

82
20/ 11245



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

**FACULTAD DE MEDICINA
HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO
SERVICIO DE ORTOPEDIA**

**ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA CON
PROTESIS NO - CEMENTADA TIPO ISOELASTICA
ESTUDIO RETROSPECTIVO**

TESIS DE POSGRADO

DR. JOSE ANTONIO POVEA MENDOZA

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



MEXICO, D. F.

1991



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

INDICE

INTRODUCCION.....	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	5
JUSTIFICACION.....	6
HIPOTESIS.....	8
OBJETIVOS.....	8
METODOLOGIA.....	9
CRITERIOS.....	9
HISTORIA DE LA ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA.....	10
ANATOMIA DE LA CADERA.....	14
BIOMECANICA DE LA CADERA.....	18
CARACTERISTICAS DE LA PROTESIS TOTAL DE CADERA NO CEMENTADA TIPO ISOELASTICA.....	27
EVALUACION PREOPERATORIA DEL PACIENTE.....	29
COLOCACION DE LA PROTESIS ISOELASTICA TECNICA QUIRURGICA....	31
MEDIDAS POSTOPERATORIAS.....	34
DEFINICION DE LAS VARIABLES.....	36
HOJA DE CAPTACION DE DATOS.....	40
RESULTADOS Y ANALISIS DE LOS DATOS.....	41
GRAFICAS.....	46
CONCLUSIONES.....	62
BIBLIOGRAFIA.....	65

INTRODUCCION

La cadera es la articulación más grande del cuerpo humano; uno de los miembros pélvicos con el resto del cuerpo y constituye parte fundamental en la locomoción permitiendo al hombre un desplazamiento libre en su medio ambiente. Una afección en ésta articulación, disminuye el potencial de autonomía del individuo reduciendo su calidad e incluso su expectativa de vida.

Dado que la cadera es asiento de muchas enfermedades en pacientes de todas las edades, desde la lactancia hasta la senectud, ha sido desde hace mucho tiempo, objeto de estudios clínicos y terapéuticos; en éste último aspecto, la cirugía de la cadera ha constituido una forma terapéutica básica en los transtornos de dicha articulación.

Desde que en 1826 John Rhea Barton realizó la primera cirugía de cadera se han desarrollado múltiples métodos quirúrgicos para el tratamiento de afecciones de ésta articulación, desde osteotomías, artroplastias de resección, artroplastias de interposición, hasta la artroplastia de sustitución. Esta última, a partir de Philip Wiles que en 1938 creó una sustitución metálica total de la cadera, ha sufrido muchas modificaciones. Ya anteriormente, en 1923 Smith Petersen había dado las primeras aportaciones en lo que se refiere al campo de la artroplastia con implante con sus llamadas "mould-arthroplasty", que como se sabe, consistía en la interposición entre los huesos, de una caperuza, que primero fué de cristal o baquelita, y que a partir de 1938 se construyó de vitalio. Los resultados a corto y mediano plazo de éstas artroplastias indujeron a continuar investigando con el fin de lograr una prótesis de mejores resultados. Esto condujo a fabricaciones de prótesis de diferentes formas, tamaños, material usado en la fabricación y el tipo de fijación del implante. Estos dos últimos aspectos tomaron gran importancia debido a que la gran mayoría de los fracasos en las artroplastias se presentaban por el aflojamiento de los componentes y por la incompatibilidad biológica de los materiales usados en su fabricación. Uno de los primeros intentos encaminados a buscar una solución a la estabilidad de las artroplastias surgió de la creatividad de los hermanos Judet en 1946 al desarrollar una endoprótesis cefálica. (2,3,4)

Luego en 1951 - 1952 Moor desarrolla un nuevo modelo de prótesis provista de un vástago largo introducido en la cavidad medular del fémur luego de haber resecado, la cabeza y el cuello con lo que se logra mejor estabilidad. (2,4)

Otros tipos de prótesis similares fueron desarrollados en forma independiente por Thompson (1951), y Eicher (1953), en los Estados Unidos. Ya para este tiempo, el material usado era Vitalio, a base de una aleación de cromo-cobalto y molibdeno disminuyendo así los inconvenientes de la incompatibilidad biológica del material de implante. Poco después, en 1954 apareció en Europa prótesis carvicocefálicas de Merle d'Aubigné y de Gosset y Rettich que no llegaron a prevalecer debido a su escasa resistencia al roce. En 1956, McKee propone la primera endoprótesis total de cadera formada por dos piezas : acetabular y femoral, articuladas entre sí y construidas ambas en metal; en ello radicaba precisamente su desventaja, ya que el progresivo aumento de la abrasión producido por el roce de las dos superficies metálicas en contacto conllevaba a un mayor esfuerzo por el aumento del coeficiente de fricción, transmitiéndose éste a la superficie de implantación. En 1963, Charnley, encontró el material hasta hoy día considerado como el más adecuado para la sustitución de la superficie articular del acetábulo : el polietileno de alto peso molecular. Por esa misma época, se inicia la utilización del cemento acrílico en la cirugía protésica articular por Wiltse en 1957 y sistematizada por Charnley en 1960 con lo que mejoró considerablemente las expectativas de dicha cirugía. (3,4)

Tal fue el avance, que MacKee afirmó que el uso del cemento acercaba los buenos resultados a un 90%. Este porcentaje varía en diferentes series. (4)

El polimetilmetacrilato actúa, más que como un relleno, como un enlace mecánico entre el hueso receptor y la prótesis. El éxito de la fijación reside en la inexistencia de movimientos groseros e inhabilitantes de una correcta función entre el implante y el hueso circundante, durante un tiempo ilimitado. Esta última condición no se cumple y surge el problema del acortamiento excesivo de ese teórico 'periodo infinito' reduciéndose a corto plazo la vida hábil en activo de la prótesis.

Incluso, por arriba de la clásica frontera de los 60 años, en pacientes con una actividad física reducida, se produce el aflojamiento de la prótesis, dando al traste con las expectativas de perdurabilidad deseadas. Hay que agregar, que la incidencia de aflojamientos es directamente proporcional al tiempo, alcanzando su mayor frecuencia entre los cinco y diez años de postoperatorio. (4,9)

Los inconvenientes del cemento acrílico tales como la posible toxicidad local, poca resistencia a los esfuerzos de presión, tracción y cisallamiento al envejecimiento, inducción de reacción de cuerpo extraño, en fin, todas las características que contribuyen a la intolerancia y biocompatibilidad, hizo que se buscara una nueva forma de fijación de la prótesis en el hueso, surgiendo de los grandes laboratorios de bioingeniería especializada una nueva familia de prótesis conocidas como no cementadas por tener como común denominador el hecho de que no utilicen el cemento como fijador al hueso sino que mediante una colocación lo más ajustada posible y mediante la inducción de formación de hueso que adhiera más el implante a medida que pasa el tiempo se logre una fijación más duradera. Todo esto se justifica en la medida de que muchos pacientes con lesión en la cadera que requieran de un remplazo, son jóvenes. Además, si tomamos en cuenta que la expectativa de vida tiende a aumentar parece fuera de lugar que para una persona de 60 a 65 años le es suficiente una prótesis que dure menos de 10 años. (4,9)

Ya en la actualidad existe una diversidad de prótesis no cementadas que varían en su forma, tamaño, material e incluso en su forma de fijación. Los acetabulos los podemos encontrar de polietileno, cerámica, fijados con tornillos, con o sin tetones, roscados, etc., el vástago puede ser metálico (generalmente de titanio), con cubierta de microesferulas para dar porosidad, o con una cubierta de poliacetal. La prótesis que presentaremos en el estudio es conocida como ISOELASTICA, se trata de una prótesis de tres componentes, cótilo, vástago y cabeza. El cótilo de polietileno de alta densidad posee dos tetones en su convexidad en la zona de carga y se asegura con dos tornillos; posee tres variedades, el estándar, el displásico y el biselado. El vástago

tiene un ánima metálica y esta recubierto de poliacetal. La longitud del mismo es de 150, 180 y 240 mm y con ángulo cervicodifisiario de 144 grados. La cabeza es metálica y la encontramos en tres tamaños; cuello corto, mediano y largo. La prótesis iscelástica tiene como característica que su elasticidad es muy similar a la del hueso (de ahí su nombre) lo que al menos teóricamente, facilita una mejor adaptación del hueso periprotésico y por consiguiente permitirá una coexistencia más prolongada. Otro dato importante de mencionar es su costo que es muy inferior al de las otras de su tipo lo que la hace más accesible a cualquier circunstancia económica.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El primer problema que nos plantea la sustitución protésica de la cadera reside en la fijación de los componentes articulares al hueso. Los cementos acrílicos utilizados para éste fin en las prótesis convencionales, aún, los más recientes, proporcionan una excelente fijación inmediata del implante pero desgraciadamente no siempre se mantiene, produciéndose irremediamente el aflojamiento de la prótesis (esto depende de varios factores; en la actualidad el centrifugado y la introducción a presión mejoran los resultados). Según la mayoría de los estudios realizados por diferentes autores en diferentes partes del orbe, entre 4 y 9 años, del 20 al 50% de las prótesis cementadas tienen imágenes radiológicas de movilidad conocidas como interfase. El siguiente paso para éstos pacientes es someterlos a una re-intervención con todos los agravantes de una nueva cirugía como el riesgo anestésico, y que en definitiva, desde el punto de vista ortopédico los resultados serán inferiores al de la primera cirugía. Todo ello ha llevado a sustituir el cemento usando prótesis que tengan una fijación biológica, en las cuales no se presenten las complicaciones trasoperatorias de la colocación del cemento y que el potencial de fijación al hueso, contrario a lo que sucede con las prótesis cementadas, aumenta en forma proporcional al tiempo transcurrido desde su colocación.

En el servicio de ortopedia del Hospital General de México, Pabellón 106, se está usando la Prótesis Isoelástica desde 1987 como una alternativa de remplazo articular y sobre todo en pacientes clasificados como jóvenes. En éste estudio se tratará de evaluar la artroplastia total con éste tipo de prótesis a corto, mediano y largo plazo, con el fin de determinar su durabilidad y su adaptabilidad al hueso.

JUSTIFICACION

Los cirujanos ortopédicos se enfrentan hoy a dos conceptos distintos sobre las artroplastias de la cadera : la implantación con cemento y la implantación sin cementar de las piezas protésicas. Esta última parece estar ganando terreno frente a los procedimientos convencionales de prótesis no cementadas.

Cuando en 1960 Sir Charnley introduce el uso del polimetilmetacrilato en la fijación de los componentes protésicos se inició una nueva era en la artroplastia de la cadera que perdura hasta nuestros días; sin embargo, los resultados observados a largo plazo con este nuevo sistema de fijación obligaron a poner en duda sus posibilidades de una estabilidad duradera y a replantearse la posibilidad de buscar una nueva forma de fijar las piezas. Estos planteamientos son los que originaron las primeras prótesis sin cementar como las de Mittelsmeier en cerámica aluminica, las prótesis isocelásticas de Morscher y las poroprótesis de Judet. En los últimos años el perfeccionamiento de la técnica en el diseño, el uso de materiales más biocompatibles tienen como meta el encontrar una prótesis idónea y de gran durabilidad.

El tipo de prótesis no cementada usada en el Servicio de Ortopedia del Hospital General es la Isocelástica. Con este estudio retrospectivo se tratará de evaluar la durabilidad de ésta prótesis para que las conclusiones a las que se llegue sean en beneficio de los futuros pacientes que necesitaran el remplazo de la articulación de la cadera por una prótesis.

Otro aspecto importante y de tomar en mención es el costo de la prótesis isocelástica que es menor al de sus similares, por lo menos en el mercado nacional. Esta ha sido una de las razones por la cual se ha mantenido su uso en nuestro servicio dado el tipo de pacientes que manejamos los cuales son en general de escasos recursos.

Con el estudio retrospectivo de los pacientes a los cuales se les ha colocado la prótesis se evaluará la calidad y durabilidad de la prótesis y además se pretende dejar un protocolo de control para estos pacientes y los futuros enfermos receptores del implante isocelástico, y así poder obtener resultados con significancia estadística a corto, mediano y largo plazo.

HIPOTESIS

La prótesis iscolástica dada sus características de biocompatibilidad, elasticidad, resistencia al desgaste y sumado a ésto su bajo costo, es un implante de sustitución no cementado para la cadera, idóneo para los pacientes jóvenes con metabolismo óseo normal y con morfología de huesos normal que son atendidos en el Servicio de Ortopedia del Hospital General de México S.S.A.

OBJETIVOS

Determinar la evolución de los pacientes sometidos a una artroplastía de cadera tipo iscolástica; valorar la mejoría de sus síntomas y signos clínicos, como el dolor, movilidad y marcha, y demostrar que no presentan signos de aflojamiento tanto clínicos como radiográficos.

METODOLOGIA

Se estudiaron 22 expedientes de pacientes sometidos a artroplastía total de cadera tipo isocelástica, de enero de 1987 a diciembre de 1990. Para este estudio se realizó una evaluación estadística de todos estos expedientes según las variables que se describen posteriormente.

CRITERIOS

A) Inclusión : Todos los pacientes con artroplastía total de cadera tipo isocelástica. En los casos en donde la artroplastía ha sido bilateral, si las dos han sido de tipo isocelástica, se evaluarán como dos caderas aplicandose a cada una la evaluación por separado. En donde una es cementada y la otra isocelástica, solo se tomará para el estudio, la no cementada.

HISTORIA DE LA ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA

1826 John Rhea Barton de Filadelfia efectua la primera cirugia de cadera al realizar una osteotomía femoral.

1840 Carrochan cirujano general de Nueva York introdujo un bloque de madera entre las superficies cruentas de hueso tras la resección del cuello del maxilar en una articulación temporomandibular anquilosada.

1860 Verneuil de Francia, marco rumbos en el empleo de partes blandas como material interponente; primero musculo y después grasa y aponeurosis.

1865 Ollier usa partes blandas como material de interposición.

1902 Murphy utilizó colgajos musculares, aponeurosis cubierta de grasa y aponeurosis sola como material de interposición.

1908 Lexer, artroplastia facial de cadera.

1910 Payr usa facia para la artroplastia de la cadera.

1913 Loewe utilizó piel como material de interposición.

1918 Baer de Baltimore empleo submucosa cromada de vejiga de cerdo como material de interposición.

1921 Putti de Bologna, Italia, usa facia lata como material de interposición.

1923 Smith-Petersen cubrió por primera vez con una copa de vidrio la cabeza del femur remodelada.

1926 Campbell de Memphis usa facia lata como interposición.

1929 MacRusland de Boston usa facia lata como material de interposición.

1933 Smith-Petersen ensayo el vidrio pirez en su copa.

1937 Smith-Petersen usa baquelita en la fabricación de su copa femoral.

1938 Philips Wiles realiza la primera sustitución de la cadera con un dispositivo de acero inoxidable.

1938 Smith-Petersen utilizó vitalio en la fabricación de su copa.

1940 Bohlman de Baltimore y Moore de Columbia, Carolina del Sur introdujeron una prótesis de acero inoxidable para sustituir todo el tercio superior del femur diafisario e inclusive el cuello y la cabeza.

1950 Los hermanos Judet comunicaron 300 casos en los que se empleo una prótesis de tallo corto de acrílico. Posteriormente usaron para la fabricación de su prótesis nylon y otros materiales incluyendo el vitalio.

1950 Fred Thompson de Nueva York crea una prótesis de tallo largo.

1951 Petersen describió una prótesis de acero inoxidable de tallo corto.

1951 McBride de Oklahoma City describió una prótesis que tenía un tallo largo roscado y ligeramente cónico. Prótesis de perilla de puerco.

1951 J.E.M. Thompson; prótesis en 'lámpara eléctrica'.

1951 McKee G. K. implantó tres sustituciones totales de cadera de acero inoxidable fijandolas con tornillos.

1952 A.T.Moore introduce una prótesis de tallo largo con fenestraciones en la parte superior denominada autofijadora.

1952 R. Merle D'Aubigne recomienda el atornillado lateral de un injerto óseo de cabeza femoral o de pélvis.

1953 Naboush E. J. implanto por primera vez una prótesis de cobalto y la fijo con acrílico.

1954 Lippman de Nueva York describió una prótesis de tallo largo para transficción de cadera, aunque con aspectos superiores a las otras prótesis, nunca tuvo aceptación general.

1956 McKee propone la primera endoprótesis total de cadera, formada por dos piezas-acetabular y femoral-articuladas entre sí y construidas de metal.

1957 Wiltse describe su experiencia con acrílico en animales de experimentación con miras a su posible uso en la cirugía ortopédica.

1960 Charnley publicó el uso de polimetilmetacrilato para la fijación de su prótesis total.

1963 Charnley encuentra el material hasta hoy día considerado como el más adecuado para la sustitución de la superficie articular del acetábulo : el polietileno de alto peso molecular.

1966 Ring describió un procedimiento de sustitución total de cadera en el que se usó una prótesis de Moore para el fémur con una copa acetabular tornillada en la pelvis.

1967 Robert Mathis desarrolló una prótesis no-cementada con un material isoelástico, la poliacetil-resina, colocando un alma de acero en el vástago.

1969 Sivash publica el uso de una prótesis total, con superficies ásperas y poros en la misma; esferas que miden 200 micras a un milímetro de diámetro. Sin cementar, los componentes se encajan con exactitud a presión y la fijación depende del crecimiento del hueso a través de los espacios irregulares formados por los poros.

1970 Miller modifica la prótesis de Charnley y aumenta el diámetro de la cabeza de 22 a 32 mm, crea cuello de tres dimensiones con un tallo de 3 cm de ancho y 1.5 cm de espesor.

1971 Harris crea una prótesis con cabeza de diferentes diámetros, 32 mm, 26 mm y 22 mm. La periferia del cuello es oval con collarín. El tallo mide en su porción proximal 3 cm de ancho por 1.5 cm de espesor.

1973 Rufranc-Turner promueven una prótesis muy similar a la de Miller excepto que la cabeza está más socavada y el perfil del cuello es oval con plataforma y el tallo es más ancho y grueso.

1974 Mittelmeir propusó un sistema de fijación con prótesis provistas de "costillas de carga" (tragrippenschaftprothese) o saledizos transversales a lo largo del vástago, capaces de absorber los esfuerzos de presión y de tracción inmovilizando la pieza.

1974 Bateman diseñó una prótesis bipolar universal con cabeza de 22 mm consistente en una copa de aleación metálica mayor que una hemiesfera, con la superficie externa altamente pulida y con un socket de polietileno de alto peso molecular revistiendo el interior y con una cavidad en el centro para acentar la cabeza femoral.

1977 Matchett-Brown desarrollan una prótesis con cabeza de 32 mm con vástago similar al de Moore pero sin fenestraciones, cuellos de 29 mm, 34 mm y 39 mm con plataforma y ángulo en el cuello. El tallo tiene 138 grados con borde lateral recto y con dos crestas planas.

1978 Judet publicó el uso de una prótesis no-cementada.

1978 Giliberty desarrolla una prótesis bipolar similar a la de Bateman pero con cabeza de 32 mm.

1979 Weber desarrolló una prótesis de cadera de cromo-cobalto y una cabeza femoral de poliéster intercambiable. (2,3,4)

ANATOMIA DE LA CADERA

La cadera es una articulación sinovial por enartrosis, de gran movilidad y estabilidad, formada por la cabeza del femur en forma de una semiesfera, introducida en la cavidad acetabular o cotiloidea.

La porción coxal de la cadera esta formada más exactamente por la cara semilunar del acetábulo. Por todo el borde del acetábulo se extiende un anillo fibrocartilaginoso, el labio (rodete) acetabular (labrum acetabulare) que aumenta más aún la cavidad articular, de tal modo que supera en profundidad a la semiesfera de la cabeza femoral. El labio acetabular, se extiende en forma de puente sobre la incisura del acetábulo, constituyendo el ligamento transversal del acetábulo (lig. transversum acetabuli).

La cavidad esta cubierta por el cartilago hialino articular, tan solo en la cara semilunar, mientras que la fosa acetabular esta ocupada por tejido adiposo laxo y la base del ligamento redondo intrarticular. La cara articular de la cabeza del femur, que se articula con el acetábulo constituye en total, unos dos tercios de esfera. Esta cubierta por cartilago hialino a excepción de la fosita de la cabeza (fovea capitis), donde se incarta el ligamento redondo. La cápsula articular se inserta por todo el perimetro de la cavidad acetabular. En la región de la incisura se fusiona con el ligamento transversal del acetábulo, dejando libre el orificio formado por dicho ligamento y los bordes de la incisura. La hermeticidad de la cavidad articular en este punto se consigue a expensas de la membrana sinovial que cubre en este sitio al ligamento redondo. La inserción de la cápsula articular en el femur sigue por delante, en toda su extensión, la línea intertrocanterica, alejándose de la misma en el lado medial. Debido a esta línea de inserción cápsular, la mayor parte del femur queda incluido en la cavidad articular. Además, la articulación tiene dos ligamentos intrarticulares : el ligamento transversal del acetábulo, ya descrito, y el ligamento de la cabeza del femur que se inicia en los bordes de la incisura acetabular y en el ligamento transversal del acetábulo, insertándose por su vértice en la fosita de la cabeza del femur. Este ligamento esta cubierto por una prolongación sinovial que parte del fondo del acetábulo y actua como una envoltura elástica, que suaviza los golpes sufridos por la articulación, sirviendo también para conducir los vasos hacia la cabeza del femur.

La articulación de la cadera posee tres ligamentos externos longitudinales, que se extienden perpendicularmente a los ejes horizontales (frontal y sagital), y un ligamento circular (zona orbicular), perpendicular al eje vertical. El ligamento iliofemoral esta situado en el lado anterior de la articulación. Por su vértice se inserta en la espina iliaca anteroinferior y por su base ampliada en la línea intertrocanterica. Este ligamento frena la extensión e impide la caída del cuerpo hacia atrás durante la marcha bipeda. Eso explica el mayor desarrollo del ligamento iliofemoral en el hombre, en el que constituye el ligamento más potente de todo el organismo, resistiendo un peso de hasta 300 kg. El ligamento pubiofemoral se encuentra en la parte medial e inferior de la articulación, extendiéndose desde el pubis hasta el trocater menor, entrelazándose con la cápsula. Este ligamento retiene la abducción y frena la rotación lateral.

El ligamento isquiofemoral se inicia por detrás de la articulación, en el borde del acetábulo, en la región del isquión; se dirige lateralmente y hacia arriba, sobre el cuello del femur y entrelazándose con la cápsula termina en el borde anterior del trocater mayor. Esta limita la rotación medial del muslo y junto con la parte lateral del ligamento iliofemoral frena la aducción. La zona orbicular tiene el aspecto de fibras circulares, incluidas en las capas profundas de la cápsula articular, por debajo de los ligamentos longitudinales antes descritos, abarca en forma de lazo el cuello del femur, consolidándose por arriba con el hueso, por debajo de la espina iliaca anteroinferior. La zona orbicular esta en correspondencia con los movimientos rotatorios del femur.

Distribución Vascolar

La articulación coxofemoral esta irrigada por una red pericapsular formada por vasos ramales de la femoral profunda constituidos por las arterias circunflejas anterior y posterior, por ramas de la arteria obturatriz y de ramilletes articulares de la arteria glútea superior. Esta red anastomótica envia vasos capsulares y óseos al margen, y sus ramificaciones profundas se anastomosan con ramas provenientes de la arteria nutricia del iliaco, en la cara profunda del acetábulo. La anastomosis acetabular esta unida por ramas pericapsulares con una corona de vasos que abraza a la inserción capsular a nivel de la base del cuello; la anastomosis basal o trocanterica. Esta corona recibe caudal sanguineo abundante de la arteria circunfleja femoral medial, de la rama ascendente de la circunfleja lateral y de las tributarias glúteas.

En el surco subcapital superior los vasos describen hasta la cabeza femoral una trayectoria curva uniforme paralela a la placa o cicatriz epifisiaria. Todas las arterias pericapsulares y subcapsulares de la articulación se acompañan de venas correspondientes que a menudo forman plexos.

MUSCULOS

Músculos de la región glútea.

Los músculos se extienden desde el cinturón del miembro inferior hasta el fémur, efectuando los movimientos de la articulación coxofemoral alrededor de sus tres ejes. Están situados por todos lados y cumplen todo género de movimientos. Por su punto de inserción en el fémur, así como por sus funciones primordiales, los clasificaremos en tres grupos: anterior, posterior y medial.

El grupo anterior tiene su inserción en el trocánter menor; tienen función flexora. A este grupo pertenecen el psoas-iliaco (musc. psoas mayor y musc. iliaco) y el músculo psoas menor.

El grupo posterior se inserta en el trocánter mayor o en la proximidad del mismo y tienen función de extensores, rotadores externos y abductores. En este grupo tenemos a los músculos glúteo mayor, glúteo mediano, tensor de la fascia lata, glúteo menor, piriforme, los géminos, obturador interno, obturador externo y cuadrado crural o femoral.

El grupo medial tiene su inserción a lo largo de la línea aspera del fémur, exceptuando el músculo gracil que se inserta en la tibia. Estos músculos son básicamente aductores. Entre ellos mencionamos al pectíneo, el aductor largo, aductor breve y aductor mayor y el músculo gracil.

Músculos del muslo.

Igualmente clasificamos los músculos de esta región en tres grupos: anterior, posterior y medial.

En el grupo anterior en su mayoría son extensores de rodilla, sin embargo algunos de ellos cruzan la cadera e intervienen en su función. En este grupo tenemos al cuádriceps femoral formado por el músculo recto anterior, vasto lateral, vasto medial y vasto intermedio y además el músculo sartorio.

El grupo posterior tiene como principal función la flexión de la rodilla pero al igual que el grupo anterior toman importancia en la función y estabilidad de la cadera. En este grupo encontramos el semitendinoso, el semimembranoso, el biceps femoral (cabeza larga y cabeza breve), músculo popliteo.

El grupo medial esta compuesto por aductores de cadera y son los mismos correspondientes al grupo medial de la región glútea.

INERVACION

La articulación de la cadera posee una rica inervación a nivel de cápsula, ligamentos, bolsas adiposas intrarticulares y vasos sanguíneos. Básicamente estan compuestos de receptores mecánicos que desencadenan influencias estáticas y dinámicas sobre el control muscular y contribuyen a la apreciación de la posición y movimientos de la articulación además de generar dolor. Los nervios articulares aferentes que contienen fibras mielínicas y amielínicas, van directamente a nervios periféricos adyacentes (principalmente nervios articulares) o a nervios que están en los músculos pericapsulares (nervios articulares accesorios). El nervio del cuadrado crural inerva a la cápsula posterior. La división anterior del nervio obturador transmite impulsos provenientes de la cápsula anterior. Ramas de la división posterior del obturador inervan al ligamento de la cabeza femoral y a la almohadilla adiposa haversiana. En su punto de origen el músculo obturador aparece perforado por este nervio. Las ramificaciones musculares para el pectíneo, suplementan la inervación anterior e inferior de la cápsula. La cápsula superior también recibe el aporte de ramas provenientes del nervio glúteo superior en el glúteo menor. Además de sus ramas sensoriales aferentes, los vasos sanguíneos subsinoviales poseen también una inervación autónoma eferente (vasomotriz).

BIOMECANICA DE LA CADERA

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

Para el estudio de las fuerzas que actúan sobre la cadera, Fischer utilizó a un sujeto de 1.64 m de altura y de 58.7 Kg. de peso, que es conocido como el "hombre de Fischer" y en el cual nos basaremos para explicar las magnitudes de las fuerzas.

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

$$K = 58.7 - (10.94 \times 2) \quad K = 58.7 - 21.88 \quad K = 36.82 \text{ Kg.}$$

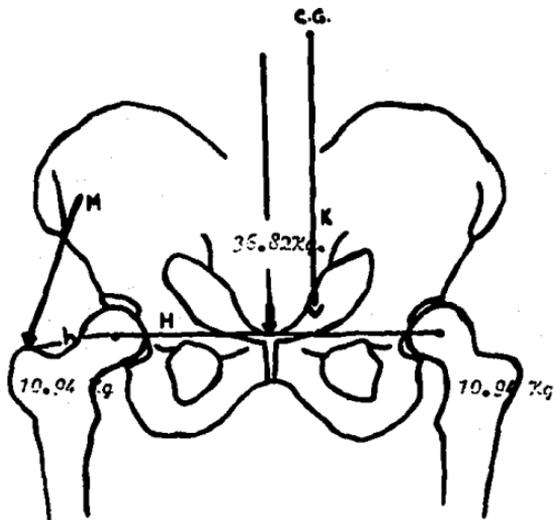
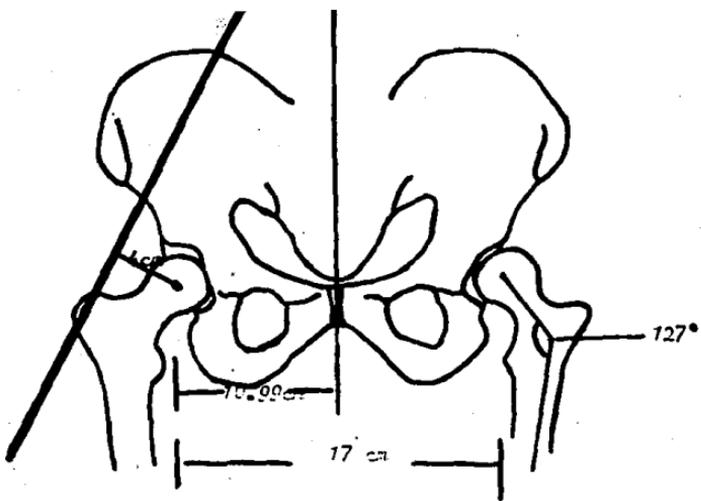
Esta fuerza K de 36.82 Kg. se encuentra repartida en ambas cabezas femorales, por lo que cada una de ellas soporta una carga de 18.41 Kg.

En sus estudios sobre la marcha, Fischer dividió el paso en 31 fases o posiciones de los miembros pélvicos, de los cuales tomaremos para la descripción siguiente la fase de apoyo del tañón, la fase intermedia de apoyo, y la de despegue del primer dedo del pie.

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

$$K = 58.7 - 10.94 \quad K = 47.76 \text{ Kg.}$$

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



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

$$KH = Mh \quad 47.76 \times 10.99 = 131.22 \times 4$$

Por tanto, el momento de ambas fuerzas es de 524.88 Kg/cm.

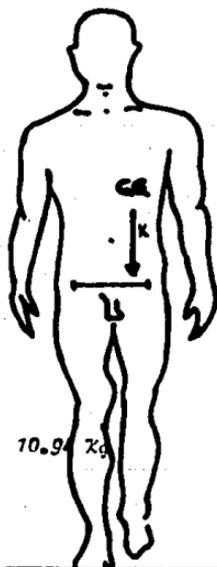
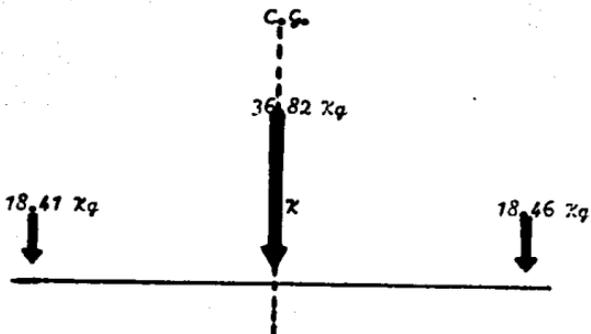
Es necesario aclarar que la fuerza M es la resultante de las fuerzas de los músculos abductores de la cadera (gluteos medio y menor, piramidal, tensor de la fascia lata, sartorio y recto anterior) ; su línea de acción forma un ángulo de 21 grados con la vertical y pasa por la parte superior del trocanter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

De estas dos fuerzas K y M se pueden obtener una resultante, pero como dichas fuerzas no son concurrentes, es decir, no tienen el mismo punto de aplicación, hay que prolongar sus líneas de acción hasta su intersección en el punto X , trasladar a este punto las dos fuerzas componentes y elaborar el paralelogramo de fuerzas. Una vez obtenida la resultante, se prolonga la línea de acción y se traslada la fuerza al punto de aplicación.

La línea de acción de la resultante pasa por el centro de rotación de la cabeza femoral y forma con la vertical un ángulo de 16 grados. Su magnitud en el hombre de Fischer es de 175 Kg pero en las fases intermedias de apoyo monopodálico se le suman fuerzas dinámicas que hacen que su magnitud total sea de 200 Kg. Algunos autores calculan que las fuerzas dinámicas son de mayor magnitud.

El centro de gravedad del cuerpo cambia en cada fase de la marcha, por lo que la inclinación de la resultante también experimentará variaciones. En un plano anteroposterior, durante la fase de apoyo de talón, la resultante se dirige hacia abajo y adelante, formando con la vertical un ángulo de 30 grados; en la fase de apoyo monopodálico esta dirigida verticalmente hacia abajo y en la fase de despegue se dirige hacia abajo y hacia atrás formando con la vertical un ángulo de 20 grados.

Considerada globalmente, la dirección de la resultante en la fase de apoyo del talón es lateroventrocaudal; en la fase de apoyo monopodálico es latero-caudal, y en la fase de despegue es laterodorsocaudal.



10.94 kg

$$x = 58.70 - 10.94 = 47.76$$

Comparando las cifras anteriormente expuestas, vemos la enorme diferencia de la carga que soporta la cabeza femoral en bipedestación y en apoyo monopodálico y la considerable magnitud de la resultante en esta fase de la marcha.

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

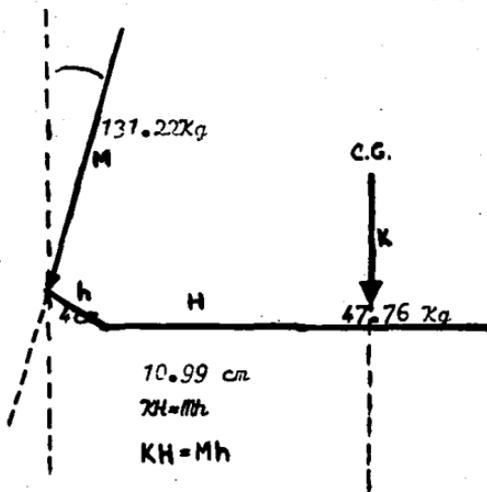
Este hecho, a primera vista paradójico, ya que aparentemente el individuo se apoya más en la cadera enferma, tiene una explicación biomecánica sencilla. Al desviarse el centro de gravedad hacia la cadera dolorosa se acorta el brazo de palanca de la fuerza K y por tanto, el momento disminuye en forma importante. La fuerza M también disminuye notablemente, ya que su brazo h permanece invariable y se necesita menor magnitud de la fuerza para neutralizar el momento KH . Esta disminución de la fuerza M trae como consecuencia una reducción muy considerable de la magnitud de la resultante, que a la vez se verticaliza. Cuando el centro de gravedad se desvía hacia la cadera enferma, de modo que la resultante forma con la vertical 18 grados, la magnitud de la resultante disminuye a 79 Kg.

También se puede reducir la magnitud de la resultante y por tanto el dolor de la cadera enferma, utilizando un bastón en el lado opuesto de la cadera lesionada. La explicación biomecánica es la siguiente: el apoyo sobre el bastón produce una fuerza T de sentido opuesto al de la fuerza K , con un gran brazo de palanca H_1 . La gran longitud de este brazo de palanca hace que el momento inducido por la fuerza T sea considerable, aunque la magnitud de esta sea pequeña; este momento tiene sentido opuesto al de la fuerza K , por lo que el valor real del momento:

$$t = KH - TH_1$$

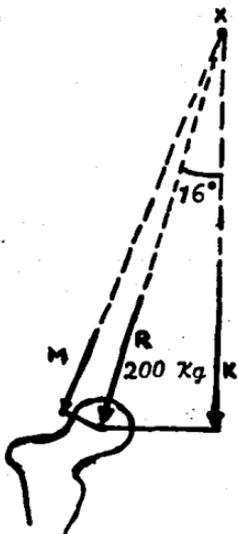
La magnitud del momento resultante es moderada y por consiguiente la fuerza M disminuye y a su vez la resultante tendrá menor magnitud:

$$KH - TH_1 = Mh$$



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

$$I = 524.88 \text{ Kgcm}$$



Esto explica porque el bastón debe usarse en la mano del lado contrario a la cadera enferma y que no se requiera mucho apoyo sobre él.

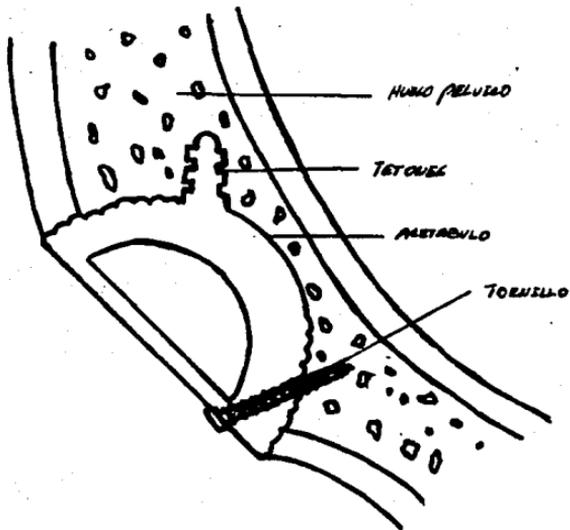
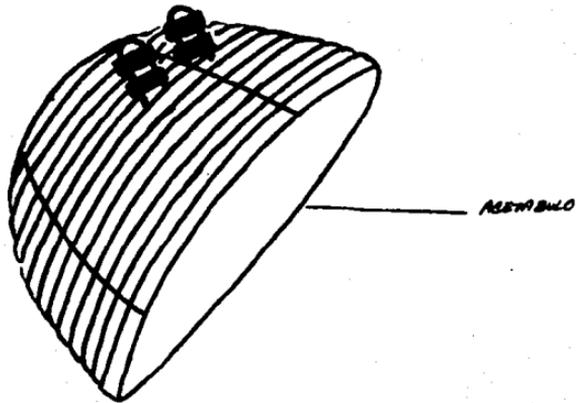
Por otra parte, según la tercera Ley de Newton, a la fuerza resultante R corresponde una fuerza de igual magnitud y de sentido opuesto R1 que es la reacción a la resultante.

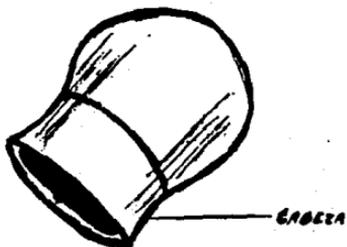
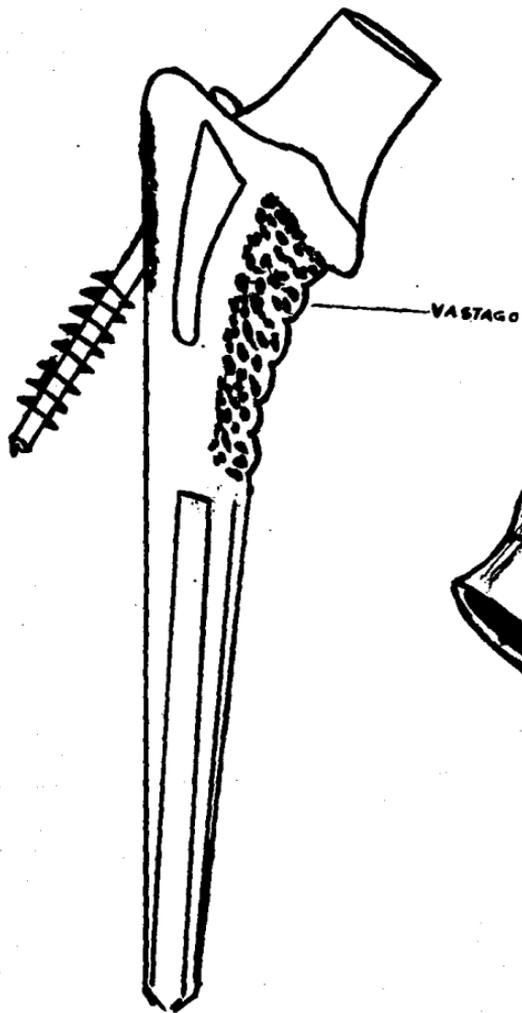
Esta fuerza R puede descomponerse sobre un eje horizontal XX que pasa por el centro de rotación de la cabeza y que es paralelo a la superficie de apoyo del acetabulo normal; al descomponerla, obtenemos una fuerza componente vertical P y una componente horizontal Q.

La fuerza P tiene una magnitud de 192 Kg y tiende a desplazar a la cabeza femoral hacia arriba y por lo tanto tiene un efecto de compresión, en tanto que la fuerza Q tiene una magnitud de 55 Kg y tiende a desplazar a la cabeza hacia adentro, comprimiéndola contra el fondo acetabular.

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

En condiciones patológicas, por ejemplo en caso de cadera dolorosa, en la que el individuo va desviando el centro de gravedad hacia la cadera enferma, la verticalización de la resultante se acompaña de oblicuidad de la superficie de apoyo acetabular, la fuerza Q desaparece y en su lugar aparece una fuerza S, de sentido opuesto, que tiene un efecto luxante; de ahí la frecuencia de las subluxaciones en la artrosis de la cadera.





CARACTERISTICAS DE LA PROTESIS TOTAL DE CADERA NO CEMENTADA

TIPO ISOELASTICA

Se trata de una prótesis de tres componentes : el componente cotileideo, el vástago y la cabeza.

El cótilo de polietileno de alta densidad, posee una superficie externa esférica, dos tetones en la zona de carga de la convexidad del implante y cuatro orificios para tornillos de esponjosa de 4.0 para colocar dos tornillos que aseguran la estabilidad primaria. Existen tres tipos de cótilo ; el estandar, el displasico y el biselado (tipo Morscher). Los tamaños son de 46,48,50,54,62 y 68 mm de diámetro externo; y 28 mm y 32 mm de diámetro interno.

El vástago tiene un ánima metálica y esta recubierto de poliacetalresina. El poliacetal es un material con una fuerte tensión y durabilidad y su modulo de elasticidad es similar a la del hueso. El alma de acero es para igualar la rigidez del hueso cortical. Las longitudes son de 150 mm, 180 mm, 200 mm y 240 mm y el grosor distal del vástago varía desde 8 mm a 20 mm con intervalos de 2 mm. El ángulo cervicodifisiario es de 144 grados. La porción proximal del vástago tiene dos alas para dar mayor estabilidad y dos orificios para dos tornillos de esponjosa de 6.5 y rosca de 16 mm.

La cabeza femoral es metálica de 28 mm y 32 mm. Posee tres tamaños de cuello : corto de 28 mm, el mediano de 34 mm y el largo de 40-44 mm.

Básicamente para que una prótesis se considere satisfactoria deberá cumplir los siguientes requisitos :

- biocompatibilidad de los materiales de fabricación
- resistencia a las fuerzas de tensión, cizallamiento y fricción
- que los implantes sean biomecanicamente parecidos a la articulación a reemplazar.

Para la planeación de la cirugía se utilizan una plantillas con las diferentes medidas de la prótesis. Sobre unas buenas radiografías se podrá decidir que tipo de vástago, cuello y acetábulo es el adecuado para el paciente otorgando así mayor seguridad y menor probabilidad de que el implante sea inadecuado.

Esto es importante en todas las prótesis sin cementar ya que su fijación inicial radica básicamente en la ajustado de su colocación y ayudado en forma menor por tornillos de esponjosa colocados en el acetábulo y en el vástago. La fijación a largo plazo estará dada por el mismo hueso que crecerá en aquellos lugares donde no había una íntima relación entre hueso y prótesis con el objetivo final que el hueso y la prótesis formen un solo conjunto biomecánico que permita distribuir y disipar las fuerzas a las que es sometida la articulación de la cadera.

EVALUACION PREOPERATORIA DEL PACIENTE

Todo paciente que será sometido a una artroplastia total de cadera sigue un protocolo de evaluación integral que incluye examen clínico completo, exámenes de laboratorio y radiografías. Se toma muy en cuenta alguna enfermedad de base, el uso de algún medicamento específico, y su estado nutricional con el fin de evitar complicaciones en el trans y post-operatorio.

A continuación detallamos los pasos que sigue un paciente en nuestro servicio antes de la operación :

1.- Historia Clínica completa. Incluye antecedentes heredofamiliares, personales patológicos, no patológicos (estado socioeconómico, habitacional, nutricional y toxicomanías). Evolución del padecimiento actual y el examen físico completa incluyendo el ortopédico detallado.

2.- Estudios de laboratorio :

- biometría hemática completa con VSG
- química sanguínea
- pruebas de coagulación
- pruebas inmunológicas : PCR, antiestreptolisinas, factor reumatoide, VDRL
- examen general de orina.

3.- Valoración cardiovascular en pacientes mayores de 40 años.

4.- Radiografías :

- A-P de pelvis 14 por 17 incluyendo el tercio proximal de femur
- Latera de cadera 14 por 17.

Sobre estas radiografías se realizará la medición de la prótesis con plantillas de isocelástica.

5.- Se presenta en sesión clinico-radiográfica del servicio para corroborar diagnóstico elaborado, tratamiento, planeación de la cirugía y pronóstico.

6.- El equipo quirúrgico planeará la cirugía desde el abordaje hasta el manejo postoperatorio. Se trazara sobre calca como debiera quedar colocada la prótesis. Se revisará el material y el equipo a usar en la cirugía.

7.- Se programa para el día y hora según aprobación de Quirófanos centrales y Departamento de Anestesia.

CÓLOCACION DE LA PROTESIS ISOELASTICA

TECNICA QUIRURGICA

Previa evaluación clínica, el anestesiólogo procedera a plicar la anestesia que el considere adecuada. Generalmente en nuestro hospital la anestesia de elección para este procedimiento es la epidural.

El paciente es colocado en decubito lateral del lado sano. Se colocan unos "bultos" o almohadillas en su parte anterior y posterior de la parte superior de la pelvis e inferior del abdomen, sujetandose estas firmemente a la mesa con el propósito de que no haya movimientos no deseados del paciente durante el acto quirúrgico.

Luego se procede a realizar la asepsia de todo el miembro pelvico a operar y la pelvis y el flanco ipsilateral. Se usa generalmente Isodine Espuma. Luego se aplica antisepsia de toda la parte lavada generalmente con Isodine Solución.

Se colocan campos y sábanas de algodón según técnicas asepticas. Finalmente se cubre el área a incidir con steridrape 1050.

Se procede a realizar una incisión posterolateral tipo Gibson iniciandose en un punto situado 6 a 8 cm de la espina iliaca posterosuperior y justo debajo de la cresta iliaca sobre el borde anterior del músculo glúteo mayor. La incisión se extiende hacia abajo hasta el borde anterior del trocánter mayor y luego se proyecta distalmente hasta unos 15 cm siguiendo el eje femoral. Mediante divulsión se reflejan los colgajos de piel y grasa subcutánea desprendiéndolos de la aponeurosis profunda subyacente hasta corta distancia por delante y detrás. Se procede a incidir la banda iliocitibial siguiendo sus fibras comenzado en el extremo distal de la herida y avanzando en dirección proximal hasta el trocánter mayor.

Se coloca el muslo en abducción y mediante palpación se localiza el borde anterior del músculo glúteo mayor extendiéndose la incisión en dirección proximal siguiendo este surco. Luego se abduce el muslo, se reflejan las masas musculares anterior y posterior y se expone el trocánter mayor con los músculos que se insertan en él. Se procede a identificar el nervio ciático y se refiere con Penrose de un cuarto. Se identifican y se seccionan los rotadores externos de la cadera (piramidal, gemino superior y

obturador interno, gemino inferior, obturador externo y cuadrado crural) dejando suficiente tendón incertado (1 cm de su inserción) para facilitar su reparación. Entonces, la porción anterior y superior de la cápsula queda a la vista. Se procede a realizar una incisión de la cápsula en "T" y se realizan maniobras de flexión de cadera y rodilla, abducción y rotación medial de cadera.

Se procede a la osteotomía a nivel de la base del cuello femoral y se retira la cabeza de la articulación. Se realiza una limpieza del acetábulo como restos de ligamento redondo, tejidos redundantes de cápsula y tejido fibroso, así como en la parte proximal del fémur a nivel de la base del cuello.

Se inicia entonces un fresado del acetábulo utilizando la fresa de menor número para ir aumentando gradualmente hasta llegar al número deseado, manteniéndose los 45 grados de inclinación y los 15 grados de anteversión. Posteriormente se coloca un orientador que posee guías para realizar las perforaciones donde acentarán los tetones. Con una broca flexible y perforador neumático se procede a realizar dichas perforaciones. Se coloca entonces el acetábulo con impactador y martillo y se hacen las perforaciones deseadas en los cuatro orificios que posee el acetábulo para colocar mínimo dos tornillos de esponjosa de 4.0 y rosca completa, previa medición de la longitud, para proveer un anclaje inicial firme al acetábulo en el iliaco. Todo el hueso obtenido del fresado acetabular se guarda en solución fisiológica para su uso posterior como injerto.

Se inicia el labrado del canal femoral. Primero se utilizan brocas en punta y de cacha larga lisa desde el número 8 hasta el número deseado. Luego utilizan brocas cónicas siguiendo el mismo patrón de numeración.

Luego con una rima alada se moldea la parte más proximal del canal femoral. Se procede a la colocación de la prótesis con un impactador se logra su máximo ajuste con sus 15 grados de anteversión, se fija con dos tornillos de esponjosa de 6.5 rosca 16 mm y tamaño adecuado, previa perforación con broca 3.2 y machuelo 6.5 mm. Se coloca el cuello previsto y se realiza la reducción. Se corrobora estabilidad con movimientos de flexión, extensión, abducción, adducción y rotaciones observándose la cobertura de la cabeza. Se coloca el hueso esponjoso obtenido de los fresados en la parte proximal del fémur donde asienta el vástago tratando de cubrir todas las irregularidades y partes de

la prótesis no cubiertas por la cortical. Se realiza lavado con solución fisiológica y se procede al cierre de la herida dejando un drenaje aspirativo de un cuarto. Para tejidos subcutaneos generalmente se utiliza sutura absorbible (daxon, vicryl) del 00 y 000; para piel nylon del 000. Se cubre la herida con gasa vaselinada y apósitos y se mantienen fijos con tela adherente o micropore.

El paciente se envía a recuperación por el tiempo necesario y luego es trasladado al pabellón.

MEDIDAS POSTOPERATORIAS

Las medidas postoperatorias consisten en :

1.- Dieta : depende de la anestesia usada. Con la epidural se da dieta blanda a normal a tolerancia. En anestesia general inhalatoria se deja un ayuno con soluciones I.V. de aproximadamente 8 horas para luego comenzar con líquidos V.O. a tolerancia. Progresivamente y a tolerancia se va aumentando la consistencia de la dieta.

2.- Soluciones : generalmente Hartman, mixta o glucosada a criterio del anestesiólogo. Se retiran al tolerar el paciente la vía oral.

3.- Antibioterapia : generalmente medicamentos antibioticos de amplio espectro solos o en combinaciones. Mientras mantenga vía intravenosa permeable se usa cefotina sodica 1 g I.V. diluida en 10 cc de solución fisiológica dosis aplicada cada 6 horas. Cuando tolera vía oral se cambia a monohidrato de cefalexina 500 mg V.O. cada 6 horas. Otros medicamentos de elección son la dicloxacilina 500 mg V.O. cada 6 hrs. y la ciprofloxacina 500 mg cada 12 hrs.

4.- Analgésicos : generalmente de tipo dipirona 1 g I.M. cada 8 horas.

5.- Antiagregante plaquetario : ácido acetil salicílico 600 mg cada 24 horas; un día antes y 5 días después de la cirugía.

6.- Pérgula de abducción : de 3 a 10 días en casos escogidos para evitar la luxación de la prótesis.

7.- Vendaje elástico : compresivo de miembros pélvicos.

8.- Ejercicios respiratorios :

- palpoteo de pecho y espalda 15 minutos cada hora que este despierto.
- inflar globos o hacer burbujas en un frasco con agua con un popote.

9.- Movilidad asistida del paciente : las primeras 24 horas. Mantener respaldo de cama alto el mayor tiempo posible. A las 48 horas sentar al paciente en el borde de la cama.

10.- Ejercicios isométricos : de cuádriceps y todo el miembro pélvico.

11.- Retiro del drenaje aspirativo : de 48 a 72 horas según la evacuación cuatificada.

12.- Deambulaci3n : asistida con muletas, al tercer día sin apoyo del miembro operado.

13.- Radiografías : de control A-P de pelvis 14 x 17 incluyendo el tercio proximal del fémur en las primeras 24 hrs. del P.O.

14.- Alta del servicio con indicaciones :

- cita para corte de puntos a los 14 días
- cita de control al mes con médico tratante
- receta de antibióticos V.O. por un mínimo de 14 días
- analgésicos para el dolor
- deambulaci3n asistida con muletas con apoyo parcial del miembro pélvico operado por tres meses. Luego deambulaci3n asistida con una muleta o bast3n por dos semanas más. Posteriormente deambulaci3n libre.

15.- Cita control : cada tres meses a criterio del médico tratante hasta alta definitiva.

16.- Otras indicaciones :

- no sentarse en asientos bajos para no flexionar la cadera más de 90 grados
- no realizar baños de tina
- no cruzar extremidades
- no dormir de lado. Dormir en decubito supino (boca arriba) y con una almohada entre las piernas
- no conducir automóvil
- la deambulaci3n debe ser cuidadosa siempre asistida con muleta dentro de los tres primeros meses con apoyo progresivo según el dolor, sensaci3n de estabilidad y fuerza muscular. Hay que evitar escaleras largas, banquetas demasiado altas y terrenos escabrosos y con mucho obstáculo.

DEFINICION DE LAS VARIABLES

1.- Sexo : Masculino
Femenino

2.- Edad : se clasificaron en grupos de edad como sigue :

20 - 29 años
30 - 34 años
35 - 39 años
40 - 44 años
45 - 49 años
50 - 54 años
55 - 59 años
60 - 64 años
65 o más años

3.- Estado Civil : Soltero
Casado
Viudo

4.- Ocupación : Hogar
Empleado
Campesino
Obrero
Profesionista

5.- Diagnóstico : Enfermedad articular degenerativa primaria
de cadera
Artritis reumatoide
Displasia acetabular congénita
Displasia fibrosa femur proximal
Tuberculosis articular de cadera
Coxartrosis secundaria a traumatismo
Coxa valga congénita
Secuelas de poliomielitis
Necrosis avascular
Aflojamiento de prótesis cementada
Protusión acetabular de prótesis parcial

- 6.- Localización : Derecha
Isquierda
Bilateral
- 7.- Clinica : Dolor
Marcha claudicante
Limitación funcional
Potencia muscular y arcos de movilidad
disminuidos

8.- Hallazgos radiológicos :

Osteoporosis
Disminución del espacio articular
Esclerosis subcondral
Quistes subcondrales
Osteofitos
Pérdida de la esfericidad de cabeza femoral
Protusión acetabular
Displasia acetabular
Terreno patológico
Aflojamiento de prótesis cementada
Osteólisis y reabsorción de la cabeza
femoral

9.- Indicación quirúrgica :

Dolor
Incapacidad funcional
Revisión protésica

- 10.- Abordaje : Posterolateral
Anterior
Posterior

11.- Tiempo quirúrgico

12.- Sangrado (en ml)

13.- Complicaciones transoperatorias :

Prótesis inadecuada
Fractura de fémur
Fractura de acetábulo
Falsa vía femoral
Lesiones vasculares
Lesiones nerviosas
Otras lesiones de partes blandas

14.- Complicaciones postoperatorias inmediatas :

Dolor
Sangrado
Fiebre
Hematoma
Embolia pulmonar
Tromboflebitis
Acortamiento o alargamiento del miembro operado
Muerte

15.- Complicaciones postoperatorias tardías :

Dolor
Marcha claudicante
Disminución de la potencia muscular y arcos de movilidad
Luxación de la prótesis
Aflojamiento de la prótesis
Fractura de los huesos receptores de la prótesis

16.- Análisis radiográfico postoperatorio :

Colocación del acetábulo
Colocación del vástago
Tornillos acetabulares protuidos a pélvis
Adelgazamiento excesivo de la cortical

17.- Tiempo de Evolución :

Menos de 3 meses
De 3 a 5 meses
De 6 a 11 meses
De 12 a 17 meses
De 18 a 23 "
De 24 a 35 "
De 36 meses o más

RESULTADOS Y ANALISIS DE LOS DATOS

A pesar de que son 22 los pacientes estudiados, los datos que se presentan a continuación corresponden al analisis de 23 caderas debido a que a un paciente se le realizó la artroplastia total no cementada tipo iscelástica en las dos caderas en diferentes tiempos quirúrgicos.

1.- Sexo Masculino 5 casos
 Femenino 18 casos (Gráfica 1)

2.- Edad máxima 64 años
 mínima 26 años

Distribución por grupos de edad :

De 25 a 29 años	2 casos	
De 30 a 34 años	4 "	
De 35 a 39 "	3 "	
De 40 a 44 "	5 "	
De 45 a 49 "	4 "	
De 50 a 54 "	3 "	
De 55 a 59 "	1 "	
De 60 a 64 "	1 "	
De 65 o más	0 "	(Gráfica 2)

3.- Estado Civil Solteros 9 casos
 Casados 12 casos
 Viudos 1 caso (Gráfica 3)

4.- Diagnóstico

TIPO

1	E.A.D. primaria de la cadera	5 casos
2	Artritis Reumatoide	5 "
3	Displasia Acetabular Congénita	3 "
4	Necrosis Avascular Cabeza Femoral	2 "
5	T.B. Articular de Cadera	2 "
6	Coxartrosis secundaria a Trauma	1 caso

TIPO

7	Coxa Valga Congénita	1	"
8	Secuelas de Poliomeilitis	1	"
9	Protusión Acetabular de Prótesis Parcial	1	"
10	Aflojamiento de Prótesis Cementada (Rescate)	1	"
11	Displasia fibrosa femur proximal	1	"

(Gráfica 4)

5.- Ocupación**TIPO**

1	Hogar	17	casos
2	Comerciante	1	caso
3	Empleado	1	"
4	Campesino	1	"
5	Obrero	1	"
6	Profesionista	1	"

(Gráfica 5)

6.- Localización

Derecha	10	casos
Izquierda	11	casos
Bilateral	1	caso

(Gráfica 6)

7.- Clínica

Dolor	23	casos
Marcha claudicante	23	casos
Limitación funcional	23	"
Potencia muscular y arcos de movilidad disminuidos	23	casos

8.- Hallazgos Radiológicos**TIPO**

1	Osteoporosis	1	caso
2	Disminución del espacio articular	16	casos
3	Esclerosis subcondral	16	"
4	Quistas subcondrales	4	"
5	Osteofitos	17	"

6	Pérdida de la esfericidad de la cabeza femoral	14	"
7	Protusión Acetabular	1	caso
8	Displasia Acetabular	7	casos
9	Terreno patológico	1	caso
10	Aflojamiento de prótesis cementada	1	"
11	Osteolisis y resorción cabeza femoral	4	casos

(Gráfica 7)

9.- Indicación Quirúrgica

TIPO			
1	Dolor	23	casos
2	Limitación Funcional	23	casos
3	Revisión protésica cementada	1	caso

(Gráfica 8)

10.- Abordaje Posterolateral en el 100% de los casos

11.- Tiempo de cirugía

Tiempo máximo	4 horas 30 minutos
Tiempo mínimo	1 hora 30 minutos
Tiempo promedio	2 horas 46 minutos

12.- Sangrado transoperatorio

sangrado máximo	1350 ml
sangrado mínimo	300 ml
sangrado promedio	660 ml

13.- Transfusión transoperatoria y postoperatoria

máxima	3	unidades de paquete globular
mínima	0	unidades
promedio	0.4	unidades de paquete globular

14.- Complicaciones Transoperatorias

Prótesis inadecuada	1 caso
Fractura de femur	1 caso
Fractura de acetábulo	1 "
Falsa vía femoral	1 "
Lesiones vasculares, neurológicas y de otras partes blandas	0

(Gráfica 9 Y 9-A)

15.- Complicaciones postoperatorias inmediatas

Dolor de herida quirúrgica	23 casos
Sangrado escaso	23 casos
Fiebre	0 "
Hematoma, Tromboflebitis, embolia y muerte	0 "

16.- Complicaciones postoperatorias tardías

Dolor	1 caso
Marcha claudicante	2 casos
Luxación de la prótesis	0 "
Aflojamiento de la prótesis	0 "
Fractura de los huesos receptores	0 "

(Gráfica 10 Y 10-A)

17.- Análisis radiográfico postoperatorio

Colocación del acetábulo	satisfactoria 18 casos
	deficiente 5 casos
	(Gráfica 11-A)
Colocación del vástago	satisfactoria 22 casos
	deficiente 1 caso
	(Gráfica 11-B)
Protusión de tornillos acetabulares a cavidad pélvica	5 casos
	(Gráfica 11-C)

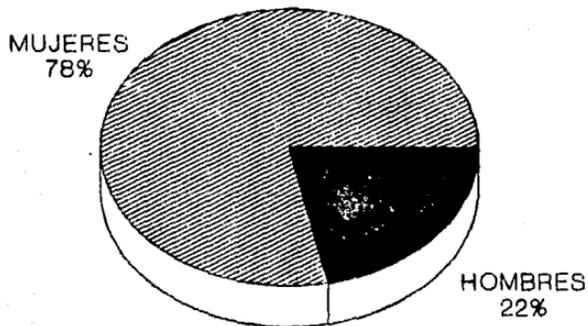
18.- Tiempo de evolución

Menos de tres meses	ninguno
De 3 a 5 meses	1 caso
De 6 a 11 meses	4 casos
De 12 a 17 meses	7 "
De 18 a 23 meses	6 "
De 24 a 35 meses	3 "
De 36 o más meses	2 "

(Gráfica 12)

Todos los pacientes han tenido una evolución satisfactoria.

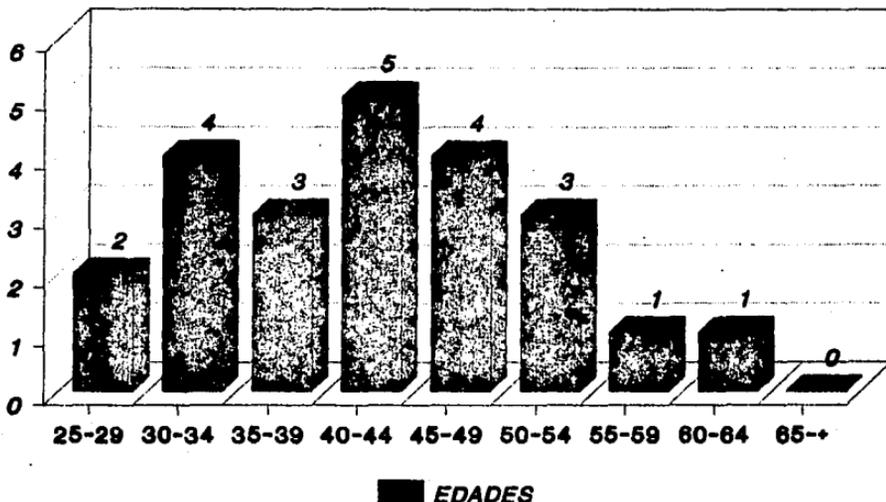
PACIENTES CON ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA TIPO ISOELASTICA



GRAFICA 1

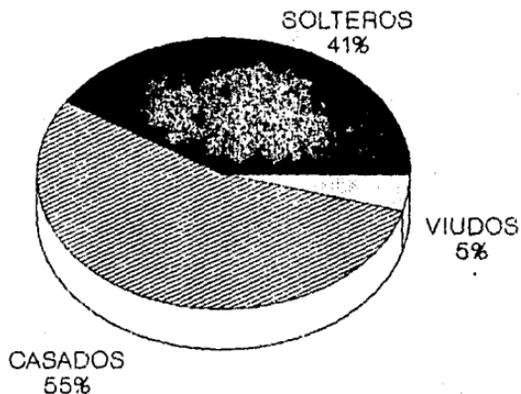
DISTRIBUCION POR GRUPO DE EDADES CON ARTROPLASTIA TOTAL ISOELASTICA

NUMERO DE PACIENTES



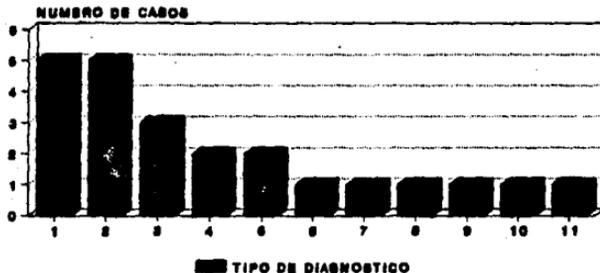
GRAFICA 2

ESTADO CIVIL DE LOS PACIENTES



GRAFICA 3

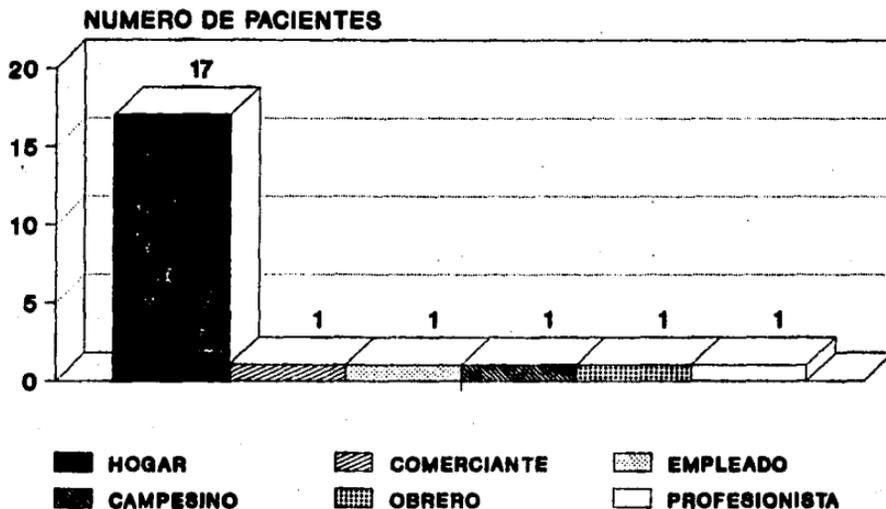
DISTRIBUCION POR DIAGNOSTICO DE PACIENTES



GRAFICA 4

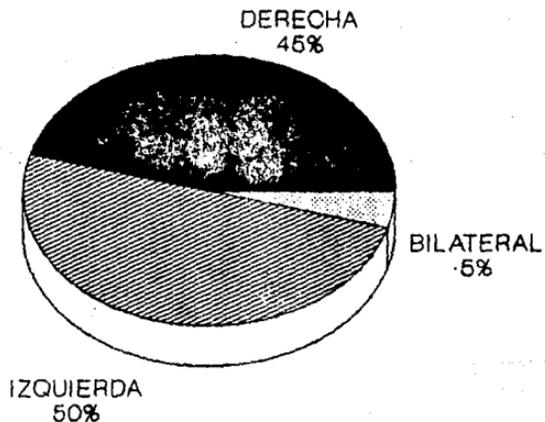
- 1 E.A.D. PRIMARIA DE LA CADERA
- 2 ARTRITIS REUMATOIDE
- 3 DISPLASIA ACETABULAR CONGENITA
- 4 NECROSIS AISCULAR CABEZA FEMORAL
- 5 T.B. ARTICULAR DE CADERA
- 6 COXARTROSIS SECUNDARIA A TRAUMA
- 7 COXA VALGA CONGENITA
- 8 SEQUELAS DE POLIOMELITIS
- 9 PROTUBION ACETABULAR DE PROTESIS PARCIAL
- 10 AFLOJAMIENTO DE PROTESIS CEMENTADA (RESCATE)
- 11 DISPLASIA FIBROSA FEMUR PROXIMAL

DISTRIBUCION DE PACIENTES SEGUN OCUPACION



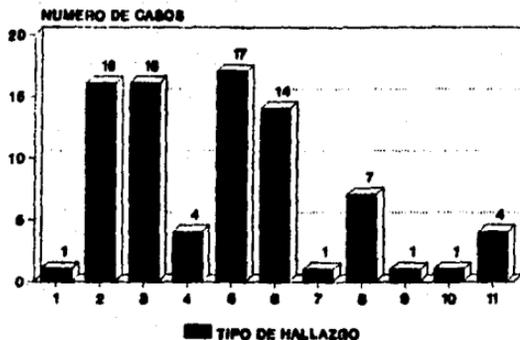
GRAFICA 5

DISTRIBUCION DE PACIENTES SEGUN LOCALIZACION DE CADERA



GRAFICA 6

HALLAZGOS RADIOLOGICOS PREOPERATORIOS

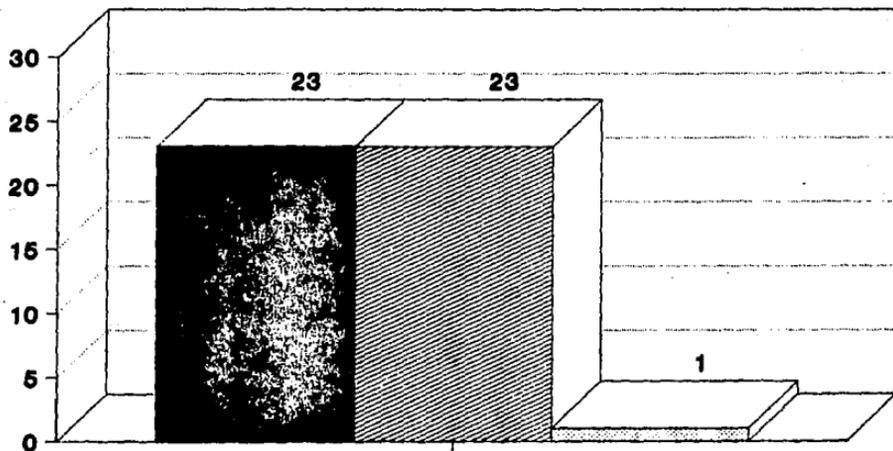


- 1 OSTEOPOROSIS
- 2 DISMINUCION DEL ESPACIO ARTICULAR
- 3 ESCLEROSIS SUBCONDRAL
- 4 QUISTES SUBCONDRALES
- 5 OSTEOFITOS
- 6 PERDIDA DE LA ESFERICIDAD DE LA CABEZA FEMORAL
- 7 PROTUSION ACETABULAR
- 8 DISPLASIA ACETABULAR
- 9 TERRENO PATOLOGICO
- 10 AFLOJAMIENTO DE PROTESIS CEMENTADA
- 11 OSTEOLISIS Y REBORCION CABEZA FEMORAL

GRAFICA 7

INDICACION QUIRURGICA

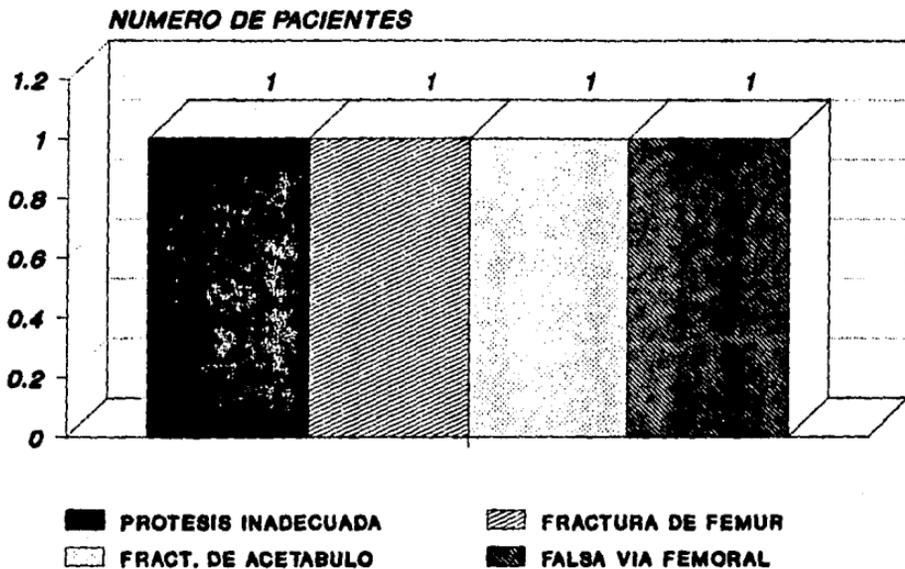
NUMERO DE PACIENTES



DOLOR **LIMITACION FUNCIONAL** **REV. PROT. CEMENTADA**

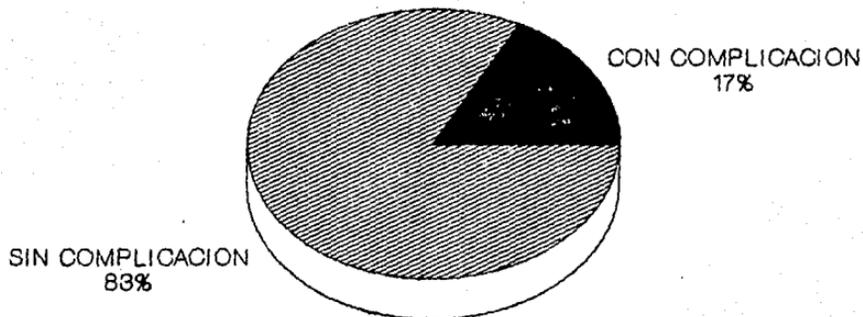
GRAFICA 8

COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS



GRAFICA 9

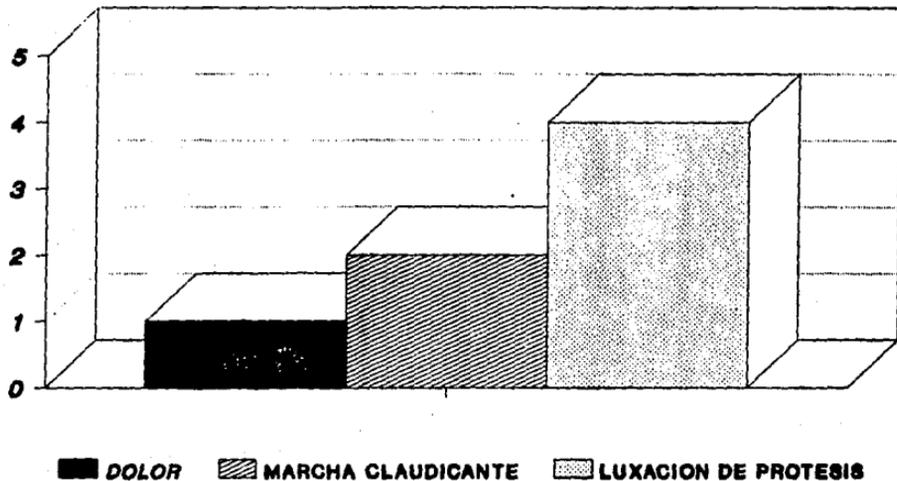
PACIENTES CON COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS



GRAFICA 9-A

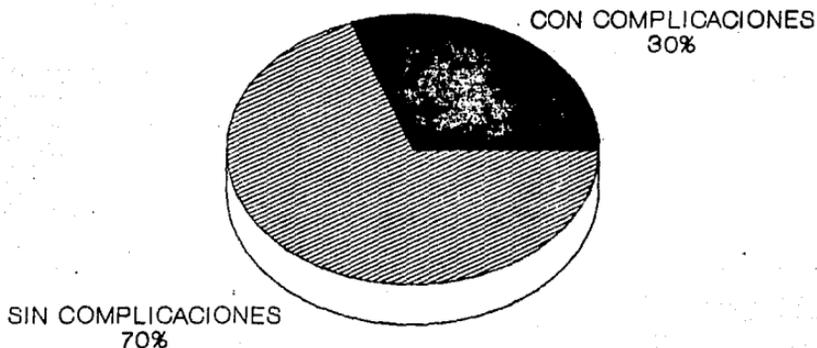
PACIENTES CON COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS TARDIAS

NUMERO DE PACIENTES



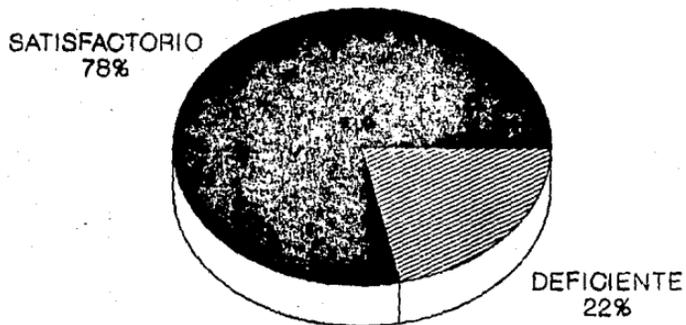
GRAFICA 10

PACIENTES CON COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS TARDIAS



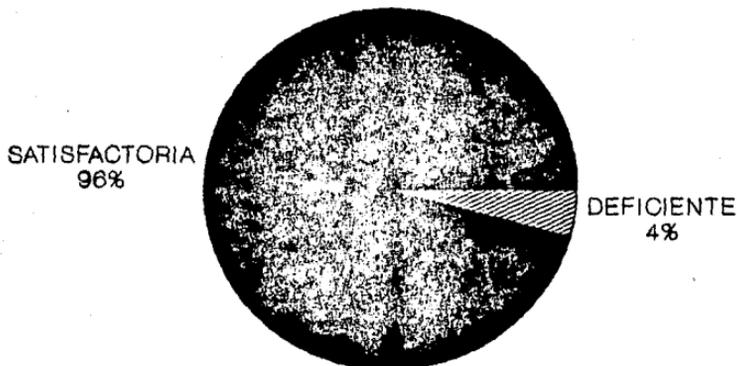
GRAFICA 10-A

ANALISIS RADIOGRAFICO POSTOPERATORIO COLOCACION DE ACETABULO



GRAFICA 11-A

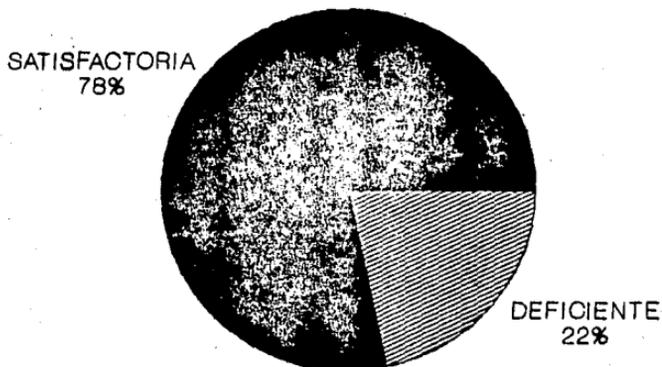
ANALISIS RADIOGRAFICO POSTOPERATORIO COLOCACION DEL VASTAGO



GRAFICA 11-B

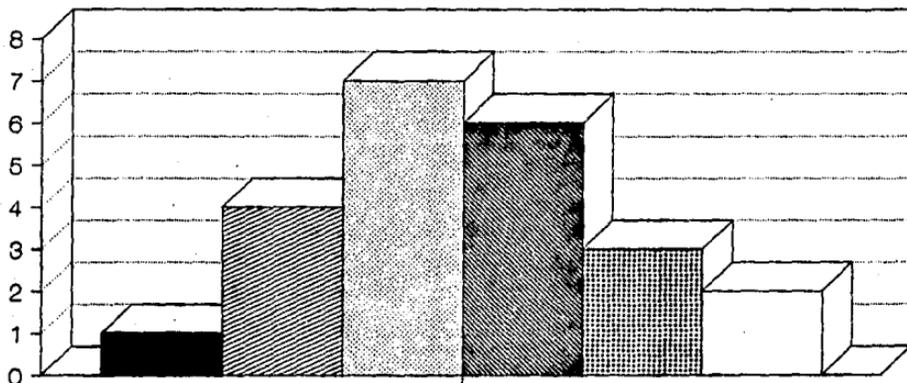
ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

ANALISIS RADIOGRAFICO POSTOPERATORIO COLOCACION DE TORNILLOS ACETABULARES



GRAFICA 11-C

TIEMPO DE EVOLUCION DE LOS PACIENTES (EN MESES)



DE 3 A 5

DE 18 A 23

DE 6 A 11

DE 24 A 36

DE 12 A 17

DE 36 O MAS

GRAFICA 12

CONCLUSIONES

La mayoría de los pacientes sometidos a artroplastia total de cadera fueron del sexo femenino (78.26 %). Un gran porcentaje, (77.27 %) se dedican al hogar. Si tomamos en cuenta la actividad desarrollada en el hogar por una mujer de un estrato socioeconómico medio o bajo, que es al cual pertenecen la mayoría de nuestros pacientes estudiados, encontraremos que es una población adecuada para evaluar la durabilidad de la prótesis. Una mujer dedicada al hogar realiza una actividad diaria ardua e intensa, esta la mayor parte del tiempo en bipedestación, realizando quehaceres domésticos que exigen a las articulaciones gran esfuerzo. Consideramos que esta es una población adecuada para medir el potencial de la prótesis para adaptarse al hueso y mantenerse fija en el mismo, pues en ella se encuentra sometida diariamente a gran stress y fuerzas de tensión y cisallamiento.

La mayor cantidad de prótesis iscelástica fué colocada entre los 30 y los 55 años, cumpliendo con una de las indicaciones de ésta prótesis que es su uso en pacientes jóvenes. Analizando la curva de frecuencia para la distribución por grupos de edad encontramos que se establece una meseta entre los 30 y los 55 años de edad existiendo una diferencia poco significativa entre los grupos de intervalos de 5 años, siendo para ellos de entre un 13% a un 21 % de incidencia encontrándose este porcentaje máximo en el grupo de edad de los 40 a 44 años. La evolución de todos estos pacientes jóvenes ha sido hasta el momento satisfactoria.

Los principales diagnósticos encontrados en los pacientes sometidos a la artroplastia con prótesis iscelástica fueron la enfermedad degenerativa articular primaria y la artrosis secundaria a artritis reumatoidea de un 43.46 % entre las dos. Los casos congénitos hacen un 17 % , ocupando un tercer lugar en frecuencia. La T.B. articular de cadera y la necrosis avascular de la cabeza femoral se encuentran en cuarto lugar con un 8.69 % cada una. La gran variedad de patologías de los pacientes de nuestro estudio demuestran la versatilidad de la prótesis iscelástica.

No hubo una prevalencia significativa en cuanto a la localización de la cadera afectada a la cual se le sometió la artroplastia.

La clínica fué similar en casi todos los pacientes con dolor de intensidad moderada a severa, marcha claudicante, limitación funcional y disminución de la fuerza muscular y arcos de movilidad. Todos estos síntomas mejoraron en gran medida con la artroplastia con prótesis isoeelástica desde el postoperatorio inmediato.

En cuanto al tiempo quirúrgico y el sangrado fué el normal para una artroplastia total de cadera por un abordaje posterolateral. Una vez conocida y dominada la técnica de colocación de la prótesis isoeelástica se convierte en una cirugía relativamente sencilla. Además no encontramos las complicaciones típicas del fraguado del cemento. Pero, en fin de cuenta, un menor tiempo y poco sangrado en cualquier cirugía dependerá básicamente de la pericia y el conocimiento del cirujano.

Las complicaciones transoperatorias fueron pocas con 1 caso de fractura de femur, 1 caso de prótesis inadecuada, 1 de fractura de fondo acetabular y uno de falsa vía femoral. No hubo lesiones a partes blandas ni estructuras importantes como vasos y nervios.

Las complicaciones postoperatorias inmediatas son las de esperar en cualquier cirugía como lo son el dolor en la herida quirúrgica y el sangrado escaso recolectado por el drenaje autoaspirativo.

Las complicaciones postoperatorias tardías fueron pocas siendo la de mayor importancia la luxación de la cabeza femoral del acetábulo en un 17.3 %, cifra bastante significativa y con la desventaja de la reintervención en los 4 casos. Las causas principales de éstas luxaciones fueron el mal cumplimiento de las indicaciones del postoperatorio, y en menor grado una orientación acetabular deficiente. Todas estas luxaciones ocurrieron durante los tres primeros meses del postoperatorio.

El tiempo de evolución de los pacientes postoperados varía entre 3 meses y 45 meses. En todos los pacientes la evolución ha sido satisfactoria. El dolor, la marcha claudicante, la limitación funcional y la fuerza muscular y arcos de movilidad han mejorado en todos los pacientes. El dolor ha desaparecido y en los menos ha disminuido en forma considerable. No se han presentado casos de aflojamiento de prótesis, incompatibilidad y rechazo del material. Todos los pacientes han reingresado a su actividad normal y se han incorporado a su vida social y familiar en forma completa.

Debido a que las prótesis no cementadas actuales constituyen un método relativamente nuevo de artroplastía total de cadera y dado que el paciente con mayor tiempo de evolución va a completar sus 4 años, somos concientes que no es un tiempo ideal para emitir una opinión concluyente sobre la durabilidad y el comportamiento de la prótesis isocelástica, sin embargo, uno de los objetivos de este trabajo es servir como línea base para continuar con un control de los pacientes ya operados a iniciar un protocolo de estudio para los pacientes que se operaran.

Basados en el análisis de los resultados encontrados en este estudio podemos concluir que la prótesis no cementada tipo isocelástica es un método de artroplastía sencillo y sin muchas complicaciones trasoperatorias y postoperatorias y que además, debido a su relativo bajo precio en el mercado nacional, es idónea para los pacientes, sobre todo jóvenes, que acuden a nuestro Servicio de Ortopedia del Hospital General de México, Secretaría de Salubridad, con una patología de cadera susceptible de un remplazo total articular.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- M. Prive, N. Lisenkov, V. Bushkovich, Anatomía Humana. Editorial Mir, Moscú 1984, 5a. edición.
- 2.- Tronzo, Cirugía de Cadera. Editorial Médica Panamericana 1976, 3a. edición.
- 3.- Campbell, Cirugía Ortopédica. A.S. Edmonson, A.H. Crenshaw. Editorial Panamericana. 7a. edición.
- 4.- F. Bastos Mora, Prótesis sin Cementar de la Cadera. Editorial Jims, Barcelona 1988, 1a. edición.
- 5.- Experience with the RM isoelectric hip endoprosthesis. Trager Cirurg 1985. Nov. 56 (2) 718-722.
- 6.- Cementless isoelectric RM total hip endoprosthesis. Bombelli J. R. Soc. Med. 1982. Ago. 75 (8) 588-597.
- 7.- Early results of the RM isoelectric cementless total hip prosthesis 300 cases consecutives with two years .Bombelli Hips 1984. 133-145
- 8.- The isoelectric non cemented total hip arthroplasty. Preliminary experiences with 400 cases. Andrew, Bombelli. Clin Orthop 1986. May (206) 127-138.
- 9.- Cementless fixation of isoelectric hip endoprosthesis manufactured from plastic materials. Morscher. Clin Orthop 1983. Jun (176) 77-82.
- 10.- Bone sintigraphy in total isoelectric hip prosthesis. Proposal of semiquantitative analysis. Colombo et al. Radiol. Med. 1984. Oct. 70 (10) 705-708.
- 11.- Suggestions for improving the biomechanical properties of isoelectric hip joint endoprosthesis with regard to the component structure. Paulasesky. Orthop Traumatol 1983. Oct. 50 (5) 416-427.
- 12.- The tratament of femoral neck fractures with and isoelectric endoprosthesis implant without bone cement. Morscher. Orthop Surg. 1981. Ago 98 (2) 93-100.

13.-Tentative results after implantation of isoelectric cementless hip-gaint socket. Paingenfiers. Ktucl traumatol. 1984. Dec 14 (6) 271-274.

14.- Tratament of proximal femoral fractures with isoelectric artificial endoprosthesis. Laffer V. Unfalchir Versicherungsmed Berufskri 1983. 76(3). 143-146.

15.- RM isoelectric total hip artroplasty. A review of 34 cases. Jakim et al. J. Srtroplasty 1988. 3(3) 191-199.

16.- Biomechanical study of a new type of isoelectric cervicapital pold endoprosthesis. Chech. Acta Chir Orthop Cech 1983. 50(2) 138-140.