPERTENSION ARTERIAL
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PELVIS OBLICUAS DE CADERA
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 42
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA THOMPSON NUMERO 39
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS NINGUNA
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA DOLOR EN MUSLO
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 8 DIAS
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS NO EVIDENTE
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES _____
 ACORTAMIENTO DE MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO DE 2 CM
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE _____
NO SE APRECIA
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIA

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

NOMBRE CURIEL GOMEZ ESTHER REG DUCC 500624-5
 EDAD 80 AÑOS SEXO FEMENINO PESO 45 kg.
 TIPO DE FRACTURA Fx SUBCAPITAL
 CADERA APECTADA DERECHA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 5 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS NINGUNA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS COLEGISTITIS CRONICA H.A.S.
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PELVIS OBLICUAS DE CADERA.
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE --
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 40 mm.
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA AUSTIN MOORE NUMERO 43 m
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS NEUMONIA BASAL BILATERAL
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA NO SE REFIERE
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 8 DIAS
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS NO SE APRECIA
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES IGUALES

 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE
NO SE APRECIA
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIA

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

NOMBRE HEVIA DURAN ALICIA REG-IFI 040610-4
 EDAD 78 AÑOS SEXO FEMENINO PESO 40 kg.
 TIPO DE FRACTURA FX SUBCAPITAL
 CADERA AFECTADA DERECHA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 11 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS NINGUNA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS AFASIA COMO SEQUELA DE EMBOLIA
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PELVIS Y OBLICUAS DE CADERA.
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 49 mm
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA AUSTIN MOORE NUMERO 47
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS NEUMONIA BASAL BILATERAL
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA NO REFERIDA
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 10 DIAS
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS NO SE APRECIA
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES
SIMETRICAS
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE
NO ES EVIDENTE EL INTERVALO
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIA

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

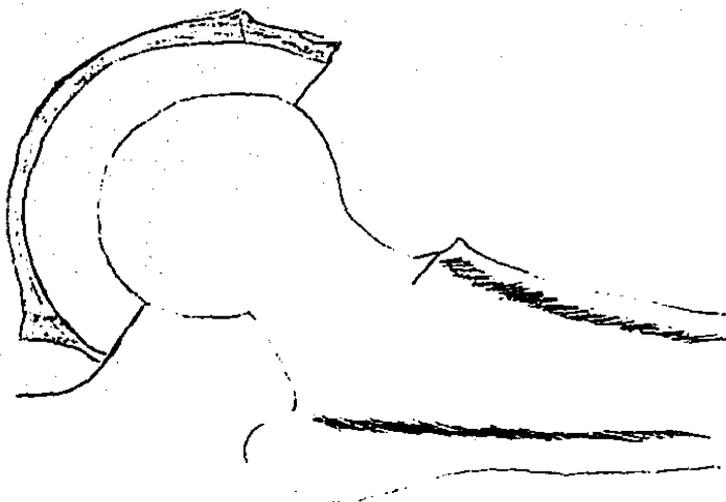
NOMBRE MERCADO MARTINEZ CRISTINA REG. MEMC 120414-2
 EDAD 57 AÑOS SEXO FEMENINO PESO 85 KG.
 TIPO DE FRACTURA FX SUBCAPITAL
 CADERA AFECTADA IZQUIERDA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 15 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS NINGUNA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS OBESIDAD EXOGENA H.A.S.
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PELVIS Y OBLICUAS DE CADERA
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 44 mm
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA AUSTIN MOORE NUMERO 45
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS NINGUNA
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA DOLOR EN MUSLO
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 8 DIAS
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS NO SE APRECIA
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES
SIMTRICAS AMBAS EXTREMIDADES
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE
NO SE APRECIA INTERVALO
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIA

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

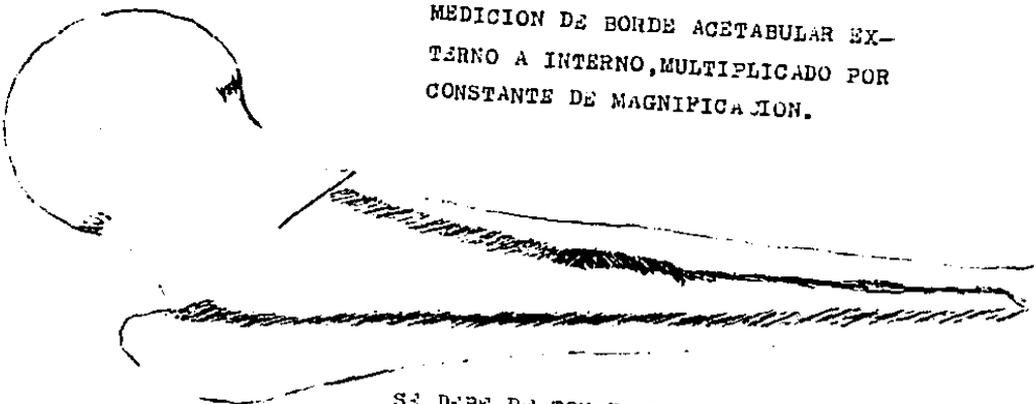
NOMBRE PENALOZA FLORES GUADALUPE REG PSFG 130705-4
 EDAD 75 AÑOS SEXO FEMENINO PESO 57 kg
 TIPO DE FRACTURA FX SUBCAPITAL
 CADERA AFECTADA IZQUIERDA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 31 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS NINGUNA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS TIROIDECTOMIA H.A.S.
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PElVIS Y OBLICUAS DE CADERA
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 39 mm
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA AUSTIN MOORE NUMERO 43
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS NINGUNA
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA NO SE REFIERE
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA 8 DIAS
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS NO SE APRECIA
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES
 ACORTAMIENTO DE 2 CM EN MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE
NO HAY INTERVALO EVIDENTE
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIA

CEDULA DE RECOLECCION DE DATOS.

NOMBRE SIERRA AMADOR SATURNINA REG 220604-6
 EDAD 85 AÑOS SEXO FEMENINO PESO 40 kg.
 TIPO DE FRACTURA TRANSTROCANTERICA TIPO III DE TRONZO
 CADERA AFECTADA DERECHA TIEMPO TRANSCURRIDO DES
 DE EL TRAUMATISMO AL MOMENTO DE CIRUGIA: 26 DIAS
 LESIONES ASOCIADAS NINGUNA
 ENFERMEDADES ASOCIADAS DIABETES MELLITUS CARDIOPATIA
 RADIOGRAFIAS TOMADAS AP DE PELVIS Y OBLICUAS DE CADERA
 MEDICION BORDE ACETABULAR MULTIPLICADO POR LA CONSTANTE -
 DE MAGNIFICACION RADIOGRAFICA: 48 mm
 TIPO DE PROTESIS INSERTADA THOMPSON NUMERO 41
 COMPLICACIONES PREOPERATORIAS NINGUNA
 COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS INESTABILIDAD ELIACION
 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS HIPOGLUCEMIA, NEUMONIA
 CADERA DOLOROSA POSTERIOR A LA CIRUGIA NO SE REPITE
 DEAMBULACION POSTERIOR A LA CIRUGIA NO SE HA INICIADO
 PROTRUSION ACETABULAR DE LA PROTESIS NO SE APRECIA
 DISCREPANCIA EN LA LONGITUD DE LAS EXTREMIDADES _____
 ACORTAMIENTO DE MIEMBRO INFERIOR DERECHO DE 3 CM
 LUXACION O SUBLUXACION DE LA PROTESIS NO OCURRIO
 INTERVALO ENTRE PROTESIS Y ACETABULO RADIOGRAFICAMENTE _____
 EL INTERVALO ES DE 5 mm
 FORMACION DE HUESO HETEROTOPICO NO SE APRECIA

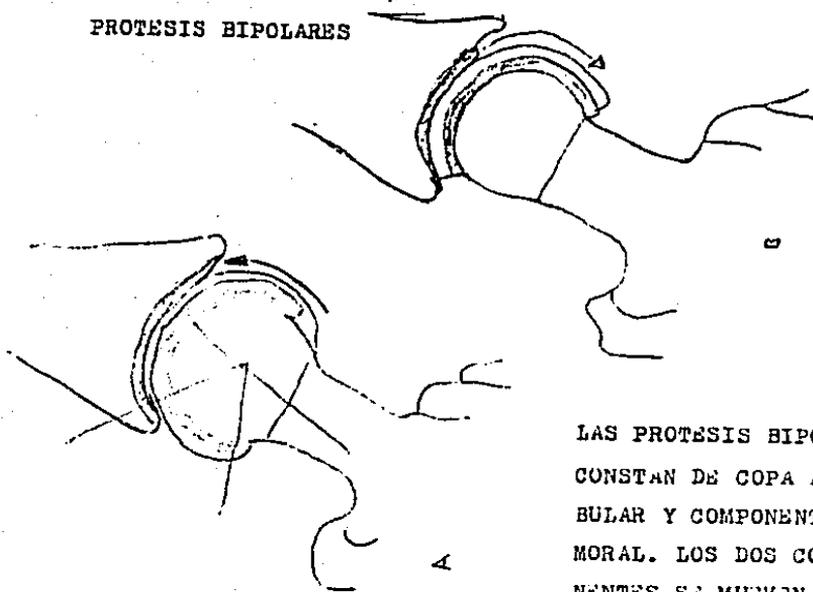


MEDICION DE BORDE ACETABULAR EX-
TERNO A INTERNO, MULTIPLICADO POR
CONSTANTE DE MAGNIFICACION.

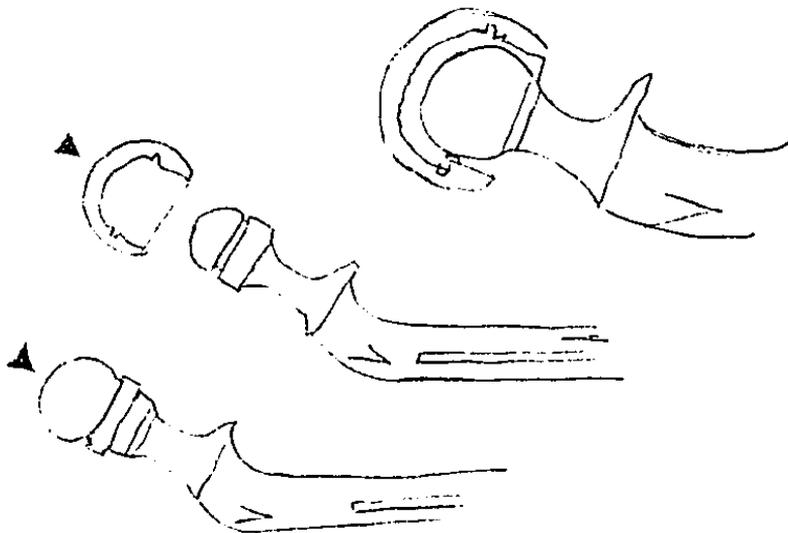


SE DEBE DE TOMAR EN CUENTA LONGITUD
DE CUELLO Y CABEZA FEMORAL, ANTES DE
INSERCIÓN DE PROTESIS.

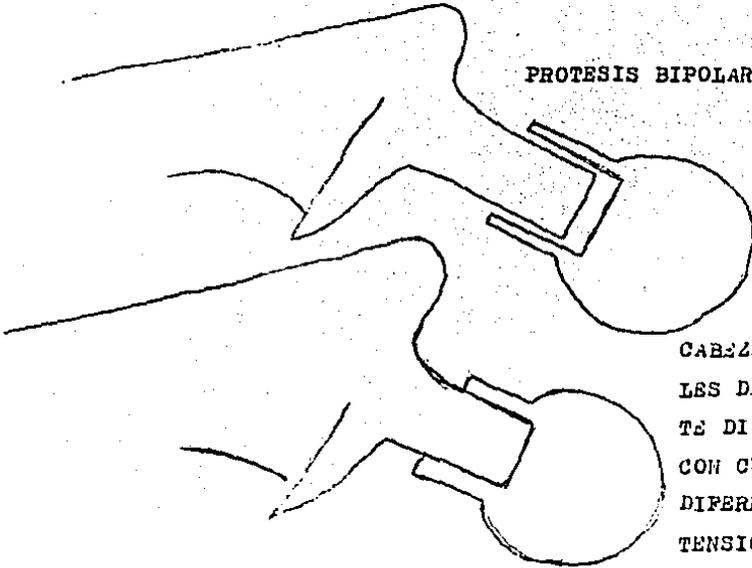
PROTESIS BIPOLARES



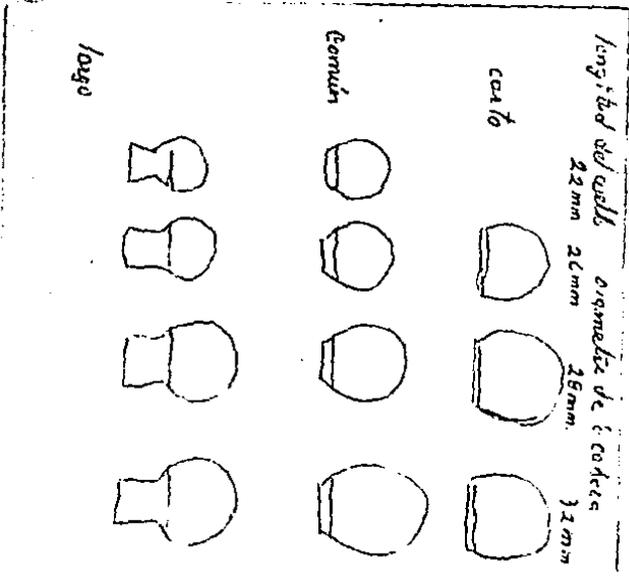
LAS PROTESIS BIPOLARES
CONSTAN DE COPA ACETA-
BULAR Y COMPONENTE FE-
MORAL. LOS DOS COMPO-
NENTES SE MUEVEN COMO
UNA SOLA UNIDAD

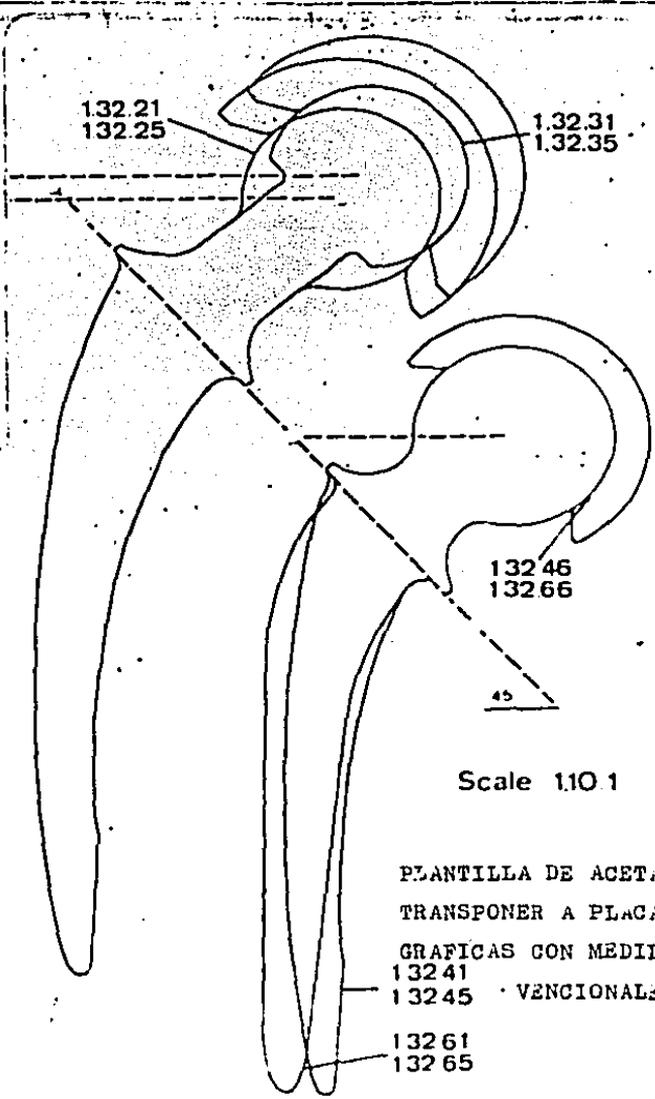


PROTESIS BIPOLARES



CABEZAS FEMORALES DE DIFERENTE DIAMETRO.
CON CUELLO DE DIFERENTE EXTENSION.





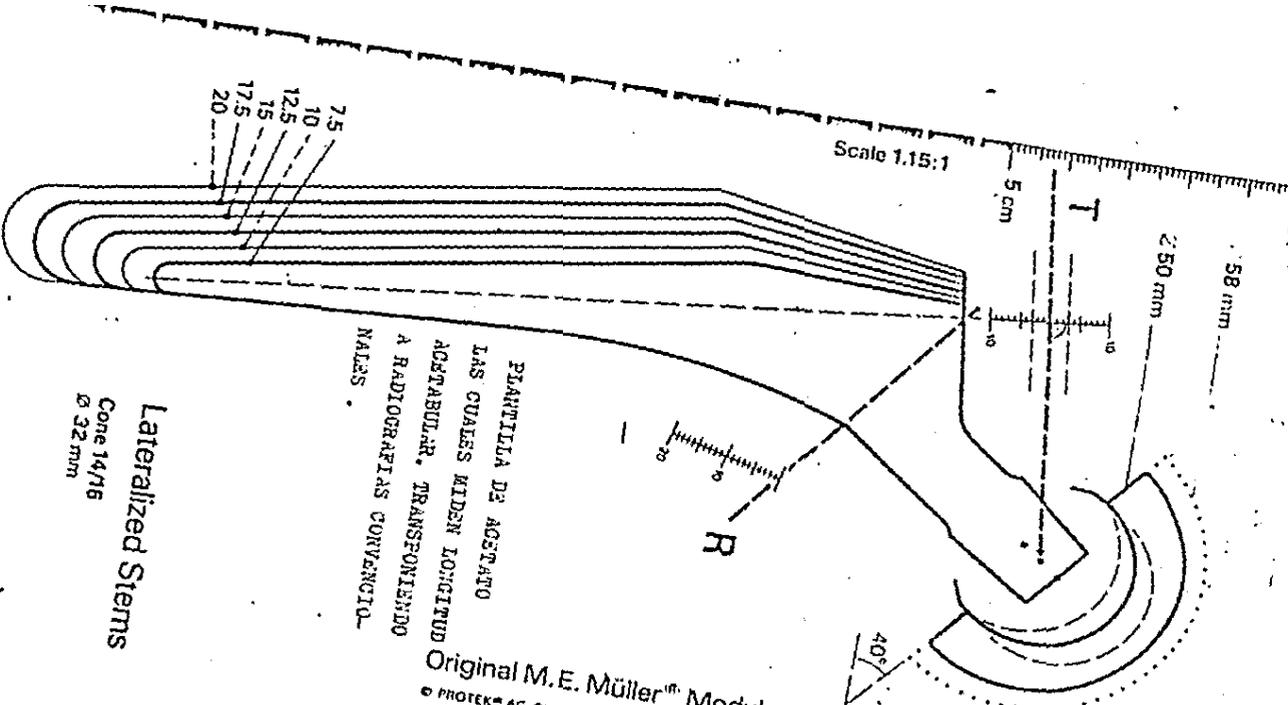
Scale 1:10 1

PLANTILLA DE ACETATO PARA
TRANSPONER A PLACAS RADIO-
GRAFICAS CON MEDIDAS CON-
132 41
132 45 VENCIONALES.

132 61
132 65

ME MULLER ARTIFICIAL HIP JOINT PROTEK AG BERN

132 21 132 25 132 31 132 35 44 132 46 132 66 45 Scale 1:10 1 PLANTILLA DE ACETATO PARA TRANSPONER A PLACAS RADIOGRAFICAS CON MEDIDAS CONVENCIONALES. 132 41 132 45 VENCIONALES. 132 61 132 65 ME MULLER ARTIFICIAL HIP JOINT PROTEK AG BERN



Scale 1.15:1

5 cm

250 mm

58 mm

- 7.5
- 10
- 12.5
- 15
- 17.5
- 20

PLANTILLA DE ACERATO
 LAS CUALES MIDEN LONGITUD
 ACETABULAR, TRANSFERIENDO
 A RADIOGRAFÍAS CORRENCIO-
 NALES.

Lateralized Stems

Cone 14/16
 Ø 32 mm

Original M.E. Müller[®] Modular Straight Stem Total Hip Prosthesis

© PROTEK[®] AG, CH-3012 Brno, 1987/82 Ref. No. 84 00 03

CONCLUSIONES

Diversos autores han mencionado la necesidad de establecer un método lo más fidedigno posible de medición acetabular, para así escoger la prótesis ideal preoperatoriamente en cada caso particular.

Se valoró en este estudio la medición radiográfica la cual es un método fácil de obtener, de bajo costo y de una fácil realización. Como se menciono anteriormente se obtuvieron proyecciones anteroposteriores de pelvis, oblicua interna a 45 grados de rotación interna y oblicua externa a 45 grados de rotación externa.

Se midieron los acetábulos en quince pacientes los cuales sufrieron fracturas de cadera del tipo basocervical o transcervical, en los cuales se efectuaron hemiartroplastia de cadera del tipo Austin Moore o Thompson, correlacionandose la medición radiográfica preoperatoria con la prótesis insertada finalmente los cuales arrojaron resultados muy variables, con un máximo de error de 7 mm en un paciente y un mínimo error de cero en un solo paciente.

lo cual nos indica una diferencia enorme, lo que probablemente se explique que sea debido a errores de tipo técnico, porque la toma de una placa radiográfica esta supeditada a una medición constante para ser fidedigna y que multiplicada por la constante de magnificación .8 nos de un resultado satisfactorio en la medición preoperatoria. Debido a que el personal de radiología es numeroso y a que las tomas radiograficas siempre son tomadas por dife-

rente técnico radiólogo, y dicha medición constante a la que deber ser tomada la placa radiográfica se hace subjetivamente por lo cual es variable la magnificación de la placa con un margen de error superior en la medición preoperatoria.

Se hace mención de otros métodos de medición como son la tomografía axial computarizada (Mittelmeier y Heisel en 1986), realizandose dos cortes tomograficos el primero de ellos en el margen superior del acetábulo y el siguiente a 1.5 cm del primer corte, refiriendose que con las placa radiográfica convencional su valoración de la anatomía -- acetabular es limitada y que la tomografía computarizada nos puede dar información en la valoración de fracturas acetabulares, así como grosor de la pared anterior y posterior acetabular.

El costo de la tomografía axial computarizada, así como -- la interpretación de la misma la cual es difícil de realizar, debiendose contar con personal experimentado con este método lo hacen un estudio no asequible a cualquier médico no familiarizado con este método.

Aunque los referidos autores consideran que se pueda hacer con acetato plastillas sobre las imágenes tomográficas las cuales pueden ser de utilidad en la medición acetabular.

Otro método de medición preoperatoria es el empleo de -- las plantillas de acetato, las cuales se superponen a la

a las placas radiograficas convencionales, para determinar la copa acetabular, asi mismo durante el acto quirúrgico con la extracción de cuello y cabeza femoral se determina la longitud de esta.

Existe en el mercado el compas de Muller el cual tiene como objetivo principal la medición milimetrica en el acto quirúrgico de la cabeza femoral extraida para seleccionar en forma adecuada la prótesis a insertar.

En suma se puede decir que el método no invasivo, de menor costo, con un margen de error de más menos tres, siempre cuándo se tome la proyección radiografica a una distancia constante de un metro, para que medido el borde acetabular y multiplicado por la constante de magnificación nos de un resultado más fidedigno.

Debido a que no hay un método estandarizado y exacto en la evaluación preoperatoria en todos los casos que amerite artroplastía de cadera, se opta por el metodo radiografico, el cual debidamente realizado nos puede dar una medición con un indice de error bastante bajo.

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

1. Bernard F. Morrey.: Size of the femoral head and Acetabular Revisión in total hip-replacement Arthroplasty The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol. 72-B, No.2 January 1989. pag. 50-55.
2. Cumpbell. Crenshaw. Cirugia Ortopedica. Edit. Panamericana 1988. Vol 3. cap. 41, 45. pag 1300 a 1345.
3. Diaz J.J. G.V. Johnson.: Pre-operative evaluation for uncemented hip arthroplasty. The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol. 71-B, No. 1. Enero 1989 pag 43-46
4. Echeverri. P. Shelley. Long/Term results of hip arthroplasty for failure of previous surgery. The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol. 70-B, No.1 January 1988. pag 49 a 56.
5. Greenough. J.F. Jones. Primary Total hip replacement - for displaced subcapital fracture of the femur. The Journal of bone and Joint Surgery. Vol.70-B, No. 4 August 1988 pag. 639 a 659.
6. Harlan C. Amstutz, M.D. Sam Nasser.: The Anthropometric total hip femoral prosthesis. Clinical Orthopaedics and Related Research. Numero 242. May. 1989. pag. 104 a 132.
7. Richard M.: Bipolar Hemiarthroplasty for fracture of the femoral Neck. The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol 70-A, No. 7. August 1988. pag. 1001- 1010

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

8. Stephen D. Cook.: Wear characteristics of the canine acetabulum against different femoral prostheses. The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol. 71-B, No.2 March 1989. pag. 189 a 198.
9. Tronzo R.G.: Cirugia de la Cadera. Editorial Panamericana. 1980. Cap. 22. pag 660 a 671.