

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE NICARAGUA
UNAN-LEÓN
FACULTAD DE CIENCIAS MÉDICAS
DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA**



**TESIS PARA OPTAR AL TÍTULO DE ESPECIALIDAD EN ORTOPEDIA
Y TRAUMATOLOGÍA**

“Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua”.

**AUTOR: Dr. Norman de Jesús Alemán Vanegas.
Residente de Ortopedia y Traumatología.**

**TUTOR: 1. Dr. César Vargas Norori.
Especialista en Ortopedia y Traumatología.
Sub-especialidad en Columna Vertebral.**

**2. Dr. Edgar Peña Galo.
Maestría en Epidemiología.**

Dr. Norman de Jesús Alemán Vanegas



DEDICATORIA

A Dios: Por ser la guía diaria del buen camino y darme la sabiduría necesaria para culminar mi especialidad y servirle a la población.

A mis padres: Norma M. Vanegas por darme la vida y guiarme por el buen camino bajo la buena ética y apoyo incondicional que me ha dado por siempre. Y a mi padre Rodolfo A. Alemán Munguía (q. e. p. d) por haberme dado una buena educación.

A mis hermanos: Por darme el apoyo y consejos para terminar mi especialidad.

A mi esposa: Por ser tolerable y dar apoyo incondicional para seguir adelante.

A mis maestros: Por ser tolerables y ofrecerme enseñanza sin esperar recompensa.



AGRADECIMIENTO

Agradezco a las siguientes personas las cuales fueron pilare de apoyo importante en la realización de la presente tesis.

Y a Dios principalmente por darme la oportunidad de realizar el trabajo y culminar mi especialidad.

Al Dr. César Vargas por ser el tutor de la presente tesis monográfica al igual que a mi asesor el Dr. Edgar Peña por sus apoyos incondicionales.

A todos los pacientes que acuden al hospital HEODRA que gracias a ellos día a día son los que nos enseñan la mejor manera de ejercer la ortopedia.

Dr. Norman de Jesús Alemán Vanegas



ÍNDICE

I.	INTRODUCCIÓN	01
II.	JUSTIFICACIÓN	03
III.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	04
IV.	OBJETIVOS	05
V.	MARCO TEÓRICO	06
VI.	DISEÑO METODOLÓGICO	36
VII.	OPERACIONALIZACIÓN DE LA VARIABLE.....	39
VIII.	RESULTADOS	43
IX.	DISCUSIÓN.....	50
X.	CONCLUSIONES.....	55
XI.	RECOMENDACIONES.....	56
XII.	REFERENCIAS	57
XII.	ANEXOS	



RESUMEN

La fractura de cadera es una grave lesión habitual que ocurre principalmente en personas ancianas, por lo que se deseaba conocer ¿Cuál es la evolución clínica post quirúrgica en pacientes sometidos a artroplastía de cadera HEODRA 2007 - 2009? y obtener el resultado de la evolución clínica post-quirúrgica de dichos pacientes, por lo que se llevó a cabo el presente estudio para conocer la situación socio-demográfica, complicaciones, material utilizado y su evolución posterior.

La artroplastía de cadera es un procedimiento ortopédico capaz de aliviar el dolor, restablecer la función y mejorar la calidad de vida de los pacientes que presentan dolor en la articulación de la cadera de diferente etiología. Se estima que cada año se realizan más de 500.000 artroplastias de cadera en todo el mundo por diferentes causas.

En el presente estudio se revisaron un total de 36 pacientes, a los cuales se les realizó cirugías a 28, ya que el restante abandonaron por falta de dinero para comprar el material en el periodo comprendido de 2007 - 2009.

Las características socio-demográficas de los pacientes que se sometieron a artroplastia predominaron las del sexo femenino, mayores de 60 años y con un promedio de edad de 75 años y procedieron de la zona urbana.

Los resultados funcionales de los pacientes sometidos al procedimiento quirúrgico fueron evaluados mediante la escala funcional de Harris, obteniendo resultados satisfactorios funcionales en 82.1 %, lo que indica que este procedimiento es una muy buena opción.



I. INTRODUCCIÓN

Dentro de las lesiones traumáticas de la cadera, las fracturas constituyen el grupo nosológico con mayor morbilidad y mortalidad por una característica del sujeto de edad avanzada. La mortalidad después de una fractura de cadera es alta: alrededor del 30% al año. La artroplastia parcial de cadera o hemiartroplastia monopolar se ha utilizado predominante en pacientes con fracturas del cuello femoral, mayores de 65 años, los cuales tienen una expectativa de vida menor de 5 años. Su uso en cirugía ortopédica reconstructiva y traumatología se ha reservado generalmente para la situación anteriormente mencionada donde el sustrato óseo es inadecuado asociado a múltiples enfermedades que deterioran o complican el estado de salud del paciente. (1)

La artroplastía de cadera es un procedimiento ortopédico capaz de aliviar el dolor, restablecer la función y mejorar la calidad de vida de los pacientes que presentan dolor en la articulación de la cadera de diferente etiología. Se estima que cada año se realizan más de 500.000 artroplastías de cadera en todo el mundo por diferentes causas.

En Uruguay en el año 2005 se realizaron 2092 implantes de prótesis de cadera bajo la cobertura financiera del Fondo Nacional de Recursos (FNR), de los cuales 1284 (67.6%) correspondieron a implantes por patologías diferentes a la fractura de cuello femoral.

Cualquier condición que afecte la cabeza femoral o el acetábulo puede determinar un deterioro de la articulación que conduce a deformidad, dolor y pérdida de la función.

La artroplastía de cadera es un procedimiento de elección y debe considerarse como una opción entre otras alternativas. La decisión de realizar artroplastía de cadera debe realizarse en el marco de la ecuación riesgo-beneficio.



Los trabajos publicados muestran resultados excelentes tanto clínicos, funcionales como radiológicos cuando la selección de pacientes es realizada adecuadamente. Si bien la artroplastía de cadera puede realizarse en un amplio rango de edades, debe tenerse presente que en los pacientes más jóvenes es muy aconsejable tener en cuenta que posteriormente deberá evitar las actividades de alta intensidad. (1)

El 90% de las artroplastías de cadera tienen una duración promedio de 10 a 15 años, por lo cual, en pacientes menores de 65 años, el implante debe postergarse todo lo posible. Pueden ocurrir múltiples complicaciones vinculadas a la artroplastía de cadera tanto en el intraoperatorio como en el postoperatorio. En un estudio prospectivo realizado en USA que incluyó 6.730 pacientes sometidos a artroplastia de cadera, la mortalidad a 30 días fue 0.7%. La mortalidad es mayor en pacientes en quienes se realiza artroplastía de cadera por fractura de cadera vs los pacientes en quienes se realiza artroplastía de cadera coordinada por otras indicaciones. (2)

Muchos diseños de hemiarthroplastías se han utilizado en el tratamiento de las fracturas femorales del cuello (Lausten y Vedel 1982, bajo et al. 1994). La diferencia principal entre los diversos tipos de hemiarthroplastías es el diseño del vástago, el uso del cemento, y si un segundo empalme de articulación es incluido dentro de la prótesis (Parker y Rajan 2001).

La indicación de artroplastía de cadera debe plantearse en este contexto, con el objetivo de mejorar la calidad asistencial y la relación riesgo-beneficio. El estudio presentó una limitación relacionada con los expedientes clínicos.



II. JUSTIFICACIÓN

La artroplastía de cadera es un procedimiento electivo con beneficios potenciales demostrado en países desarrollados. En Nicaragua es poca la información clínica y epidemiológica sobre este tema, por ello, es necesario dar seguimiento a la población que se somete a este tipo de procedimiento y analizar su evolución clínica post-quirúrgica; y así poder contribuir a brindar información útil a los tomadores de decisiones acerca de los problemas que presenta estos tipos de paciente ante la escases de este tipo de trabajo en nuestro medio.



III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Cuál es la evolución clínica post-quirúrgica en pacientes sometidos a artroplastía de cadera por fractura del cuello femoral y otras patologías en el Departamento de Ortopedia y Traumatología del HEODRA en el periodo comprendido de 2007 - 2009?



IV. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL:

Conocer la evolución clínica post-quirúrgica en pacientes sometidos a artroplastía de cadera por fractura del cuello femoral y otras patologías, y su relación demográfica, tipo de lesión, tiempo de espera para su cirugía y complicaciones en el Departamento de Ortopedia y Traumatología del HEODRA en el periodo comprendido de 2007 - 2009.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

1. Determinar las características demográficas de los pacientes sometidos a artroplastía de cadera.
2. Clasificar el tipo de lesión y distintas patologías que ameritaron prótesis de cadera.
3. Conocer la frecuencia de las complicaciones que más ocurrieron en la evolución de los pacientes.
4. Conocer el tiempo de espera pre-quirúrgico y la condición evolutiva de los pacientes sometidos a artroplastía.



V. MARCO TEÓRICO

Las fracturas de cadera tienen una distribución de edad bimodal, aproximadamente el 97% ocurre en pacientes mayores de 50 años de edad (la incidencia aumenta con la edad) y solo 3% en pacientes menores de 50 años. En este último grupo es más frecuente entre los 20 y 40 años de edad, en masculinos y como consecuencia de traumas de alta energía, deportistas y accidentes automovilísticos, siendo en estos pacientes más frecuentes fracturas subtrocantericas y basicervicales, en contraste con fracturas en pacientes mayores de 50 años que usualmente ocurre en alcohólicos, pacientes con múltiples enfermedades médicas las cuales son relacionadas con la osteoporosis. (3)

Swiontkowsky MD. Refiere una incidencia de 2-3% en personas menores de 50 años, siendo la población más afectada la comprendida por arriba de los 50 años, más frecuente en mujeres en relación al sexo masculino de 3.4:1.

En EUA la incidencia anual de fracturas de cuello femoral en 1981 fue de 11%, siendo 7,4 para el sexo femenino y 3,6 para el sexo masculino, procediendo la mayoría de la zona urbana. Pacientes con una fractura de cuello femoral presentan un riesgo alto de presentar otra fractura en la cadera contralateral. (4)

5.1 ANATOMÍA DE LA ARTICULACIÓN DE LA CADERA

La articulación de la cadera es muy resistente y estable; constituye una enartrosis formada por el acetábulo del coxal y la cabeza del fémur.

Los huesos de la cadera están rodeados por potentes músculos y unidos por una fuerte cápsula. Más de la mitad de la cabeza femoral se halla alojada en la cavidad cotiloidea, la cual aumenta en profundidad por el rodete acetabular, completado por abajo por el ligamento transversal, que pasa, a modo de puente, por encima de la



escotadura isquiopubiana. El reborde cotiloideo o acetabular es una estructura densa o fibrocartilaginosa que prolonga el acetábulo. Se continúa con fibras situadas más profundamente, en forma de ligamento transverso. Este ligamento no cierra completamente la escotadura.

La articulación de la cadera está admirablemente construida para permitir cierta libertad de movimientos y al mismo tiempo servir de soporte y transmisión del peso del cuerpo. En posición erecta, por ejemplo, todo el peso de la parte superior del cuerpo es transmitido por los huesos de la cadera a la cabeza y cuello femoral. La cápsula de la articulación de la cadera se inserta en el borde del acetábulo (figura 1). Por delante se fusiona con el rodete acetabular, y por debajo, con el ligamento transverso. La cápsula se extiende hacia el fémur, donde se inserta principalmente en la línea intertrocantérea. Algunas partes de la cápsula son más gruesas que otras, y se llaman ligamentos. El ligamento más potente e importante es el iliofemoral. Se inserta proximalmente en la espina iliaca anteroinferior, y en la zona situada por detrás se fusiona con el tendón reflejo del recto anterior del muslo y aponeurosis adyacente. El ligamento contiene fibras longitudinales que divergen al descender hacia la cresta intertrocantérea femoral. El ligamento pubiofemoral se extiende desde la porción púbica del acetábulo y zona adyacente de la rama superior del pubis, horizontalmente, hacia la parte inferior de la cresta intertrocantérea. La parte de cápsula situada entre los ligamentos iliofemoral y pubiofemoral es con frecuencia delgada. La porción de la cápsula que por detrás se inserta en el acetábulo, se extiende más o menos horizontalmente, cruza el cuello del fémur y se fusiona con el ligamento isquiofemoral, pues sólo la parte inferior del ligamento alcanza directamente el fémur. Se dispone en espiral, hacia arriba, hasta la unión del cuello con el trocánter mayor. Las fibras más profundas rodean el cuello del fémur y forman la zona orbicular (figura 1). La disposición de la parte posterior de la cápsula es tal que un tercio o la mitad de la cara lateral posterior del cuello del fémur está sin recubrir, esto es extracapsular. La zona extracapsular está cubierta por el tendón del obturador externo.



El ligamento iliofemoral es notable por su grosor y resistencia, pero el resto de la cápsula es más o menos grueso, por lo que los ligamentos son con frecuencia difíciles de distinguir. Las fibras capsulares se insertan en el fémur y se reflejan a lo largo del cuello hacia la cabeza femoral, transportando vasos epifisarios y repliegues de la sinovial. El ligamento de la cabeza femoral (ligamento redondo) es aplanado o triangular y se origina por las raíces púbica e isquiática en los bordes de la escotadura isquiopúbica y ligamento transverso. Se inserta en la depresión o fosita de la cabeza del fémur. Conduce vasos internos a la cabeza del fémur. Su significación mecánica es muy dudosa. Una lámina delgada de membrana sinovial tapiza la superficie interna de la cápsula y se refleja sobre la cara externa o superficie externa del labio acetabular, y hacia abajo sobre el cuello femoral. En el ligamento transverso cubre la grasa que llena la fosa, prolongándose a modo de revestimiento tubular del ligamento redondo. La sinovial forma un receso o depresión al reflejarse sobre el cuello. (5)

5.2 INERVACIÓN DE LA CADERA

La articulación de la cadera es inervada por los nervios femoral o crural obturador, glúteos superiores, nervio del cuadrado crural y nervio obturador accesorio, cuando existe. (6)

5.3 MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DE LA CADERA

Los movimientos de la articulación de la cadera son la flexión y la extensión, la aducción y la abducción, la rotación y la circunducción.

Flexión: es el movimiento que lleva la cara anterior del muslo al encuentro del tronco alcanzando 90° con la rodilla en extensión y más de 120° cuando la rodilla está en flexión.



Extensión: es cuando conduce al miembro inferior por detrás del plano frontal, logrando una amplitud de 20° en la extensión activa y de 30° en la extensión pasiva.

Abducción: es cuando se lleva el miembro inferior en dirección hacia fuera y lo aleja del plano de simetría del cuerpo, alcanzando una amplitud máxima de 130°.

Aducción: es cuando se lleva al miembro inferior hacia adentro y lo aproxima al plano de simetría del cuerpo, la amplitud máxima de la aducción es de 30°.

Rotación: existen dos tipos, la externa e interna.

Rotación externa es el movimiento que conduce la punta del pie hacia fuera, cuya amplitud máxima es de 60°.

Rotación interna es cuando se lleva la punta del pie hacia dentro, cuya amplitud totales de 30° a 40°.

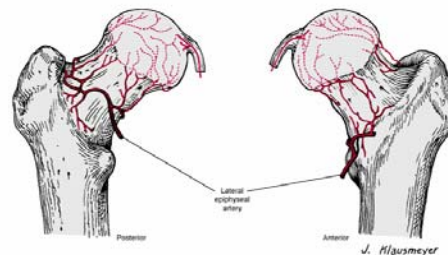
Circunducción: es la combinación simultánea de los movimientos elementales realizados alrededor de tres ejes.

1. Plano sagital: en el que se efectúan los movimientos de flexión-extensión.
2. Plano frontal: movimientos de abducción-aducción.
3. Plano horizontal. (7)

5.4 APOORTE VASCULAR DE LA CABEZA FEMORAL

Crock describió el aporte vascular del extremo proximal del fémur, dividiéndolo en tres grupos principales:

1. Un anillo arterial extracapsular situado en la base del cuello del fémur.
2. Ramas ascendentes en la superficie del cuello proveniente del anillo arterial.
3. Arterias del ligamento redondo. (8)



El anillo arterial extracapsular se forma de la cara posterior por una gruesa rama de la arteria circunfleja femoral medial y en la cara anterior por una rama de la arteria circunfleja femoral lateral. Las ramas cervicales ascendentes o vasos retinaculares suben por la superficie del cuello del fémur en grupos anterior, posterior, lateral y medial; los vasos laterales son los más importantes. Su proximidad a la superficie del cuello del fémur los hacen vulnerables a la lesión en las fracturas del cuello del fémur. Una vez que el margen articular de la cabeza del fémur es alcanzado por las arterias cervicales ascendentes, se forma un segundo y menos diferenciado anillo vascular, denominado por Cheng como el anillo arterial intraarticular subsinovial. Desde este anillo penetran los vasos a la cabeza y se les conoce como arterias epifisarias, siendo el grupo más importante el grupo arterial lateral que irriga la parte lateral de carga de la cabeza del fémur. Estos vasos epifisarios se anastomosan con los vasos metafisarios inferiores y vasos provenientes desde el ligamento redondo. El anillo arterial del cuello del fémur habitualmente son totalmente intracapsulares y, al igual que en todas las fracturas intracapsulares, el líquido articular puede interferir con el proceso de consolidación. Debido a que el cuello del fémur no tiene periostio, toda la consolidación debe ser endostal.

Estos factores, unidos al precario aporte vascular de la cabeza del fémur, hacen la consolidación impredecible y las pseudoartrosis bastantes frecuentes. (8)



5.5 FRACTURAS

Las fracturas de cadera tienen una distribución de edad bimodal, aproximadamente el 97% ocurre en pacientes mayores de 50 años de edad (la incidencia aumenta con la edad) y sólo el 3% en pacientes menores de 50 años, siendo en estos pacientes más frecuentes fracturas subtrocantéricas y basicervical, en contraste con fracturas en pacientes mayores de 50 años que usualmente ocurre en alcohólicos, pacientes con múltiples enfermedades médicas las cuales son relacionadas con la osteoporosis. (9)

5.6 CLASIFICACIÓN DE LAS FRACTURAS DEL CUELLO FEMORAL

Tres clasificaciones son comúnmente utilizadas en las fracturas de cuello femoral: estas describen la localización anatómica de la fractura, el grado de desplazamiento de los fragmentos y la dirección del ángulo de la fractura en el plano frontal.

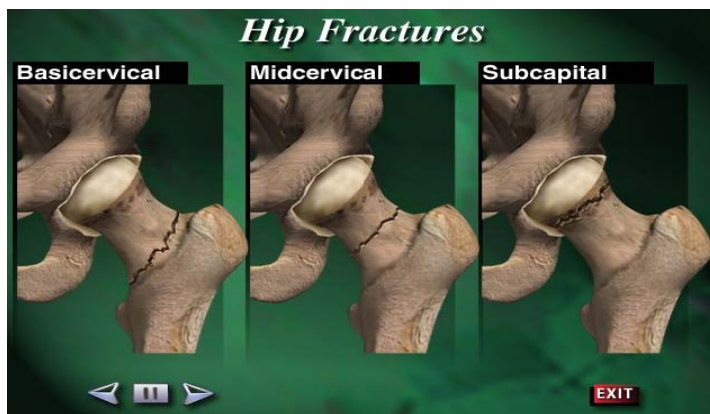
Todas estas clasificaciones son realizadas mediante el uso de estudios radiográficos rutinarios como son antero posterior y lateral de cadera.

La clasificación mayormente utilizada es la anatómica, en la que se describe la localización específica de la fractura en el cuello femoral:

1. Basicervical: localizada en la base del cuello femoral.
2. Transcervical: localizada en una distancia intermedia en el cuello femoral.
3. Subcapital: Localizada inmediatamente inferior a la cabeza femoral, Justamente distal a la porción de cabeza femoral cubierta por cartílago. Estas se subdividen en desplazadas o no.



Clasificación anatómica de las fracturas del cuello femoral.



Significado anatómico - clínico de esta clasificación: los distintos niveles de cada uno de estos tres tipos de fractura, van determinando un progresivo daño en la vascularización del cuello y la cabeza femoral. Así, en la medida que el rasgo de fractura va siendo más proximal (más cerca de la cabeza), mayor va siendo el número de arteriolas cervicales lesionadas. (10)

5.7 TERMINOLOGÍA PARA DESCRIBIR LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE UN METAL DE PRÓTESIS

1. Elongación: cantidad de deformación que produce un esfuerzo de tracción o una carga.
2. Módulo de elasticidad: medida de la rigidez o dureza de un material.
3. Límite elástico: presión máxima que puede sostener un material sin sufrir una deformación permanente.
4. Resistencia de la deformación: presión con la que termina la deformación elástica y comienza la deformación plástica.
5. Ductilidad: capacidad de un metal para soportar la deformación plástica sin romperse.
6. Tenacidad: capacidad de un material para absorber energía deformándose pero sin romperse.
7. Resistencia límite de rotura: presión máxima que puede sostener un material en una sola aplicación sin romperse.



8. Rotura por fatiga: fractura o rotura de un metal causadas por aplicaciones repetidas de cargas inferiores al límite elástico.
9. Resistencia a la fatiga: máxima carga cíclica que puede sostener un metal sin romperse, cuando es sometido a un número determinado de ciclos, por regla general 5 ó 10 millones.
10. Duración bajo fatiga: número de ciclos que puede resistir un metal sin romperse cuando es sometido a una carga cíclica determinada.
11. Límite de fatiga: para ciertos metales y condiciones de prueba, la carga cíclica que puede soportar indefinidamente un metal sin romperse. Esto también se denomina límite de duración. (11)

5.8 PRÓTESIS DE CADERA

La prótesis total o parcial de cadera es uno de los mayores adelantos de la cirugía ortopédica de este siglo. El pionero en su diseño y utilización fue Sir John Charnley, un cirujano ortopédico que, con la colaboración de un equipo de ingenieros, desarrolló la técnica y los materiales utilizados en la prótesis de cadera. Esta técnica supone la sustitución de una articulación artrósica o lesionada por una articulación artificial denominada prótesis. Un tercio de todos los reemplazos de cadera realizados en los Estados Unidos de Norteamérica son hemiartroplastías y comparados con el reemplazo total de caderas, la hemiartroplastía involucra acortar el tiempo quirúrgico y disminuir los costos médicos y protésicos. (12)

5.9 BIOMECÁNICA APLICADA

La biomecánica de la artroplastía total o parcial de cadera es distinta a la de los tornillos, las placas y los clavos usados para fijación ósea, debido a que estos últimos implantes proporcionan soporte sólo parcial y únicamente hasta que el hueso se une. Los componentes de la cadera deben soportar muchos años de carga cíclica igual a por lo menos 3-5 veces el peso corporal, y en ciertos momentos pueden estar sometidos a cargas de hasta 10-12 veces el peso del cuerpo.



Las cuatro causas principales de fracaso en la artroplastía de cadera son infección, que pueden ser de múltiples orígenes; luxación de la articulación; aflojamiento del vástago y la copa, y desgaste del polietileno.

5.9.1 FUERZA QUE ACTÚA SOBRE LA CADERA

Para describir las fuerzas que actúan sobre la articulación de la cadera, el peso del cuerpo se puede representar como una carga aplicada a un brazo de palanca que se extiende desde el centro de gravedad del cuerpo hasta el centro de la cabeza femoral (figura 2). La musculatura abductora, cuyo brazo de palanca se extiende desde la cara lateral del trocánter mayor hasta el centro de la cabeza femoral, debe crear un momento igual para mantener la pelvis nivelada durante la estancia sobre una pierna, y un momento mayor para bascular la pelvis hacia el lado de apoyo al caminar o correr. Puesto que la relación entre la longitud del brazo de palanca del peso del cuerpo y el de la musculatura abductora oscila alrededor del 2,5:1, la fuerza de los músculos abductores debe ser aproximadamente 2,5 veces mayor que el peso del cuerpo para mantener la pelvis nivelada durante la estancia sobre una pierna. La carga estimada sobre la cabeza femoral en la fase de estancia de la marcha es igual a la suma de las fuerzas creadas por los abductores y por el peso del cuerpo, y equivale a por lo menos tres veces el peso corporal; se estima que la carga sobre la cabeza femoral es aproximadamente igual durante la elevación de la pierna extendida.

5.9.2 CENTRALIZACIÓN DE LA CABEZA Y ALARGAMIENTO DEL BRAZO DE PALANCA DE LOS ABDUCTORES

Un componente integral del concepto de artroplastía de cadera propuesto por Charnley era acortar el brazo de palanca del peso corporal mediante profundización del acetábulo (centralización de la cabeza femoral), y alargar el brazo de palanca del mecanismo abductor mediante reinserción más lateral del trocánter mayor osteotomizado. Así disminuyen el momento producido por el peso del cuerpo y la



fuerza que debe ejercer el mecanismo abductor para equilibrarlo. Es preferible la re inserción lateral, en vez de distal, del trocánter mayor, puesto que puede alargar de forma significativa el brazo de palanca de los abductores. El brazo de palanca de los abductores puede estar acortado en casos de artrosis y otros trastornos de la cadera, con pérdida de parte o toda la cabeza, o acortamiento del cuello (figura 3). Ese brazo de palanca se acorta también cuando el trocánter tiene una localización posterior, como en las deformidades con rotación externa, y en muchos pacientes con luxación congénita de cadera.

5.9.3 LONGITUD Y DESPLAZAMIENTO DEL CUELLO

La reconstrucción femoral ideal reproduce el centro de rotación normal de la cabeza femoral. Esta localización está determinada por tres factores: 1) altura vertical, 2) desplazamiento medial y 3) versión del cuello femoral (desplazamiento anterior) (figura 4).

La longitud del cuello oscila típicamente entre 25-50 mm, y de modo habitual es posible un ajuste de 8-12 mm para un determinado tamaño. El desplazamiento medial es la distancia desde el centro de la cabeza femoral hasta una línea dibujada a través del eje de la parte distal del vástago.

5.9.4 DIÁMETRO DE LA CABEZA Y EL CUELLO

Si se emplea una prótesis con cabeza femoral pequeña, el diámetro del cuello debe aproximarse más estrechamente al de la cabeza para que el cuello resulte suficientemente fuerte, y el cuello tiende a chocar con el borde de la copa durante un arco de movilidad más corto (figura 5). El diámetro del cuello de un componente femoral modular es mayor que el del componente convencional si la cabeza tiene conectada una extensión o falda (figura 6).



5.9.5 COEFICIENTE Y PAR DE FRICCIÓN.

El coeficiente de fricción bajo de una cabeza metálica articulada con una copa de polietileno tiene importancia fundamental en la artroplastia total de cadera. El coeficiente de fricción es la medida de la resistencia al movimiento de un objeto sobre otro. Varía de acuerdo con los materiales empleados, el acabado de la superficie de los materiales, la temperatura y el hecho de que la prueba se haga en seco o con un fluido específico como lubricante. El coeficiente de fricción de las articulaciones normales se ha estimado entre 0,008 y 0,02. Según Walker y Bullough, el coeficiente de fricción de las articulaciones metal con metal, probadas in vivo es de aproximadamente 0,8 y el de las prótesis de metal con polietileno de alta densidad oscila alrededor de 0,02. El coeficiente de fricción de la cerámica con cerámica y la cerámica con polietileno también es baja. La combinación metal-cerámica produce un coeficiente de fricción alto. Eso conduce a desgaste del metal y, por tanto, esa combinación no se emplea. Cuando la cadera cargada se mueve a través de un arco de movilidad se produce un par de fuerzas de fricción. Ese par equivale al producto de la fuerza de fricción por la longitud del brazo de palanca; es decir, la distancia que recorre un punto de la superficie de la cabeza durante un determinado arco de movilidad (figura 7). Si dos articulaciones de cadera con cabezas de tamaño diferente se mueven a través del mismo arco de movilidad y son sometidas a la misma carga, el par de fuerza de fricción de la cabeza más pequeña será menor. Por tanto, se ha sospechado que el aumento del par de fuerza de fricción es la causa del aflojamiento de los componentes.

5.9.6 DESGASTE

Es la pérdida de material de las superficies de la prótesis como consecuencia del movimiento entre las superficies. El material se pierde en forma de residuos particulados (detritos). Existen tres tipos primario de desgaste: 1) al rasivo, por el que la superficie más dura produce surcos en el material más blando; 2) adhesivo, por el



que el material más blando es transferido como una película fina a la superficie más dura, y 3) por fatiga, la carga repetida produce fisuras y partículas bajo la superficie que más adelante se desprenden y se separan de la superficie. Los factores que determinan el desgaste son: 1) el coeficiente de fricción, 2) la dureza de los materiales, 3) la carga aplicada, 4) la distancia del deslizamiento durante cada ciclo, y 5) el número de ciclos que se repiten a lo largo del tiempo.

5.9.7 LUBRICACIÓN

Se ha asumido que el fluido sinovial actúa como un lubricante en las articulaciones normales; sin embargo, algunos investigadores sugirieron que el líquido puede no ser un lubricante esencial, sino más bien el producto de la actividad articular. En contraste, se cree que la lubricación de articulaciones artificiales representa un ejemplo del concepto de ingeniería de lubricación límite entre superficies sólidas secas, o entre dos superficies sólidas separadas por una película de fluido probablemente demasiado fina para actuar como un verdadero lubricante. El término humectabilidad describe la afinidad relativa de un lubricante por otro material.

5.9.8 TRANSFERENCIA DE CARGAS AL HUESO

El material con que está fabricado un vástago, su geometría y su tamaño, así como el método y la extensión de la fijación, alteran notablemente el patrón de transferencia de las cargas al fémur. Los vástagos más grandes fabricados con el mismo material son más resistentes, pero también son más rígidos o menos elásticos y el aumento del diámetro transversal anula cualquier beneficio real del módulo de elasticidad más bajo. Los vástagos no cementados producen generalmente tensiones en el hueso más fisiológicas que las causadas por los vástagos totalmente cementados, dependiendo del tamaño del vástago y de la extensión de la superficie porosa. La resistencia a la flexión de un vástago es proporcional a la cuarta potencia de su diámetro; por tanto, aumentos pequeños del diámetro del vástago producen



incrementos muchos mayores de la resistencia a la flexión. Cuando se emplea la fijación acetabular sin cemento, el soporte metálico es necesario para obtener la fijación esquelética. Si un componente hemisférico es de tamaño ligeramente menor que el acetábulo, la carga será transferida centralmente sobre el polo del componente, con posibilidad de crear huecos ecuatoriales entre el implante y el hueso. A la inversa, si el componente es ligeramente mayor que la cavidad preparada, la transferencia de carga ocurrirá en la periferia, con riesgo de fractura del reborde acetabular durante la implantación.

5.10 DISEÑO Y SELECCIÓN DE LOS COMPONENTES DE LAS PRÓTESIS DE CADERA

En la actualidad existen componentes femorales y acetabulares de diversos materiales y con una multitud de diseños. Ningún diseño o sistema de implante es apropiado para todos los pacientes; por tanto, el cirujano debe tener un conocimiento general de los diferentes diseños así como de sus puntos fuertes y débiles. La selección se basa en las necesidades del paciente, la duración y el nivel de actividad anticipados, la calidad y las dimensiones del hueso, la disponibilidad de implantes e instrumental apropiados y la experiencia del cirujano.

5.11 COMPONENTES FEMORALES

La función primaria del componente femoral es la sustitución de la cabeza y el cuello del fémur después de reseca el segmento artrósico, artrítico, necrótico o fracturado.

La altura (desplazamiento vertical) está determinada primariamente por la longitud básica del cuello protésico más la longitud añadida por la cabeza modular que se emplee. Cuando se utiliza cemento, la altura se puede ajustar también variando el nivel de la osteotomía del cuello femoral.



El desplazamiento horizontal depende primariamente del diseño del vástago. Los componentes femorales individuales se deben fabricar con una geometría cuello-vástago fija que determine el desplazamiento entre el centro de la cabeza y el eje longitudinal del vástago.

La versión (desplazamiento anterior) apropiada del cuello se suele obtener mediante rotación del componente dentro del conducto femoral.

5.11.1 VÁSTAGOS FEMORALES USADOS CON CEMENTO

El vástago debe de estar fabricado con superaleación de alta resistencia. La mayoría de los diseñadores prefieren la aleación de cromo-cobalto debido a que su módulo de elasticidad más alto puede reducir las cargas dentro del manto de cemento proximal. La sección transversal del vástago debe tener un borde medial ancho y preferiblemente un borde lateral más amplio para producir una fuerza de compresión en el manto de cemento proximal. Los bordes afilados producen zonas de concentración de presión local que pueden iniciar la fractura del manto de cemento y por tanto deben ser evitados. Un collar ayuda a determinar la profundidad de la inserción y puede disminuir la reabsorción de hueso en la zona medial del cuello. Las formas no circulares, como un rectángulo redondeado o una elipse, y las irregularidades superficiales, como los surcos o ranuras longitudinales, mejoran también la estabilidad rotacional del vástago dentro del manto de cemento, por ejemplo los vástagos de Spectron EF.

Los vástagos deben estar disponibles en una variedad de tamaños para permitir que ocupen aproximadamente el 80% de la sección transversal del conducto medular, con un manto de cemento óptimo de por lo menos 4 mm proximalmente y 2 mm en la porción distal. Las longitudes de los vástagos actuales oscilan entre 120 y 150 mm. Se dispone de vástagos más largos por si la cortical ha sido perforada, fracturada o debilitada por orificios de tornillos u otros dispositivos de fijación interna.

Entre los vástagos más empleados en estos casos tenemos:



- A. Charnley estándar.
- B. Muller.
- C. Aufranc-Turner.
- D. Amstutz.
- E. Harris.
- F. Matchett-Brown.
- G. Bloqueo doble Muller.
- H. Wilson-Burstein.
- I. Oh Spectron.
- J. Calandruccio Titan.
- K. Vástago de cadera CPT.
- L. Vástago de cadera PFC.



5.11.2 VÁSTAGOS NO CEMENTADOS CON SUPERFICIE POROSA

A mediados de los años 70 comenzaron a emerger problemas relacionados con la fijación de los componentes femorales mediante cemento acrílico. La preocupación primaria era la alta incidencia de aflojamiento mecánico y la extensa pérdida ósea asociada a veces con la fragmentación del cemento. Como resultado se realizaron muchas investigaciones de laboratorio y clínicas, en un esfuerzo para eliminar el cemento y conseguir la fijación biológica de los componentes femorales. Los dos requisitos para la penetración ósea son la estabilidad inmediata del implante en el momento de la cirugía y el contacto íntimo entre la superficie porosa y el hueso huésped viable. Para cumplir esos requisitos, los implantes se deben diseñar de forma que ajusten exactamente posible en la cavidad endóstica del fémur proximal. En general, la selección del tipo y el tamaño del implante, así como la técnica quirúrgica y el instrumental, requieren mayor precisión que para los vástagos cementados. Los diseños de los vástagos porosos actuales difieren en cuanto a materiales, forma, localización de la superficie porosa y rigidez. La experiencia se ha



limitado en gran parte al uso de dos materiales: 1) aleación de titanio-aluminio-vanadio con una superficie porosa de microesferas o malla de fibra de titanio comercialmente puro y 2) aleación de cromo-cobalto con una superficie de microesferas aglomerada. El titanio ha sido recomendado por muchos diseñadores debido a su biocompatibilidad superior, alta resistencia a la fatiga y el módulo de elasticidad más bajo. Sin embargo, el titanio es más sensible a las muescas que el cromo-cobalto, lo que predispone a la iniciación de fisuras a través de defectos metalúrgicos y en los puntos de unión con los revestimientos porosos. Por tanto, cuando el vástago tiene un sustrato de titanio, la superficie porosa se debe limitar a las porciones proximales más voluminosas del vástago, fuera de áreas que experimentan cargas en tensión significativas, tales como el borde lateral del vástago.

Los vástagos de prótesis total de cadera no cementados tienen dos formas básicas: anatómica y recta (figura 8). Los componentes femorales anatómicos incorporan una incurvación posterior en la porción metafisaria y un arco anterior en la porción diafisaria, correspondientes a la geometría del canal femoral. Por tanto, se necesitan vástagos distintos para el lado derecho y el izquierdo, y la anteversión debe incorporarse en el segmento del cuello. Los vástagos rectos tienen una sección transversal simétrica y sirven para ambos lados, lo que reduce el inventario (vástago de Taperloc y el H-G Multilock). El objetivo de ambos tipos de vástagos es proporcionar ajuste óptimo tanto proximal como distal, y por tanto conseguir estabilidad axial y rotacional en virtud de su forma.

Algunos nombres de vástagos no cementados con superficie porosa:

1. Vástago de cadera Precision Strata (figura 9).
2. Vástago Omnifit (figura 10).
3. Vástago Centralign (figura 11).
4. Vástago Spetron EF (figura 12).
5. Vástago recto poroso Meridian ST (figura 8).



6. Vástago anatómico PCA serie E (figura 8).
7. Vástago anatómico de Zimmer (figura 13).
8. Vástago APR II (figura 14).
9. Vástago Taperloc (figura 15).
10. Vástago H-G Multilock (figura 16).

5.11.3 COMPONENTES FEMORALES NO CEMENTADOS NO POROSOS

El análisis de componentes femorales porosos revisados por razones distintas del aflojamiento, ha demostrado que la cantidad de superficie porosa ocupada realmente por hueso es en general inferior al 10%. Este hecho ha conducido a que algunos investigadores se pregunten si la penetración ósea es realmente necesaria para la fijación del implante, dada la preocupación por la resistencia a la fatiga de los implantes porosos, la liberación de iones y la remodelación femoral adversa, se han fabricado algunos componentes femorales no cementados sin revestimiento poroso. Estos dispositivos pueden tener surcos y otras modificaciones de la superficie que proporcionen un macroentrelazado con el hueso, pero no poseen otra capacidad de fijación biológica (vástago Osteolock y Omnifit H-A).

5.12 COMPONENTES ACETABULARES

Utilizando las técnicas de cementado de los años 70, la incidencia de aflojamiento femoral parece alcanzar una meseta unos cinco años después de la cirugía. Sin embargo, la tasa de aflojamiento acetabular sigue aumentando con el transcurso del tiempo. Los componentes acetabulares se pueden clasificar como cementados, no cementados o bipolares.



5.12.1 COMPONENTES ACETABULARES CEMENTADOS

Las cúpulas originales para uso con cemento eran copas de polietileno de pared gruesa con surcos verticales y horizontales a la superficie externa para aumentar la estabilidad dentro del manto de cemento y uso de marcadores de alambres en el plástico.

Los diseños más recientes incorporan modificaciones que aseguran un manto de cemento más uniforme. Los separadores para el PMMA, normalmente de 3 mm de altura, aseguran un manto de cemento uniforme y evitan el fenómeno de desfondamiento que produce un manto de cemento fino o discontinuo (figura 17).

La fijación cementada es satisfactoria para los pacientes ancianos, con pocas demandas funcionales, y la simplicidad y el coste bajo de los componentes fabricados totalmente de polietileno los convierte en una opción atractiva para esta población.

5.12.2 COMPONENTES ACETABULARES NO CEMENTADOS

La mayoría de los componentes acetabulares no cementados tienen revestimiento poroso sobre toda su circunferencia para favorecer la penetración ósea. Difieren en cuanto a los medios de estabilización inicial. La fijación del componente acetabular con revestimiento poroso mediante tornillos transacetabulares se ha hecho popular, pero conlleva ciertos riesgos para los vasos y vísceras intrapélvicas, y requieren instrumentos flexibles para insertar los tornillos (figura 18). Los tetones y las puntas introducidos en cavidades preparadas en el hueso, proporcionan cierta estabilidad rotacional, pero menor que la obtenida con tornillos (figura 19). Otros componentes tienen un reborde periférico agrandado que se puede encajar a presión sin necesidad de dispositivos de fijación auxiliares (figura 20).



En pacientes con un gran defecto óseo segmentario superior, la cavidad acetabular resultante es elíptica en vez de hemisférica, y se pueden utilizar un implante bilobulado u oblongo en vez de un gran injerto estructural o de recurrir a la colocación excesivamente alta de un componente hemisférico (figura 21).

5.12.3 COMPONENTES BIPOLARES

Bateman en 1974 y Giliberty 11 años más tarde describieron la endoprótesis bipolar o universal, un paso intermedio entre la endoprótesis tipo Moore y la prótesis total de cadera. La endoprótesis bipolar consiste en una copa acetabular metálica y una pieza interna de polietileno con ajuste mediante encaje, para articularse con una prótesis femoral con cabeza de 22 a 32 mm de diámetro. La base racional era que la erosión y la protrusión del acetábulo disminuirían debido a la existencia de movimiento entre la cabeza metálica y la pieza de polietileno (articulación interna), así como entre la copa metálica y el acetábulo (articulación externa) (figura 22).

5.13 VÍAS DE ABORDAJE Y TÉCNICAS QUIRÚRGICAS

Las vías de abordaje y las técnicas usadas para la artroplastia total de cadera han experimentado numerosas variaciones. Tal hecho está de acuerdo con la tendencia natural de los cirujanos a individualizar las operaciones según su experiencia clínica y su formación. Las vías de abordaje difieren principalmente en lo que respecta a si el paciente es operado en posición lateral o supina, si se realiza habitualmente una osteotomía del trocánter mayor o si la cadera se luxa en sentido anterior o posterior. La elección de la vía de abordaje específica para la artroplastia de cadera depende de gran parte de las preferencias personales y la formación del cirujano. En realidad, prácticamente todos los componentes femorales y acetabulares se pueden implantar de forma correcta a través de diferentes vías de abordaje, siempre que se obtenga una exposición adecuada. A continuación se mencionan los diferentes tipos de abordajes utilizados en general para cualquier reemplazo de cadera.



Abordajes anteriores:

1. Smith-Petersen.
2. Somerville.

Abordajes Anterolateral:

1. Smith-Petersen modificado.

Abordaje Lateral:

1. Watson-Jones.
2. Harris.
3. Hardinge-Bauer.

Abordaje Posterolateral:

1. Gibson.

Abordaje Posterior:

1. Osborne.
2. Moore. (11).

La técnica original de Charnley usaba el abordaje anterolateral con el paciente en decúbito supino, osteotomía del trocánter mayor y luxación anterior de cadera. Esta metodología se usa mucho menos ahora debido a problemas relacionados con la reinserción del trocánter mayor. Amstutz defendió la vía anterolateral con osteotomía del trocánter mayor, pero con el paciente en posición lateral en vez de supina.

El abordaje lateral directo de Hardinge se realiza con el paciente en posición supina o lateral. Una incisión con división muscular a través del glúteo medio y del glúteo menor, permite la luxación anterior de la cadera y ofrece una exposición acetabular excelente.



El abordaje posterolateral con luxación posterior de la cadera requiere la colocación del paciente en posición lateral, pero no precisa osteotomía rutinaria del trocánter mayor. Esta vía no compromete la función abductora, pero puede ser difícil la exposición de la cara anterior del acetábulo. La tasa de luxación postoperatoria es más alta con el abordaje posterolateral que con el anterolateral o el lateral directo. (12)

5.14 DESCRIPCIÓN

La cadera es esencialmente una esfera y una cavidad articular, que unen la "bola" en la cabeza del hueso fémur con el acetábulo del hueso coxal. Para reemplazar el hueso dañado en la articulación de la cadera se implanta quirúrgicamente una prótesis total o parcial de cadera.

La prótesis de cadera consta de:

- Una cavidad que reemplaza la cavidad de la cadera. Por lo general, es plástica, aunque en algunos centros se está intentando con otros materiales como cerámica y metal.
- Una esfera metálica o de cerámica que reemplaza la cabeza femoral fracturada.
- Un tallo metálico que se adhiere al cuerpo del hueso para agregarle estabilidad a la prótesis

Si la cirugía es una "*hemiartroplastía*", el único hueso que se reemplaza con una prótesis es la cabeza del fémur.

Se hace una evaluación pre-operatoria minuciosa de la cadera para determinar si la persona puede ser candidata para un procedimiento de reemplazo de cadera. El médico evalúa el grado de discapacidad, impacto sobre el estilo de vida y condiciones médicas preexistentes, así como una evaluación de la función pulmonar y cardiaca.



La cirugía se realiza bajo anestesia general o raquídea. El cirujano ortopedista hace una incisión, por lo general, a lo largo de los glúteos para exponer la articulación de la cadera. Luego, se recorta y se retira la cabeza del fémur. A continuación, se limpia el acetábulo y con un instrumento llamado ensanchador se retira todo el cartílago y hueso artrítico restantes.

Se implanta el nuevo acetábulo, después se inserta el tallo metálico dentro del fémur. Los componentes artificiales se fijan en su sitio, algunas veces con un cemento especial. Luego se reubican los músculos y los tendones contra el hueso y se cierra la incisión.

La persona regresa de la cirugía con un apósito grande en la cadera. Durante la cirugía se coloca un pequeño tubo de drenaje para ayudar a extraer el exceso de líquido del área articular. Así mismo, muchos cirujanos colocan un inmovilizador de rodilla o un cojín especial entre las piernas en el quirófano para prevenir una dislocación de la cadera. (13)

5.15 TIPOS DE PRÓTESIS

Existen muchos tipos de prótesis de cadera, en general se pueden clasificar según la forma en que se fijan al hueso del paciente y según el material del que están hechos la cabeza del fémur y la copa acetabular.

Según la forma en que se unen al hueso del paciente, se habla de prótesis cementadas y no cementadas. Las prótesis cementadas se unen al hueso del paciente por medio de un cemento acrílico, parecido al utilizado en odontología. Las prótesis no cementadas se fijan al hueso del paciente por contacto directo con el sitio donde se colocan ya sea el fémur o el acetábulo y su estabilidad depende del crecimiento del hueso del paciente en su superficie.

Según el tipo de material del que estén hechos la cabeza del vástago femoral y la copa acetabular. Estas pueden ser:



- prótesis metal-metal, si la cabeza y el acetábulo son metálicos.
- polietileno-cerámica, si el acetábulo es de polietileno y la cabeza es de cerámica.
- cerámica-cerámica, si ambos componentes son de cerámica.

La decisión de que tipo de prótesis utilizar debe ser tomada según las características de cada paciente por el ortopedista especialista en reemplazos articulares.

5.16 TIPOS DE ARTROPLASTÍA

- Artroplastía total: donde se reemplazan los dos componentes de la articulación.
- Artroplastía parcial: donde se reemplaza solamente el componente femoral.
- Artroplastía de interposición: donde se retira la cabeza femoral y se quita el cartílago acetabular sin colocar ningún implante. se puede colocar tejido del paciente para que no haya contacto entre los componentes óseos, esta cirugía se limita a pacientes que están severamente enfermos y que no son candidatos para otro procedimiento.
- Artroplastía bipolar: es un tipo especial de artroplastia parcial donde el componente femoral tiene la cabeza dentro de una copa en la que gira.
- Artroplastía cementada: es en la que se fijan los componentes con un tipo especial de cemento quirúrgico llamado Metil Metacrilato.
- Artroplastía no cementada: es en la que el implante se adhiere directamente al hueso.
- Artroplastía híbrida: es en la que sólo se le coloca cemento a uno de los dos componentes, generalmente el fémur. (14)



Algunos motivos de reemplazo de la articulación de la cadera son:

- Edad fisiológica avanzada, asociadas a enfermedades locales o sistémicas. Debe reservarse para pacientes mayores de 70 años de edad o más con una expectativa de vida no mayor de 10 a 15 años.
- Fracturas-luxaciones de la cabeza del fémur.
- Dolor en la cadera que no responde a una terapia conservadora (medicación con antiinflamatorios no esteroides AINE durante seis meses o más).
- Osteoartritis o artritis de la cadera diagnosticada a través de radiografía.
- Incapacidad para trabajar, dormir o movilizarse debido al dolor en la cadera.
- Movimientos incontrolados como pacientes con crisis convulsivas, terapia de electrochoque y con enfermedad de Parkinson.
- Prótesis floja de la cadera. (15)
- Algunas fracturas de la cadera (fracturas del cuello femoral). Recordando que las fracturas de cadera pueden ser producto de un trauma mayor o de uno menor. En los pacientes ancianos con huesos debilitados por la osteoporosis una fractura de cadera puede ocurrir con relativamente poco trauma y hasta caminando.
- Pacientes que probablemente no soportarían dos operaciones.
- Tumores en la articulación de la cadera. (16)

Las ventajas de la sustitución protésica pueden resumirse en:

1. Permite la carga inmediata para devolver a los pacientes a la actividad y ayuda a evitar las complicaciones del encamamiento y la inactividad.
2. Como procedimiento primario, elimina la necrosis avascular y la pseudoartrosis como complicaciones.
3. Reduce la incidencia de re-operación comparada con la fijación interna.



Las desventajas reconocidas del uso de prótesis son las siguientes:

1. Una vez desechada la cabeza y cuello del fémur a favor de un implante metálico, cuando existe un fallo mecánico o infección los procedimientos de rescate son complicados.
2. Se requiere mayor exposición y la pérdida hemática es mayor.

Indicaciones para las prótesis:

1. Alto desplazamiento de fracturas subcapitales.
2. Fractura de cuello conminuta y desplazada.
3. Fractura irreducible del cuello femoral.
4. Fractura patológica intracapsular.
5. Osteopenia Severa.
6. Enfermedades Asociadas: Parkinson, Hemiplejia, etc.

Según el tipo de prótesis, calidad ósea y criterios específicos, las prótesis pueden ser cementadas o sin cementar.

INDICACIONES PARA UTILIZACIÓN DE CEMENTO:

En el fémur, la decisión de cementar o no, se debe tomar en función su morfología y calidad ósea.

Dorr definió como istmo del calcar la porción del canal medular al nivel del trocánter menor. Es uno de los parámetros que podemos utilizar como guía para la selección del implante a nivel femoral, sea éste cementado o no; para hallarlo, tomamos en una radiografía AP la distancia bicortical externa a nivel del trocánter menor y la dividimos por la medida en milímetros de la distancia bicortical interna 7 centímetros distal a dicha medición.



Aquellos valores mayores de 2,7 son óptimos para el uso de componentes no cementados, mientras que índices menores a 2,3 indican la pobre calidad del fémur proximal para adoptar un vástago diferente a los tradicionales tallos cementados.

Otros datos a tomar en cuenta son:

1. Osteoporosis severa del fémur proximal.
2. Fractura patológica de la cabeza o cuello femoral.
3. Necrosis avascular de la cabeza femoral. (16)

FIJACIÓN CEMENTADA LADO FEMORAL

Grados de la cubierta de cemento en artroplastia

Grado	Aspecto radiográfico
A	Llenado completo parte proximal del canal medular de la diáfisis, ausencia de distinción entre cortical y cemento.
B	Distribución completa, pero pueden diferenciarse el hueso cortical y el cemento en algunas áreas.
C1	Línea radiotransparente amplia de más de un 50% de la interfase de cemento-hueso o vacíos en el cemento.
C2	Cubierta fina menor de 1 mm, defecto en la cubierta en que el metal está en contacto directo con el hueso cortical.
D	Deficiencias manifiestas de la cubierta de cemento.

Entonces, los implantes femorales grado C2 tienen un aflojamiento aséptico

Significativamente superior a los de los grupos A, B Y C1. (17)

5.17 CONTRAINDICACIONES

Son contraindicaciones absolutas:

- Infección local o sistémica.
- Otras condiciones médicas que aumenten el riesgo de complicaciones perioperatorias o muerte.



- Afecciones neurológicas que afecten significativamente la deambulación, debilidad muscular permanente o irreversible en ausencia de dolor.

Son contraindicaciones relativas:

- Obesidad mórbida (más de 136 kilogramos o 300 libras).
- Tabaquismo.
- Artropatía neuropática (Charcot).
- Ausencia de músculos abductores de la cadera.
- Enfermedades neurológicas progresivas.

5.18 RIESGOS

- Coágulos sanguíneos en las piernas (trombosis venosa profunda) que se pueden desprender y trasladarse a los pulmones (émbolo pulmonar).
- Neumonía
- Infección que requiere la extracción de la prótesis.
- Dislocación de la prótesis.
- Formación de hueso heterotópico (crecimiento de hueso extra que puede causar rigidez).

5.19 COMPLICACIONES

La mayor complicación potencial de una prótesis total de cadera es la infección. Puede ocurrir justo en la zona de la herida o en profundidad alrededor de la prótesis. Puede ocurrir durante la estancia hospitalaria o una vez el paciente se halla en su casa. La infección de la herida suele tratarse con antibióticos. Las infecciones profundas requieren tratamiento quirúrgico y retirada de la prótesis.

Puede producirse una infección por diseminación de una infección en otra localización del organismo. Para prevenir este tipo de infecciones, las personas portadoras de prótesis total deben tomar antibióticos antes de ser sometidas a una



limpieza dental así como otros tipos de cirugía. Si se produce una infección debe ser tratada con antibióticos.

Hay otras complicaciones que están directamente relacionadas con la implantación de una prótesis:

Dolor: la localización del dolor es importante para identificar su origen, un dolor inguinal sugiere aflojamiento del componente acetabular y un dolor en el muslo o la rodilla sugiere aflojamiento del componente femoral.

Aflojamiento: Es el problema mecánico más frecuente tras la implantación de una prótesis. Produce dolor y, si el aflojamiento es importante, puede ser necesario sustituir la prótesis por otra. Nuevos métodos para fijar la prótesis al hueso pueden minimizar o eliminar este problema en un futuro.

Luxación: Esta complicación suele producirse poco después de la intervención. En la mayoría de casos el cirujano puede colocar la prótesis en su sitio manualmente. Raramente se requiere otra intervención. Tras una luxación puede colocarse una férula, durante algunas semanas, con la finalidad de mantener la articulación estable.

Desgaste: Suele producirse lentamente. Puede contribuir al aflojamiento pero raramente es necesario intervenir a causa del desgaste por sí solo.

Rotura: La rotura del implante es muy rara. Si ocurre es necesaria una segunda intervención.

Osteólisis: es una complicación frecuente cuando no se usa cemento en el componente protésico.

Infección: después de una artroplastia puede no producirse los síntomas clásicos de fiebre y escalofríos, y la exploración física del paciente puede no detectar tampoco signos de calor, rubor o formación de trayectos fistulosos con drenaje, antes la sospecha es necesario aspiración de la cadera.



Osificación heterotópica: es una formación de hueso atípica en el musculo o el tejido conjuntivo tras una artroplastia. La prevalencia descrita tras la intervención oscila entre el 2 o 3 y el 90 %.

Lesión nerviosa: Raramente se lesionan los nervios próximos a la articulación intervenida. Esto ocurre en los casos en los que el cirujano debe corregir una articulación muy deformada para colocar la prótesis. Con el tiempo se suele recuperar la función nerviosa.

Tromboembolismo: es la complicación más seria relacionada con la artroplastia de cadera, constituye la causa más común de muerte durante los tres mese siguientes de la cirugía y es responsable de más del 50 % de la mortalidad postoperatoria tras artroplastia. Sin profilaxis, después de la sustitución de cadera se producen trombosis venosas hasta en el 40 al 70 % de los pacientes y la incidencia de embolismo fatal es de 2 % aproximadamente.

Entre los factores de riesgo tenemos: episodio previo de TVP, cirugías venosas, operaciones ortopédicas anteriores, edad avanzada, neoplasias, insuficiencia cardiaca, inmovilización, obesidad, uso de anticonceptivos y pérdida sanguínea excesiva y transfusión.

El diagnóstico se basa por la presencia de dolor e hipersensibilidad en la pantorrilla y el muslo, signo de Homans positivo, tumefacción unilateral y eritema en la pierna, febrículas y taquicardia con dolor torácico.

El tratamiento se inicia la noche anterior a la intervención o la noche de la cirugía, y la dosis se ajusta diariamente para mantener el tiempo de protrombina en 15 a 17 segundos, una relación INR de aproximadamente 2. (18)



5.20 PRECAUCIONES ESPECIALES

La articulación nueva tiene un rango limitado de movimiento. Se deben tomar las siguientes precauciones para evitar el desplazamiento de la articulación:

- Evitar cruzar las piernas o los tobillos aun cuando está sentado, de pie o acostado.
- Mantener los pies separados a una distancia de 15 centímetros o 6 pulgadas mientras está sentado.
- Mantener las rodillas por debajo del nivel de las caderas mientras está sentado. Se deben evitar las sillas muy bajas y se sugiere sentarse sobre una almohada para mantener las caderas más altas que las rodillas.
- Levantarse de la silla deslizándose hacia el borde y utilizando luego el caminador o las muletas como sostén.
- Evitar doblar la cintura. El paciente puede comprar un calzador de mango largo para ponerse o quitarse los zapatos, lo mismo que un adminículo especial para quitarse y ponerse los calcetines sin tener que doblar la cintura. También se puede usar un dispositivo extensible para recoger o agarrar objetos que no estén al alcance de la mano.
- Colocar una almohada entre las piernas cuando esté en cama para mantener la cadera en la alineación adecuada. Se puede utilizar una almohada especial abductora o una tablilla para mantener la cadera con la alineación correcta.
- Puede ser necesaria la utilización de una taza de inodoro elevada para mantener las rodillas en un nivel inferior al de la cadera cuando se utiliza el inodoro. (19)

5.21 RECUPERACIÓN EN CASA

- Siga las instrucciones de su médico.
- Evite cualquier presión en la cadera afectada, al igual que en la incisión.



- No cruce las piernas, no doble las caderas y no esté sentado por más de una hora.
- Mantenga la incisión seca y limpia, Inspecciónela diariamente.
- Notifique cualquier enrojecimiento de la piel o supuración a su doctor.
- Trabaje con el fisioterapeuta u otro profesional de la salud para rehabilitar su cadera.
- Póngase un mandil o delantal con bolsillos, para cargar cosas en su casa. Esto le mantiene las manos libres para usar sus muletas o mantener su balance al caminar.
- Use un palo largo para apagar o prender las luces, o para alcanzar cosas que estén lejos de usted.
- Asegúrese de usar una taza (toilet) de baño que sea alta, y con agarraderas. Estos aparatos le pueden ser proporcionados desde el hospital, o le pueden decir dónde comprarlos. Puede también usar una silla de plástico en la bañera, al igual que un tapete de plástico, para facilitar su aseo y prevenir caídas. (19)



VI. DISEÑO METODOLÓGICO

6.1 *Tipo de estudio:* Estudio descriptivo de tipo transversal.

6.2 *Área y periodo de estudio:* Departamento de Ortopedia y Traumatología hospital Escuela Oscar Danilo Rosales Argüello (HEODRA), en el período de 2007 - 2009.

6.3 *Fuente:* Es primaria, previo diseño con un instrumento de preguntas abiertas y cerradas, y para su manejo se diseñara una base de datos en Access para Windows.

6.4 *Instrumento:* para el levantamiento de la información se creó una ficha conformada por los aspectos socios demográficos, frecuencia de lesiones, complicaciones, uso de prótesis, días pre quirúrgico y evolución del mismo. El instrumento también contempla una escala funcional contemplada como satisfactoria 70 % a más y no satisfactoria menor de 69 %. (Ver Anexos).

6.5 *Población de estudio:* Todo paciente mayor de 40 años que ingresa al Departamento de Ortopedia y Traumatología durante el periodo de estudio con fracturas de cuello femoral y otras patologías que ameritan prótesis de cadera ingresados al Departamento de Ortopedia y Traumatología al HEODRA en el periodo de estudio.

6.6 *Procedimiento de recolección de datos:* Se realizó un instrumento previamente diseñado, para validar este instrumento fueron seleccionados 10 expedientes del archivo de admisión del Hospital HEODRA para constatar que los datos requeridos corresponden la información según lo propuesto, realizado por el investigador, el que posteriormente se encargó de recolectar la información.



6.7 *Plan de tabulación y análisis:* Los datos fueron introducidos en programa Epi-info 6.0, digitándose la información, posteriormente se revisaron y analizaron mediante una frecuencia simple, se obtuvo el promedio de la edad y el porcentaje del resto de las variables.

6.8 *Ética:* El estudio cuenta con la aprobación del comité de ética, se adjunta la carta correspondiente. (Ver anexos).



VII. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

Número	Variable	Concepto	Unidad/medida	Escala
1	Sexo	Características biológicas que distinguen al hombre de la mujer.		Femenino. Masculino.
2	Edad	Tiempo transcurrido desde el nacimiento hasta su intervención quirúrgico.	años	40 a 44. 45 a 49. 50 a 54. 55 a 59. 60 a 64. 65 a 69. 70 a 74. 75 a 79. 80 a 84. 85 a 89. ≥ a 90.
3	Motivo de prótesis de cadera	Factor que orienta a uso de material.		Fracturas. Edad senil. Artrosis de cadera. Osteoartritis. Enfermedades sistémicas. Tumores de cadera. Otras.



Número	Variable	Concepto	Unidad/medida	Escala
4	Tipos de prótesis	Dispositivo artificial para el reemplazo de una cadera fracturada.		Nombre del tipo de prótesis.
5	Abordaje Quirúrgico.	Vía quirúrgica utilizada para realizar el procedimiento.		Anterior. Posterior. Lateral. Anterolateral. Posterolateral.
6	Complicaciones.	Proceso anómalo que presentan posterior a una APC. (artroplastia parcial de cadera)		Infección. Aflojamiento. Ruptura. Desgaste. Luxaciones. Lesiones nerviosas.
7	Seguimiento post-quirúrgico	Tiempo Que el Paciente fue valorado por la consulta externa.	Seguimiento en consulta externa según sus citas.	Según la escala de Harris Satisfactorio \geq de 71pts. Insatisfactorio \leq 70 pts.



Número	Variable	Concepto	Unidad/medida	Escala
8	Días de estancia pre quirúrgica	Días de hospitalización que transcurrieron antes que se realizó la artroplastia.	Días	Menor a 72 Hr. Mayor a 72 Hr.
9	Utilización de cemento	Necesidad de cementar una prótesis dado por la osteopenia.	Índice de Dorr	Si No



*Evolución Clínica de Pacientes Sometidos a Artroplastia de Cadera.
HEODRA 2007 – 2009.*

Número	Variable	Concepto	Unidad/medida	Escala
10	Resultado Funcional	Resultados funcionales en el post-quirúrgico.	Escala Funcional de Cadera de Harris. Grado de aceptación que refiere el paciente, medidos en puntos.	Satisfactoria: Excelente 91 a 100. Bueno 81 a 90. Moderado 71 a 80. No satisfactoria: Pobre 61 a 70. Fallido ≤ 60.



VIII. RESULTADOS

CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS DE LOS PACIENTES SOMETIDOS A ARTROPLASTIA DE CADERA

El presente estudio comprende el periodo 2007 a 2009, con un total de población estudiada de 28 pacientes, lo que se distribuyeron en un 82.1 % para sexo femenino, 71.4 % procede del área urbana, y la mayoría se encuentra en una edad entre 65 a 69 años con un 25.0 %, seguida de la 75 a 79 años de edad con un 21.4 %., teniendo un promedio de 75. Cuadro 1.

CUADRO 1. Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastia de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según características socio-demográficas.

VARIABLES	FRECUENCIA	PORCENTAJE (%)
SEXO		
MASCULINO	5	17.9
FEMENINO	23	82.1
TOTAL	28	100.0
PROCEDENCIA		
URBANA	20	71.4
RURAL	8	28.6
TOTAL	28	100.0
EDAD EN AÑOS		
40 – 44	1	3.6
45 – 49	1	3.6
50 – 54	0	0
55 – 59	0	0
60 – 64	1	3.6
65 – 69	7	25.0
70 – 74	4	14.3
75 – 79	6	21.3
80 – 84	4	14.3
85 – 89	4	14.3
Mayor a 90	0	0.0
TOTAL	28	100.0



FRECUENCIA DEL TIPO DE LESIÓN ANATÓMICA Y DE LAS DISTINTAS PATOLOGÍAS QUE AMERITARON PRÓTESIS DE CADERA

La frecuencia hospitalaria estudiada (2007 a 2009) para los pacientes que ameritaron prótesis de cadera por fracturas de cuello femoral u otras patologías se encontró que oscila entre 1.02 y 2.50 %. Cuadro 2.

CUADRO 2. Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según frecuencia por año en relación al total de ingresos en pacientes mayores de 40 años.

AÑO	TOTAL	CASOS	FRECUENCIA (%)
2007	681	7	1.02
2008	640	16	2.50
2009	654	13	1.98
Total de casos ingresados al servicio de ortopedia: mayores de 40 años.			

En cuanto a la lesión anatómica del cuello femoral la que más predominó fue la basicervical con 60.7 %. El tipo de prótesis utilizadas fue Thompson 50.0 %, y Moore 42.9 %. Cuadro 3.

CUADRO 3. Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según su causa y tipo de material utilizado.

CAUSA Y MANEJO	FRECUENCIA	PORCENTAJE (%)
CAUSA		
FRACTURA BASICERVICAL	17	60.7
FRACTURA TRASCERVICAL	7	25.0
OTRAS	04	14.3
TOTAL	28	100.0
MATERIAL O MÉTODO		
PRÓTESIS THOMPSON	14	50.0
PRÓTESIS A. MOORE	12	42.9
PRÓTESIS TOTAL	2	7.1
TOTAL	28	100.0



Se utilizó cemento en el 82.1 % de los pacientes, basados únicamente en aquellos que se sometieron a la cirugía. Cuadro 4.

CUADRO 4. Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según la utilización de cemento.

USO DE CEMENTO	FRECUENCIA	PORCENTAJE (%)
SI	23	82.1
NO	05	17.9
TOTAL	28	100.0

SE BASA SOLO EN LOS OPERADOS COMO UN 100 %.

De los diferentes tipos de abordaje el que más se utilizó fue el posterior con un 50.0 %. Cuadro 5.

CUADRO 5. Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según el tipo de abordaje utilizado.

TIPO DE ABORDAJE	No	PORCENTAJE (%)
POSTERIOR	14	50.0
POSTEROLATERAL	11	39.3
ANTEROLATERAL	03	10.7
TOTAL	28	100.0



FRECUENCIAS DE LAS COMPLICACIONES QUE MÁS OCURRIERON EN LA EVOLUCIÓN DE LOS PACIENTE

Durante la evolución de los pacientes se observó que 82 % de los pacientes sometidos a la cirugía no presentaron ninguna complicación como se muestra en el cuadro 6.

CUADRO 6. Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según complicaciones presentes en el estudio.

COMPLICACIONES	FRECUENCIA	PORCENTAJE (%)
SIN COMPLICACION	23	82.0
ANEMIA POSTQUIRÚRGICA	1	3.6
SEPSIS DE HERIDA	1	3.6
FRACTURA TRANS- OPERATORIA	1	3.6
VALGO DE CADERA	1	3.6
LUXACIÓN POSTERIOR	1	3.6
TOTAL	28	100.0

TIEMPO DE ESPERA Y SU CONDICIÓN EVOLUTIVA

El periodo de estancia hospitalaria previo a la realización del procedimiento quirúrgico resultó ser 85.7 %, mayor a 72 horas. Cuadro 7.

CUADRO 7. Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según días pre quirúrgicos de espera.

DÍAS PREQUIRÚRGICO	FRECUENCIA	PORCENTAJE (%)
MENOR DE 72 HORAS	4	14.3
MAYOR DE 72 HORAS	24	85.7
TOTAL	36	100.0



En cuanto al resultado final de la evolución de los pacientes el 82.1 % tuvieron un final satisfactorio. Cuadro 8.1

CUADRO 8. Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según la evolución b la basada en la escala de Harris.

ESCALA DE HARRIS	FRECUENCIA	PORCENTAJE (%)
EXCELENTE	1	3.6
BUENO	5	17.8
MODERADO	17	60.7
POBRE	5	17.9
FALLIDO	0	0.0
TOTAL	28	100.0

CUADRO 8.1 Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según la evolución de la escala de Harris como satisfactorio y no satisfactorio.

EVOLUCIÓN	FRECUENCIA	PORCENTAJE (%)
SATISFACTORIA	23	82.1
NO SATISFACTORIA	5	17.9
TOTAL	28	100.0

En relación a los resultados obtenidos sobre la evolución de los mismos se encontró que los del área rural tuvieron evolución satisfactoria mayor (80.0 %) que la urbana (57.7 %). Sin embargo hay una situación que hay que hacer notar de la evolución insatisfactoria que ocurre tanto sea urbana como rural. Cuadro 9.



*Evolución Clínica de Pacientes Sometidos a Artroplastia de Cadera.
HEODRA 2007 – 2009.*

CUADRO 9. Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según procedencia y evolución final de la escala de Harris.

PROCEDENCIA	SATISFACTORIA				TOTAL	
	Nº	%	Nº	%	Nº	%
URBANA	14	70.0	6	30.0	20	100
RURAL	8	100.0	0	0.0	8	100
TOTAL	22	78.6	6	21.4	28	100

En cuanto a la evolución de los pacientes teniendo en cuenta su sexo, el 100.0 % de los varones presentaron una mejor evolución que las mujeres 74.0 %. Cuadro 10.

CUADRO10. Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según sexo y evolución final de la escala de Harris.

SEXO	SATISFACTORIA		INSATISFACTORIA		TOTAL	
	Nº	%	Nº	%	Nº	%
MASCULINO	5	100.0	0	0.0	5	100.0
FEMENINO	17	74.0	6	26.0	23	100.0
TOTAL	22	78.6	6	21.4	28	100.0

Con respecto al tipo de prótesis, se obtuvo un resultado satisfactorio para la prótesis Austin Moore de 83.3 % y Thompson 78.6 %. Cuadro 11.



*Evolución Clínica de Pacientes Sometidos a Artroplastia de Cadera.
HEODRA 2007 – 2009.*

CUADRO 11. Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según tipo de material y evolución final de la escala de Harris.

PRÓTESIS	SATISFACTORIA		INSATISFACTORIA		TOTAL	
	Nº	%	Nº	%	Nº	%
THOMPSON	11	78.6	3	21.4	14	100.0
AUSTIN MOORE	10	83.3	2	16.7	12	100.0
PRÓTESIS						
TOTAL	1	50.0	1	50.0	2	100.0
TOTAL	22	78.6	6	21.4	28	100.0

En el cuadro 12 se refleja que en los pacientes que no se uso cemento tuvieron una evolución satisfactoria del 100.0 % y un grado de evolución insatisfactoria de 21.7 % al cemento.

CUADRO 12. Evolución Clínica de Pacientes sometidos a Artroplastía de Cadera en el HEODRA, Departamento de Ortopedia y Traumatología en el Período Comprendido entre 2007 - 2009, León, Nicaragua según uso de cemento y evolución final de la escala de Harris.

USO DE CEMENTO	SATISFACTORIA		INSATISFACTORIA		TOTAL	
	Nº	%	Nº	%	Nº	%
SI	18	78.3	5	21.7	23	100.0
NO	5	100.0	0	0.0	5	100.0
TOTAL	23	82.1	5	17.9	28	100.0



IX. DISCUSIÓN

CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS DE LOS PACIENTES SOMETIDOS A ARTROPLASTIA DE CADERA

Al analizar la situación demográfica de los pacientes del estudio en cuestión se deduce que más de la tercera parte requirieron artroplastia de cadera que se ubica en las personas mayores del sexo femenino y de la zona urbana, se considera que las personas han tenido accesibilidad al servicio especializado y recursos hospitalarios. Cabe señalar que el paciente se va sometido a la compra del material protésico, lo que representa un esfuerzo económico considerando la situación de crisis nacional para la familia.

Se ha revisados estudios que mencionan que la situación socio demográficas de estos pacientes son muy similares a la nuestra que están relacionados con la población mayor de 50 años aumentándosele los factores de riesgo de la edad, como la osteopenia, a su vez mantiene la mayor frecuencia en el sexo femenino encontrando una relación 3:1 como lo plantea algunos estudios, siendo la causa de esto la osteopenia mayormente marcada en el sexo femenino, lo que esta determinado por la inactividad, factores hormonales, mayor promedio de años de vida del sexo femenino como lo reporta American Academy of Orthopaedic Surgeons volumen 6, James H. Beaty, MD; editor. (20)

FRECUENCIA DEL TIPO DE LESIÓN ANATÓMICA Y DE LAS DISTINTAS PATOLOGÍAS QUE AMERITARON PRÓTESIS DE CADERA

En el estudio se encontró que la frecuencia la es mayor en el año 2008 desconociendo el motivo del aumento de los mismos, pensando que se deba al aumento de actividad que las personas tienen en el hogar, debido a la situación económica que se vive actualmente o al riesgo que puede aparecer ante un aumento



de incidencia de lluvia. La media anual para este periodo es de 1.8 %, según Bruce D. Browner en su artículo trauma esquelético (1998) encontró una incidencia anual de 11%. (4).

En el hospital HEODRA el problema de fractura basicervical se ha resuelto principalmente con la prótesis de Thompson en el que el uso del cemento ha sido empleado para fijar el material por el tipo de diseño y edad del paciente, según Campbell reporta la importancia del uso de cemento en personas mayores de edad por la calidad ósea que conllevaría a largo plazo a una evolución aceptable. Se hace notar que otro procedimiento empleado es el de la prótesis Austin Moore en condiciones donde se conserva cuello femoral. (8)

El uso de cemento en estas personas se ve en más de 2/3 tercio de la población lo que puede estar relacionado por la edad y el tipo de prótesis, siendo diferente al estudio realizado en el Hospital Lenin Fonseca para el periodo 2001 – 2006, en que el 25.2 % el uso ha sido más en el hospital HEODRA, tomando en cuenta que varía según el tipo de paciente y experiencia del cirujano. (21)

En relación al tipo de abordaje de elección en la cadera la Campbell señala que depende en mayor parte de las preferencias personales y la formación del cirujano, siempre que se obtenga una exposición adecuada, la mayoría de los cirujanos refieren que es mejor utilizar el abordaje anterolateral para realizar osteotomía del trocánter mayor y luxación anterior, pero en el presente estudio el que más se utilizó fue el abordaje posterolateral seguido del posterior y un 8.3 % el anterolateral, lo que demuestra y explica la decisión del abordaje del cirujano y su experiencia ya que no solo un cirujano opera en el HEODRA sino que son varios y cada quien tiene experiencia en cada uno y como lo dice la literatura que publica la Universidad de Cochrane que no está demostrado que en la cirugía de reemplazo de cadera se encuentre un abordaje ya comprobado que sea el ideal. (8)



FRECUENCIAS DE LAS COMPLICACIONES QUE MÁS OCURRIERON EN LA EVOLUCIÓN DE LOS PACIENTE

La mayoría de la población que se estudió no presentó complicación alguna, lo que es positivo para los servicios de salud que brinda el hospital demostrando la calidad del servicio, aunque si bien es cierto se presentó 18 % en general de las complicaciones, en su mayor parte están estrechamente a la experiencia del cirujano y condición del paciente encontrando las siguientes: anemia postquirúrgica, sepsis de herida, fractura trans-operatoria, valgo de cadera y luxación posterior.

Al comentar cada una de ellas encontramos que la anemia postquirúrgica es producto del mayor tiempo quirúrgico que permanece el paciente alrededor de más de 2 horas, en el caso de la sepsis de herida se encontró un caso pudiendo relacionarse con la manipulación del tejido, tiempo quirúrgico y condiciones del quirófano como lo refleja Campbell que se puede esperar entre un 6.8 % a 11 %.

En lo que respecta a la fractura intraoperatoria se presentó un caso, refiriendo Campbell que se puede dar en un 3.5 % en las artroplastia no cementada ocurriendo durante el raspado y colocación del componente tomando en cuenta la calidad ósea.

La frecuencia de luxación de cadera ocurrió también en un caso, Campbell reporta en estudios, que la frecuencia es de aproximadamente el 3 % tomando en cuenta diferentes factores como experiencia del cirujano, posición defectuosa del componente, choque del cuello del componente con el margen del acetábulo y el incumplimiento del paciente de las adopciones de postura extremas en el período peri-operatorio.

En relación al valgo de cadera no se encontró información que permitiera compararla, pero está relacionado con los factores propios del cirujano como experiencia y colocación de los componentes. (8)



TIEMPO DE ESPERA Y SU CONDICIÓN EVOLUTIVA

En relación al tiempo pre-quirúrgico idóneo ante el padecimiento de la fractura e intervención se encontró que los pacientes permanecían un periodo mayor a 72 horas lo que implica mayores riesgos por la permanencia prolongada, aumento del gasto día/paciente y además puede estar relacionado con el tipo de material, ya que el hospital no lo posee quedando sujeto el paciente a comprarlo fuera de la unidad.
(20)

Se obtuvo un 82.1 % de resultados funcionales aceptables superiores o iguales a los 71 puntos según la escala de Harris en los pacientes sometidos al procedimiento quirúrgico.

Al valorar evolución según la edad se encontró que predominaron los pacientes mayores de 70 años, que concuerda con la frecuencia de la edad de los pacientes que ameritan prótesis.

La evolución funcional satisfactoria basada en la escala de Harris según el sexo de los pacientes, las varones obtuvieron mayores resultados al compararlo con el sexo opuesto, debiendo mencionarse que la cantidad de paciente es mayor en los femeninos y su esperanza de vida es mayor por lo que su muestra esta aumentada.

En cuanto a los resultados funcionales satisfactorios según la procedencia, la zona rural presentó mejor evolución satisfactoria mayor de 70 puntos según la escala de Harris que la urbana, por lo que se considera que el departamento León posee una población de barrio populosa lo que incrementa los casos en la zona urbana.

En cuanto al tipo de implante utilizado según la localización anatómica de la fractura, la que predominó fue la fracturas basicervicales lo que conllevó al uso mayor de



prótesis tipo Thompson, dado esto por decisión hecha por el cirujano del implante a utilizar según su planificación preoperatoria y tipo de fractura.

En cuanto a la utilización de cemento y evolución se encontró que tuvieron una buena evolución las no cementadas en un 100 % y un 78.3 % las cementadas, dado por la decisión del cirujano y condición propio de la calidad ósea del paciente, pero esto no quiere decir que para mejor evolución no se deben cementar las prótesis.



X. CONCLUSIONES

La evolución clínica postquirúrgica en pacientes sometidos a artroplastia de cadera por fractura del cuello femoral y otras patologías, se considera satisfactoria en relación al tratamiento y tanto por las condiciones personales de los pacientes, de manera particular se describe cada uno de ellos:

1. Las características demográficas de los pacientes comprende mayor porcentaje de mujeres, proceden del área urbana y una edad mayor de 60 años.
2. La frecuencia total del período de estudio fue de 18 %, en relación al total de pacientes ingresados mayores de 40 años y predominaron las fracturas basicervical con un mayor uso de prótesis Thompson.
3. El total de porcentaje de complicaciones fue de 18 % comprendidas por anemia postquirúrgica, sepsis de herida, fractura trans-operatoria, valgo de cadera y luxación presente en el estudio.
4. El tiempo de espera pre-quirúrgico es mayor de 72 horas y en general la evolución alcanzada fue satisfactoria en 82.1 % basándose en la escala de Harris.



XI. RECOMENDACIONES

1. Profundizar en un estudio posterior para determinar si el uso de no cemento en las artroplastia de cadera conlleva a una mejor evolución clínica de los pacientes.
2. Disminuir el periodo de estancia intrahospitalaria con el objetivo de mejorar la calidad de la atención de los pacientes y disminuir el costo paciente.
3. Trasmitir a las autoridades de formular proyecto que conlleven a la obtención de materiales protésicos que favorezcan a accesibilidad de las personas que tienen menos recursos y de rehabilitación.



XII. REFERENCIAS

1. Anatomia E. Gardner, D. J. Gray, R. Orahlly, Tercera edición, año 1980, página número 257.
2. E. Gardner, Anat. Rec., 101:353, 1948. L. G. Wertheimer, J. Bone Jt Surg., 34A:477, 1952.
3. Orthopaedics Surgery. Michael W, Chapman. Third editions. Lippincott Williams and Wilkins.
4. Skeletal Trauma, Bruce D. Browner. MD et al, tomo I 1998. Capitulo 47. Fracturas intracapsulares de cadera.
5. I. A. kapandji. Versión español del doctor E. Martínez especialista en medicina del trabajo. Primera edición, enero 1970. Edición española Toray-Masson. Miembro inferior.
6. Skeletal Trauma, Bruce D. Browner. MD et al, tomo I 1998. Capitulo 47. Fracturas intracapsulares de cadera.
7. Rev Cubana Ortop Traumatol v.14 n.1-2 Ciudad de la Habana ene.-dic. 2000 Morbimortalidad por fractura de cadera. *Dr. Hilario Collazo Álvarez1 y Lic. Noelia M. Boada Sala2. Collazo Álvarez H, Boada Sala NM. Morbimortalidad por fractura de cadera. Rev Cubana Ortop Traumatol 2000;14 (1-2): 21-5.*
8. Cirugía Ortopédica de Campbell, Volumen I. 1998 edición en español, España. 9ª edición. Pág. 214.
9. <http://guide.stanford.edu/96reports/96dev5.html>. Effect of hemiarthroplasty on acetabular cartilage. Marjolein C. H. van der Meulen, PhD; William A. Allen, BS; Virginia L. Giddings, ME; Kyriacos A. Athanasiou, PhD; Robert D. Poser, DVM; Stuart B. Goodman, MD, PhD; R. Lane Smith, PhD; Gary S. Beaupré, PhD. Republished from the 1996 Rehabilitation R&D Center Progress Report.
10. Cirugía Ortopédica de Campbell, Volumen I. 1998 edición en español, España. 9ª edición. Pág. 247-332.



11. Kevin B. Freedman, MD, MSCE, Sports Medicine, Orthopaedic Specialists, Bryn Mawr, PA. Review provided by VeriMed Healthcare Network. <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/002975.htm>.
12. http://es.wikipedia.org/wiki/Artroplastia_total_de_cadera.
13. Kevin B. Freedman, MD, MSCE, Sports Medicine, Orthopaedic Specialists, Bryn Mawr, PA. Review provided by VeriMed Healthcare Network.
14. I:\Mono 2005Reemplazo de la articulación de la cadera.htm. (American Accreditation HealthCare Commission, URAC: www.urac.com). AMRevisión suministrada por: Benjamin D. Roye, M.D., M.P.H., Department of Orthopaedics, New York Presbyterian Hospital, New York, NY. Review provided by VeriMed Healthcare Network.
15. Black, J, Matassarín-Jacobs, E (Editores) (1997). Medical-surgical nursing clinical management for continuity of care (5th ed.). Philadelphia: WB Saunders Co. National Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases Information Clearinghouse (NAMSIC).
<http://www.nih.gov/niams/healthinfo/hiprepqa.htm>.
16. Cirugía ortopédica. Campbell volumen I. 11° Edición 2000.
17. Madey SM, Callaghan JJ, Olejniczak JP, Goetz DD, Charnley total hip arthroplasty with use of improved techniques of cementing 1997; 79 A.
18. Amstutz HC, Fowble Va, Schmalzried, Dorey FJ: Short-course indomethacin prevents heterotopic ossification in a highrisk population following hip arthroplasty 1997; 12: 126-132.
19. <http://www.salvador.edu.ar/medicina/catedras/ortopediaytraumatologia/Fracturas%20de%20cuello%20de%20femur.doc>. **Fracturas de cuello de fémur. Profesor titular: Dr. Arturo Otaño Sahores.** Buenos Aires, 16 de agosto de 2005.
20. American Academy of Orthopaedic Surgeons volumen 6, James H. Beaty, MD; editor.
21. Experiencia en artroplastia parcial de cadera hospital escuela Antonio Lenin Fonseca 2001 – 2006.



ANEXOS



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE NICARAGUA
UNAN-LEÓN
FACULTAD DE CIENCIAS MÉDICAS
DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA

ANEXOS

FICHAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Número de ficha: _____

Número de expediente clínico: _____

Características socio-demográficas

Edad: 40 a 44 _____.

45 a 49 _____.

50 a 54 _____.

55 a 59 _____.

60 a 64 _____.

65 a 69 _____.

70 a 74 _____.

75 a 79 _____.

80 a 84 _____.

85 a 89 _____.

≥ a 90 _____.

Sexo: Masculino _____ Femenino _____

Procedencia: Urbana _____ Rural _____

Causa que llevó al uso de prótesis de cadera

Fracturas: _____

• Subcapital _____

• Transcervical _____

Artrosis de cadera: _____

Osteoartritis: _____

Enf. Sistémicas: _____



• Basicervical _____ Tumores de cadera: _____
Otras: _____

Abordaje quirúrgico

Anterior: _____ Anterolateral: _____
Posterior: _____ Posterolateral: _____
Lateral: _____

Tratamiento

Hemiprótisis: _____
Prótisis total de cadera: _____
Tipo de prótesis: _____

Días de estancia pre-quirúrgica

Menor de 72 horas: _____
Mayor de 72 horas: _____

Utilización de cemento

Si: _____
No: _____

Seguimiento de la evolución

Complicaciones sufridas:
Infección: _____
Aflojamiento: _____
Ruptura: _____
Desgaste: _____
Luxaciones: _____
Lesiones nerviosas: _____



Evolución del paciente basado en la escala de Harris

ÍNDICE PORCENTAJE

I. Dolor (44 puntos)

- A. Ninguno o es ignorado. 44
- B. Ligeramente u ocasional, no compromiso en actividades. 40
- C. Dolor moderado, no afecta en actividades normales, raramente dolor moderado al realizar actividades inusuales, puede tomar aspirina. 30
- D. Dolor moderado, tolerable aunque refiere molestias alguna limitación en actividades ordinarias o trabajo, requiere el uso de AINES más fuertes que aspirina. 20
- E. Marcado dolor, limitación seria de actividades. 10
- F. Incapacidad total, lisiado, dolor en cama, postrado. 0

II. Función (47 puntos)

A. Marcha (33 puntos)

1. Cojera, claudicación.

- A. Ninguna 11
- B. leve 8
- C. Moderada 5
- D. Severa 0

2. Sustentación, apoyo.

- A. Ninguno 11
- B. Bastón para largas caminatas 7
- C. Bastón la mayor parte del tiempo 5
- D. Una muleta 3
- E. Dos Bastones 2
- F. Dos muletas 0
- G. No capaz de caminar 0

B. Actividades (14 puntos)



1. Escaleras

- A. Normal sin uso de barandillas o pasamanos 4
- B. Normalmente utilizando barandillas 2
- C. De cualquier forma 1
- D. Incapaz de subir escaleras 0

2. Zapatos y calcetines

- A. Con facilidad 4
- B. Con dificultad 2
- C. Incapaz 0

3. Sentarse

- A. Confortable en una silla ordinaria por una hora 5
- B. Confortable en una silla alta por media hora 3
- C. Incapaz de sentarse confortablemente en cualquier silla. 0

4. Utilizar transporte público 1

III. Ausencia de deformidad; (4puntos), si el paciente demuestra lo siguiente:

- A. Menor de 30° de contractura en flexión fija 1
- B. Menos de 10° de aducción fija 1
- C. Menos de 10° de rotación interna fija en extensión 1
- D. Discrepancia en la longitud del miembro menor de 3.2 cm. 1

IV. Rango de movimiento; los valores son determinados multiplicando los grados de movimientos posibles por el múltiplo apropiado:

A. Flexión:

0°-45° x 1.0

45°-90° x 0.6

90° x 110° x 0.3

B. Abducción:

0°-15° x 0.8



15°-20° x 0.3

> 20° x 0

C. Rotación externa en extensión:

0°-15° x 0.4

> 15° x 0

D. Rotación interna en extensión:

Cualquier valor x 0

E. Adducción:

0°-15° x 0.2

TOTAL:

Satisfactoria

Excelente 91 a 100.

Bueno 81 a 90.

Moderado 71 a 80.

No satisfactoria

Pobre 61 a 70.

Fallido ≤ 60.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE NICARAGUA
FACULTAD DE CIENCIAS MÉDICAS
UNAN LEÓN

Comité de Ética para Investigaciones Biomédicas (CEIB)
FWA00004523/IRB00003342

Miembros Honorarios:

Dr. Uriel Guevara Guerrero
(q.e.p.d.)

Dr. Jaime Granera Soto

Consejo Ejecutivo:

Dra. Nubia Pacheco Solís
Presidenta

Dr. Efrén Castellón Cisneros
Vice-Presidente

Dr. Orlando Morales Navarrete
Secretario

Lic. Irella Romero Salazar
Miembro

Fundado en la Facultad de
Ciencias Médicas
UNAN - León
Nicaragua
1995

Expiration data 30/03/10

León, 06 de agosto de 2009

ACTA No. 69

Dr. Norman de Jesús alemán Vanegas
Residente de 2do. año de Ortopedia
Sus Manos

Estimado Doctor:

Le comunicamos que hemos recibido su trabajo de Investigación titulado: "EVOLUCIÓN CLÍNICA DE PACIENTES SOMETIDOS A ARTROPLASTÍA DE CADERA EN EL HEODRA, DPTO. ORTOPEdia, DE ABRIL 2007 A DICIEMBRE 2009, LEÓN , NIC.", este Comité *aprueba la continuidad de este trabajo, porque consideramos que se adapta a la Declaración de Helsinki y la Ley General de Salud vigente del país.*

Como Comité de Ética, valoramos muy positivamente la importancia de este trabajo. Copia de esta carta debe estar presente en el Protocolo e informe final.

Sin otro particular, nos es grato suscribirnos.



COMITÉ DE ETICA
PARA INVESTIGACIONES
BIOMEDICAS
UNAN-LEON-NICARAGUA

Nubia Pacheco Solís
DRA. NUBÍA PACHECO S.
Presidenta del CEIB
Facultad de CC. MM.

Orlando Morales Navarrete
DR. ORLANDO MORALES N.
Secretario del CEIB
Facultad de CC. MM.

Mercedes Cáceres S.
DRA. MERCEDES CÁCERES S.
Vice-Decana
Facultad de Ciencias Médicas
UNAN – León



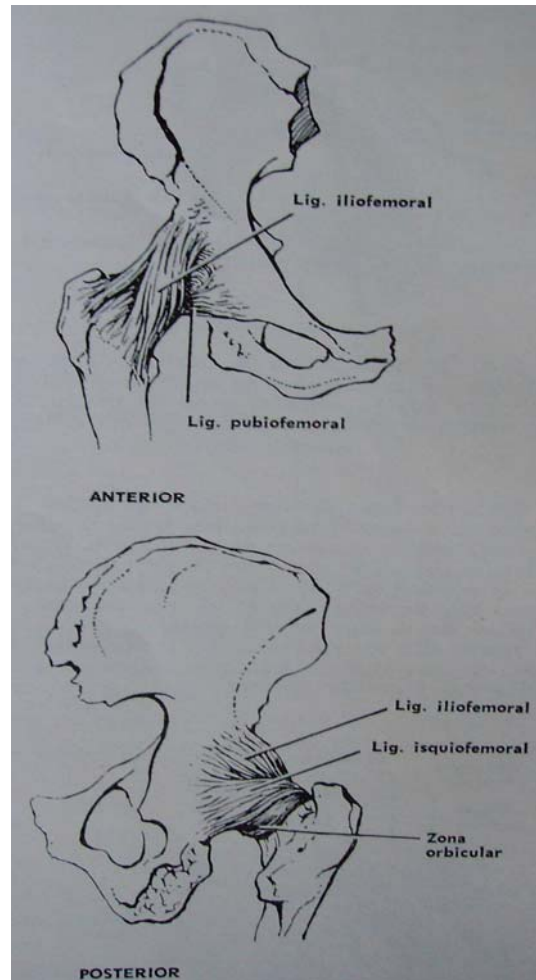
Cc: Archivo
NPS/rhl

¡A la Libertad por la Universidad!

TEL: 2211 4676



FIGURA N° 1



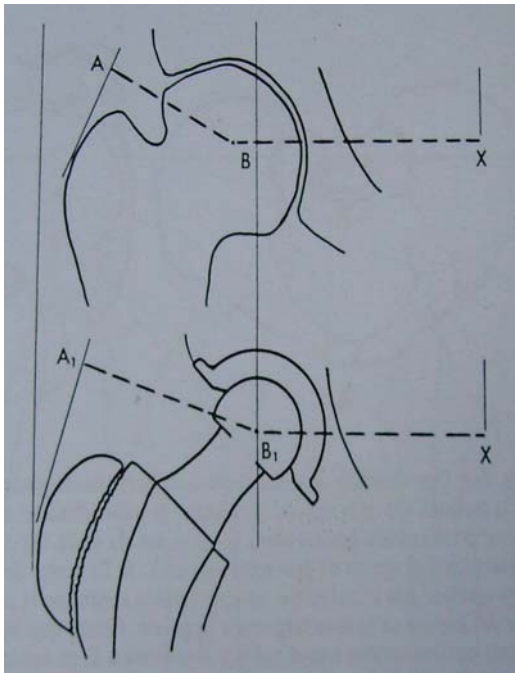


FIGURA N° 2

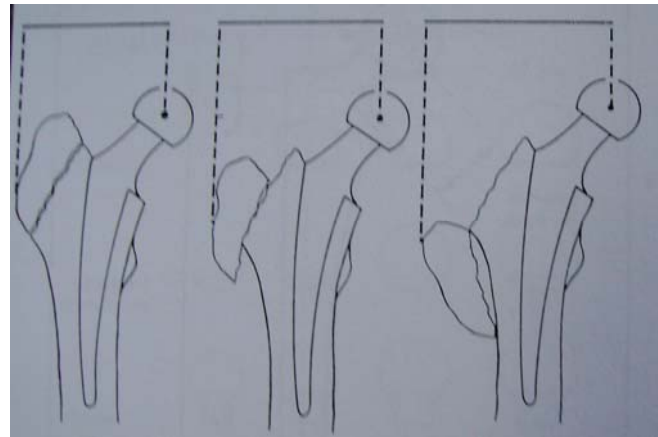


FIGURA N° 3

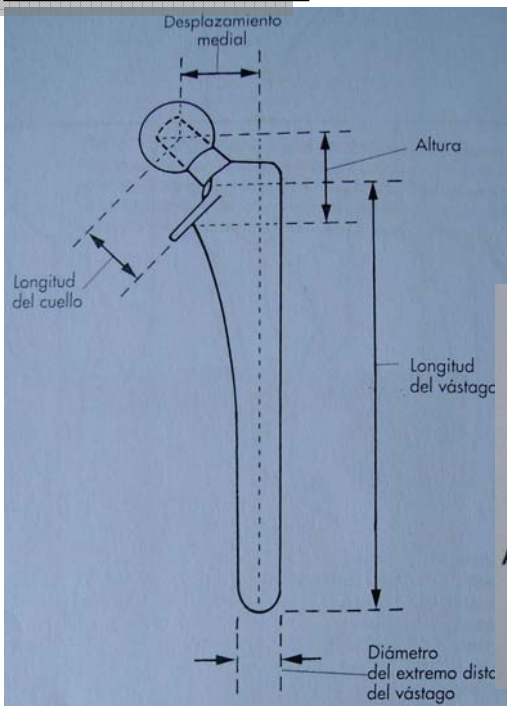


FIGURA N° 4

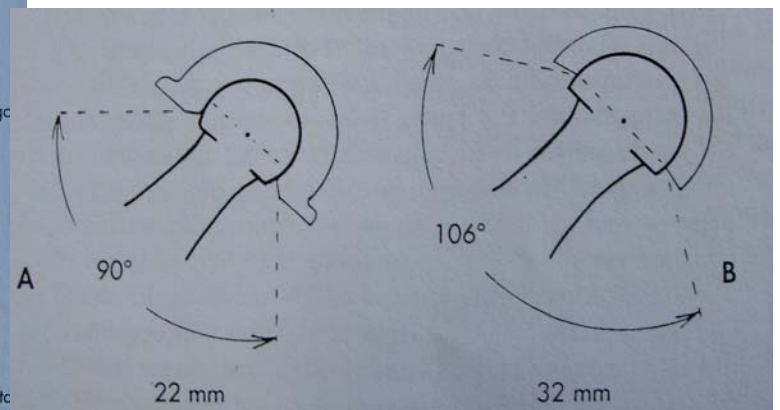


FIGURA N° 5

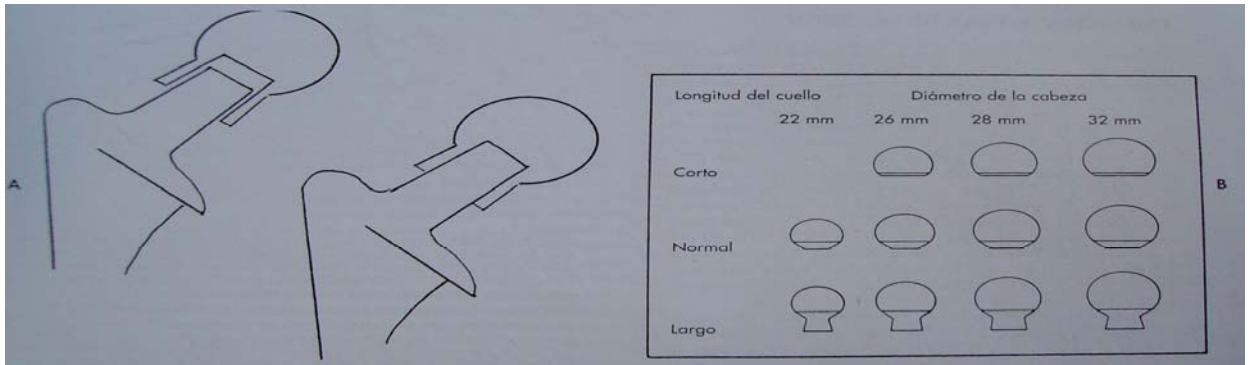


FIGURA N° 6

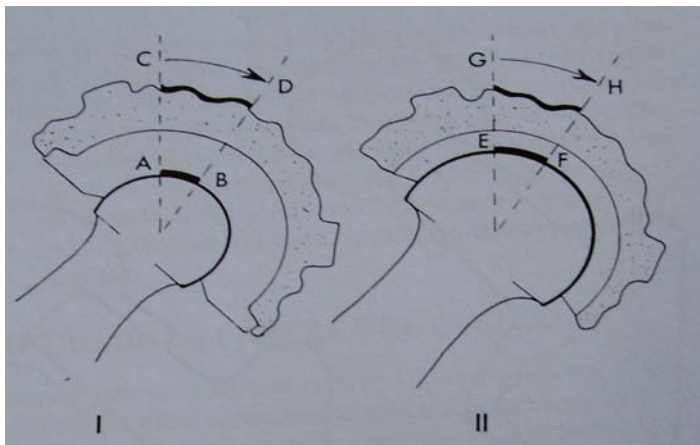


FIGURA N° 7

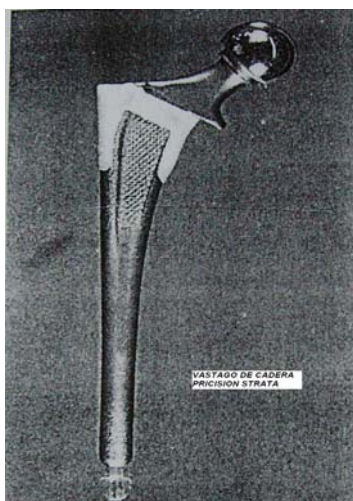


FIGURA N° 9



FIGURA N° 10



FIGURA N° 11

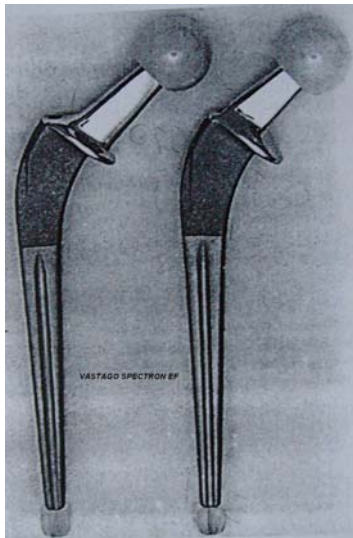
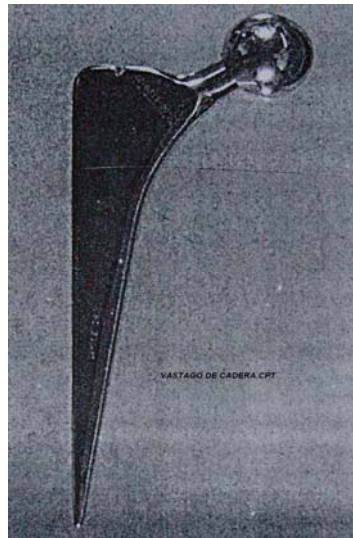
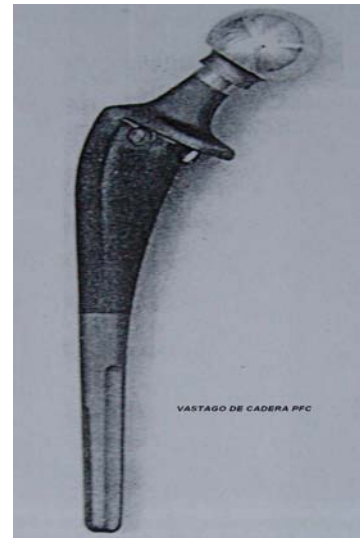


FIGURA N° 12



**Vástago de
cadera CPT**



**Vástago de
cadera PFC**

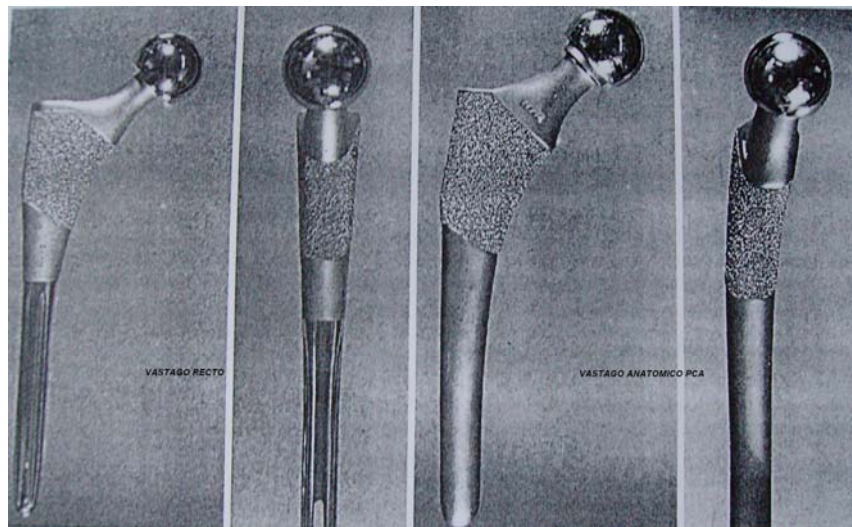


FIGURA N° 8

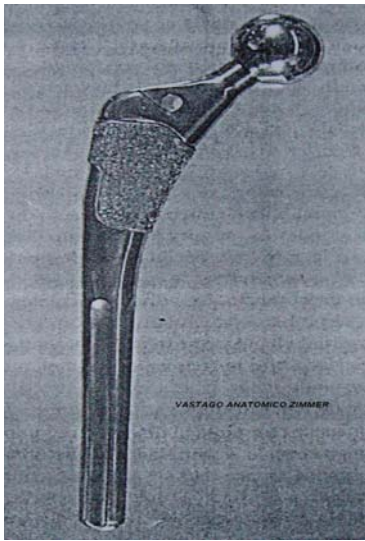


FIGURA N° 13

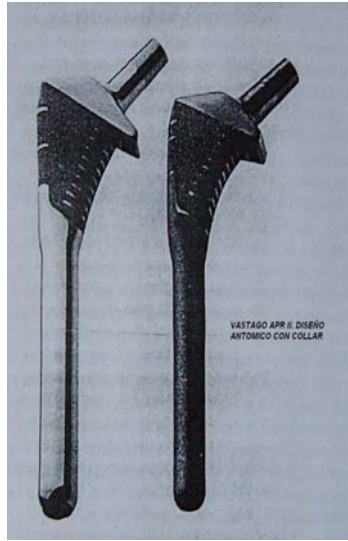


FIGURA N° 14

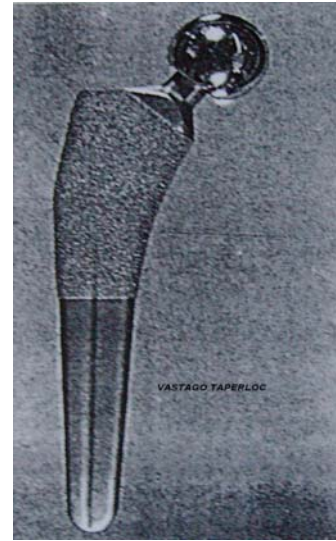


FIGURA N° 15

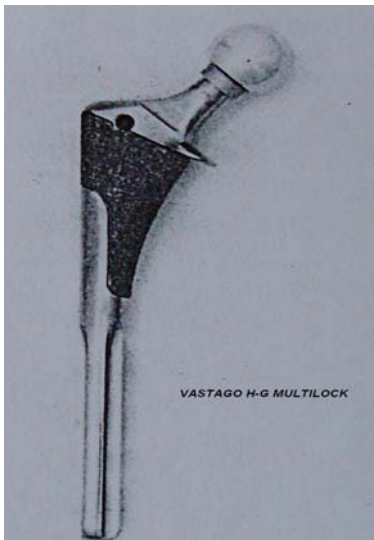


FIGURA N° 16



Vastago Osteolock



FIGURA N° 20



FIGURA N° 19

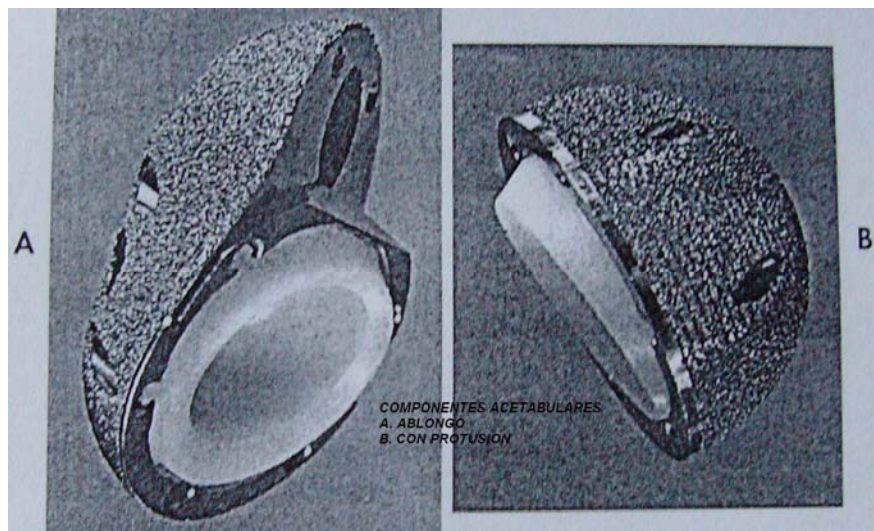


FIGURA N° 21



FIGURA N° 18



FIGURA N° 17

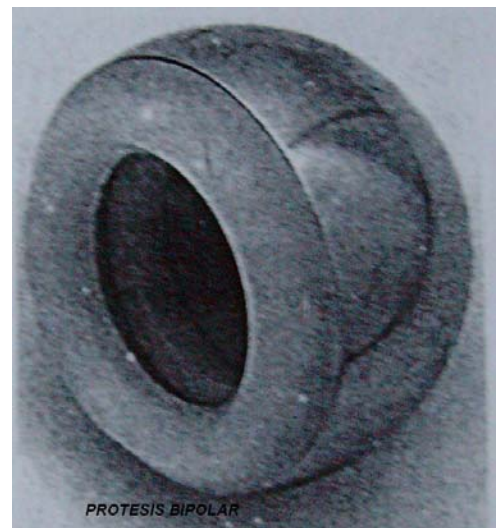


FIGURA N° 22