



49 11245
24
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS SUPERIORES
HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia
"LOMAS VERDES"
I. M. S. S.

CIRUGIA DE REVISION EN ARTROPLASTIA
TOTAL DE CADERA
(EXPERIENCIA EN EL H. T. O. L. V.)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

TESIS DE POSTGRADO
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
ESPECIALISTA EN
TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia
P R E S E N T A
DR. JULIAN HUERTA LAZGARRO



IMSS

MEXICO, D. F.

FEBRERO 1991



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.

I N D I C E

INTRODUCCION.....	1
ANTECEDENTES CIENTIFICOS.....	3
OBJETIVOS.....	8
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	8
HIPOTESIS.....	9
ANATOMIA DE LA CADERA.....	10
BASES BIOMECANICAS.....	14
_BIOMECANICA CADERA NORMAL.....	14
_BIOMECANICA EN REEMPLAZOS ARTICULARES.....	19
MATERIAL Y METODOS.....	21
_CRITERIOS DE INCLUSION.....	21
_CRITERIOS DE EXCLUSION.....	21
_EVALUACION RADIOGRAFICA.....	21
_EVALUACION CLINICA.....	24
_PLANIFICACION PREOPERATORIA.....	26
_TECNICA QUIRURGICA.....	27
_MANEJO POSTQUIRURGICO.....	34
RESULTADOS.....	35
DISCUSION Y ANALISIS.....	48
CONCLUSIONES.....	50
BIBLIOGRAFIA.....	52

INTRODUCCION

El objeto de la sustitución total de la cadera, es el reemplazar la cadera más o menos deteriorada y dolorosa por una articulación artificial móvil, indolora y duradera. Este objetivo, se halla limitado, por el ulterior desanclaje aséptico del vastago y el cótilo, cosa que se produce con demasiada frecuencia, después de unos primeros años con buenos resultados.

La reintervención quirúrgica secundaria, después de una sustitución de cadera, es un procedimiento técnicamente difícil, que incluso en manos de cirujanos experimentados, puede presentar un elevado número de complicaciones. Por esta razón la primera intervención, debe realizarse teniendo en cuenta los últimos avances técnicos, con el fin de conseguir un anclaje de los componentes articulares de al menos 15 a 20 años de duración.

Actualmente se han desarrollado los componentes de las prótesis, de tal forma que se adapten al tamaño del acetábulo y a la cavidad medular del fémur.

Se debe hacer énfasis no solo en la planificación preoperatoria sistemática del procedimiento, para así poder elegir las prótesis apropiadas, y evitar las dismetrias en la longitud de los miembros inferiores, sino también para conseguir la técnica más adecuada posible, para la consecución de un anclaje con cemento, tanto en las operaciones primarias como en las reintervenciones.

Como se sabe, la movilización no séptica de una artroplastia esta ligada frecuentemente a errores y defectos técnicos en la intervención primaria; pero que aún en procedimientos aparentemente correctos, la prótesis total de cadera, como cualquier elemento artificial en contacto con un ambiente biológico, tiene un periodo de vida limitado que puede plantear la necesidad de una Cirugía de Revisión.

Como ya se menciono, este tipo de cirugía generalmente es difícil y con un tiempo prolongado, no siempre sistematizable, por lo que plantean un reto para mejorar el procedimiento de cada cirujano; que necesariamente requiere de un instrumental complejo que de ninguna manera puede ser improvisado.

En algunos casos con datos de insuficiencia ósea requieren de una aplicación de injertos óseos con características y morfología semejante; y que ademas en muchos de los casos requieren de un reforzamiento acetabular mediante un anillo de reforzamiento.

Para este tipo de cirugía se debe tener en cuenta también las indicaciones precisas de realizarla; ya que una nueva intervención quirúrgica puede ser necesaria en casos de luxaciones reiteradas, complicaciones debidas a fracturas y a la formación de hueso ectópico.

Las causas más frecuentes de cirugía de recambio de los componentes son el aflojamiento no séptico, y las complicaciones sépticas. Pero desde el punto de vista clínico, el dolor y la movilización radiológica son los criterios que, en definitiva, se basa la decisión quirúrgica

ANTECEDENTES CIENTIFICOS

La cirugía de revisión en el reemplazo articular de la cadera, supone en el momento actual, uno de los grandes capítulos de la cirugía ortopedica, ya que en el mundo actual se estiman más de 300,000 el número de reemplazos articulares operados cada año.

La historia nos revela que la primera prótesis de cadera fué descrita en el siglo XV por el General Leonardo Da Vinci la que no llegó a elaborarse (1).

La primera cirugía mayor de cadera fué hecha por Jhon R. Barton en U.S.A. realizando una osteotomía en 7 minutos.

Con el uso de interposiciones en superficies articulares se inician las cirugías de artroplastias (1).

En 1917 y modificada en 1923 Smith Petersen diseña la copa de recubrimiento de la cabeza femoral, inicialmente de vidrio pirexiglas, viscaloide y vaquelita en 1928 y es hasta el año de 1938 que utiliza vitalium.

Philip Willis en 1938, implanto en Londres una artroplastia de cadera con acero inoxidable (2).

Bholman de Baltimore y Moore de Columbia en 1943 introdujeron una prótesis de acero inoxidable como sustitución del tercio proximal del femur con neoplasia (3).

Los hermanos Judet en 1950 inician el uso de prótesis de tallo corto de metilmetacrilato, posteriormente de acrílico, naylon, hasta elaborarse la de vitalio (4).

Los modelos posteriores de Mac Kee Farrar (5) y de Ring (6) en artroplastias totales con los dos componentes construidos en metal, alcanzaron una gran divulgación si bién en ambos casos los resultados fueron desfavorables debido al aflojamiento precoz.

Sir Jhon Charnley en 1958 emplea el polietileno de ultra alta densidad para su acetabulo, dando principio al sistema de baja fricción dado que la cabeza era de 22 mm., en el año siguiente con ayuda de un Odontólogo define el cemento acrílico para hueso, este polimero acrílico que fragua en frio ha sido de mucha utilidad para este tipo de vastagos femorales ya que se usaba como un

relleno para fijar los componentes, actuando también como trasmisor de las fuerzas de carga (7,8,9).

El profesor Muller modifica la prótesis de Charnley aumentando el diámetro cefálico a 32 mm con un cuello de tres longitudes diferentes en forma de sable. En 1963 como respuesta a un principio biomecánico el grupo de Muller demostró que para tener una buena fijación era necesario volver rígido el segmento diafisario, mediante la colocación de un implante ajustado diseñando la prótesis autobloqueante, esta prótesis ha sufrido cambios y en los años de 1967 a 1977 fué rediseñada hasta la actual en uso (10).

Philip D. Wilson, en su centro hospitalario, en el año de 1986 realiza estudios comparativos en cirugías de revisión de artroplastias totales de cadera indicando que en los hallazgos los resultados a corto plazo, no son tan alentadores como en artroplastia total de cadera primaria y los hallazgos radiológicos de las interfaces prótesis-cemento-hueso inestables conllevan futuros ominosos en un significativo número de casos clínicamente aceptables llevando a un deterioro significativo de los resultados en seguimientos a largo plazo, en un segundo estudio se habían desarrollado nuevas técnicas para el cementado no demostrándose mejoría a corto plazo ni clínica ni radiológicamente, encontrándose correlación de mala calidad de hueso con los pobres resultados (11).

Gerald Lord y Cols, en 1987 realizan estudios comparativos entre las artroplastias primarias y cirugías de revisión encontrándose como resultado a los dos años de reintervención quirúrgica con un 76.6 por ciento de buenos resultados y un 27.4 por ciento de malos resultados en cirugías de revisión sin cemento (12).

Paul M. Pellici y Cols, en sus estudios realizados encuentran en un promedio de tres años de seguimiento de artroplastias totales de cadera por revisión reportados en 1982 un 29 por ciento de malos resultados contra un 71 por ciento de buenos resultados, encontrándose que las fallas principales ocurrieron en caderas en las que se conocía que tenían una radiolucidez progresiva desde su primera evaluación clínica radiográfica llegándose a la conclusión que hay un incremento en el rango de falla con seguimientos mayores

en revisiones y que la radiolucidez progresiva en la interface, así como la mala calidad del hueso son indicativos de un mal pronóstico para la artroplastia realizada (13).

En otros centros hospitalarios de concentración como la Clínica Mayo los reportes que se tienen de acuerdo con su sistema de calificación, encuentran una alta frecuencia de datos de alojamiento protésico en este tipo de cirugía pero que coincide con otros reportes, así en 1965 se reporta un estudio de 110 artroplastias de revisión con resultados de 63 por ciento no buenos, 12 por ciento resultados regulares y 26 por ciento de resultados malos en un lapso de estudio comprendido en cuatro años de seguimiento (14).

Desde el año de 1940 y dado que han existido avances técnicos desde tiempo atrás en el tratamiento quirúrgico de las enfermedades de la cadera, se han introducido diversos sistemas de clasificaciones numéricas para expresar el estado de la cadera antes y después del procedimiento quirúrgico. Esto permite la evaluación de diversas formas de resultados de artroplastia de cadera especialmente las que involucren las de dispositivos completos protésicos.

En 1960 Larson y Harris independientemente introdujeron un sistema de clasificación en el pre y postoperatorio con un solo número. También la Asociación Británica de Ortopedia, la Academia Americana de Cirugía Ortopédica, trataron de mejorar este sistema (15,16).

Posteriormente Merle D'Aubigne y Postel introducen un sistema de clasificación que ha sido usado por cirujanos ortopedistas en donde se incluyen todos los parámetros como es la evaluación radiográfica (15).

Así para la evaluación de la artroplastia total de cadera en Cirugía de Revisión en donde se ha encontrado una de las principales fallas la interface hueso-cemento-implantes, se han diseñado diferentes métodos de evaluación por diferentes autores como son Judet, Ditchfield et. al, Merle D'Aubigne, American Academy Of Orthopaedic Surgeons, Sheperd, Ohman et.al, Larson, Harris, Anderson y Moller Nielsen, así como la Fundación Moller.

Todos ellos observan la importancia de lograr una unificación de criterios para la evaluación en este tipo de cirugía (14,15,16,17) Por último cabe agregar que la aparición de algunos casos de aflojamiento no séptico o descementación de los componentes, asociados en ocasiones a cavitaciones osteolíticas con reabsorción del techo óseo, que hacía difícil y compleja la cirugía de revisión, hizo que se investigara nuevos modelos de prótesis en los que se prescindiera del cemento, a cuyas propiedades físico químicas y manejo se atribuyen buena parte de los fracasos de las prótesis comentadas, todo esto encaminado para mejorar los resultados a largo plazo de la artroplastia total de cadera en Cirugía de Revisión (9).

**CIRUGIA DE REVISION
EN
ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA**



OBJETIVOS

1. Evaluar los resultados Clínico Radiográficos de los pacientes tratados quirúrgicamente en Cirugía de Revisión por Artroplastia Total de Cadera en el Módulo de Cadera y Pelvis del Hospital de Traumatología y Ortopedia "Lomas Verdes" y comparar dichos resultados con los reportes de la literatura reciente de la especialidad.
2. Implementar una técnica estándar para el tratamiento quirúrgico en aquellos pacientes que requieren de Cirugía de Revisión en Artroplastia Total de Cadera.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad, en el mundo, la Artroplastia Total de Cadera es un procedimiento de uso común en el tratamiento de la patología degenerativa y en toda aquella que produce un estado doloroso e incapacitante de la articulación de la cadera. Existe una infinidad de diseños y tipos de prótesis de cadera; estos pueden dividirse en dos grandes grupos:

1. Prótesis cementadas y 2. Prótesis no cementadas

Las de uso más frecuente son las prótesis cementadas que son aquellas en las que se usa el polimetilmetacrilato para la fijación prótesis-hueso, sin embargo es actualmente conocido el efecto devastador de este polímero sobre el hueso al producirse los fenómenos de aflojamiento que dependen de una serie de circunstancias en las que se incluyen desde la técnica quirúrgica usada hasta las condiciones del hueso receptor, la edad del paciente, su actividad y condición física.

En la actualidad la tendencia mundial es el uso de prótesis a edades cada vez menores lo que condiciona la presencia cada vez más frecuente de fenómenos de aflojamiento protésico.

En el servicio de Cirugía de Cadera y Pélvis del Hospital de Traumatología y Ortopedia "Lomas Verdes" por ser un Hospital de concentración es cada vez más frecuente el diagnóstico de aflojamiento protésico con la problemática que ello incluye: Por lo que en la Cirugía de Revisión en Prótesis Total cementada con aflojamiento, es necesario establecer una Técnica Estandar para la solución de este problema optimizando los recursos con los que se cuenta en el servicio.

HIPOTESIS

En Cirugía de Revisión de Artroplastia Total de Cadera el resultado Anatómico Funcional postoperatorio es bueno en un 60 por ciento de los casos; y un porcentaje mayor al 40 por ciento de los casos operados con malos resultados.

ANATOMIA DE LA CADERA

La articulación de la cadera, combina todos los componentes característicos de una articulación sinovial en un mecanismo eficaz para el sostén, transmisión del peso y movimiento. La cabeza femoral, está constituida por dos tercios de una esfera. Por su centro geométrico pasan tres ejes de la articulación.

El cuello femoral sirve de apoyo a la cabeza femoral y asegura su unión con la diáfisis; el eje del cuello del fémur, es oblicuo hacia arriba, dentro y adelante, de este modo con el eje diafisario forma un ángulo de 125 grados, llamado de inclinación. Con el plano frontal forma un ángulo de 10 a 30 grados llamado ángulo de declinación.

La cabeza femoral se mueve dentro de la cavidad cotiloidea, la cual está situada en la cara externa del hueso iliaco, en la unión de sus tres partes constitutivas. Tiene forma de hemisfera, se hace más profunda por un rodete cotiloideo que forma el borde del acetábulo y sujeta a la cabeza femoral, sobrepasando el ecuador de su hemisferio. Posee un ligamento que es el ligamento trasverso acetabular, el cual cubre el transfondo acetabular de la cavidad cotiloidea; la porción central del cótilo no entra en contacto con la cabeza femoral y recibe el nombre de transfondo cotiloideo.

Sólo la periferia del cótilo está incrustada de cartilago, se trata de una media luna articular que se encuentra interrumpida en su parte inferior por la escotadura isquiopúbica.

La cavidad sinovial, esta reducida a una hondidura virtual entre los cartilagos articulares lubricados, toda ella es extensa por la disposición de la cápsula articular; la membrana sinovial es floja y sigue la capsula fibrosa del fémur, en el transfondo de la cavidad cotiloidea, se modifica para formar un pelotón adiposo. CAPSULA ARTICULAR: Esta tiene una forma de manguito cilíndrico extendido entre el hueso iliaco y el extremo proximal del fémur, dicho manguito tiene cuatro tipos de fibras: longitudinales, oblicuas, arciformes y circulares.

En su extremo medial, la cápsula se fija en la ceja cotiloidea, el ligamento transverso y la cara periférica del rodete cotiloideo. En su extremo femoral, se inserta a lo largo de la línea intertrocantérica que pasa por delante y por detrás en la unión del tercio externo con los dos tercios internos.

LIGAMENTOS: Los ligamentos de la articulación de la cadera tienen básicamente una función de estabilización, son engrosamientos de la cápsula y constituyen uno de los ligamentos más fuertes y largos del cuerpo. De cada una de las tres divisiones del hueso coxal, se desprende un ligamento hacia el fémur.

El ligamento iliofemoral, se inserta por arriba en la espina iliaca anteroinferior y en la porción iliaca acetabular adyacente, está por delante de la articulación y forma dos ramas en "Y" invertida que se insertan por debajo de la línea intertrocantérica. Tienen como función, impedir la flexión posterior de la pelvis sobre la cabeza femoral, así como la rotación posterior, y la conservación de la posición erecta.

El ligamento Pubiofemoral, tiene dirección oblicua desde la rama horizontal del pubis, sigue un trayecto anterior e inferior a la articulación, hasta la cara inferior del cuello femoral. Sus fibras se vuelven rígidas durante el movimiento de abducción.

El ligamento Isquiofemoral, tiene dirección superior, desde su origen en el cuerpo del isquion hasta su inserción en el cuello femoral, pasa por detrás de la articulación y junto con el ligamento iliofemoral, impide la extensión.†

MUSCULOS DE LA CADERA: Los músculos de la cadera, se agrupan de acuerdo a su acción y estos son:

Los flexores primarios, que corresponden al Psoas Iliaco, Sartorio, Recto Anterior y Tensor de la Fascia Lata; los flexores secundarios, que corresponden al Pectíneo, Aductor Mediano y Recto Interno.

Los músculos Extensores son: el Glúteo Mayor, Glúteo Mediano, Glúteo Menor, Biceps Crural, Semitendinoso y Semimembranoso.

Los musculos Abductores son: El Glúteo Medio, Glúteo Menor, Tensor de la Fascia Lata, Glúteo Mayor y Piramidal.

Los musculos Aductores son: El Aductor Mayor, Recto Interno, m Isquiotibiales, Glúteo Mayor, Cuadrado Crural, Pectíneo, Obturador Interno, Obturador Externo, Aductor Mediano, Aductor Menor.

Los musculos Rotadores Externos son: El Piramidal, Obturador Interno, Obturador Externo, Aductor Mediano, Aductor Menor.

Los musculos Rotadores Internos son: El Piramidal, Obturador Interno, Obturador Externo, Cuadrado Crural, Pectíneo y Glúteo Mediano.

SISTEMA VASCULAR: La cabeza femoral humana está expuesta a más trastornos vasculares de origen traumático o no, que cualquier otro elemento del esqueleto. Esto se atribuye en parte a la situación totalmente intraarticular de la cabeza y la mayor parte del cuello, rasgo que hace que su supervivencia dependa de los largos y vulnerables vasos retinaculares.

La inserción de la cápsula en el acetábulo, está rodeada de una anastomosis vascular proveniente de dos vasos circunflejos femorales, de las ramas acetabulares de la arteria glútea superior. Las ramificaciones profundas, se anastomosan con ramas provenientes de la arteria nutricia del iliaco en el piso acetabular.

Esta anastomosis acetabular, se une a la anastomosis basal o trocantérica a través de ramas pericapsulares. La anastomosis basal, recibe flujo sanguíneo de la arteria circunfleja femoral medial, de la rama ascendente de la circunfleja lateral y de las tributarias glúteas superiores, sus ramas terminales, son capsulares, musculares, óseas y retinaculares, ya que horadan la cápsula y entran a los retináculos subsinoviales para llegar a la anastomosis subcapital.

Distribución Subcapsular: los vasos retinaculares superiores, reciben su afluencia sanguínea del extremo superior de la anastomosis trocantérica, se distribuyen en la parte superior del cuello y los dos tercios superiores de la cabeza.

6El retináculo inferior, posee un pliegue pediculado de membrana sinovial más móvil que encierra un penacho de vasos sanguíneos que vá a la anastomosis subcapital.

Todas estas arterias, se acompañan de venas satélites de finas paredes que asumen dimensiones plexiformes.

La cabeza femoral obtiene pues su aporte sanguíneo de los vasos retinaculares superiores, inferiores o anteriores, éstos últimos más inconstantes; de la arteria obturatriz a travéz del ligamento capitis femoris o de la arteria nutricia en el adulto.

BASES BIOMECAICAS

BIOMECAICA CADERA NORMAL

En la cadera normal tres hechos característicos son observados:

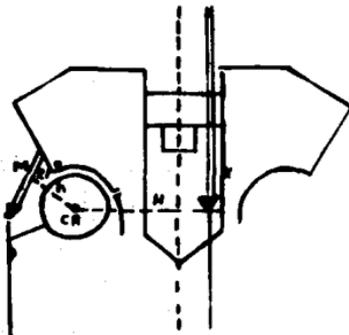
1. Superficie de carga acetabular horizontal, en el plano coronal.
2. Cabeza femoral esférica.
3. Angulo cervicodiafisario de 130 grados, con 12 grados de anteversión (promedio).

La desviación de uno o más de estos prerequisites es anormal y predispone a la degeneración.

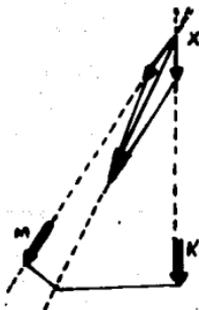
Durante la fase bipodal de la marcha, el peso del cuerpo actúa en una dirección vertical que pasa por el centro de gravedad y tiene sentido craneocaudal. La fuerza que actúa sobre las caderas equivale al peso del cuerpo menos el peso de las extremidades, ya que estas se encuentran apoyadas.

Las máximas fuerzas en la cadera son experimentadas durante la fase monopodal de la marcha. El centro de gravedad se desvía ligeramente hacia el lado opuesto; la línea de acción del peso del cuerpo pasa por el centro de gravedad y la fuerza tiene una magnitud equivalente al peso del cuerpo menos el peso de la extremidad apoyada. Por lo anterior se constituye entonces a nivel de la cadera una palanca de tercer grado, encontrándose el fulcrum a nivel de la cabeza femoral y sobre la que actúa una fuerza cizallante (peso corporal) y una fuerza compensatoria, ejercida por los músculos abductores, los que tienen que desarrollar un momento que iguale a la fuerza cizallante, merced a los brazos de palanca sobre los que actúan dichas fuerzas, de donde se obtiene la siguiente fórmula: $KH = Mh$. De donde K es el peso corporal, transmitido hacia el centro de gravedad, H es el brazo de palanca desde el centro de la cabeza femoral hasta el sitio de aplicación de K, M es la fuerza ejercida por los abductores para contrarrestar dicho peso, línea de acción craneocaudal, con dirección lateral, pasando por el vértice del trocánter mayor, con una inclinación con

la vertical de 21 grados. h es el brazo de la palanca desde el sitio de inserción de los abductores hasta el centro de la cabeza femoral.



De esta interacción de fuerzas se puede obtener una resultante, mediante el método del paralelogramo, la cual actúa sobre el centro de la cabeza femoral y forma con la vertical un ángulo de 16 grados.



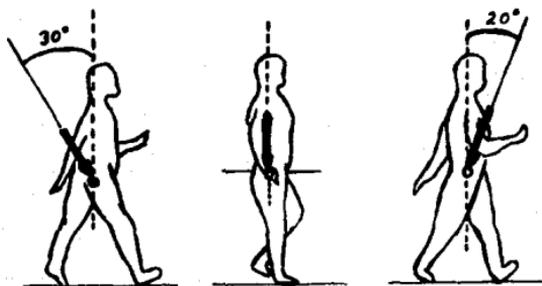
Durante el ciclo de la marcha, el centro de gravedad cambia en cada fase, por lo que la resultante R, también experimenta variaciones. Así en el plano anteroposterior:

-En la fase de apoyo del talón: la resultante se dirige hacia abajo y adelante, formando con la vertical un ángulo de 30 grados. La porción articular de la cabeza femoral es la superoanterointerna.

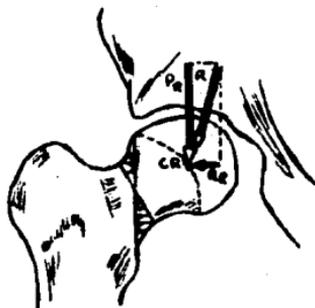
-En la fase monopodal: la resultante se dirige verticalmente hacia abajo. La porción articular de la cabeza femoral es la superior.

-En la fase de despegue: la resultante se dirige hacia abajo y atrás, formando con la vertical un ángulo de 20 grados. La porción articular de la cabeza femoral superoposterointerna.

Sin embargo, la correspondiente superficie articular del acetábulo, está expuesta en forma continua y exclusiva a fuerzas cuya dirección es constante.

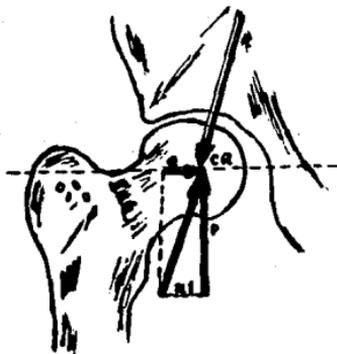


Debido a que la fuerza resultante R , no corresponde al eje del cuello femoral, aparece un brazo de palanca y por lo tanto la fuerza induce un momento de flexión; con esfuerzos de tracción a nivel de la superficie lateral y de compresión en la medial y ventral que, aumenta conforme aumenta el brazo de palanca del cuello femoral. Por la razón anterior la fuerza resultante R , puede ser descompuesta a su vez en dos fuerzas, una puramente compresiva (QR) y una cizallante (PR) que actúan sobre el cuello femoral.



Por otra parte y de acuerdo a la tercera ley de Newton, a la fuerza resultante R corresponde una fuerza de igual magnitud y de sentido opuesto R_1 , la cual es reacción a la resultante. Dicha fuerza R_1 al igual que la fuerza R , se puede descomponer en otras dos, P y Q que tienen una acción similar a las fuerzas PR y QR . La fuerza P se opone a PR y actúa desplazando a la cabeza femoral hacia arriba contra el techo acetabular y tiene también efecto de compresión. La fuerza Q se opone a QR y provoca esfuerzos de compresión en la cabeza femoral, en el plano horizontal, desplazando la cabeza hacia dentro contra el fondo acetabular.

La magnitud y dirección de estas dos fuerzas varían normalmente según las modificaciones que sufre la dirección de la fuerza resultante R, durante las diferentes fases de la marcha. El paso largo aumenta la fuerza Q y disminuye la fuerza P, en tanto que los pasos cortos disminuyen la fuerza Q y aumenta la fuerza P. Por otra parte, durante la marcha la fuerza P es siempre vertical y cefálica, pero la dirección de la fuerza Q varía, siendo dorsomedial en la fase de apoyo del talón, medial en la fase de apoyo monopodal, y ventromedial en la fase de despege.



Resumiendo, los principales esfuerzos que produce la fuerza resultante R, son:

1. Esfuerzos de compresión en la articulación de la cadera.
2. Esfuerzos de compresión en la superficie medial del cuello y de tracción en la superficie lateral.
3. Esfuerzos cortantes en el cuello femoral
4. Esfuerzos de compresión en la cabeza femoral.

BIOMECANICA EN REEMPLAZOS ARTICULARES

El reemplazo de una articulación destruida, por una artificial, cambia en forma significativa la naturaleza y distribución de los esfuerzos en el sistema. Varios problemas mecánicos serios pueden resultar de estos cambios, los cuales pueden conducir a la falla de los materiales implantados o bien a una respuesta biológica severa.

La articulación normal funciona con una resistencia por fricción extremadamente baja y mantiene una máxima área de contacto en casi todas las circunstancias, debido a que las superficies articulares de apoyo y el hueso subyacente pueden deformarse. Los esfuerzos cortantes producidos en las interfaces entre el cartilago y el hueso se minimizan y la posición de los componentes articulares es óptima.

Los mecanismos de lubricación en las superficies de carga de plástico sobre metal no son similares a los de la articulación normal; la resistencia por fricción de las prótesis totales es mayor. Dichas prótesis están generalmente sometidas a las mismas fuerzas externas debidas al peso del cuerpo, a las fuerzas musculares y a las cargas impulsivas de las actividades de la vida diaria que se aplican a las articulaciones naturales. La conformación de las articulaciones naturales depende de la adaptabilidad del cartilago articular y del hueso subcondral adyacente. Tal adaptabilidad no existe en una prótesis total. El amortiguamiento que proporciona el hueso esponjoso y el hueso cortical metafisario en las articulaciones normales está ausente cuando la articulación se reemplaza por materiales mucho más rígidos como el plástico, metal o cemento para huesos. Estos materiales relativamente inelásticos, comparados con los tejidos vivos, producen problemas significantes y tienen un profundo efecto sobre el tiempo de servicio del reemplazo articular total. Es necesario anclar la prótesis al esqueleto. Si la prótesis tuviera libertad de movimiento podría luxarse, subluxarse o tendría un contacto limitado con el hueso. El contacto limitado crea concentraciones locales de esfuerzos, las cuales erosionan el hueso

subyacente. La fijación de la prótesis al esqueleto ha tenido más éxito con metilmetacrilato, llamado "cemento para hueso", material de fraguado que "cemento" la prótesis no por adhesión (no es adhesivo) sino por interdigitaciones en el hueso adyacente. Estas interdigitaciones, si son completas, fijan la prótesis. La eventual aparición de una capa fibrosa en la interface y varios grados de aflojamiento, crean cambios significantes en la distribución de esfuerzos sobre la prótesis y en el hueso en el que ha sido fijada. El éxito mecánico del reemplazo total depende de la situación mecánica específica que se esté tratando de sustituir. Y el éxito del reemplazo total de la articulación de la cadera, depende del completo conocimiento de los requisitos biomecánicos de dicha articulación y de los efectos que la prótesis tiene sobre el resto del esqueleto.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para el presente estudio, se efectuó revisión clínica y radiográfica de los pacientes con el diagnóstico de Aflojamiento Aséptico por Artroplastia Total de Cadera y que se les realizó Cirugía de Revisión independientemente de la edad.

Se incluyeron en el estudio 72 pacientes operados en el Servicio de Cadera y Pelvis en el Hospital de Traumatología y Ortopedia "Lomas Verdes" del Instituto Mexicano del Seguro Social, en un periodo comprendido de Enero de 1988 a noviembre de 1990.

Para la formación de Universo de Trabajo, se siguieron los siguientes parametros:

CRITERIOS DE INCLUSION:

Se incluyeron todos los pacientes sometidos a Cirugía de Revisión de Artroplastia Total de Cadera por diagnóstico de inestabilidad protésica; en un periodo comprendido de Enero de 1988 a noviembre de 1990.

CRITERIOS DE EXCLUSION:

Se excluyeron todos los pacientes que hayan cursado con proceso séptico.

EVALUACION RADIOGRAFICA:

Se requirieron de estudios radiográficos :

1. Proyección anteroposterior de pelvis.
2. Proyección lateral de la cadera afectada.
3. Proyección anteroposterior de la cadera afectada con rotación medial de 15 a 20 grados y hasta tercio medio de fémur.
4. Radiografía de miembros pélvicos (en algunos pacientes).

Los estudios radiológicos tienen el objeto de determinar el estado actual de la cadera afectada valorando:

-Aflojamiento de componente acetabular cementada o no cementada.

- Aflojamiento de componente femoral de prótesis parcial o total cementada o no cementada.
- Protusión acetabular de prótesis parciales cefálicas.
- Valoración del acetábulo en cuanto a: inclinación; anteversión; medialización; posición del anillo de reforzamiento y tornillos.
- Valoración del vastago femoral en cuanto a: posición cantidad de cemento y estado del trocánter.
- También se valorara la presencia o no de líneas de radiolucencia en el acetábulo y fémur así como la presencia o formación de hueso heterotópico.

Se realizó una evaluación radiográfica postoperatoria que incluyó formación de hueso heterotópico y aflojamiento de los componentes acetabular o femoral de acuerdo a la clasificación de Robert Schnaider, quien clasifica la inestabilidad de la cúpula en grado I; donde el lecho del cemento se encuentra intacto, lamina limitante de cortical, pequeña dislocación; raras veces dislocación sin reborde marginal, pequeña dislocación; raras veces dislocación sin reborde marginal. Grado II, en donde el lecho del cemento se encuentra intacto órganizado. Reborde marginal, osteólisis progresiva, dislocación más acusada.

La inestabilidad del vastago la clasifica en tipo I primaria y secundaria; Tipo II y Tipo III.

Tipo I primaria, se produce en los casos en que la cavidad medular es muy ancha y hay gruesas capas de cemento con reducción importante del volumen por polimerización. El lecho del cemento se encuentran intacto, el reborde formado es circular y progresivo; inestabilidad tipo I secundaria: Debida a una infección precóz o a una necrosis ósea; se acompaña de una transformación de la cortical en esponjosa y de formación de un reborde perióstico.

Esta inestabilidad tipo I, ocasiona un desplazamiento de la prótesis junto con su lecho del cemento.

La inestabilidad tipo II se caracteriza y se produce por la fractura del lecho del cemento.

INESTABILIDAD I



LECHO CEMENTO INTACIO

INESTABILIDAD II



ZONAS ADYACENTES:
NO HAY PPN.

ROTURA Y DESCOMPOSICION
DEL CEMENTO. ZONA DE
APLICACION DE LA FUERZA.
DESCOMPENSACION PROGRESIVA
DEL PPN.

INESTABILIDAD
III

ROTURA
DEL CEMENTO



INESTABILIDAD I



INESTABILIDAD II



INESTABILIDAD III

La inestabilidad tipo III, muestra un lecho de cemento desorganizado, fracturado y separado del hueso en todo su contorno por una capa de tejido conjuntivo generalmente muy densa.

CLINICAMENTE:

Se valoró al paciente para determinar el estado doloroso en el pre y postoperatorio.

Se valoró el estado de la marcha en cuanto a que si es normal, existe claudicación o no realiza la marcha.

También se incluyó el estado actual de la movilidad en flexión y abducción de la cadera operada.

Se ha observado que algunos pacientes presentan en este tipo de cirugía, acortamiento de miembro pélvico por lo que se incluye este parametro.

Debido al tipo de cirugía y el tiempo promedio de la misma se tomaron en consideración si éstos pacientes recibieron antibióticos en forma profiláctica y anticoagulantes, así como también si existe alguna patología concomitante.

ESCALA MERLE D'AUBIGNE PARA CADERA DOLOROSA

	DOLOR	MOVILIDAD	CAPACIDAD PARA CAMINAR
0	DOLOR INTENSO Y PERMANENTE	ANQUILOSIS CON MALA POSICION DE LA CADERA	NINGUNA
1	DOLOR SEVERO INCLUSO DE NOCHE	SIN MOVIENTO	SOLO CON MULETAS
2	DOLOR SEVERO AL CAMINAR IMPIDE CUALQUIER ACTIVIDAD	FLEXION MENOR DE 40 GRADOS	SOLO CON BASTONES
3	EL DOLOR ES TOLERABLE SI LA ACTIVIDAD ES LIMITADA	FLEXION ENTRE 40 Y 60 GRADOS	CON BASTON MENOS DE UNA HORA MUY DIFICIL SIN BASTONES
4	DOLOR LEVE AL CAMINAR DESAPARECE CON EL REPOSO	FLEXION ENTRE 60 Y 80 GRADOS PACIENTE PUEDE TOCAR PIES	LARGO TIEMPO CON 1 BASTON, CORTO SIN BASTON, COJERA
5	DOLOR LEVE E INCONSTANTE ACTIVIDAD NORMAL	FLEXION ENTRE 80 Y 90 GRADOS ABD.DE POR LO MENOS 15°	SIN BASTON PERO CON LIGERA COJERA
6	SIN DOLOR	FLEXION DE MAS DE 90° ABDUCCION HASTA DE 30°	NORMAL

FUNCION MUY BUENA : DOLOR MAS MARCHA = 11 o 12
 FUNCION BUENA DOLOR MAS MARCHA = 10
 FUNCION REGULAR DOLOR MAS MARCHA = 9
 FUNCION MEDIOCRE DOLOR MAS MARCHA = 8
 FUNCION POBRE DOLOR MAS MARCHA = 7 o MENOS

SI LA MOVILIDAD SE REDUCE A 4 SE QUITA 1 PUNTO, SI SE REDUCE A 3 o MENOS SE QUITAN 2 PUNTOS

EVALUACION DE LOS RESULTADOS POSTOPERATORIO

VARIABLE	VALOR PREOPERATORIO	VALOR POSOPERATORIO	DIFERENCIA	MEJORIA
DOLOR			X 2	TOTAL
MOVILIDAD				
CAPACIDAD PARA CAMINAR			X 2	TOTAL

MEJORIA MUY GRANDE 12 o MAS
 GRAN MEJORIA 7 o 11
 MEJORIA MODERAD 3 o 7
 FRACASO MENOS DE 3

PARA EL VALOR DE LA CADERA DESDE EL PUNTO DE VISTA FUNCIONAL, LA AUSENCIA DE DOLOR Y LA CAPACIDAD PARA CAMINAR SON MUCHO MAS IMPORTANTES QUE LA MOVILIDAD. POR ESTA RAZON EL DOLOR Y LA CAPACIDAD PARA CAMINAR SE MULTIPLICAN POR 2.

PLANIFICACION PREOPERATORIA

En Cirugía de Revisión NO DEBERIA REALIZARSE NUNCA, una sustitución total de cadera sin una planificación preoperatoria completa. Esta planificación nos suministra una información esencial sobre el modelo y tamaño adecuados de la prótesis a utilizar, profundidad del fresado acetabular, nivel de resección del cuello femoral, posición y orientación de los componentes pelvico y femoral. La planificación preoperatoria nos puede anticipar el conocimiento de posibles problemas intraoperatorios, como: resección de osteofitos, la necesidad de injerto óseo y plastia acetabular y femoral, o el uso del anillo metálico de reforzamiento, lo que nos permite una realización rápida y sistemática de la operación. Al mismo tiempo, esta planificación fuerza al cirujano a estudiar las radiografías preoperatorias mucho más de lo que se hace normalmente. Aparte de las ventajas obvias de conocer previamente las dificultades intraoperatorias, nos suministra también información para la corrección y prevención de las dismetrias de longitud de los miembros inferiores.

Para esta planificación se requiere lo siguiente: Una radiografía AP preoperatoria de Pelvis, mostrando el tercio proximal del fémur, plantillas, papel de calcar, lápices (para huesos), y lápiz rojo (para implantes). La geometría uniforme de los vástagos facilita el uso de plantillas, que son necesarias para determinar el tamaño idóneo del vástago en la radiografía preoperatoria.

En primer lugar, hay que seleccionar el modelo adecuado de prótesis, teniendo en cuenta la distancia entre el centro anatómico de la cabeza y el eje longitudinal de la diáfisis femoral del lado sano, la selección se hace entre una prótesis con vástago estandar o vástago lateralizado; el modelo CPN se presta para poder solucionar los problemas asociados que presentan las displasias.

TECNICA QUIRURGICA

Sería imposible describir todos los problemas que se encuentran en una cirugía de Revisión, pero es de gran utilidad tener principios básicos que faciliten su realización.

Es conveniente tener una visualización y manejabilidad de todos los elementos implicados dada la complejidad del tipo de cirugía, por ello la insición, disección y movilización de todas las estructuras debe realizarse de modo sistemático. El paciente una vez anestesiado, es colocado en posición decubito lateral correcta. La cadera contralateral queda abajo y es doblada alrededor de 45 grados, se practica una incisión lateral, modificada en la región trocanterica mayor siempre que sea posible, siendo esta incisión recta para permitir su prolongación en caso que se requiera.

La disección subcutanea se ve a menudo complicada por la obliteración de los planos histicos normales por el tejido cicatrizante, es necesario encontrar un área de planos histicos relativamente normales en el extremo distal de la herida. Utilizando éstas como guía, el cirujano entonces procede de manera proximal, dividiendo las capas histicas por disección a través de la cicatriz ambos lados de la herida.

Tras identificar los planos más profundos, el tensor de la fascia lata y fascia glútea son divididos; la bolsa trocanterica subyacente es extirpada, si el procedimiento anterior se realizó de manera transtrocanterica, se cortan y eliminan los alambres de fijación residuales.

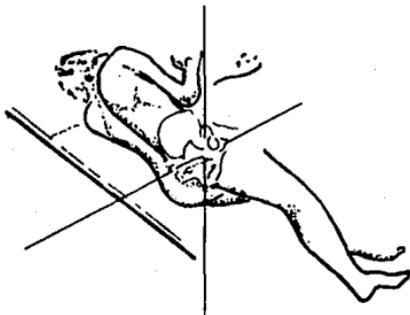
Todas las adherencias fibrosas deben ser retiradas para dejar libremente el movimiento a nivel del trocanter. Para obtener la exposición circunferencial de la cápsula se emplean retractores, dejando al descubierto la cápsula y es entonces cortada en forma de cuña y posteriormente retirada en su totalidad. El liquido de la articulación que saiga debiera ser enviado a tinción de gram, así como para cultivo a fin de determinar la existencia de microorganismos aerobios

o anaerobios. En estos momentos se puede administrar un bolo de antibiótico y no antes por el riesgo de enmascarar una infección. Así mismo se debe tener cuidado de no dañar las superficies articulares de ambos componentes hasta no demostrar clínicamente el aflojamiento.

El grosor y densidad de la cápsula apreciados en la artroplastia de revisión es impresionante en la mayoría de los casos, y en la cápsula regenerada se encuentra comuntemte el hueso heterotópico. Es importante que se practique una capsulectomia completa, ya que la cápsula adherente y el hueso heterotópico residual pueden interferir: en el movimiento de la articulación pueden a veces inhibir la reducción de los componentes, y puede llevar innecesariamente al acortamiento femoral, o al empleo de componentes femorales de cuello corto. Estas últimas medidas considerarse sólo después de extirpados todos los tejidos fibrosos limitantes.

El componente femoral es dislocado ahora por su lado anterior mediante flexión, rotación externa y aducción colocándose la pierna al lado de la mesa de operación con las medidas estériles. Una fuerza de distracción es aplicada a través de un gancho de cuello en la prótesis femoral para facilitar la dislocación. Un retractor de bennet es colocado bajo el fémur proximal para dejar el cuello femoral y prótesis dentro del campo, se completa ahora el debridamiento de tejidos blandos de modo que la interface hueso-cemento a nivel del cuello quede bien expuesto; la expresión de sangre o movimiento en la interface hueso-cemento evidencian aflojamiento clínico. La prótesis es desimpacatada y extraída, usualmente golpeando repetidamente la pieza por debajo de la cabeza o el cuello desde abajo. En casos de gran aflojamiento, el componente puede deslizarse fácilmente simplemente agarrándolo con la mano. Ocasionalmente, la masa circundante de cemento femoral, parcial o totalmente, sale con la prótesis. Con más frecuencia la mayoría o todo el cemento queda en el canal y esto requiere remoción a fin de establecer una nueva

ABORDAJE QUIRURGICO LATERAL



POSICION DECUBITO LATERAL, QUEDANDO LA PELVIS ORIENTADA PERPENDICULARMENTE A LA MESA CON LA CADERA CONTRALATERAL DOBLADA EN ANGULO DE 45 GRADOS.

AFLOJAMIENTO PROTESICO



RADIOGRAFIA QUE MUESTRA DATOS DE AFLOJAMIENTO PROTESICO

interface de hueso y cemento fresco para los componentes de corrección.

TECNICA DE ELIMINACION DEL CEMENTO DE LA DIAFISIS FEMORAL

La eliminación del cemento femoral sigue siendo el mayor desafío y la tarea más ardua en la cirugía de corrección de los reemplazos articulares de cadera. Debido a que el metilmetacrilato es más duro y quebradizo que el hueso cortical, hay gran tendencia a que cualquier instrumento cortante se deslice del cemento y penetre en el hueso adjunto. Esto puede llevar y ha llevado a perforaciones y fracturas del fémur durante procesos de eliminación de cemento intramodular.

Tras la extracción de la prótesis, se encuentra una gran masa de acrílico rodeando el tracto de la prótesis extraída. El cemento proximal es cuidadosamente fragmentado con osteótomos delgados y largos bajo visión directa suministrada con luz de preferencia por una lámpara de óptica de fibra. Los fragmentos son sacados con pinzas tipo forceps a medida que se separan de la gran masa. Cuando el canal se estrecha hasta el punto de que el empleo ulterior de los osteótomos pone en peligro la diafisis del fémur o simplemente se hace muy difícil, puede usarse un taladro neumático con su funda protectora guía con el fin de proteger las corticales y completar la eliminación del cemento.

La necesidad de eliminar el "tapón" de cemento a originado la introducción de nuevos instrumentos con motor presentado alternativas convencionales de eliminación de cemento.

Un instrumento eficaz de este tipo es accionado por un motor de tipo paleta para aire o gas, que opera a una velocidad muy elevada y con un momento de torsión relativamente bajo; se trata de un instrumento versátil que puede intercambiarse con gran variedad de hojas de corte especial, junto con su correspondiente casquillo de cojinete para protección cortical, teniendo variedad de longitudes y forma de cabeza.

Las hojas de corte se gradúan para la penetración y pueden incidir fácilmente y fragmentar el cemento cuando giran a velocidades máximas, constituyendo un instrumento eficaz y poderoso con grandes beneficios pero que requiere de un dominio para su uso. Preferimos no usar la técnica de apertura del fémur distal o la canalización del cuerpo fémur. Bajo visión directa una vez retirado todo el cemento, se procede a revisar con los ganchos especiales la integridad de las corticales y al mismo tiempo retirar pequeños fragmentos que aún se encuentren adosados; Posteriormente se usa un instrumento neumático para retirar el tejido de granulación que se encuentra en la interface para crear un nuevo lecho óseo, al tiempo que se debe realizar una irrigación copiosa para que el líquido arrastre residuos de hueso y cemento dentro del canal medular dentro del cual se coloca un tubo de succión de plástico; posteriormente se deja empaquetado el canal con gasas amarradas entre sí y con aplicación de solución fisiológica y agua oxigenada, para posteriormente pasar a revisar el componente acetabular si esta indicado.

TECNICA DE REVISION ACETABULAR

6El componente acetabular se debe exponer en su totalidad, siendo de mucha utilidad la colocación de clavos doblados; Se aplica presión en el borde del acetábulo observando la interface, en caso de duda se realiza tracción ayudado de un tornillo introducido en el acetábulo si el modelo cuenta con orificios para ello, en caso de no tenerlos se puede realizar dos orificios alternos fuera del área de mayor fricción, se introducen los tornillos y se hace tracción; otro método es la utilización de un escoplo curvo para no lesionar tejido sano; si se verifica clínica y radiográficamente el aflojamiento acetabular, se puede retirar mediante cortes longitudinales con siorra oscilante al plástico de la cúpula, y en caso de acetábulo protruido se puede realizar una perforación central a la cúpula

cúpula por donde se introduce un tirabuzón con mango en T para tirar de él facilitando la extracción de la cúpula; de esta manera se cuida de no fracturar el labio óseo posterolateral que es un sostén crucial para la reconstrucción acetabular. Una vez retirada la copa acetabular el cemento ahora expuesto es cortado y dividido en cuadrantes, desprendiéndolos mediante escoplos curvos en pequeños fragmentos.

En aquellos casos en que "fragmentos" óseos son retenidos dentro del ilio, el laqueo y el púbis pueden quitarse bien mediante osteotomías o con el uso de aparatos neumáticos, una vez retirados todos los fragmentos el lecho óseo es reparado eliminando la delgada membrana fibrocartilaginosa siempre presente en la interface hueso-cemento.

Posteriormente se realiza fresado de la cavidad acetabular, en caso de protusión se realiza la plástica acetabular mediante la colocación de injerto óseo, inmediatamente después se deberá realizar la colocación del anillo de reforzamiento de acuerdo al número planeado, éste se deberá fijar con tornillos de cortical los cuales se deben dirigir en dirección de la resultante de las fuerzas de carga, y con un mínimo de tres tornillos.

Una vez realizado lo anterior se procede a la colocación del nuevo acetábulo con el número de copa previamente planeado, cementándolo y dándole la orientación adecuada, cuidando que el lecho se encuentre perfectamente seco y sin sangrado, posteriormente se deberá retirar los exesos de cemento a su alrededor.

Así, una vez realizada la reparación, plástica y colocación del componente acetabular, se procede a la colocación del componente femoral, esto previamente se debe haber seleccionado en cuanto al modelo de prótesis y el número de la misma; se retira el empaque de gasas se coloca inserción de prótesis de prueba valorando el bloqueo en ambas corticales, altura del cuello; se procede a reducir y a tomar controles radiográficos, en algunos casos se valorará

la necesidad de realizar un mejor rimado del canal medular; una vez valorada la estabilidad protésica se procederá a la cementación del vastago femoral mediante la introducción del cemento con una jeringa dándole presión y sin dejar escapar cemento con la ayuda de los dedos, para posteriormente introducir el vastago femoral con la misma técnica de impactación, previamente como ya se menciona el canal medular deberá estar seco y sin sangrado ayudándose de la introducción de tubo de succión.

Una vez realizada la artroplastia se procederá a la irrigación exhaustiva del campo, eliminando restos de hueso y cemento así como de tejido fibrótico, con lo cual se considera un menor riesgo de formación de hueso heterotópico.

MANEJO POSTQUIRURGICO

- Al primero o segundo dia de postoperatorio ejercicios asistidos para flexión y extensión.
- Al quinto dia ejercicios para rotación.
- La bandeja de evacuación y el telefono deben ser utilizados por el lado de la operación para evitar la extensión y la rotación externa.
- Mantener una almohada entre las rodillas al acostarse de lado.
- La bipedestación y marcha se enseña con andador.
- Marcha con muletas cuando adquiere el equilibrio.
- A los nueve o diez dias flexión y abducción activa.
- A las tres o cuatro semanas, en posición sentada se practica la rotación interna y externa.
- Durante tres meses esta prohibido levantar la pierna extendida cuando se está en decubito dorsal.
- Se inicia la carga de la cadera afectada hasta los tres meses.
- La reducción de la carga en el postoperatorio tiene la finalidad de ofrecer las mejores condiciones posibles a los amplios procesos de cierre de la hendidura en la zona de contacto entre el cemento y el hueso. Así como también de favorecer la adecuada integración del injerto óseo en los casos en que se realiza plastia acetabular.
- Posterior a esto el paciente debere continuar la marcha con apoyo total y uso de bastón de descarga contralateral.
- También debere continuar con la realización de ejercicios isométricos.

R E S U L T A D O S

Se estudiaron un total de 72 pacientes con un rango de edad entre 47 y 80 años con un promedio de 63.5 años de edad. De estos pacientes, 20 correspondieron al sexo masculino y 52 al sexo femenino.

En relación al lado de la cadera afectada; 32 artroplastias fueron del lado derecho y 40 al lado izquierdo.

En 56 pacientes se uso anillo de reforzamiento acetabular; de los cuales 28 pacientes requirieron de plastia acetabular con aplicación de injerto óseo; 17 acetabulos con injerto óseo autólogo y 11 con injerto óseo homólogo.

En relación al tipo de Cirugía; a 25 pacientes se les reviso solo un componente: 15 pacientes con Cirugía de Revisión del componente femoral y 10 con Recambio del componente acetabular.

A 43 pacientes se les realizó artroplastia con recambio total; de estos, 4 pacientes evolucionaron con proceso séptico por lo que esta pendiente la realización de cirugía tipo Girdlestone. A todos los pacientes intervenidos, se les colocó prótesis autobloqueante de Muller; 68 con vastago estandar y 4 con vástago de lateralización.

Así mismo; el tipo de acetábulo y anillo de reforzamiento usados fueron del tipo Muller.

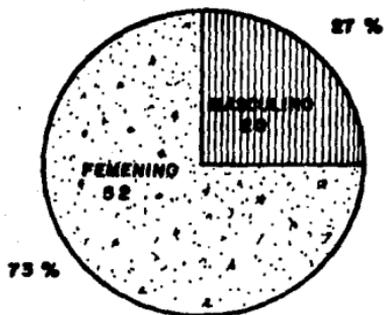
En todos los pacientes se uso cemento para fijación de los dos componentes femoral y acetabular.

En cuanto al tipo de abordaje quirúrgico el 60 % de pacientes se les realizó abordaje lateral y 40% abordaje posterolateral. El promedio de sangrado quirúrgico se calculo entre 600 y 1200 c.c.

Dentro de las complicaciones transoperatorias se encontró que 9 pacientes presentaron fractura femoral.

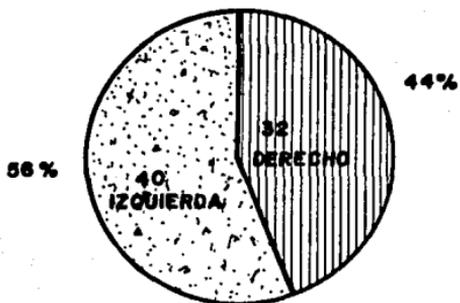
En la actualidad el 33 % de pacientes se encuentran sanos; el 22 % se encuentran con sobrepeso corporal; el 11 % son diabeticos y el 34 % con alguna otra patologia agregada como artritis reumatoide, hipertension arterial, etc.

DISTRIBUCION DE PACIENTES POR SEXO

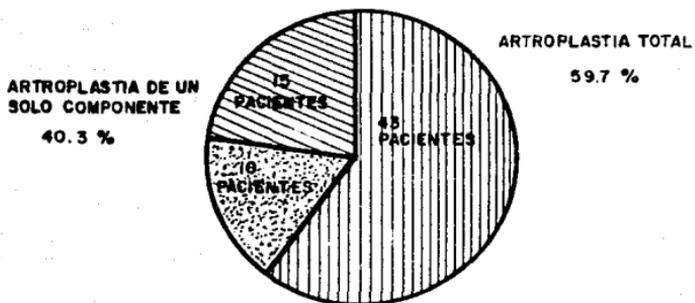


grafica I

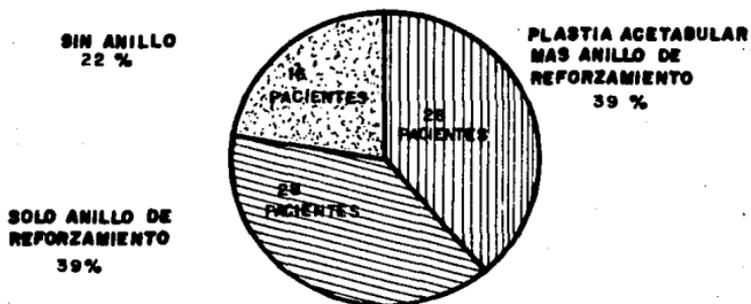
FRECUENCIA DE CADERA AFECTADA

grafica 2

TIPO DE CIRUGIA

grafica 3

USO DE ANILLO DE REFORZAMIENTO

grafico 4

Se observo que en el 77.7 % de los pacientes la cadera contralateral se encuentra sin algún procedimiento quirúrgico y que el 18 % presenta artroplastia total bilateral; y el 4 % algún otro tipo de cirugía.

En cuanto a la marcha en el postoperatorio inmediato, se difirio, y a las 12 semanas se les permitio apoyo parcial, **actualmente encontrandose todos con apoyo total.**

A todos los pacientes se les administro tratamiento profiláctico con antibióticos y con anticoagulantes, en el postoperatorio inmediato.

Los resultados del dolor en el pre y postoperatorio fué de la siguiente manera:

No. de pacientes	Preoperatorio	Postoperatorio Actual
6	sin dolor	dolor moderado
5	dolor leve	dolor severo
3	dolor moderado	dolor leve
26	dolor severo	sin dolor
24	dolor severo	dolor leve
8	dolor severo	dolor severo

De acuerdo a los resultados clínicos y a la escala de medición de Merle D'Aubigne se concluyó lo siguiente;

FUNCION	DOLOR	%	CASOS
Muy buena	Sin dolor	36.2	26
Buena	Leve	37.5	27
Regular	Moderado	8.3	6
Mala	Severo	18.0	13

En cuanto la simetría de extremidades pélvicas se encontró que:

En 11 Pacientes	15.2%	Tienen simetría
En 43 Pacientes	59.7%	Tienen acortamiento menor a 1 cm.

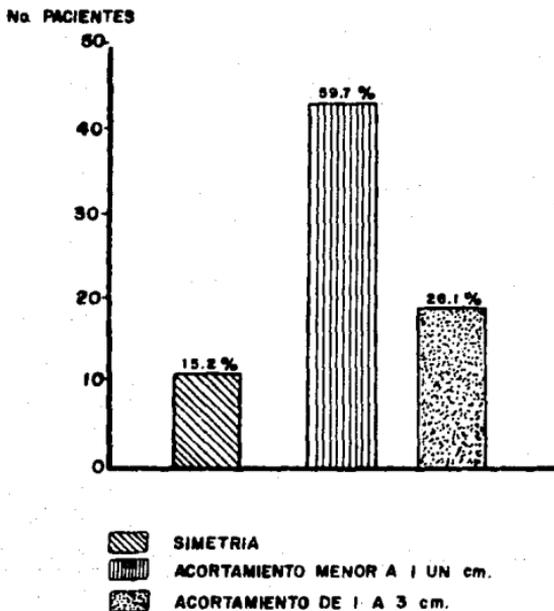
EVALUACION DE EXTREMIDAD PELVICA

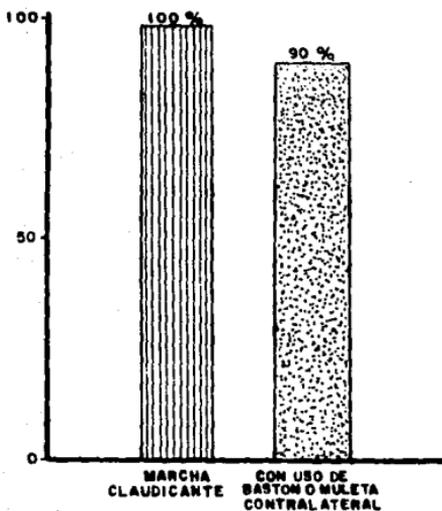
grafico 5

EVOLUCION DEL DOLOR

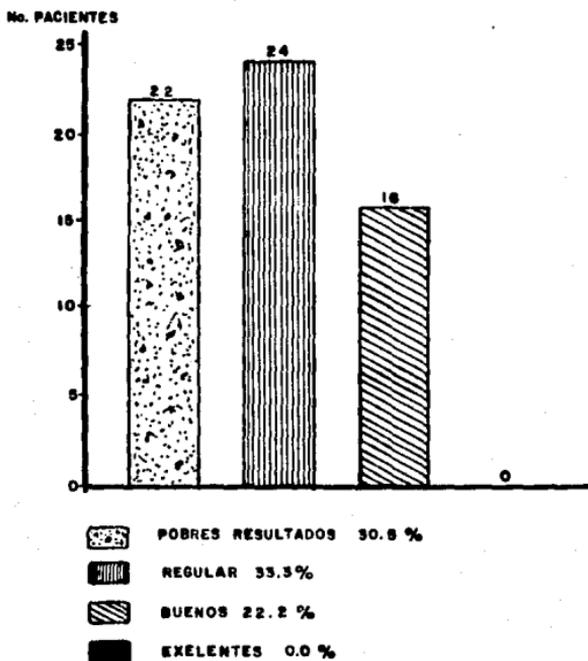
No. PACIENTES	%	RESULTADOS	EVALUACION
26	36.2 %	BN DOLOR	FUNCION MUY BUENA
27	37.0 %	DOLOR LEVE	FUNCION BUENA
6	8.3 %	DOLOR MODERADO	FUNCION REGULAR
13	18.0 %	DOLOR SEVERO	FUNCION MALA

tabla 1

EVALUACION DE LA MARCHA



grafica 6

RANGO MOVILIDAD

grafica 7

En 19 Pacientes 26.3% Tienen acortamiento de
1 a 3 cms.

En la evaluación radiográfica, se obtuvo: que en 12 pacientes (16.6 %), existe inicio o formación de hueso heterotópico.

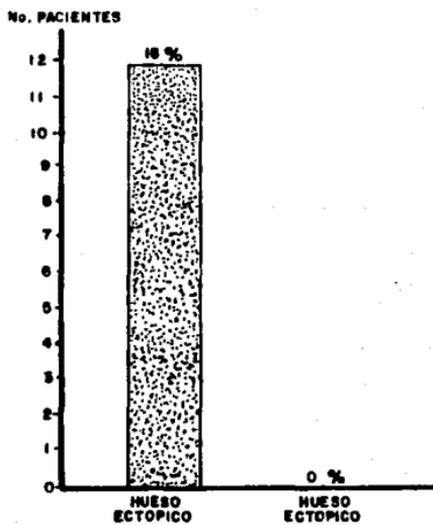
Que existe línea de radiolucencia prótesis-cemento-hueso de acuerdo en el siguiente orden:

<u>PACIENTES</u>	<u>N.M. DE R.L.</u>	<u>LUGAR</u>
5	2	Acetábulo
3	= de 1	Acetábulo
2	= de 1	Fémur
6	2	Fémur
4	= de 3	Fémur
9	= de 1	En ambos componentes

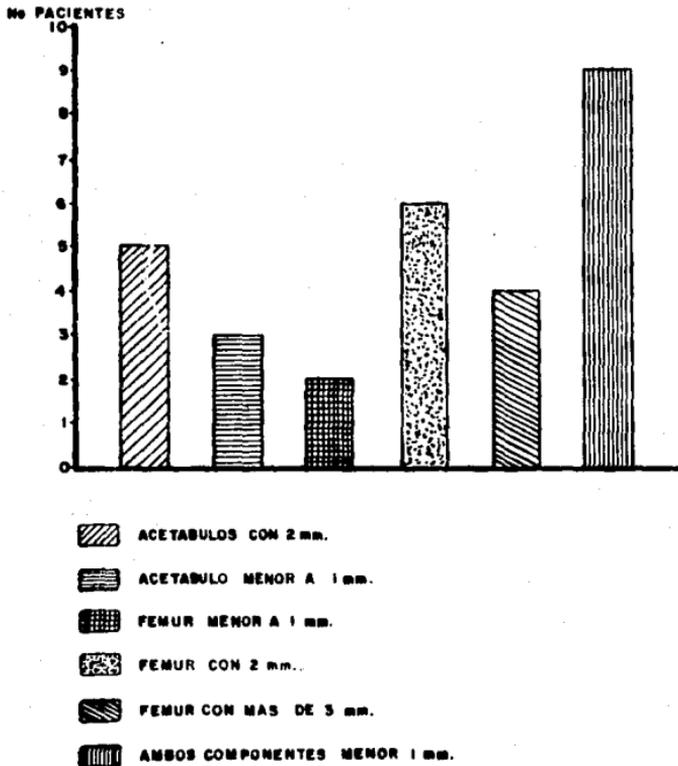
Teniendo como resultado un 40.27 % de frecuencia de línea de radiolucencia en los componentes protésicos en un total de 29 pacientes.

El tiempo de seguimiento en este grupo de pacientes fué: el máximo de 36 meses y mínimo de 4 meses con un promedio de 20 meses de evolución.

FORMACION DE HUESO ECTOPICO

grafico 9

FORMACION DE LINEA DE INTERFACE PROTESIS-CEMENTO-HUESO



DISCUSION Y ANALISIS

En nuestro estudio la mayor parte de nuestros pacientes fueron del sexo femenino en una relacion de 3 : 1 , con respecto al masculino.

En relacion al lado afectado, predomino la cadera del lado izquierdo en un 55.5%.

El tipo de cirugía que se realizó fué de Artroplastia Total con 55.3 % y un 34.7 % con revisión de un solo componente protésico.

Se encuentra que la gran mayoría de paciente (77.7 %), requieren de colocación de anillo de reforzamiento; así como también un elevado índice de pacientes que requirieron de acetabuloplastia con la aplicación de injerto óseo, debido a la mala calidad ósea y protusión acetabular.

Se observa también en este estudio que el 100 % de pacientes intervenidos, se les colocó prótesis autobloqueante de Muller, como también el componente acetabular y el anillo de reforzamiento.

En el 100 % de los casos, se uso cemento para la fijación de los componentes protésicos.

Predomino el abordaje lateral (60 %) el cual se estableció dentro de la técnica quirúrgica estandar, para este tipo de cirugía.

Se encuentra que es determinante el uso de antibióticos y anticoagulantes como profilaxis, por el tipo de cirugía y el tiempo al cual esta condonado.

La evaluación de los resultados, integrando, dolor, marcha y movilidad en el estado actual del paciente y de acuerdo a la escala de Verlu D Aubigne fue la siguiente:

FUNCION MUY BUENA	SIN DOLOR	36.2%
FUNCION BUENA	DOLOR LEVE	37.5%
FUNCION REGULAR	DOLOR MODERADO	8.3%
FUNCION MALA	DOLOR SEVERO	18.0%

Se encuentra que el 100 % de pacientes cursan con marcha claudicante y que existe en un 85.8 % de los casos un acortamiento de la extremidad pélvica de la cadera afectada, y que va de menos de 1 centímetro hasta 3 centímetros.

Los pacientes postoperados de Artroplastia de Cadera por Cirugía de Revisión deben de cuidar su peso corporal; encontramos en nuestro estudio que el 22 % de pacientes cursan con sobrepeso.

En la valoración radiológica encontramos que existe un 49.27 % de frecuencia de líneas de radiolucencia en alguno de los componentes protésicos en un total de 29 pacientes; lo cual es indicativo de que existe la probabilidad de que una parte de estos pacientes en un futuro ameriten algún tipo de cirugía por aflojamiento protésico.

En relación a la inestabilidad protésica, se observó un predominio del sexo femenino en relación de 3:1. En un porcentaje de 53.8 % existe la presencia de dolor de leve a severo no encontrando incluso datos de inestabilidad.

Todos los pacientes (100 %), se les indico dentro de su manejo el uso de bastón o mulota para descarga contralateral.

CONCLUSIONES

Encontramos una mayor facilidad para la extracción de los componentes protésicos y del lecho del cemento en éste tipo de cirugías, con la realización del Abordaje Lateral, así como de la nueva implantación de la prótesis aunado a un menor sangrado transoperatorio.

Observamos que los malos resultados en su grán mayoría no son atribuibles a la técnica en sí, sino a la grán destrucción condicionada por la inestabilidad de los componentes protésicos y a la polimerización del cemento.

Se debiera evitar el uso exesivo de la Prótesis Total en pacientes menores de 50 años, dada la alta frecuencia de fracasos que nos llevan a una mayor cantidad de Cirugía de Revisión con la consiguiente desfuncionalización de la articulación afectada.

Encontramos en relación a las complicaciones y malos resultados que nuestra estadística va acorde a la reportada en la literatura mundial.

Es importante que durante el transoperatorio se realice irrigación exhaustiva en los tejidos así como posterior al procedimiento quirúrgico para minimizar restos de viruta ósea y de cemento para evitar la osificación ectópica, que actualmente es la complicación más frecuente.

Que es determinante el estado de la calidad ósea para una mejor supervivencia de los componentes protésicos.

De los casos sometidos a acetabuloplastia se observo que el diferimiento de la marcha por 12 semanas nos permitio una mejor integración del injerto óseo en forma adecuada.

Observamos que en aquellos pacientes en los cuales se realizó la Cirugía de Revisión por segunda o tercera intención, los resultados fueron pobres debido principalmente a la mala calidad ósea.

En aquellos pacientes que se detectó radiolucidez de más de 2 milímetros, están en relación directa entre signos clínicos y radiográficos de malos resultados.

1. Tronzo, R.: Cirugía de cadera, la. ed. Buenos Aires-Argentina: Editorial Médica Panamericana S.A., 1980.
2. Morscher, E.W.: The cementless fixation of hip endoprostheses: 1 - 1. Springer Verlag, Berlin 1984.
3. Moore, A.T.; Dholman, H.R.: Metal hip joint. J. Bone Joint Surg. 25; 668, 1943.
4. Judet J.; Judet, R.: The use of artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. J. Bone Joint Surg. 32-B 166-173, 1950.
5. Mc Kee, K.G.; Watson-Farrar, J.: Replacement of arthritic hips by the Mc Kee-Farrar prosthesis. J. Bone Joint Surg.
6. Ring, P.A.: Complete replacement arthroplasty of the hip by the ring prosthesis. J. Bone Joint Surg. 50 - B: 720 - 731, 1968.
7. Charnley, J.: Acrylic cement in orthopaedic surgery, Livingstone, Edinburgh, 1970.
8. Charnley, J.: Arthroplasty of the hip . A new operation. Lancet 1: 1129-1132, 1961.
9. Charnley, J.: Artroplastia de baja fricción en la cadera: teoría y práctica. Salvat Editores, Barcelona, 1981.
10. Müller, M.E. Total hip prostheses. Clin. Orthop. 72: 46-68, 1970.
11. Philip D. Wilson, J.R., M.D.: Revision total hip arthroplasty. Clinical Orthopaedics and Related Research: 225, Dec. 1987.
12. Gerald Lord, M.D.: Cementless revisions of failed aseptic cemented an cementless total hip arthroplasties.: Clinical Orthopaedics and Related Research.: 235 october, 1988.

13. Paul M. Pellicci, M.D.: Long-Term Results of Revision Total Hip Replacement. The Journal Bone and Joint Surg., 67 A: 513-516, April 1985.
14. Kavanagh, B.F.: Clinical and Roentgenographic Assessment of Total Hip Arthroplasty. A New Hip Score. Clin. Orthop., 193: 133-140, 1985.
15. Andersson, Gunnar: Hip assessment. A comparison of Nine different methods, J. Bone and Joint Surg., 54-B: (4): 621-625, 1972.
16. Charnley, J.: The Long-Term Results of Low-Friction Arthroplasty of the Hip Performed as a Primary intervention. J. Bone and Joint Surg. 54-B: 61-76, 1972.
17. Harris, W.H.: Traumatic Arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: Treatment by Mold Arthroplasty. An End-Result Study Using a New Method of Results Evaluation. J. Bone and Joint Surg. 51-A : 737-755, June 1969.
18. Amstutz, H.C.: Treatment of Primary Osteoarthritis of the Hip. A comparison of total Joint and Surface Replacement Arthroplasty. J. Bone and Joint Surg., 66-A: 228-241, Feb. 1984.
19. Charles A. Engh M.D.: Results of Cementless Revision for Failed Cemented total Hip Arthroplasty.: C. Orthopaedics and Related R. 235, 91-109, October, 1988.
20. William A. McGan, M.D.: Acetabular Preparation in cementless Revision Total Hip Arthroplasty.: C. Orthopaedics and Related Research.: 235., 35-46; October 1988.
21. Campbell,; Artroplastia Total de Cadera Dolorosa; Cirugia Ortopedica, Tomo II, 6a. ed. Buenos Aires; Panamerica, 2285-2295., 1981.

22. Richard C. Johnston, M.D. : Clinical and Radiographic Evaluation of Total Hip Replacement. The J. Bone and Joint Surg.: 72 - A (2) 161-168, 1990.