

11245
49
203

Universidad Autónoma de México

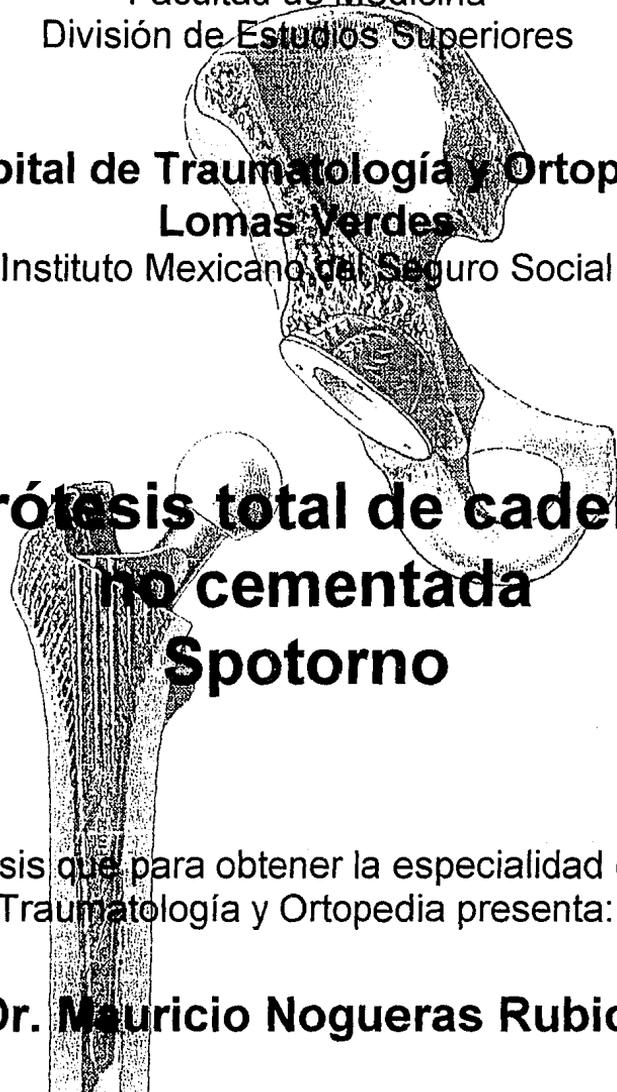
Facultad de Medicina

División de Estudios Superiores

Hospital de Traumatología y Ortopedia

Lomas Verdes

Instituto Mexicano del Seguro Social



**Prótesis total de cadera
no cementada
Spotorno**

Tesis que para obtener la especialidad en
Traumatología y Ortopedia presenta:

Dr. Mauricio Noguerras Rubio

Febrero de 1993.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

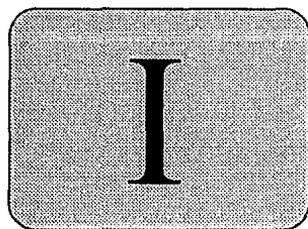
DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis 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.

1. Índice general

	Página
I. Antecedentes históricos	1
II. Prótesis no cementadas	5
1. La fijación biológica	6
2. Materiales de construcción	10
3. Problemas mecánicos	21
4. Ventajas y desventajas	27
5. Indicaciones	29
III. Prótesis no cementada Spotorno	30
1. Conceptos biomecánicos	31
2. Indicaciones vástago femoral	33
3. Indicaciones copa de expansión	36
4. Planificación preoperatoria	37
5. Técnica quirúrgica	41
6. Cuidados postoperatorios	49
IV. Resultados	52
1. Objetivos	53
2. Hipótesis	53
3. Material y métodos	54
4. Resultados	57
5. Discusión	65
6. Conclusiones	67
V. Bibliografía	68



**ANTECEDENTES
HISTORICOS**

I . Antecedentes Históricos

Hoy día, los cirujanos ortopedistas se enfrentan a dos corrientes diferentes en la implantación de los componentes protésicos en la artroplastia de cadera: La artroplastia cementada y la no cementada. Esta última, ha venido ganando terreno frente a los procedimientos convencionales de prótesis de cadera.

Históricamente, las aportaciones más decisivas en el terreno del recambio protésico articular de la cadera se pueden situar en 1923 con las llamadas "Mould=Athroplasty" de Smith Petersen, sin embargo, desde finales del siglo pasado ya existen procedimientos atroplásticos que preceden y pueden considerarse como los orígenes de la artroplastia de la cadera.

En 1821, Charles White sugirió la escisión de la cabeza femoral por lo que llamó "Caries coxae", ya habiendo realizado éste tipo de escisiones en cadáveres desde 1769. En éste mismo año, Anthony White, realiza la primera resección de cabeza femoral en un paciente pediátrico con tuberculosis articular de la cadera. Posteriormente, John Barthon en 1827 realiza una osteotomía en un paciente anciano con coxartrosis con el objeto de crear una pseudoartrosis que proporcionara movilidad de a extremidad, sustituyendo de ésta forma la articulación y reduciendo el dolor y la rigidez.

En 1859 Fock, realizó la resección de la cabeza femoral, interponiendo un fragmento diafisario dentro del acetábulo con buenos resultados. Vernuil en 1860, es el primer cirujano que utiliza las partes blandas para la interposición, utilizando inicialmente tejido graso y muscular para sustituirlo posteriormente con fascia.

En 1865, Ollier publica una amplia discusión acerca de la interposición de elementos blandos como complemento de las artroplastias y es hasta 1913 cuando John D. Murphy, había realizado 16 artroplastias mediante un abordaje lateral, con osteotomía del trocánter mayor e interponiendo un colgajo pediculado de músculo y grasa cubriendo la cabeza femoral previamente denudada.

En 1910, Payr y Lexer, publicaron que no existe regeneración del cartilago articular después de una artroplastia de interposición sino una metaplasia del tejido interpuesto como una masa fibrosa en la que muy ocasionalmente se encuentra membrana sinovial. En 1913, Allison y Brooks, concluyen que el tejido interpuesto tiene una importancia secundaria y que existe crecimiento del tejido conectivo desde la superficie y proveniente del hueso denudado previamente.

En 1923, Smith Petersen, diseña las llamadas "mould=arthoplasty" consistentes en la interposición entre los huesos de una caperuza, que primero fue de cristal o de baquelita y que a partir de 1983 se construyó en Vitalio.

Después de éstos primeros intentos de artroplastía por interposición, que resultaban poco estables, surgieron diversas tendencias encaminadas a lograr métodos más seguros de sustitución de la cadera cuyo primer resultado fue la endoprótesis cefálica, en forma de zeta de los hermanos Judet en 1946, construida en plexiglás.

Poco después en la búsqueda de soluciones adecuadas al problema de estabilidad del implante surgieron nuevos modelos de prótesis provistas de un vástago que se introduce en la cavidad femoral después de reseca la cabeza y el cuello. Tales modelos de prótesis cervicocefálicas fueron introducidas en cirugía ósea y desarrollados simultáneamente, pero en forma independiente por Moore (1951-1952), por Thompson (1951) y por Eichler (1953). El material empleado en los tres casos era a base de una aleación entre de cromo-cobalto y molibdeno. Poco después (1954), apareció en Europa la prótesis cervicocefálica de Merle D'Aubigné y de Gosset y Retich, que no llegaron a prevalecer debido a su escasa resistencia a la fricción. El problema del desgaste del cartilago articular no quedaría resuelto hasta la introducción de las prótesis totales con sustitución de ambos componentes articulares.

Entonces en 1956 aparece la primera endoprótesis total de cadera, formada por dos piezas articuladas entre sí y construidas ambas en metal. En ello radicaba precisamente su principal desventaja. Es decir, el aumento progresivo de la abrasión mutua ente sus dos superficies de rozamiento, el aumento del coeficiente de fricción y con ello el mayor esfuerzo ejercido sobre las zonas de rozamiento y transmitido a la zona de implantación (par de giro).

Después iniciaron los trabajos de Charnley y Müller encaminados a buscar solución a los problemas de las prótesis existentes, tales como el de la fricción, el desgaste y la fijación estable de las piezas. En 1963 Sir John Charnley encontró el material hasta hoy considerado como el más adecuado para la sustitución de la superficie articular del acetábulo: el polietileno de alto peso molecular. Por la misma época, el mismo Charnley encontró una solución al problema de la fijación de las piezas con el empleo de el polimetilmetacrilato, capaz de polimerizarse en frío y autoendurecerse in situ, conocido cemento que utilizamos hasta hoy día. Los resultados observados a largo plazo con éste sistema de fijación obligaron a poner en duda las posibilidades de una fijación estable, duradera y al replanteamiento de otras formas de fijación de los implantes. De éste planteamiento surgen los primeros tipos de prótesis sin cementar, que abrieron camino a las tendencias actuales, por ejemplo, las prótesis de Mittelmeier, las prótesis isoelásticas de Morscher y Mattys y las poroprótesis de Judet.

En últimos años, éstas tendencias se han consolidado y han brindado el beneficio del perfeccionamiento de las técnicas, el empleo de materiales más adecuados, mejor diseño de los implantes protésicos en la búsqueda de los modelos que reúnan las condiciones óptimas para ser aplicados sin cemento. Así, en 1974, Mittelmeier propuso un sistema de fijación con un diseño especial de las

superficies de implantación, las llamadas prótesis provistas de "costilla de carga" (Tragrippenshaftprothese), capaces de absorber los esfuerzos de compresión y tensión inmovilizando la pieza. Sin embargo luego se vio que no cumplía satisfactoriamente con la finalidad propuesta y se modificó por el vástago "Autophor". En 1985, el mismo Mittelmeier, reporta su experiencia de una década con el sistema Autophor con resultados excelentes en 67% a 7 años, con un índice de falla del 3.2% a 9 años.

Las prótesis madreporicas de Lord garantizan la ampliación de la superficie de contacto con el hueso y facilitan la penetración del tejido óseo en los poros del material. Una porosidad media de 100 micras es bastante para que se produzca una oscificación del tejido penetrante. Después del estudio en una serie de 1509 pacientes reportada por Lord en 1982, demuestra resultados clínicos excelentes en 83%, sin embargo enfatiza: "Los mejores resultados fueron obtenidos en pacientes jóvenes, alrededor o menores de 50 años".

En un intento por minimizar el paso del estrés (stress-Shielding) del fémur proximal, causado por la excesiva rigidez de los componentes metálicos, Morscher desarrolla la prótesis Isoelástica, con un componente femoral que tiene una estructura central de titanio, cubierta por una resina poliacetilada que tiene un módulo de elasticidad similar comparado con el hueso cortical (poliacetal). Los resultados reportados por Morscher y Dick en 1983 son excelentes. En un seguimiento de 5.5 años, las copas de polietileno se reportan como bien aceptadas y sin evidencia de pérdida del anclaje o migración de los componentes. Sin embargo, Bombelli, en un estudio de 400 pacientes encuentra resultados menos satisfactorios y poco alentadores. Jakim en una revisión de 34 prótesis isoelásticas RM encontró 32% de falla en un lapso de tiempo menor a 4 años.

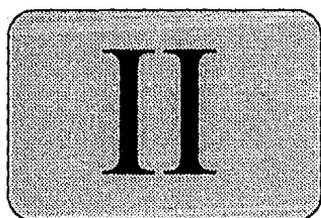
En Estados Unidos, la mayor experiencia la tiene Engh, quien tiene un gran número de publicaciones sobre éste concepto. El estima que en un lapso de 2 años, existe evidencia radiográfica de integración ósea del implante en 78% de su prótesis femoral de superficie porosa.

Zweymüller diseñó una prótesis de titanio con el sistema "Press-fit", y reporta 97% de resultados buenos en un seguimiento de 4 años. El mismo y Whiteside refieren que la estabilidad torsional es el elemento crítico en la fijación del vástago femoral. Enfatiza en la gran biocompatibilidad del titanio, que permite la fijación estrecha entre el metal y el hueso, sin interposición de tejido fibroso, concepto que Abreksson define como "Osteointegración" (1981).

Lorenz Spotorno realiza un diseño que cumple con éstos dos últimos requisitos; diseñada para la implantación sin cemento, con un diseño del vástago femoral ideado para la fijación tridimensional, que estabiliza rotacionalmente en forma primaria con autobloqueo intramedular y en forma secundaria por osteointegración. Está hecha con una aleación de Ti6Al7Nb (protasul 100 : titanio-aluminio-niobio) y cuenta con una cabeza femoral intercambiable hecha con una

aleación de CrCoMo (Protasul : cromo-cobalto-molibdeno) o bien de cerámica aluminica (BioloX : Al₂O₃), cuya dureza es mucho mayor y el coeficiente de fricción mínimo. Así mismo, la cabeza incluye tres tamaños en profundidad para la implantación del cuello: largo, mediano y corto, que se adaptan al cuello estándar del vástago femoral.

Tiene un componente acetabular que consta de dos partes que se ensamblan: una copa de expansión de titanio y un inserto de polietileno de alto peso molecular, que constituye la superficie de rozamiento. Funciona bajo los dos principios de fijación: primaria, mediante autobloqueo (press-fit) y una secundaria, por osteointegración.



**PROTESIS NO
CEMENTADAS**

II. Prótesis No Cementadas

1. La fijación biológica.
2. Materiales de construcción.
3. Problemas mecánicos.
4. Ventajas y desventajas.
5. Indicaciones.

1. La fijación biológica:

La fijación biológica es la estabilización del implante protésico, mediante el crecimiento óseo, que se obtiene a través de un contacto directo entre el hueso vivo y el implante en cuestión. De ésta manera, la transmisión de sollicitaciones a través de una interfase tridimensional es mucho más uniforme suponiendo un estímulo positivo neoformador sobre los tejidos adyacentes o sustentantes.

Se define con "osteointegración" al contacto directo entre el hueso haversiano vivo y el implante, sin interposición alguna de tejido fibroso (Albrektsson). Esta es la situación ideal para la fijación definitiva de cualquier prótesis.

El anclaje óseo directo depende de la actividad de las células óseas vivas alrededor y posteriormente dentro del implante. Estas células son esenciales para lograr la mencionada osteointegración, debiéndose conservar ésa vitalidad y capacidad osteoformadora a lo largo del tiempo. El proceso de osteointegración imita más o menos el modelo observado en la curación de las fracturas. A una primera fase inflamatoria sigue una fase de reparación para terminar con otra de remodelamiento.

Aún actuando con el máximo cuidado, el gesto quirúrgico de la implantación protésica se salda con una zona periférica a la misma, desvitalizada y que se ocupa por un hematoma. En los sistemas protésicos porosos, éstos se ven rellenos por dicho hematoma y en forma secundaria invadidos por elementos celulares sanguíneos y de la médula ósea. La zona de asiento es un típico exudado inflamatorio. A los pocos días, la reacción inflamatoria regresa y el hematoma es reemplazado por un tejido mesenquimatoso primitivo capaz de actuar como mesénquima osteoprogenitor. Sin embargo, las células de éste tejido pueden diferenciarse en una línea fibroblástica en vez de osteoblástica. En ese caso, la cicatriz fibrosa puede perdurar indefinidamente. Los osteoblastos generados a partir del mesénquima osteoprogenitor se rodean de osteoide que posteriormente se calcifica. A la semana, poco más o menos, son ya aparentes trabéculas de hueso inmaduro alrededor del sistema. Conforme éstas trabéculas van creciendo y desarrollándose en los espacios vacíos, se encuentran unas con otras y por coalescencia forman una estructura reticular tridimensional.

Este proceso reparador es una forma de oscificación intramembranosa, en la que el hueso se origina directamente a partir del tejido mesenquimal, sin ninguna fase cartilaginosa.

Entre 1 y 2 meses de postoperatorio, el tejido óseo trabecular se encuentra en contacto íntimo con el implante. La neoformación y crecimiento óseos no tienen lugar siempre de manera global e ininterrumpida. En determinadas zonas, puede detenerse temporalmente, para luego recomenzar y producirse un crecimiento por aposición de hueso lamelar maduro. En este proceso de remodelación ósea, el hueso inmaduro va sufriendo una resorción osteoclástica simultánea y se sustituye por hueso lamelar.

A lo largo del año que dura aproximadamente la invasión ósea del sistema poroso y la remodelación de dicho hueso hasta su maduración completa, la fijación por osteointegración va mejorando su calidad mecánica.

La osteointegración como tal, es difícil y con mucha frecuencia lo que se da es una proliferación fibrosa alrededor del sistema. Este tejido fibroso puede invadir por completo los espacios vacíos o aparecer conjuntamente con una cierta respuesta osteogénica, separando las trabéculas de la superficie del implante. Las fibras de dicho tejido se disponen paralelas a esa superficie que recubren, oblicuas o incluso normales a la misma, aparentemente orientadas en el sentido de la transmisión de la carga entre el implante y el hueso circundante, al que se fijan fuertemente con una apariencia similar a las fibras de Sharpey. Esta unión se traduce radiológicamente por la aparición de una línea de condensación ósea a una pequeña distancia del implante y paralela a él. La cuestión es, si el tejido fibroso denso, no mineralizado, neoformado en éstos casos, tiene una significación mecánica suficiente como para proveer una fijación definitiva, segura y eficaz de la prótesis. Parece lógico que aunque así sea, la calidad de ésta fijación no alcance la de la osteointegración, con una capacidad de soporte de cargas menor y la

posibilidad de una movilidad creciente en la interfase, que cuando sobrepasa cierto límite, condiciona movimientos crecientes y la concentración de tensiones en determinados puntos, que conduce a una resorción progresiva del hueso peri-yacente y finalmente al fracaso del montaje.

Albrektsson y cols. estudiaron ampliamente el proceso de osteointegración (1981), empleando diferentes materiales y diseños de implantes, concluyendo que para que una osteointegración adecuada se lleve a cabo se requieren varios factores:

1. Material del implante: El material utilizado debe ser bien tolerado por los tejidos, con gran capacidad para resistir las cargas aplicadas y con gran resistencia a la corrosión. Se han estudiado diversos materiales incluyendo el acero inoxidable, el vitalio, el protasul y el titanio. El material más resistente a la corrosión es el titanio, además con gran tolerancia para los tejidos con la necesaria resistencia y con alto índice de ductilidad.

El titanio es el único metal que ha mostrado ser capaz de establecer un contacto íntimo entre el hueso y el implante y capaz de mantener dicho contacto por más de 10 años en el hombre.. Otros materiales son capaces de inducir dicha osteointegración, pero la duración del contacto directo ente el hueso y el implante no es mayor de 5 años. Sin embargo, el titanio (sin aleación) tiene ciertas desventajas, tales como un alto coeficiente de fricción entre las superficies de rozamiento, por lo que se prefieren las aleaciones de titanio-protasul y así se reduce dicha contraparte.

El tantalum y el niobio son otros materiales que combinan de manera excelente las propiedades mecánicas y bioinertes (Schider et al 1980).

Los polímeros permiten el crecimiento de tejido fibroso y solo rara vez el contacto íntimo con el hueso.

2. Diseño del implante: La osteointegración se lleva a cabo más fácilmente en los implantes de diseño cilíndrico y los que mantienen un contacto más íntimo entre el hueso y el implante. También los implantes con rosca, permiten una superficie de contacto mayor que resulta en una área mayor de interacción entre el tejido y el implante. Este también es el caso de los implantes microporosos. Los poros y las conexiones entre ellos deben tener un diámetro suficiente como para que pasen a través de ellos ramificaciones tisulares vascularizadas. El diámetro de los poros debe oscilar entre 50 y 400Mm para lograr una fijación ósea de considerable resistencia y en un tiempo adecuado (8 semanas).

3. Terminado del implante: Existen varios terminados para los implantes metálicos. El objetivo básicamente es que a mayor superficie de contacto con el implante, se favorece un mayor contacto con el tejido en crecimiento, aunque hay

varios reportes (Swanson y Freeman 1977) que creen que el terminado del implante no influye en la estabilidad. Hay numerosas formas de aumentar la capacidad fijación ósea. Algunos de éstos son el tratamiento de la superficie del implante mediante anodizado o colagenización, o bien una cubierta con bioglas que admite una fijación firme entre el implante y el hueso mediante una consecutiva serie de reacciones químicas a nivel de la zona de interfase. Otra forma de terminado son los implantes con microesferas, sistemas microporosos que permiten el crecimiento óseo con un gran aumento de la superficie de fijación.

4. Estado del hueso: Este factor es de una importancia capital, ya que un hueso sano es esencial para una osteointegración adecuada. Cuando el implante es colocado en el hueso cortical, o bien en hueso esponjoso, hay una tendencia de "corticalización" del hueso esponjoso alrededor del implante. (ver en parte II Symposium-remodelación ósea adaptativa)

5. Estabilidad primaria del implante: La osteointegración, solo puede ocurrir en una situación de estabilidad completa del implante. Secundario al trauma quirúrgico, se desarrolla una zona inevitable de hueso necrótico inmediatamente adyacente al implante independientemente de los cuidados que se tenga durante la intervención quirúrgica. El hueso necrótico tiene que ser remodelado antes que se le aplique carga. Actualmente la osteointegración puede asegurarse solo si al lecho receptor se le da tiempo para la curación. En el hombre es necesario de 3 a 4 meses para que esto ocurra. Tal vez la razón más importante para la aparición de tejido conectivo periprotésico en diferentes tipos de implantes es la carga inmediata o el reposo mecánico que se le aplique. Movimientos mínimos inhiben la osteogénesis y la carga no debe ser aplicada antes que los espacios sean llenados con hueso vivo.

2. Materiales de construcción:

La importancia que tienen los materiales empleados en la construcción de las prótesis articulares, es un factor decisivo para el éxito o fracaso de su utilización. No solamente por el hecho de ser un material extraño introducido al organismo, sino que además de como sucede con los implantes de osteosíntesis, en las prótesis pretenden sustituirlo de una forma permanente.

Estas condiciones son aplicables a cualquier tipo de artroplastia, pero adquiere un significado especial en el caso de las artroplastias sin cementar, ya que se persiguen resultados a mas largo plazo, que exigen mayores garantías de duración, resistencia y biocompatibilidad de los materiales utilizados y por otra parte, la supresión de cemento plantea nuevos problemas derivados del contacto directo entre la superficie del metal y el tejido óseo.

Los materiales utilizados son fundamentalmente de tres tipos: Los metales o aleaciones metálicas, los polímeros y las cerámicas. Estos son los mas utilizados hoy día.

Es necesario definir algunos conceptos para la comprensión de los materiales y sus propiedades.

DEFINICION DE CONCEPTOS:

Las propiedades que fundamentalmente interesan en cuanto a los implantes protésicos se refiere se pueden englobar en cinco grupos:

- A. Propiedades estructurales: Homogeneidad, isotropía, anisotropía.
- B. Propiedades reológicas: Elasticidad, plasticidad, ductilidad, resistencia a la ruptura, resistencia a la fatiga, resiliencia y dureza.
- C. Propiedades tribológicas: Fricción, desgaste.
- D. Propiedades químicas y electroquímicas: corrosión química, corrosión electroquímica y corrosión galvánica.
- E. Propiedades de biocompatibilidad: Reacciones que provocan en los tejidos.
Tolerancia.

A. Propiedades estructurales:

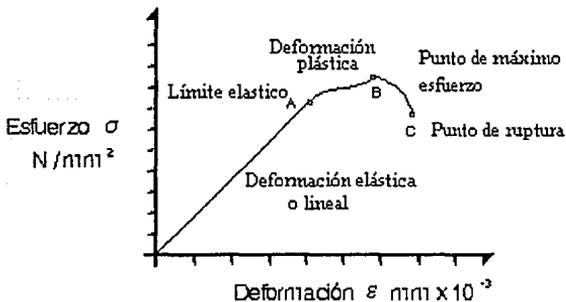
Homogenicidad: significa que todo el material, en cualquiera de sus partes, tiene una estructura interna uniforme; lo que hace que sus características físicas y mecánicas sean también uniformes. Confiere al material mayor resistencia.

Isotropía: La estructura del material es idéntica en todas direcciones y ofrece la misma resistencia a las fuerzas externas sea cualquiera el sentido en que estas actúan.

Anisotropía: Estructura interna orientada en un sentido determinado.

B. Propiedades reológicas:

Elasticidad: La propiedad que tienen los cuerpos solidos en recuperar su forma y volumen inicial al cesar la fuerza que los deforma. Esto sucede hasta cierto limite ("límite elástico") en donde la deformación es proporcional a la fuerza aplicada. Cuando sobrepasa el limite elástico el cuerpo sufre una deformación que al cesar la fuerza aplicada no recupera su forma y volumen inicial ("deformación plástica").
Modulo elástico (módulo de Young): Es la relación entre el esfuerzo aplicado y la deformación producida. Por lo tanto, cuanto mayor sea la fuerza necesaria para deformar un cuerpo, mayor es su módulo de elasticidad y menos elástico es el material.



Representación gráfica entre el esfuerzo σ y la deformación ϵ de un cuerpo elástico.

El módulo elástico varía considerablemente de un material a otro:

Hueso cortical	E=	12000×10^{-3}	N/mm ²
Hueso esponjoso	E=	2000×10^{-3}	N/mm ²
Polímeros	E=	2500×10^{-3}	N/mm ²
Cr, Co, Mo	E=	230000×10^{-3}	N/mm ²
TiAlV	E=	115000×10^{-3}	N/mm ²
Cerámicas (Al ₂ O ₃)	E=	380000×10^{-3}	N/mm ²

En los materiales isótropos, como los empleados en la construcción de las prótesis, el módulo de elasticidad es el mismo para los esfuerzos de tracción como para los de compresión. En cambio, en los materiales anisótropos, como el tejido óseo, ambos módulos son distintos:

HUESO LARGO	tracción	E = 1.6×10^6	N/mm ²
	compresión	E = 0.9×10^6	N/mm ²

lo cual quiere decir que el hueso es más elástico a la compresión que a la tracción, o bien, es más fácil llegar a comprimirlo sin fracturarlo que estirarlo.

Plasticidad: Es la propiedad que tienen algunos materiales de poderse deformar sin llegar a romperse y sin recuperar su forma inicial después de ceder la fuerza aplicada. Los materiales utilizados en las prótesis generalmente son elásticos inicialmente y cuando se sobrepasa el límite elástico (yield point) el material deja de ser elástico. A partir de este punto ya no guarda proporcionalidad con el esfuerzo aplicado. Esto también sucede dentro de un límite: "el límite plástico" (punto de ruptura), que cuando se sobrepasa, el material se rompe.

Ductilidad: Es la capacidad de un material para deformarse sin romperse. Lo contrario a la ductilidad es la fragilidad.

Viscosidad: La resistencia que ofrecen los materiales líquidos, semilíquidos y algunos sólidos a deformarse, desplazarse o romper su cohesión interna. A diferencia de otras propiedades reológicas, el grado de deformación de los cuerpos viscosos está en relación con el tiempo que actúa la fuerza deformante.

Viscoelasticidad: Es la propiedad que tienen algunos materiales de comportarse en parte como cuerpos sólidos y en parte como cuerpos viscosos. Es decir, una deformación relacionada con el tiempo que actúa la fuerza deformante (los plásticos presentan esta propiedad).

Resistencia a la ruptura: Cuando la deformación de un cuerpo sobrepasa el punto de ruptura (límite plástico) el cuerpo se rompe. El esfuerzo necesario a aplicar para llegar a este punto, es el equivalente a la resistencia a la ruptura del material empleado. Depende por lo tanto de su elasticidad y ductibilidad.

Resistencia a la fatiga: La capacidad de un material para soportar sin romperse, cargas cíclicas repetidas durante largos periodos de tiempo.

Resiliencia: Capacidad del material de resistir impactos únicos sin romperse.

Dureza superficial: Capacidad de resistir la penetración de un cuerpo sólido en la superficie del material. Se expresa en "unidades Brillen" (BU), que traduce la relación entre la fuerza de penetración empleada (kg.) y la superficie de la huella producida (mm²).

C. Propiedades tribológicas:

Fricción o rozamiento: Significa la fuerza tangencial que hay que aplicar a un cuerpo para que su superficie se desplace sobre la del otro. Depende de los factores: la mutua presión entre las superficies (la fuerza ejercida perpendicularmente sobre el plano de deslizamiento) y una cantidad constante para cada par de fricción, que depende de diversas condiciones de la superficie (aspereza, cohesión, irregularidades, etc.), llamada coeficiente de fricción.

El coeficiente de fricción varía dependiendo de si se parte del reposo (coeficiente estático) o de prolongar el movimiento (coeficiente dinámico). Este es uno de los factores más decisivos en la elección de los materiales más apropiados para la construcción de articulaciones artificiales. El coeficiente de fricción entre una superficie de plástico y otra de metal equivale aproximadamente a la mitad del coeficiente entre dos superficies metálicas y al doble del coeficiente entre plástico y cerámica.

Desgaste : Las cerámicas aluminicas (muy duras) tienen un desgaste casi nulo. Los polímeros a pesar de tener un coeficiente de fricción relativamente bajo frente a los metales, tienen un desgaste mucho mayor por ser más blandos.

El coeficiente de fricción es prácticamente el mismo para todos los polímeros, sin embargo, el desgaste varía considerablemente de unos a otros. Por ejemplo: El teflón utilizado por Charnley inicialmente (1958) es prácticamente el mismo que el del polietileno, pero su desgaste es diez veces mayor.

D. Propiedades químicas y electroquímicas:

Corrosión: Cualquier material expuesto a la acción de agentes externos (principalmente líquidos y soluciones salinas) pueden sufrir alteraciones de su

estructura que se inician en la superficie y penetran o pueden penetrar hacia el interior.

1. Corrosión química: Combinación química (formando óxidos y sales) entre los componentes del metal y los del líquido circundante. Los fenómenos de corrosión superficial aumentan al ampliarse las superficies de contacto con los tejidos y líquidos orgánicos (revestimientos porosos de las prótesis). Los polímeros también están expuestos a la corrosión química, consistente en este caso, a cambios en su estructura fisicoquímica interna, debidos a la capacidad de absorber agua (intumescencia, hidrólisis, oxidación) y que pueden alterar sus propiedades físicas de resistencia, elasticidad, etc. La resistencia a la corrosión parece estar relacionada con la capacidad de absorber agua. El polietileno de alto peso molecular y el politetrafluoroetileno son los que menos capacidad de absorber agua tienen.

Las cerámicas aluminicas son prácticamente inmunes a la corrosión química.

2. Corrosión electroquímica: Los metales, pueden experimentar en su superficie fenómenos electroquímicos debidos al desprendimiento de iones metálicos o sales y su acumulación en los tejidos circundantes, dando lugar a modificaciones del pH, alteraciones del equilibrio eléctrico, etc., que se traducen en efectos corrosivos en el material. Las aleaciones empleadas actualmente de titanio, aluminio y vanadio son propiamente inatacables por los fenómenos de corrosión eléctrica.

3. Corrosión galvánica: Producida por una corriente que se establece a través de los tejidos entre dos metales de carga eléctrica distinta. Actualmente es muy poco probable que suceda por el tipo de materiales empleados.

E. Propiedades de biocompatibilidad:

Son las reacciones que provocan los materiales en los tejidos en donde están implantados. Es decir, su tolerancia o bioinercia. Tales reacciones pueden tener un carácter claramente patológico, dando lugar a lo que clásicamente se conoce como metalosis, reacción granulomatosa a cuerpo extraño, con acumulación de detritus metálicos en la cavidad del implante, toxicidad local y general, necrosis tisular, fenómenos de rechazo, supuración, etc.

Esto es de importancia decisiva sobre los procesos de fijación biológica u osteointegración que se espera tener con las prótesis no cementadas.

MATERIALES EMPLEADOS

- I. Aleaciones metálicas
- II. Polímeros
- III. Cerámicas

I. Metales y aleaciones metálicas:

Los metales forman parte prácticamente de todas las prótesis empleadas y como material de soporte es difícilmente sustituible por otras sustancias para la confección del vástago femoral. En últimos años se han realizado experimentos con fibra de carbono reforzado con silicio, cuya resistencia es comparable a la de aleaciones metálicas y que ofrece la posibilidad alternativa a las mismas en la construcción de las prótesis. Aún no en uso clínico.

A. Propiedades generales de los metales:

La resistencia a la carga, tanto estática como dinámica, la dureza, la estabilidad prácticamente indefinida y la relativa facilidad para ser moldeados constituyen las cualidades positivas de los metales para la construcción de prótesis suficientemente resistentes y duraderas.

Frente a las cualidades señaladas, los metales tienen algunas desventajas, derivadas fundamentalmente del hecho de estar en contacto directo con el hueso en las prótesis no cementadas.

Posibilidad de corrosión: es decir, que su superficie resulte atacada por líquidos orgánicos, dando lugar al desprendimiento de partículas microscópicas o incluso macroscópicas que pueden determinar una importante reacción en los tejidos circundantes. Estas son partículas de corrosión que no pueden confundirse con las partículas de desgaste producidas en las zonas de fricción o en las superficies de deslizamiento. Esto se ha minimizado con el uso de aleaciones metálicas particularmente resistentes a la corrosión como el Cromo-Cobalto y el titanio.

Posibilidad de reacciones electroquímicas en la superficie del metal en contacto con el hueso. Desprendimiento de iones metálicos o de sales metálicas relativamente solubles, con la acumulación en los tejidos circundantes e inversión

de la concentración iónica (pH). En aleaciones como Ti6Al4V esto puede reducirse prácticamente a cero.

Ausencia prácticamente completa de porosidad de las superficies metálicas: La porosidad de los metales puede lograrse artificialmente ya que la superficie del metal propiamente dicho carece prácticamente de poros y es impenetrable al tejido óseo o conjuntivo.

B. Metales empleados:

Dentro de los metales mas utilizados, al principio fue el acero inoxidable, por su resistencia a los esfuerzos mecánicos y por su fácil tolerancia por parte de los tejidos orgánicos como también por su estabilidad electroquímica. Todas éstas propiedades han sido superadas por aleaciones a base de Cobalto, Cromo y Molibdeno. El vitalio es una aleación de Cromo-Niquel- Molibdeno. El endocast (prótesis Mittelmeier) es igualmente una aleación de CrCoMo que supera según el autor las aleaciones habituales. Otras prótesis hechas a base de Cromo-Cobalto-Niquel-Molibdeno son las de Lord y la de Judet.

Hoy día se propende mas al uso del titanio en aleación con otros metales, como el aluminio o el vanadio (Ti6Al4V) (90% titanio, 6% aluminio, 4% vanadio) con lo que se obtiene un producto que reúne condiciones particularmente idóneas como material de prótesis:

1. Máxima resistencia a la ruptura o deformación por fatiga. El titanio como material puro es relativamente blando, dúctil y poco resistente a la deformación. Sin embargo el peso específico de la aleación Ti6Al4V es casi la mitad de las otras aleaciones y aumenta considerablemente sus propiedades, con una resistencia mayor al acero.

2. Máxima biocompatibilidad: Mayor resistencia a la corrosión y máxima tolerancia por parte de los tejidos. Es prácticamente interte. Reacciones electroquímicas propiamente nulas.

3. Modulo de elasticidad relativamente bajo ($E = 110,000 \text{ N/mm}^2$). Es el mas bajo de todos los metales (CrCoMo alrededor de $220,000 \text{ N/mm}^2$). Está situada entre la de las aleaciones de CrCoMo y la del hueso ($E = 800 \text{ a } 2400 \text{ N/mm}^2$).

II. Polímeros:

El empleo de los polímeros en la cirugía sustitutiva de cadera responde fundamentalmente a dos finalidades : 1. La creación de un componente cotiloideo que ofrece una fricción baja al deslizamiento de la cabeza femoral. 2. La utilización

de polimetilmetacrilato, producto que permite la polimerización y endurecimiento casi instantáneo y en frío, como cemento óseo. Obviamente esto no tiene aplicación en las prótesis no cementadas.

En cuanto al componente acetabular, fue propuesto inicialmente por Charnley en forma de "Teflón" y posteriormente sustituida por otro material plástico de mas baja fricción, que es el mismo que se utiliza hasta hoy día: El polietileno de alto peso molecular.

El empleo de los polímeros ha encontrado otra aplicación importante, la isoelasticidad. En este caso no se utiliza el polietileno sino una sustancia acrílica mas dura y de mayor resistencia: el poliacetal. Las prótesis isoelásticas consisten en una pieza acetabular de polietileno y un vástago recubierto por poliacetal.

A. Estructura fisicoquímica: Los materiales resultan de la polimerización de un número elevado de moléculas (monómeros) inicialmente aislados, compuestos de carbono y fórmula química relativamente sencilla. El resultado son largas cadenas lineales de elevado peso molecular. Las cadenas de polímeros se organizan a su vez entre si para dar al plástico su consistencia y otras propiedades fisicoquímicas y pueden organizarse de tres maneras diferentes:

1. Estructura amorfa: en la cual las cadenas se entremezclan entre si de una manera irregular a modo de ovillo, pero conservando su estructura lineal (El PMMA).

2. Estructura semicristalina: En algunos casos, las distintas cadenas pueden contactar entre si y a semejanza de los cristales, mientras el resto de las mismas cadenas continúa independiente y enrollándose en forma irregular. Los polímeros de estructura semicristalina son termoplásticos, es decir, que después de endurecidos por la polimerización pueden volver a reblandecerse bajo el efecto del calor.

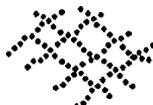
3. Estructura en malla: Las cadenas, no empiezan ni terminan en el seno del tejido, sino que sus extremos se prolongan con otros trayectos cortos y sin solución de continuidad, como los hilos de una red. Estos materiales son "duroplásticos" y tienen la particularidad aparte de su dureza que no pueden volverse a reblandecer ni siquiera por el calor a altas temperaturas.



ESTRUCTURA
AMORFA



ESTRUCTURA
SEMICRISTALINA



ESTRUCTURA
EN MALLA

B. Propiedades generales:

Estabilidad fisicoquímica: Los polímeros sometidos a la acción de los tejidos circundantes, no dan lugar a reacciones electroquímicas ni a fenómenos de corrosión superficial como los metales. Sin embargo están expuestos a cambios en su composición fisicoquímica interna, debido a su capacidad para absorber agua: intumescencia, oxidación, hidrólisis. Fenómenos que pueden manifestarse por un cambio de coloración y pueden conducir a una degradación del polímero que afecte sus propiedades mecánicas. El polietileno es uno de los que menos capacidad absorción tiene y por ende uno de los de mayor estabilidad.

Resistencia a la ruptura: En términos generales, puede decirse que los materiales plásticos que se utilizan comúnmente en la construcción de las prótesis tienen una resistencia a la ruptura (de 100 a 150 N/mm²) unas diez veces menor que los metales (1000 a 1500 N/mm²) y diez veces superior a la del hueso (10 a 155 N/mm²). El polietileno de alto peso molecular y el poliacetal ofrecen suficientes garantías de resistencia para los fines empleados.

Resistencia a la deformación: Los polímeros tienen la propiedad de ser viscoelásticos, es decir, que se comportan en parte como líquidos muy viscosos y en parte como sólidos elásticos. Debido a ello, sufren una deformación que esta en función a la carga a que se somete y al tiempo de duración de dicha carga. Sin embargo, el acetábulo construido en polietileno de alto peso molecular, sometido a una presión permanente de 3.7 N/mm² y que equivale a 3000N, a cargo de una cabeza de 32mm de diámetro, sufre una deformación apenas apreciable en la práctica.

Tolerancia: Los materiales plásticos, se comportan como sustancias prácticamente inertes. Sin embargo, dichos materiales, por su sola presencia en el seno de los tejidos apenas provoca en ellos la reacción de cuerpo extraño, si se exceptúa un aumento poco significativo de células redondas y células gigantes en las capas más próximas al material implantado.

La reacción granulomatosa a cuerpo extraño en torno al plástico puede ser provocada, en gran medida por la presencia de partículas de desgaste procedentes de las superficies de fricción, dando lugar a fenómenos de proliferación celular en las superficies próximas al implante, formación de células gigantes, proliferación de tejido conjuntivo y finalmente resorción ósea, que puede llegar a producir aflojamiento protésico.

Fricción y desgaste: Los polímeros tienen un muy bajo coeficiente de fricción. Pero también una de sus principales desventajas es el desgaste que sufre por efecto de la fricción. El coeficiente de fricción dinámica entre una superficie de plástico y una de metal puede estimarse entre 0.1 y 0.2, aproximadamente la mitad

del coeficiente de fricción entre dos superficies de metal y aproximadamente el doble del coeficiente de fricción entre plástico y cerámica. El desgaste varía de unos polímeros a otros, con cabezas del mismo material. De todos, el que ofrece menos desgaste es el polietileno. Según Charnley, el desgaste de la pieza acetabular de polietileno en combinación con la cabeza de metal puede estimarse entre 0.1 y 0.3mm por año, mientras que el del teflón (también combinado con metal) es de 2.4 a 3.6mm por año y el del poliacetal de 0.5 a 1.4mm por año. Según Mittelmeier, el tiempo de duración de una pieza acetabular con una cabeza de cerámica puede ser hasta de 30 años.

Elasticidad: El módulo de elasticidad de los polímeros (1000 a 4000 N/mm²) es unas seis veces menor al del hueso cortical (entre 8000 y 24000 N/mm²), unas treinta veces más elástico que el del titanio ($E = 110000$ N/mm²), 3555 veces más que el carbono ($E = 140000$ N/mm²) y 50 veces más que las aleaciones de cobalto ($E = 200000$ N/mm²) y unas cien veces más que la cerámica ($E = 380000$ N/mm²). Es por lo tanto, el material que ofrece la elasticidad más parecida a la del hueso.

Cabe señalar las ventajas que pueden ser invocadas a favor de esta "isoeelasticidad" y que han sido empleadas como argumento principal en defensa de uno de los modelos de prótesis ampliamente difundido: "la compatibilidad mecánica" entre el material implantado y el hueso que lo recibe, a base de iguales márgenes de deformación elástica entre uno y otro bajo los efectos de la carga; mejor transmisión y distribución de las fuerzas entre el material y el hueso; mejores condiciones de crecimiento de tejido óseo hacia el interior del implante al suprimir o disminuir los movimientos relativos entre uno y otro; mejor remodelado mecánico del hueso en torno a la prótesis; supresión o disminución del "stress-shielding", según el cual, el implante rígido actúa como un escudo frente a los esfuerzos que normalmente debería soportar el hueso.

III. Cerámicas

El término sirve para definir todo material que resulta de la unión entre sí de partículas de pequeño tamaño, inicialmente aisladas o independientes unas de otras, a modo de polvo. El proceso de unión entre tales partículas para formar un cuerpo sólido consistente se logra por contacto mutuo, presión y temperatura muy elevada, pero sin llegar a la fusión. Cada partícula conserva su forma y su individualidad inicial, soldándose a las vecinas por los puntos de contacto mutuo. A este proceso se le llama "sinterización".

Las cerámicas habitualmente empleadas en las prótesis están formadas por sinterización de partículas de aluminio (Al_2O_3) de máxima pureza y tratado a temperaturas de 1600 a 1800°C. El BioloX, está constituido en 99.7% de óxido de

aluminio en forma de pequeños granos de polvo cuyo tamaño no excede a las 4 micras.

A. Propiedades fisicoquímicas:

Resistencia a la deformación (Dureza): Es una sustancia de extraordinaria consistencia y dureza, por tanto una resistencia mecánica a la deformación superior a la de los metales. En particular a la deformación por solicitaciones mecánicas de presión estática, mantenida constante y progresivamente creciente. La resistencia a la deformación (4000 N/mm²) viene a ser 5 veces mayor que la del acero (800 N/mm²).

Resistencia a la ruptura: La misma resistencia a la deformación, así como su elevado módulo de elasticidad, hace que su ductilidad sea prácticamente nula y por tanto se trate de un material frágil, que resulta menos resistente que los metales a la fractura por fatiga.

Elasticidad: Las cerámicas ofrecen el módulo de elasticidad mas alto de todos los materiales empleados, casi el doble (380000 N/mm²), y sabiendo la repercusión que esta falta de elasticidad tiene sobre la fragilidad hay que agregar otra desventaja, su escasa compatibilidad biomecánica con el hueso, debido a las desiguales características de deformación entre el implante y los tejidos.

Estabilidad y tolerancia: La cerámica es uno de los materiales químicamente mas estables, menos expuestos a reacciones electroquímicas, mas resistentes a la corrosión y mejor tolerados por los tejidos orgánicos.

Fricción y desgaste: El coeficiente de fricción entre dos superficies de cerámica es menor a la cuarta parte entre el metal y el polietileno y la mitad aproximadamente entre cerámica y polietileno. El desgaste de dos superficies de cerámica es prácticamente nulo. Por otro lado, el coeficiente de fricción y el desgaste del polietileno con metal aumentan con el transcurso del tiempo, debido principalmente al efecto abrasivo de las propias partículas desprendidas de la superficie de rozamiento en tanto que las superficies de cerámica tiende a disminuir por el poder de autolubricación, debido a la unión de moléculas de O₂ con los enlaces bipolares del óxido de aluminio.

3. Problemas mecánicos

En todos los modelos de prótesis sin cementar, juegan un papel determinante en los resultados el tamaño de la prótesis, su diseño, los medios de fijación y la estructura superficial. Desde un punto de vista muy general, se puede decir que la primera condición que debe exigirse de una prótesis en cuanto a sus características técnicas es : la máxima sencillez de aplicación, partiendo del evidente principio que la sencillez técnica es uno de los factores de éxito. Equivale a seguridad, menos tropiezos, menos complicaciones, menor instrumentación, menor riesgo de infección, menor trauma quirúrgico, etc.

Tamaño de la prótesis:

Por lo que respecta al componente acetabular, este no plantea muchos problemas. En cuanto al diámetro externo se refiere, basta con disponer del número suficiente de medidas para poder aplicar el que mas convenga. En cuanto al diámetro interno, la mayoría de los modelos protésicos han adoptado el tamaño estándar de 32mm, aunque algunas utilizan el de 28mm que ofrece menor coeficiente de fricción.

El tamaño del vástago femoral es tan importante como la utilización o no de cemento acrílico. En apoyo de esta afirmación podría citarse como ejemplo el de las prótesis cementadas con vástago recto de Müller, una de cuyas características principales es el tamaño del mismo, que permite rellenar la cavidad ósea bloqueando el canal medular y reduciendo al mínimo los espacios muertos y en consecuencia la cantidad de cemento para rellenarlos. Este mismo modelo de prótesis, puede también emplearse sin cementar, al parecer con los mismos resultados, siempre y cuando cumplan con el bloqueo idóneo.

En el caso de las prótesis no cementadas parece evidente que un tamaño adecuado de vástago que garantice el máximo contacto con las superficies del hueso es una de las condiciones indispensables que deben cumplirse. De hecho, la mayoría de los modelos están basados en este importante principio: Tallo mas largo y mas ancho, y parte proximal del mismo ensanchada, por lo menos en su aspecto frontal, a fin de adaptarse de forma triangular a la cavidad metafisaria. Algunos modelos han sido modificados sobre la base de su propia experiencia con algunas de estas finalidades. Por ejemplo, algunas prótesis isoelásticas fueron sustituidas por sus propios autores por modelos de vástago mas largo y de mayor diámetro.

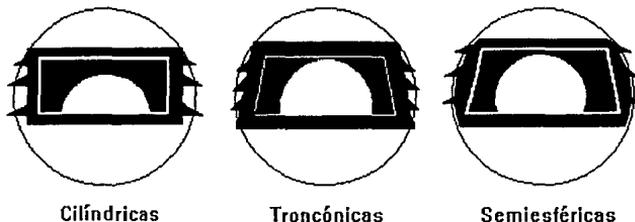
La elección del tamaño adecuado del vástago debe determinarse previamente mediante una planificación preoperatoria adecuada.

Forma y diseño de los componentes:

1. Diseño del componente acetabular:

Existe una gran variedad de diseños ampliamente conocidos. En primer lugar hay que distinguir entre los componentes acetabulares formados por una pieza única, generalmente en polietileno (Ender, isoelásticas), en cerámica (Mittelmeier) o metal-polietileno (PCA, Zimmer); y los acetábulos modulares contruidos en dos piezas adaptables entre si; una externa metálica que se fija al hueso y otra interna de polietileno de alto peso molecular adaptada en su interior. En la actualidad hay una tendencia creciente al uso de las segundas.

La forma externa del componente acetabular puede tener varias formas : semiesféricas (PCA, Engelhardt, Parpan, Ender, Mittelmeier, isoelásticas, MR, Anderse, Spotorno), troncónicas (PM, Lord, Waldemar-Link, L-Biomet) y cilíndricas (Judet, Lindenhof). En la elección de cada diseño, hay que conceder un amplio margen a las preferencias personales o a los hábitos de escuela, sin embargo las que tienen forma semiesférica son las que mejor se adaptan a la cavidad cotiloidea anatómica, con mínimo traumatismo en su preparación y máxima facilidad en la técnica de colocación.



En la mayoría de los modelos empleados, la configuración de su superficie interna corresponde a una semiesfera hueca, cuya abertura circunferencial coincide con el ecuador de la misma, perpendicular al eje central de la esfera. Tales modelos "simétricos" están concebidos en forma tal, que el eje central de la semiesfera debe coincidir geoméricamente con el eje del cuello femoral, resultando un ángulo de apertura acetabular, por lo tanto de 45 grados. Esta posición puede modificarse a voluntad durante la operación con el fin de horizontalizar ligeramente el plano de apertura y dar mayor cobertura al polo superior de la cabeza ofreciendo mejores condiciones de estabilidad.

Muchos modelos recientes ofrecen diseños asimétricos o bien un saledizo en el borde superior a modo de techo sobre añadido en el borde, que ofrecen mayor cobertura de la cabeza y por ende menor riesgo de luxación (Luxation Safe System).

2. Diseño del componente femoral:

Varios de los aspectos técnicos ya han sido expuestos, pero de todos ellos, el más importante es el que depende de su adaptación a la cavidad ósea que debe rellenar. Este requisito tiene importancia en cualquier tipo de prótesis, incluso en las cementadas, pero adquiere especial importancia en las no cementadas, por el hecho de que con ellas, los espacios vacíos entre el implante y el hueso no pueden ser rellenados con cemento y deben ser ocupados adaptando la forma de la prótesis a la forma del hueso tanto a nivel de la metáfisis como en la diáfisis.

En la mitad distal del vástago, esto se logra relativamente fácil, mediante un vástago recto de sección circular y diámetro uniforme (o muy ligeramente decreciente) desde la mitad del vástago hasta la punta, por ser esta forma la que mejor se adapta al canal medular diafisario. Y sobre todo por que es la que resulta más fácil de adaptar cuando hay que preparar el canal medular con labrado a broca. Muchos de los modelos responden a este principio (MR, isoelásticas, PCA, Lord), pero no todas. Por ejemplo, la prótesis de Mittelmeier, tiene un vástago de sección cuadrada, afilado en la punta y ligeramente curvado en casi toda su extensión.

En su mitad proximal el problema del vástago es más complejo. Tiene que estar diseñado en forma tal que ofrezca un contacto más amplio y firme que sea posible con las paredes de la cavidad ósea que debe albergarlo, contribuyendo así a la fijación primaria del implante, comparable al que se obtiene en la porción distal del mismo, y que evite por consiguiente los perjudiciales movimientos en esta zona, principalmente los movimientos rotacionales. Por otro lado, debe poderse introducir con relativa facilidad, sin violencia y sin poner en riesgo las paredes óseas (no siempre muy resistentes) de la metáfisis femoral.

La parte proximal del vástago tiene que ensancharse en el plano frontal de tal manera que adopte una forma triangular que pretenda adaptarse a la forma más o menos triangular de la metáfisis femoral. En este caso, los esfuerzos quedan a cargo de las corticales medial y lateral del fémur. El aplanamiento del vástago facilita su introducción en la cavidad medular, pero va en detrimento de un contacto suficiente a presión de sus caras anterior y posterior. Esta desventaja puede ser superada rellenando el espacio hueco con injertos óseos tomados de la cabeza resecada. Existen otras posibilidades a base de un diseño adecuado del vástago que se adapte a las curvas sagitales del fémur rellenando totalmente su cavidad metafisaria (modelo Mecron, vástago bitrocantereo), basadas en el mismo principio de las llamadas "prótesis fisiológicas" (Modelo Waldemar-Link).

3. Angulo del eje del cuello:

En la mayoría de los modelos existentes, la angulación del cuello es de 135 grados, a semejanza de la que ofrece el ángulo cervicodiafisario normal (135 grados). Dicho ángulo es el que presentan prácticamente todos los tipos de prótesis, sea cual sea la forma que adopta la parte proximal del vástago.

4. Lateralización del eje longitudinal del vástago:

Define la relación de distancia entre la línea media que señala el eje central del vástago y el centro de la cabeza y es independiente del ángulo cervicodiafisario, que continua siendo de 135 grados. La lateralización responde al propósito de compensar un anormal desplazamiento de la línea vertical de carga (eje mecánico) hacia la línea media y consecutivamente el desplazamiento de la línea vertical de carga que pasa por la cabeza femoral hacia el compartimiento externo de la rodilla. Encuentra su principal indicación en los casos de fémur previamente medializado (por acortamiento del cuello, fracturas antiguas, etc.) o en caso de un genu varo preexistente.

La lateralización presupone también un aumento proporcional de la carga sobre el borde medial del fémur, es decir, sobre el calcar, adaptada anatómicamente a esta finalidad, pero a cambio de una mayor tendencia a la valorización del vástago o de los esfuerzos valguizantes que actúan sobre el mismo. Por otro lado, es discutible que pueda lograrse con ella el efecto geométrico que se persigue sobre el genu valgo, siempre que esta sobrepase los 10 grados.

Medios de fijación inmediata

La renuencia al cemento como fijación tanto inmediata como definitiva, presupone la necesidad de lograr una fijación inmediata y suficientemente estable de los implantes por sus propias características mecánicas, como condición previa necesaria para lograr una fijación secundaria por mecanismos biológicos de proliferación ósea.

A. Fijación del componente acetabular:

Puede lograrse por varios métodos:

1. Impactación de la pieza en un lecho previamente preparado en el ilíaco, de la misma forma y tamaño (prótesis de Judet, Sivash).

2. Por ensamblado o acoplamiento: Por penetración de las salientes de la pieza en los entrantes del hueso, generalmente mamelones o pernos situados en la superficie externa de la pieza acetabular (prótesis de Engelhardt, Bombelli, Mathys, PCA, Bousquet).

3. Por medio de tornillos, que proporcionan una estabilidad adicional entre el componente y el ilíaco (isoelásticas: Mathys, Bombelli, Morscher, Lindenhof).

4. Por enroscado de la pieza acetabular en la cavidad cotiloidea, previo labrado de la misma en los surcos de rosca correspondientes (prótesis en cerámica Mittelmeier, Lindenhof, Endler).

5. Por autoenroscado del componente acetabular de forma esférica o troncóica, la cual al girar labra sus propios surcos en el tejido óseo a medida que penetra (nuevo modelo Mittelmeier, Lord, MR, PM, S.C.L., etc.).

6. Impactación en la superficie cotiloidea como sucede con la copa de expansión de L. Spotorno, que tiene múltiples picos en su superficie externa.

De todos estos tipos de fijación, los que ofrecen mayores ventajas son los que cuentan con un diseño modular de titanio- polietileno, que ofrecen en conjunto una elasticidad considerable superior a la de la cerámica y mas parecida a la del hueso, con una capacidad mayor para absorber los golpes a modo de amortiguador ("Schokdampfung" según Mittelmeier), lo cual significa un riesgo prácticamente nulo de fractura de la cabeza de cerámica, con un desgaste relativamente bajo con la combinación cerámica-polietileno, que permite según algunos autores una duración previsible de 30 años.

Estos métodos de fijación tiene sus desventajas y limitaciones, como sucede en la osteoporosis muy pronunciada del ilíaco. En estos casos resulta preferible la aplicación de un componente acetabular cementado.

B. Fijación del componente femoral:

1. Por impactación a presión (Press-fit) en el interior de la cavidad medular femoral (como un clavo en la madera). Esta fijación se logra principalmente por presión de la superficie del implante con las paredes internas de la cavidad medular.

2. Por enroscado del vástago en la cavidad medular (Engelhardt, Bousquet y Bounand, SCL).

3. Fijación adicional con tornillos (prótesis isoelásticas).

4. Por el apoyo en el calcar del "collarete" o plataforma de apoyo de muchos modelos actualmente en uso.

De los procedimientos señalados el mas utilizado es el de impactación a presión (Press-fit), que al parecer es el que ofrece mayores ventajas. Es el procedimiento menos complicado. Es también uno de los procedimientos que proporciona mayor firmeza y estabilidad inmediata a presión en toda el área de implantación, absorbiendo y transmitiendo las cargas recibidas de acuerdo con los principios mas aceptados de la biomecánica. La fijación a presión presupone la coincidencia mas exacta posible entre el tamaño del implante y la cavidad medular que lo recibe.

C. Asentamiento secundario:

La impactación o asentamiento secundario, también definido como AUTOBLOQUEO, corresponde a un ligero hundimiento ulterior e la prótesis bajo los efectos de la carga hasta fijarse definitivamente aprovechando su acción de cuña., lo que en mecánica se conoce como "efecto cónico autobloqueante", por ser mas ancha en su base que en su extremo distal. Este asentamiento debe tomarse en consideración ya que en muchos casos es inevitable y en segundo por que posiblemente significa la situación de mayor estabilidad biomecánica de la pieza implantada, al equilibrar, la carga transmitida; hecho que puede comprobarse radiológicamente con un ligero hundimiento de la prótesis. Si se admite que el autobloqueo es muchas veces una consecuencia inevitable y de cierto modo deseable de la carga, habrá que convenir que dicha carga es necesaria para que se produzca. Por otro lado, en caso de que se produzca es preferible que lo haga en las fases iniciales de postoperatorio antes que se inicien los fenómenos de proliferación ósea que conducen a la fijación definitiva.

4. Ventajas y desventajas

No todas las ventajas ni todos los inconvenientes corresponden unilateralmente a uno u otro tipo de prótesis. Ni lo que es una ventaja para uno, resulta necesariamente un inconveniente para el otro, o viceversa. Existen numerosos y muy diversos tipos de prótesis y cada uno de ellos tiene sus pros y sus contras, por lo que resulta casi imposible en un análisis global para cada uno de ellos, por lo que nos concretaremos a realizar un análisis somero de la fijación con y sin cemento.

I. Principales ventajas del cemento:

1. Relleno de todas las cavidades o irregularidades de la cavidad ósea que aloja las piezas o la orientación del lecho óseo.
2. Posibilidad de penetración del cemento, antes de fraguar y por efecto de la presión sobre su masa, en las oquedades que ofrece la superficie del lecho.
3. Fijación inmediata y momentáneamente estable de los implantes.
4. La posibilidad de rehabilitar al paciente en forma inmediata. Permite la deambulacion con carga precoz.

II. Inconvenientes del cemento:

1. Posibilidad de descementación a plazo mas o menos largo, en consecuencia las perspectivas limitadas de fijación.
2. Posible toxicidad local o general del polimetilmetacrilato polimerizado in situ.
3. Reducida resistencia del cemento a los esfuerzos de presión, tracción o cizallamiento; posibilidad de envejecimiento con fenómenos de desintegración, fragmentación o despolimerización.
4. Posibilidad de inducir reacciones de cuerpo extraño en su interfase con el hueso, a cargo de un tejido proliferante de granulacion; reacciones que pueden ser provocadas o acentuadas por la presencia de partículas desprendidas del propio

polimetilmetacrilato y que constituyen un factor importante en la intolerancia o biocompatibilidad.

III. Ventajas de la fijación sin cemento:

1. Evitar los inconvenientes del cemento: descementación secundario, reacción a cuerpo extraño y el efecto tóxico de los monómeros de PMMA.

2. Posibilidad de una fijación estable y duradera a cargo de una proliferación de tejido óseo en torno de las superficies implantadas.

3. Mejores perspectivas de duración a largo plazo y tendencia evolutiva favorable.

4. Posibilidad de realizar artroplastías totales de cadera en pacientes jóvenes.

5. Menor incidencia de accidentes tromboembólicos. Lesiones de células óseas o de la médula ósea causadas por la alta presión del cemento inyectado o por el calor emitido durante la polimerización, penetración en la corriente sanguínea de monómeros desprendidos o de partículas grasas liberadas, aglomeración de plaquetas, etc., todo lo cual constituyen factores de hipercoagulabilidad y que pueden aumentar el riesgo de tromboembolismo.

IV. Inconvenientes de la fijación sin cemento:

1. Mayores dificultades técnicas de la implantación de las piezas, con mayor peligro para la integridad del hueso receptor: fracturas de trocánter, astillados en la diáfisis o incluso fractura de la diáfisis, etc.

2. Fijación diferida de los implantes con el consiguiente retraso de la marcha con carga, y los inconvenientes que de ello pueden derivarse en sujetos de edad avanzada. Necesidad de utilizar bastones de descarga durante periodos prolongados de tiempo.

3. Limitación de su utilización cuando no existe una calidad ósea de adecuadas características.

5. Indicaciones

En este apartado no se hace alusión a las indicaciones para la artroplastia total de la cadera en todas sus formas, sino única y exclusivamente para las prótesis no cementadas.

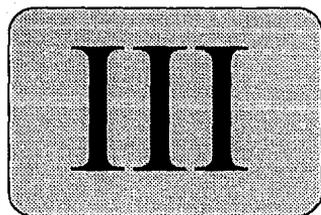
Edad: Es el argumento mas importante a favor de la implantación, de acuerdo con una opinión muy extendida, según la cual las perspectivas de estabilidad y duración a largo plazo son mejores que en la prótesis cementada. Por tal razón se puede utilizar en pacientes mas jóvenes. Hay reportes con buenos resultados en pacientes de hasta 24 - 25 años.

Estado general: Las limitaciones impuestas por la edad (menores perspectivas de vida, actividad física reducida, etc.) dependen también en alto grado de las condiciones generales del organismo o "edad fisiológica" del individuo. Lo cual permite ampliar el límite de edad máxima para el empleo de prótesis sin cementar en sujetos con buenas condiciones físicas, activos y dinámicos. O por el contrario disminuiría en personas que se hallan en la situación opuesta. Han sido practicadas artroplastias cementadas en sujetos relativamente jóvenes (57 años) cuyas condiciones fisiológicas exigían resultados a corto plazo y una rápida integración a la vida diaria.

Condiciones anatómicas locales: Los huesos suficientemente mineralizados, de tamaño normal, las corticales del fémur de grosor normal o superior a lo normal y una cavidad acetabular de paredes suficientemente consistentes, constituyen factores favorables para la implantación sin cemento. Por el contrario, huesos de reducido tamaño, osteoporosis acentuada o unas corticales del fémur particularmente delgadas, constituyen razones de peso para optar por la cementación, de uno, o de los dos componentes. Estas condiciones adquieren particular significado en las operaciones de revisión de prótesis descementadas.

Alteraciones anatómicas anatomopatológicas del acetábulo: Particularmente las protrusiones acetabulares y las caderas displásicas, como situaciones favorables para la implantación sin cemento. En el primer caso, debido a la escasa resistencia que ofrece el fondo de la cavidad cotiloidea para el preparado

del lecho, los implantes autoenroscables o la copa de expansión se apoyan fuertemente en las paredes acetabulares sin llegar a apoyarse en el fondo y que permiten por otro lado una acetabuloplastia del fondo. Por otro lado en las caderas displásicas, el aplanamiento del acetábulo (borde superior) para completar la esfericidad del mismo y ampliar la superficie de enroscado o atornillado del implante, siempre y cuando existan mineralización y condiciones locales favorables que permitan esto.



PROTESIS NO
CEMENTADA
SPOTORNO

III. Prótesis no cementada

Spotorno

1. Conceptos biomecánicos :

Vástago Femoral: El vástago femoral del sistema CLS para el reemplazo total de la cadera ha sido diseñado para la fijación sin cementar. La estabilidad tridimensional primaria (press-fit) provee estabilidad mecánica primaria. Los planos frontal y sagital de la prótesis son cónicos; la superficie anterior y posterior del segmento proximal del vástago tienen costillas cónicas, que permiten una estabilidad rotacional. La fijación óptima se obtiene mediante una fijación con bloqueo tridimensional en el canal medular. La rotación del vástago se previene por fijación de las costillas cónicas en la esponjosa de la metáfisis femoral. La fijación secundaria es posible mediante el crecimiento biológico dentro del sistema del vástago protésico (osteointegración).



El vástago femoral está hecho a base de una aleación de gran resistencia , el protasul 100 (titanio-aluminio-Niobio : Ti6Al7Nb), forjado a altas temperaturas.

Existen 11 diferentes medidas que van aumentando progresivamente desde los 7mm hasta 20mm (7, 8, 9, 10, 11.25, 12.5, 13.75, 15.0, 16.25, 17.5, 20.0).

Todos los vástagos, tienen un diseño modular, que permite la utilización de una cabeza de cerámica aluminica (BIOLOX: Al_2O_3) o bien de una aleación de CrCoMo (protasul). El tamaño del cuello del vástago es estándar y dicha longitud se puede modificar según el tipo de cabeza que se utilice. Las cabezas tienen tres profundidades del cuello: Largo, mediano y corto y el diámetro externo de ésta puede ser elegido entre el diámetro estándar de 32mm adoptado por la mayoría de las prótesis totales o bien por uno de 28mm que ofrece un coeficiente de fricción menor.

La copa de expansión: La copa también consiste en un sistema modular mediante un armazón de titanio forjado, con un inserto de polietileno de alto peso molecular. El inserto de polietileno está provisto de rosca en su superficie externa el cual se "atornilla" dentro del armazón de titanio.

El armazón de la copa está dividido en seis valvas unidas entre sí en su polo superior. En su superficie externa contiene tres hileras de picos alineados radialmente, que se fijan por penetración en el hueso acetabular. Después del fresado y preparado de la cavidad acetabular, el componente metálico se coloca en la posición mediante un aditamento que comprime la copa. El pretensado es posible por el aplanamiento del hemisferio en la zona polar. El diámetro externo medido sobre la punta de los dientes, cuando la copa está comprimida, corresponde al diámetro de la última fresa acetabular utilizada.



Después de abrir el aditamento compresor, las fuerzas radiales presionan las valvas, particularmente en el área del ecuador dentro del hueso. Utilizando un cono de expansión, el armazón se reexpande y se restituye su diámetro inicial. Como resultado, los dientes de fijación se "encajan" dentro del hueso y esto provee una fijación primaria estable. La fijación secundaria se logra mediante la osteointegración del implante.

El inserto de polietileno, como ya se mencionó, en su superficie externa tiene labrada rosca que corresponde con la rosca interior del componente metálico. Una vez colocado el inserto, el armazón no puede volver a comprimirse evitando así su desanclaje. Su superficie interior, corresponde a la superficie de fricción y tiene un diámetro estándar de 32mm o bien puede elegirse por uno de menor coeficiente de fricción de 28mm que corresponde a la cabeza del vástago del mismo diámetro.

La copa de expansión puede obtenerse en diferentes medidas, desde un diámetro externo de 46mm hasta de 62mm (46, 48, 50, 52, 54, 56, 58, 60, 62).

2. indicaciones para el vástago femoral:

Los resultados a largo plazo de la sustitución protésica no cementada de la cadera con el sistema CLS de Spotorno está determinado por la técnica quirúrgica utilizada, el diseño de los implantes y el material utilizado en dichos implantes, pero debe realizarse una selección adecuada de los pacientes .

Debe hacerse una valoración integral del estado general del paciente, de su expectativa de vida, de su actividad física, ocupación, etc., individualizando a cada uno de los pacientes el tratamiento que más convenga.

L. Spotorno y S. Romagnoli recomiendan la valoración de cuatro puntos básicos , en la elección del tratamiento cuando se desea implantar un sistema no cementado :

- a. Edad
- b. Sexo
- c. Índice de Singh
- d. Índice morfológico cortical

Cada parámetro es dividido en diferentes incisos y cada uno de ellos está valuado con una puntuación dentro de una escala. El total de puntos para cada paciente en particular proporciona una evaluación que puede utilizarse para determinar si está indicado colocar un sistema no cementado o bien uno cementado.

Valoración Spotorno-Romagnoli							
Sexo		Edad		Índice de Singh		IMC	
	Puntos		Puntos		Puntos		Puntos
Hombre	0	+ 50	0	7	0	+ 3	0
Mujer	1	50-60	1	6-5	1	3-2.7	1
		61-70	2	4-3	2	2.6-2.3	2
		+ 70		2-1	4	-2.3	4
Al elegir el vástago a emplear se puede utilizar como orientación el número de puntos obtenido.							
0-4 no cementado		5 posible		≧ 6 cementado			

a. Edad: Antes de los 50 años de edad, un sistema no cementado está bien indicado propiamente en todos los casos. Esto permite remover una prótesis e implantar una nueva con menor dificultad. Para pacientes mayores de 70 años, generalmente está indicado el uso de un sistema cementado.

b. Sexo: La pérdida de sustancia ósea, que generalmente inicia alrededor de los 40 años, es claramente mayor en el sexo femenino y posteriormente ésta aumenta por el cambio en la cantidad de hormonas secretadas, que es típico de la menopausia.

c. Índice de Singh: El índice para el cuello del fémur, desarrollado por Singh determina la escala de valores de osteoporosis. Se basa en los cambios que se van estableciendo en la estructura y la disposición del sistema trabecular en la cabeza, el cuello y trocánter. Un valor de 7 denota un fémur normal; 6 y 5 denotan una ligera osteoporosis; 4 y 3 indican un estadio avanzado de osteoporosis, y el uso de un vástago cementado está indicado sólo en raros casos que involucren pacientes jóvenes, en donde la morfología del fémur es aceptable; 2 y 1 indica una drástica contraindicación de una prótesis no cementada.

d. Índice morfológico cortical: Este índice combina en una evaluación dos variables que no siempre tienen un valor recíproco:

- * Morfología femoral
- * Grosor de la cortical femoral

El fémur puede ser dividido en tres categorías de acuerdo con su morfología (perfil) : En trompeta, cilíndrico y displásico. Dentro de éstas tres categorías, el perfil en forma de trompeta, constituye la forma ideal para implantación del sistema CLS (cement-less system) de Spotorno, ya que es el que

mejor se adapta a la forma del vástago. El fémur cilíndrico requiere una incisión apropiada en el área debajo del trocánter, que puede significar una pérdida de hueso en la zona de soporte proximal durante la implantación. Se requiere una remoción parcial de la cortical y la esponjosa en el istmo del cóncar, una zona de fundamental importancia para la fijación del vástago. El perfil cilíndrico, por tanto es menos favorable para la implantación del sistema.

El índice morfológico cortical (IMC) consiste en la relación entre dos distancias que pueden ser medidas en la radiografía estándar del fémur.

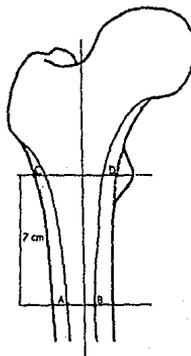
$$\text{IMC} = \text{CD} / \text{AB}$$

CD: La distancia vertical del eje femoral, tomada a nivel del punto de proyección del trocánter menor, y que conecta la superficie externa de la cortical lateral a la extensión de la parte interna de la cortical medial. Esto representa el diámetro del istmo del cóncar.

AB: La distancia horizontal del eje del fémur, que conecta las dos corticales por su parte interna, medido 7cm distal a la línea CD. Esto representa el diámetro de la cavidad medular a nivel del istmo de la diáfisis.

En los casos concernientes a Artritis Reumatoide, con todos los problemas que están asociados a ésta, con las condiciones óseas y el uso previo o a futuro de cortisona, se agrega un punto a la evaluación. Entonces, un vástago no cementado puede ser utilizado solamente en casos de pacientes jóvenes con un índice de Singh de 6 - 5 y una morfología favorable.

El IMC solo puede utilizarse en ésta forma absoluta cuando se calcula en la base de una radiografía estándar focalizada al extremo proximal del fémur y con un patrón ortogrado del rayo.



3. Indicaciones para la copa de expansión CLS:

Todos los casos en que la morfología y la constitución del hueso provean un "socket" que permita una estabilidad mecánica primaria segura.

La copa de expansión puede ser utilizada virtualmente para todos los casos primarios. Como una estabilidad primaria constituye una "*conditio sine qua non*" para una osteointegración secundaria, la esfericidad acetabular debe mantenerse o restituirse. Un defecto en el acetábulo, principalmente en la pared anterior, compromete la fijación ecuatorial. La rarefacción de la estructura trabecular, como se encuentra en la osteoporosis pronunciada, también reduce la resistencia para el brazo de momento y para las fuerzas de rotación.

Las condiciones postraumáticas, después de una fractura de acetábulo con zonas localizadas de esclerosis tienen un efecto similar, por que los picos de anclaje tienen una natural tendencia poara impactarse en las zonas de menor resistencia, con la subsiguiente penetración asimétrica en la cavidad cotiloidea.

La indicación ideal para la copa de expansión es una coxartrosis primaria o secundaria no postraumática, que tiene una preservación relativamente normal de las condiciones anatómicas locales.

En el caso de caderas displásicas, también puede tenerse un buen resultado mediante una profundización durante el fresado del acetábulo, con restitución del centro de rotación fisiológico.

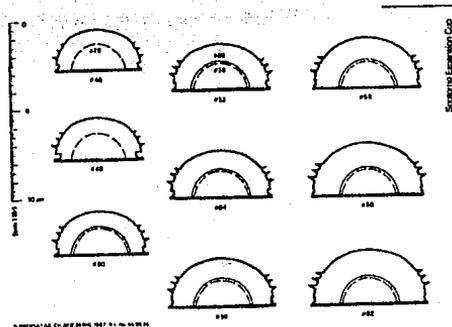
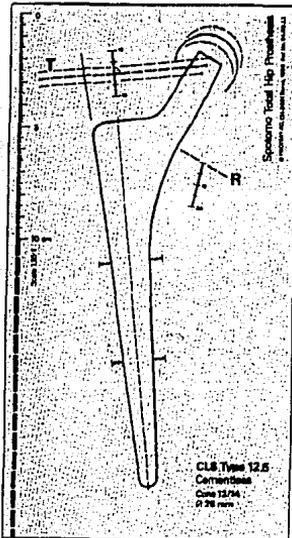
Una indicación relativa, que requiere un seguimiento cuidadoso de todos los factores concernientes es una displasia moderada o severa, osteoporosis moderada, esclerosis postraumática leve y cirugías de revisión con desanclajes prematuros y sin serios defectos morfológicos.

La displasia severa, la osteoporosis secundaria, la poliartritis no tratada y defectos morfológicos serios constituyen contraindicaciones, así como los desanclajes inveterados de artroplastías previas.

4. Planificación preoperatoria :

Los objetivos de una planificación preoperatoria adecuada son :

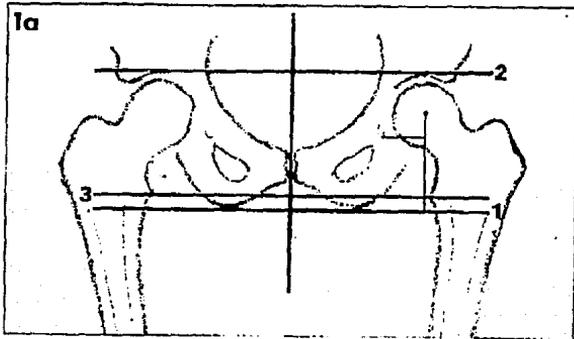
- La determinación del tamaño correcto de los componentes.
- La colocación óptima del vástago y de la copa de expansión.
- Mantener una longitud igual de las extremidades.



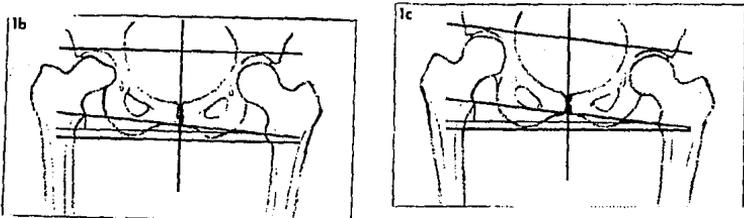
Es necesario para poder realizar una planificación adecuada, contar con una radiografía anteroposterior de la pelvis, que incluya hasta el tercio proximal de ambos fémures.

Para iniciar la planificación, deben trazarse tres líneas sobre la radiografía. La base se hace trazando una línea tangencial a ambos isquiones. Se traza una segunda línea a través del techo del acetábulo y una tercera entre ambos trocánteres menores. En el lado contralateral a la lesión se determina el centro de rotación coxofemoral con un coxómetro de M.E.Müller y se marca la distancia del centro de rotación al fondo acetabular trazando una línea vertical entre dicho centro y la rama lateral de la "U" radiológica. También se traza una línea que

representa el eje longitudinal de la pelvis. Cuando las líneas están paralelas, equivale a una longitud igual de las extremidades ; cuando existe discrepancia entre la longitud femoral , la primera y segunda líneas son paralelas, la tercera es divergente. Cuando existe discrepancia de la longitud pélvica, la segunda y tercera líneas son paralelas , la primera línea es divergente, y cuando existe discrepancia entre la longitud pélvica y femoral combinadas, todas las líneas son divergentes.



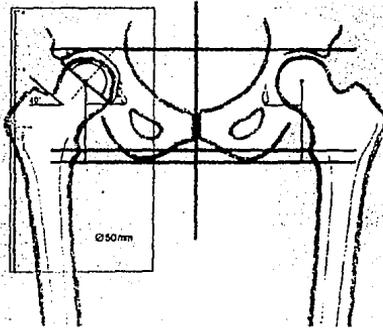
La diferencia en la distancia de del trocánter menor a la línea del eje de la pelvis y a la línea base, significa que la longitud de la extremidades necesita corregirse.



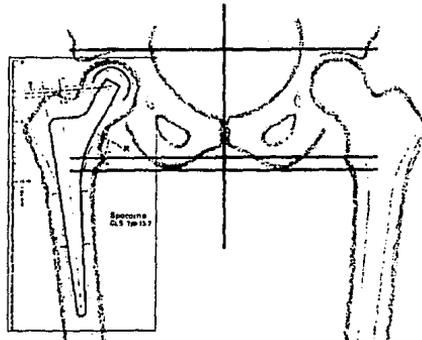
1. Determinación del tamaño y posición de la copa acetabular: El centro de rotación del lado afectado se encuentra transfiriendo simétricamente las dos líneas dibujadas en el lado sano. Entonces se coloca la plantilla en el lado afectado. El componente acetabular es colocado en el contorno acetabular,

determinando el centro de rotación y manteniendo una inclinación de 40 a 45°. Puede requerirse injerto óseo.

En una hoja de papel vegetal se traza el contorno de la pelvis manteniendo la plantilla paralela a la vertical del eje de la pelvis. La copa acetabular entonces es trazada en el papel.

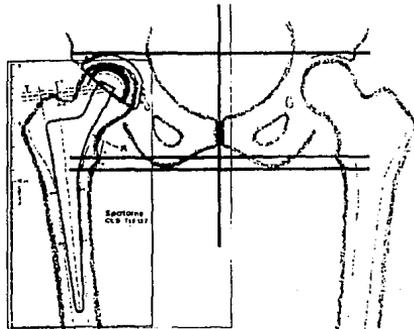


2. Determinación del tamaño y posición del vástago : La plantilla del vástago se coloca sobre el fémur, hasta que el vástago quede dentro del canal medular en concordancia con uno de los dos tipos de vástago (estándar o lateralizado). El tamaño del vástago se escoge para que tres cuartas partes de éste queden impactados en la estructura femoral. Idealmente una de las tres líneas T deben tocar la punta del trocánter mayor.

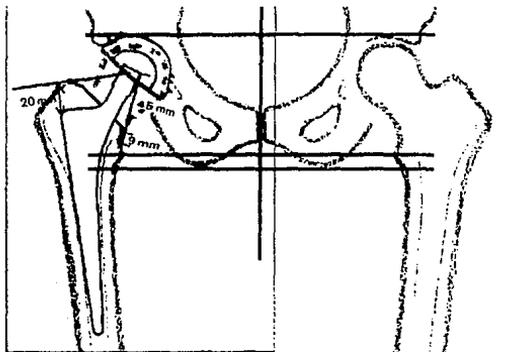


3. Nivel pélvico : Sin remover la plantilla femoral, se coloca la pelvis trazada en la hoja de papel (paso 2) junto con la del componente acetabular. Si la pierna tiene una longitud que debe corregirse, el trazado de la pelvis debe ser arriba de la

radiografía de la pelvis con la diferencia entre éstas, que representa la cantidad de corrección requerida. Si la pierna está acortada, la pelvis trazada queda debajo de la radiográfica, también representando la cantidad que debe ser corregida. El tamaño del vástago y la longitud del cuello deben seleccionarse tomando en cuenta las diferencias de longitud que deben ser corregidas.



4. Resultado final : Se trazan las líneas que corresponden a la cortical femoral y se selecciona el vástago y la cabeza . La distancia entre el borde proximal del vástago y el trocánter mayor se miden y dibujan. La línea formada por el borde lateral del vástago se extiende al trocánter mayor. Esto marca la línea ideal de resección lateral para la introducción ideal de las escofinas. Finalmente se traza una línea de la punta del trocánter mayor al centro de rotación.

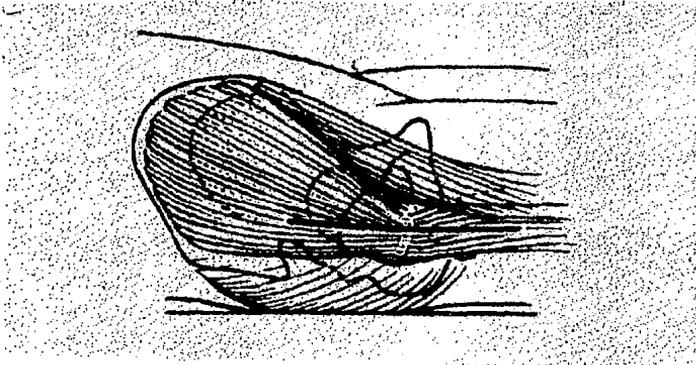


5. Técnica quirúrgica :

Implantación mediante el acceso quirúrgico lateral transglúteo:

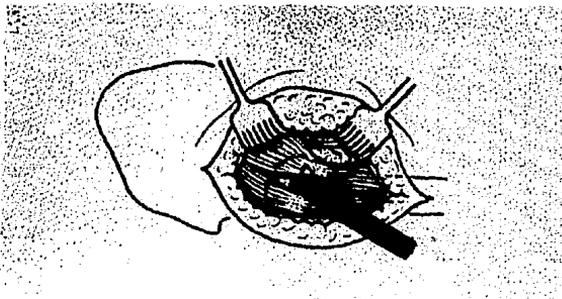
Se coloca al paciente en decúbito lateral, inmovilizándolo firmemente para evitar los movimientos pélvicos durante el acto quirúrgico y mantener una orientación de la pelvis perpendicular al plano de la mesa de operaciones.

Se realiza asepsia y antisepsia con jabón del tipo de la yodopolivinilpirrolidona (isodine) y posteriormente se procede a la colocación de los campos estériles. Es conveniente fijar los campos con seda a la piel para lograr un aislamiento máximo del campo quirúrgico y evitar el movimiento de dichos campos durante las maniobras que se efectúan durante el acto operatorio.

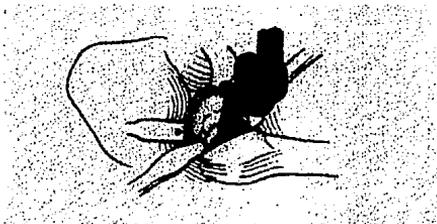


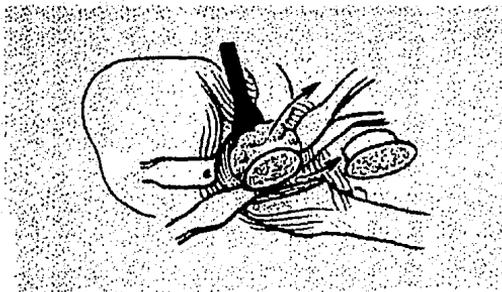
Se realiza una incisión longitudinal de aproximadamente 13 a 15cm de longitud a nivel del trocánter mayor, se realiza disección cortante de los planos, iniciando con la piel, el tejido celular subcutáneo hasta exponer la fascia lata. Se incide la fascia lata , con lo que queda expuesto el glúteo mediano y el vasto lateral. Se incide en el mismo sentido de la incisión de la piel sobre el glúteo medio y el tercio más proximal del vasto lateral procediendo inmediatamente después a un

levantamiento subperióstico del colgajo utilizando un osteotomo hasta exponer la cápsula articular.

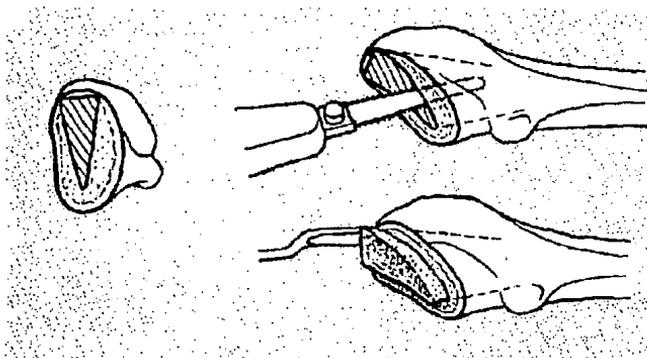


Una vez expuesta ésta, se incide a lo largo del eje del cuello femoral y perpendicularmente a nivel del borde acetabular en forma de T. Se reseca la cápsula articular en su porción anterior, repartando la posterior. Se da rotación lateral a la extremidad hasta lograr la luxación de la cadera en forma anterior.

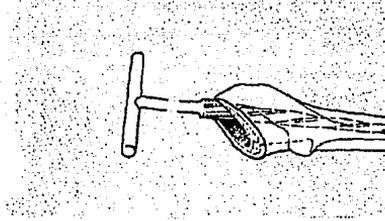
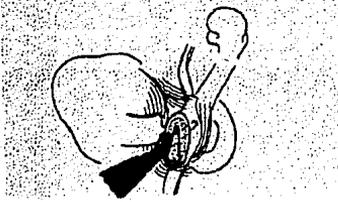




Una vez expuesto el segmento proximal del fémur se "limpia" el remanente de tejido y las bridas capsulares anteriores. Para facilitar el preparado de la cavidad medular femoral y para obtener una adecuada orientación, la posición de la extremidad debe ser en flexión de 80 a 90° con una rotación lateral de 90° con respecto a al plano frontal de la pelvis. Se hace una cuidadosa medición del corte que corresponda a la planificación preoperatoria. Se marca la línea de osteotomía y se procede a realizar la osteotomía con la sierra oscilante neumática. Normalmente la osteotomía femoral se realiza 1cm proximal al trocánter menor, paralelo a la línea intertrocanterica. El eje de la prótesis debe coincidir con el eje femoral. Debido a la normal anteversión del cuello femoral, la prótesis solo puede ser colocada en en la dirección axial correcta si la longitud de la parte dorsal de la base del cuello es menor a 1cm. Un paso muy importante en la preparación del canal medular es la apertura trapezoidal de la cavidad medular. Se reseca el tejido esponjoso con una cucharilla o cincel-gubio para exponer el canal medular.

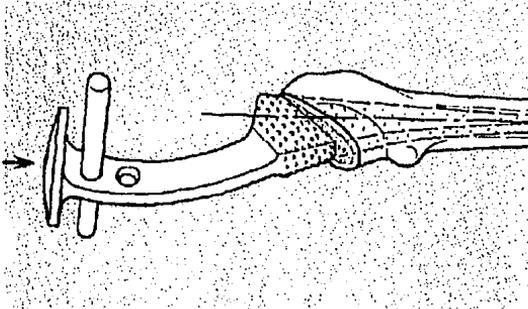


Se introduce la fresa cónica en la región reseca de la punta del trocánter mayor y debe seguir el eje longitudinal del fémur. Este se orienta por si mismo hacia el canal medular y constituye una guía para la colocación ideal del vástago.



Se realiza la osteotomía y se reseca la cabeza femoral, teniendo que cortar en muchos de los casos el ligamento redondo.

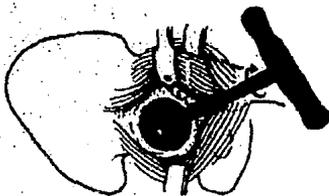
Posteriormente se prepara el canal medular utilizando las escofinas graduadas, siempre comenzado con la más pequeña. Para lograr un ajuste proximal (press-fit) evitando una posición en varo o la fractura de la metáfisis, las escofinas deben introducirse en la misma posición y la misma dirección que la fresa cónica. Debe tenerse mucho cuidado en ésta fase y deben evitarse todo tipo de movimientos rotacionales. Las escofinas deben introducirse hasta la profundidad predeterminada y con la anteversión deseada (12 a 15 grados).



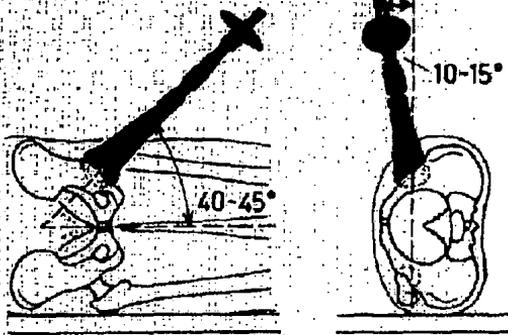
Después de que la última escofina ha sido impactada, debe haber una capa de tejido esponjoso comprimido entre la cortical ósea y la escofina, particularmente en la región medial, con un grosor ideal de 0.5cm . Una vez preparado el lecho protésico para el vástago se procede a la preparación acetabular. En la técnica original, se prepara el lecho acetabular inmediatamente después de la osteotomía femoral y la resección de la cabeza, sin embargo, en el servicio de Cadera y Pelvis de éste hospital, se realiza en la forma aquí descrita ya que de ésta forma se puede tener un campo más amplio para trabajar el lecho acetabular una vez preparado el lecho femoral.

Para la preparación del lecho acetabular, se requiere que la posición de la extremidad se coloque nuevamente en posición neutra para poder tener así un plano adecuado de visión y un campo lo suficientemente amplio.

Se coloca un separador de doble pico lateral al trocánter mayor para retraer la fascia lata, Se coloca un segundo separador acetabular en el borde anterior del acetábulo y otro en el posterior. Se pueden utilizar clavos para acetábulo a modo de retractor. Una vez expuesta la cavidad cotiloidea se procede a reseca el Labrum acetabular, se reseca el remanente del ligamento redondo y se inicia el fresado con la fresa No. 44mm y se va incrementando 2mm en cada paso hasta reseca todo el cartílago articular o hasta que aparezcan puntos sangrantes procedentes del hueso subcondral. Se puede iniciar el fresado en forma neumática , pero la última fresa debe utilizarse en forma manual para asegurar una esfericidad óptima del la cavidad. Para conseguir un anclaje primario óptimo del cótilo hay que tener mucho cuidado de mantener íntegra la entrada acetabular.

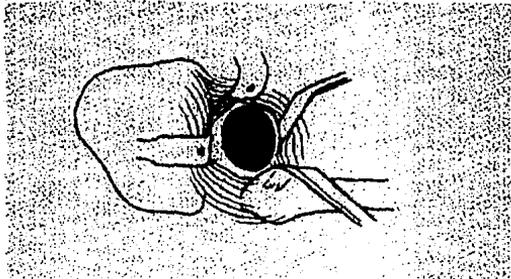
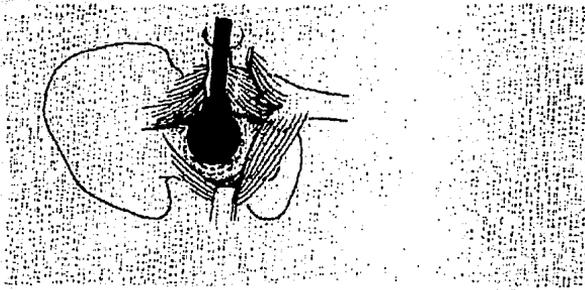


El tamaño del cótilo de titanio debe corresponder con la última fresa utilizada. El cótilo de expansión se coloca en la pinza compresora y se comprime girando el volante de ésta. Una vez comprimida, se coloca en el lecho acetabular por medio del orientador, con una inclinación de 40 a 45 grados y una anteversión de 10 a 15 grados. Una vez que se está seguro de la posición correcta se presiona firmemente la copa acetabular para lograr un contacto adecuado con el fondo del acetábulo y manteniendo la posición y presión constante, se aflojan las mordazas del instrumento compresor, se fija el cótilo presionando en el impactor y se retira la pinza compresora.

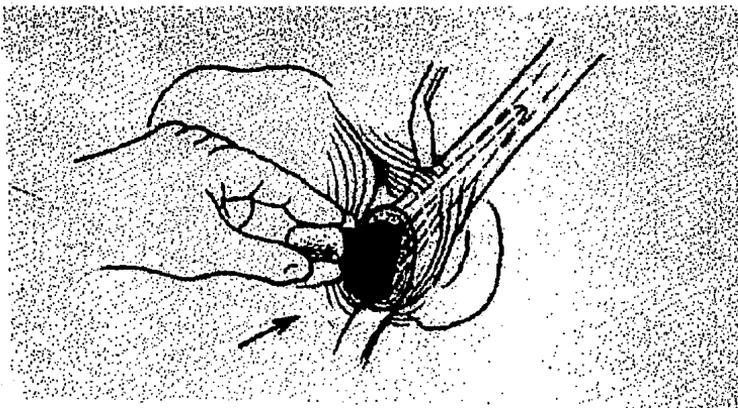


Para quitar la pinza compresora, se aflojan las mordazas girando la manivela de la pinza a la izquierda (contra las manecillas del reloj) y entonces las mordazas pueden ser retiradas del corte de ranura en la zona del intersticio de las valvas de la copa.

Para introducir las puntas de anclaje de la copa de expansión en el hueso, se coloca el cono de expansión de la misma medida del cótilo utilizado; y se expande atornillando el cono dentro de la copa. En éste momento es en el que se pueden rellenar los espacios vacíos con injerto autólogo tomado de la cabeza reseca ya sea cortado en trozos pequeños o bien, como una laja de tejido esponjoso uniforme. Se retira el cono de expansión y se aplica el núcleo de polietileno, el cual se enrosca cuidadosamente en la rosca de la copa de expansión. Una vez que la rosca se enfila y comienza a endurecer, se quita el instrumento y se coloca el siguiente, que provee mayor fuerza para su introducción sin dañar el inserto de polietileno. Se enrosca fuertemente utilizando la carraca y la pieza metálica para roscar el núcleo. Una vez realizado esto, la copa queda expandida y el inserto por sí mismo, evita que se desanclé, quedando instalado el componente acetabular.



Ahora, se procede a retomar la preparación del lecho femoral para el vástago protésico. Se retiran los separadores; se vuelve a dar la posición de flexión y rotación lateral al fémur, colocando un separador de doble pico por fuera del trocánter mayor para separar la fascia lata. Se lava el canal medular con solución salina y se introduce el vástago femoral a mano, cuidando que la orientación de dicho vástago quede orientada con la anteversión femoral. Una vez colocado el vástago, se impacta mediante golpes de martillo de manera gentil hasta su penetración e impactación óptimas.

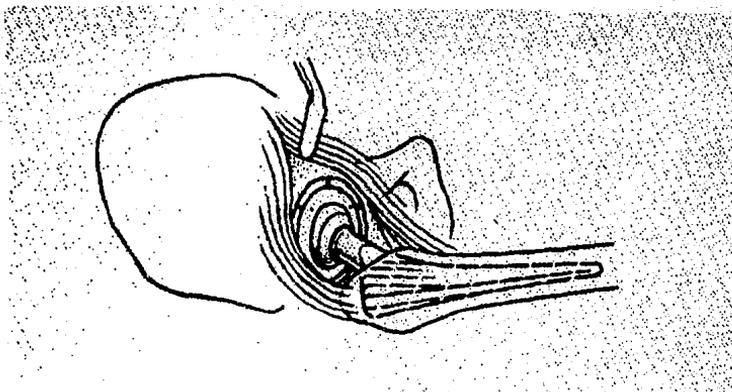
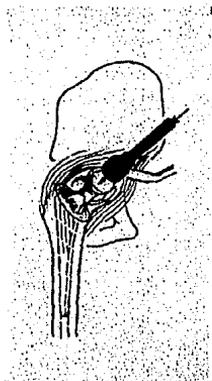
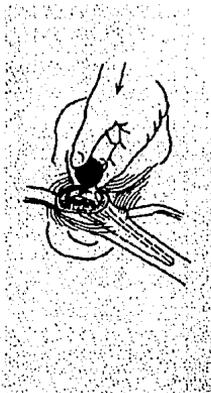


Se colocan las cabezas de prueba con el correspondiente cuello mediano, largo o corto deseado. Se reduce la luxación y se corrobora la estabilidad de la prótesis mediante maniobras de flexoextensión y rotaciones, verificando cuidadosamente la estabilidad en flexión y rotación lateral ya que ésta posición es "la más inestable" dado el tipo de acceso quirúrgico.

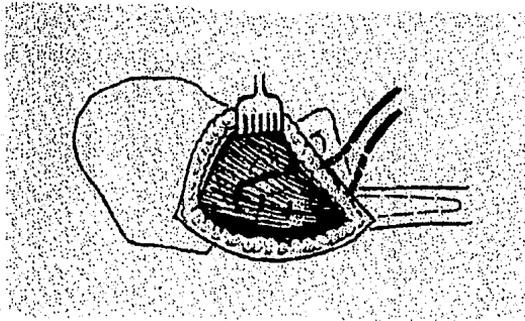


Una vez comprobada la estabilidad mecánica de la artroplastia, de los rangos de movimiento y la tensión muscular, se procede a relajar la cadera, se elimina la cabeza de prueba y se limpia el cono del cuello del vástago. Se aplica la correspondiente cabeza mediante un ligero movimiento de rotación y se ajusta la cabeza con un ligero golpe de martillo sobre el impactador con punta de caucho.

Se reduce nuevamente la luxación, se comprueba la estabilidad y se toma un control radiográfico para verificar el resultado final.



Se irriga generosamente el lecho operatorio con solución salina para extraer el remanente de coágulos y se explora cuidadosamente para verificar la ausencia de cualquier espícula ósea libre en la cavidad. Se inicia el cierre de la herida colocando dos drenajes aspirativos tipo Redón, uno intraarticular y un segundo drenaje subaponeurótico. Se cierra la herida por planos con material absorbible y se cierra la piel con Nylon. Se cubre la herida con un apósito y se coloca un vendaje elástico que se inicia desde el pié hasta el abdomen .



6. Cuidados postoperatorios:

En el postoperatorio inmediato, es conveniente mantener al paciente en reposo absoluto, en una posición de decúbito supino, con leve abducción de ambas piernas; sin embargo, no es necesario la abducción sostenida mediante una almohada entre las piernas como debe mantenerse cuando se utiliza el acceso quirúrgico posterolateral tipo Kocher=Langenbeck. El paciente debe permanecer en una posición confortable, pero debe evitarse la flexión y rotación lateral excesivas de las extremidades pélvicas en el postoperatorio inmediato.

El vendaje de ambas extremidades pélvicas debe ser firme, pero no muy ajustado. Este vendaje se retira a las 48 hrs. aproximadamente, periodo en que el riesgo de tromboembolismo es mayor. Así mismo, el drenaje aspirativo se retirará a las 48 hrs. En este lapso, debe tenerse cuidados y vigilancia especial de dicho drenaje, el cual debe manejarse con la mayor asepsia posible. Cuando la capacidad del receptáculo está ocupada en su totalidad (400ml), debe vaciarse, siempre cuantificando y anotando la cantidad del material drenado. Generalmente, el drenaje de material hemático o serohemático disminuye cuantitativamente de las 36 a las 48 horas posteriores al evento quirúrgico y, si sucede de tal forma, entonces el tubo del drenaje puede retirarse; pero como sucede en pocos casos, si el drenaje de material se prolonga un día más, es conveniente no retirarlo hasta su desfuncionalización y en éste caso debe tenerse en cuenta la posibilidad de una alteración en la coagulación, por lo que deberán tomarse los exámenes de laboratorio convenientes para corroborarlo.

Al día siguiente del acto quirúrgico es necesario tener un control hemático mediante la cuantificación en una fórmula roja de control y en caso de presentar anemia postquirúrgica, deberá restituirse el volumen perdido.

La herida quirúrgica no debe descubrirse antes de un período de por lo menos tres días, puesto que al hacerlo aumenta considerablemente el riesgo de infección local. Después de los tres días, es conveniente revisar la herida quirúrgica para ver sus condiciones y descartar la presencia de un hematoma o datos de una infección incipiente, debiéndose tomar las medidas adecuadas en caso de presentarse alguno de éstos. No debe realizarse en forma rutinaria curaciones con agentes irritativos ni sustancias detergentes ya que también con esto se aumenta el riesgo de la infección de la herida o puede retrasarse el proceso de cicatrización de la piel. Los puntos de sutura se retirarán entre los 12 y los 15 días posteriores a la intervención, según el estadio de cicatrización en que la herida se encuentre.

La ministración medicamentosa consiste básicamente en el manejo del dolor y la prevención de la infección. El dolor generalmente puede controlarse con analgésicos antipiréticos del tipo de las Dimetilpirazonas . Se ministra Dipirona por vía parenteral a una dosis de 1 gr c-6hrs endovenoso y ésta medicación se continuará por un lapso de dos a tres días y en caso de ya no requerir soluciones parenterales, ésta se suspende en dicho tiempo y se continúa la medicación analgésica por vía enteral.

Es conveniente, dado el tiempo de exposición y la magnitud de la intervención, administrar profilaxis antimicrobiana, generalmente de amplio espectro. Se utiliza una cefalosporina de primera generación iniciando un día antes o bien durante el inicio del acto quirúrgico y se prolonga dicha profilaxis por tres días. No es necesario prolongar la ministración de antibióticos por un lapso mayor al mencionado. Al término de los tres días se suspenden las soluciones endovenosas, los analgésicos antipiréticos y la profilaxis antibiótica.

La movilización activa de la extremidad pélvica intervenida se inicia en cuanto el dolor cede parcialmente . Se inicia generalmente entre el segundo y el tercer día de postoperatorio con ejercicios isométricos y uno o dos días después se inicia la movilización activa coxofemoral, principalmente a base de flexoextensión activas con o sin asistencia . Después, en cuanto tolere la posición sedente, se comienza con el manejo fuera de cama, sentando al paciente en un reposet confortable y se le insiste en la importancia de los ejercicios de reeducación funcional. La deambulaci3n se inicia dentro de los primeros cinco días de postoperatorio. Como ya se mencion3 en el capítulo anterior, en el manejo de las artroplastias sin cementar es necesario mantener un reposo mecánico de los implantes por lo que debe evitarse la carga de peso en la extremidad por un periodo de cuando menos tres meses. Durante este tiempo, la deambulaci3n

deberá asistirse con muletas inicialmente, sin apoyo de la extremidad operada y posteriormente, más o menos al mes y medio de postoperatorio, se puede cambiar por un andador, siempre y cuando el apoyo de la extremidad sea mínimo y sin la aplicación de carga de peso. Después de los tres meses de reposo "relativo", se inicia la aplicación progresiva de la carga según la tolerancia individual del paciente hasta llegar al apoyo total.

El paciente es dado de alta del hospital aproximadamente a los cinco días de postoperatorio y su control subsecuente se realiza en forma de externo, teniendo citas regulares a las dos semanas, al mes y posteriormente cada mes hasta cumplir seis meses de postoperatorio. Después se realizan controles radiográficos a los tres, seis y doce meses de postoperatorio, continuando su control tardío cada seis meses aproximadamente.

IV

RESULTADOS

IV. Resultados

1. Objetivos
2. Hipótesis
3. Resultados
4. Discusión
5. Conclusiones

1. Objetivos

1. Determinar en forma integral los resultados que se obtienen con la utilización de la prótesis total de cadera no cementada tipo Spotorno.
2. Demostrar que la prótesis total de cadera no cementada tipo Spotorno es un tratamiento idóneo en la patología de la cadera que es tributaria de una sustitución protésica total, cuando existen condiciones de buena calidad ósea, especialmente en pacientes que tienen una expectativa de vida prolongada y una actividad física moderada.
3. Evaluar los resultados de la artroplastía total de cadera con prótesis no cementada tipo Spotorno mediante una valoración clínica y radiográfica.

2. Hipótesis

La prótesis total de cadera no cementada tipo Spotorno, es un tratamiento excelente para pacientes con patología de la cadera, tributarios de una sustitución protésica y que conservan una buena calidad ósea.

3. Material y Método

A. Tipo de estudio :

- a. Observacional
- b. Retrospectivo
- c. Longitudinal
- d. Descriptivo
- e. Estudio de casos
- f. Abierto

B. Grupos de estudio :

I. Criterios de inclusión:

Pacientes de ambos sexos, en la edad adulta (mayores de 20 años), con calificación según la valoración de Spotorno=Romagnoli menor que 5 y que hayan sido sometidos a tratamiento mediante artroplastía total de cadera con prótesis no cementada (sistema CLS) de Spotorno.

II. Criterios de exclusión:

Todos aquellos pacientes mayores de 20 años de edad, con problemas tumorales, metabólicos o infecciosos. Pacientes sometidos a artroplastía total de cadera con prótesis no cementadas de otro tipo y diseño. Pacientes con calificación según la valoración Spotorno=Romagnoli mayor que 5.

III. Criterios de eliminación:

Todos aquellos pacientes que cumplieron con los requisitos para los criterios de inclusión, pero que no acuden a revisión clínica o aquellos que no cuentan con un expediente radiográfico completo para la evaluación integral.

Pacientes que presentaron complicaciones por causas no inherentes a la artroplastía per se (por ejemplo: tumores óseos, fracturas de pelvis y/o fémur que no se relacionen con la artroplastía).

IV. Procedimiento:

Se realizó el estudio retrospectivo de 48 casos de pacientes que fueron intervenidos quirúrgicamente en el Hospital de Traumatología y Ortopedia Lomas Verdes, I.M.S.S. en un periodo comprendido entre Julio de 1991 a Diciembre de 1992. A todos ellos se les realizó una artroplastía total sin cementar de la cadera con el sistema CLS de Spotorno.

La captación de datos se realizó de manera mixta, tomando los antecedentes, el diagnóstico y el tratamiento efectuado de los reportes en el expediente. Se realizó medición y valoración radiográfica del expediente correspondiente y por último se realizó una valoración clínica personalmente de cada uno de los pacientes.

Cada uno de los casos, tuvo un seguimiento y valoración individual mediante el análisis en la plantilla de recolección de datos, que consiste básicamente en tres partes, que a su vez se dividen en dos secciones. La primera, consiste en la ficha

PLANTILLA DE RECOLECCION DE DATOS			
NOMBRE _____			
CEDULA _____			
EDAD _____	SEXO _____	OCUPACION _____	
DOMICILIO _____			
TELEFONO _____			
ESTADO CLINICO PREOPERATORIO			
FECHA DE INICIO DEL PADECIMIENTO _____			
FECHA DEL DIAGNOSTICO INICIAL _____			
CLAUDICACION: Leve _____ Moderada _____ Severa _____			
TRENDELEBURG: _____			
THOMAS: _____			
	DER	IZQ	
ARCOS DE MOVILIDAD ARTICULAR	FLEXION _____	FLEXORES _____	DER _____
	EXTENSION _____	FZA. EXTENSORES _____	IZQ _____
	ABDUCCION _____	MUSC. ABDUCTORES _____	
	ROT. MED. _____	ROT. MED. _____	
	ROT. LAT. _____	ROT. LAT. _____	
DOLOR:	LOCALIZACION _____		
	INTENSIDAD * ** *** **** _____		
	IRRADIACIONES _____		
DIAGNOSTICO INTEGRAL: _____			
VALORACION RADIOLOGICA PREOPERATORIA			
EVALUACION RADIOLOGICA: SPOTORNO+ROMAGNOLI:			INDICACION
SEXO	MASCULINO: (0)	EDAD: -50 (0)	TOTAL
	FEMENINO: (1)	50-60 (1)	
		61-70 (2)	
		+70 (3)	0-4 No Cementada
INDICE DE SINGH:	7 (0)	M.C.L.: +3 (0)	
	6-5 (1)	3 -2.7 (1)	5 Posible
	4-3 (2)	2.6-2.3 (2)	
	2-1 (4)	-2.3 (4)	6 Cementada
DIAGNOSTICO RADIOLOGICO: _____			

de identificación, el estado clínico preoperatorio del paciente y un exámen radiográfico que incluye el diagnóstico radiológico y la valoración según Spotorno-Romagnoli. La segunda parte es para el análisis del acto quirúrgico, la técnica utilizada, los implantes colocados y un seguimiento clínico postoperatorio inmediato y las posibles complicaciones, así como la medición radiográfica postoperatoria. Por último, la tercera parte consiste en una valoración clínica integral final, ya sea en el postoperatorio mediato o tardío, con una examinación del control radiográfico final, el cual se comparó con el postoperatorio inmediato para detectar los cambios, el crecimiento óseo periprotésico así como una valoración según la escala de Merle D'Aubigné, para el postoperatorio y el postoperatorio en la examinación clínica final.

EVALUACION POSTQUIRURGICA INMEDIATA	
FECHA DE CIRUGIA _____	
OPERACION REALIZADA _____	
DIAGNOSTICO POSTOPERATORIO _____	
IMPLANTES UTILIZADOS:	VASTAGO _____ CABEZA _____ CUELLO _____ ACETABULO _____ INSERTO _____
PROCEDIMIENTOS ASOCIADOS _____	
ABORDAJE QUIRURGICO _____	
COMPLICACIONES TRANSOPERATORIAS _____	
SANGRADO TRANSOPERATORIO _____ TIEMPO QUIRURGICO _____	
EVOLUCION POSTQUIRURGICA INMEDIATA	
EVOLUCION POSTOPERATORIA GENERAL _____	
COMPLICACIONES INMEDIATAS _____	
COMPLICACIONES MEDIATAS _____	
MOVILIZACION ACTIVA COXOFEMORAL _____	DIAS _____
MOVILIZACION A POSICION SEDENTE _____	DIAS _____
MOVILIZACION FUERA DE CAMA _____	DIAS _____
DEAMBULACION SIN APOYO _____	DIAS _____
DEAMBULACION CON APOYO PARCIAL _____	DIAS _____
DEAMBULACION CON APOYO TOTAL _____	DIAS _____
MEDICACION POSTQUIRURGICA _____	
EVALUACION RADIOLOGICA POSTQUIRURGICA	
INTERFASE HUESO-VASTAGO FEMORAL _____ mm	
DISTANCIA TROCANTER MENOR A LINEA BISQUATICA DER _____ mm IZO _____ mm	
INCLINACION ACETABULAR _____	
ANTEVERSION ACETABULAR _____	
DISTANCIA DEL TROCANTER MAYOR A CENTRO DE CABEZA PROTESIS _____	
COMPLICACIONES _____	
EVALUACION CLINICA FINAL	
MARCHA _____	
	DER IZO DER IZO
ARCOS	FLEXION _____ FUERZA FLEXORES _____
	EXTENSION _____ MUSC. EXTENSORES _____
MOVILIDAD	ABDUCCION _____ ABDUCTORES _____
ARTICULAR	ADUCCION _____ ADUCTORES _____
	ROT.MED. _____ ROT.MED. _____
	ROT.LAT. _____ ROT.LAT. _____
MEDICION DE EXTREMIDADES: REAL DER _____ cm IZO _____ cm	
DOLOR: INTENSIDAD * ** *** **** APARECIE DER _____ cm IZO _____ cm	
LOCALIZACION _____	
IRRADIACIONES _____	
COMPLICACIONES TARDIAS _____	
OPINION DEL PACIENTE _____	

EVALUACION RADIOLOGICA FINAL	
INTERFASE HUESO-VASTAGO FEMORAL _____ mm	
DISTANCIA VERTICE TR. MENOR A LINEA BISQUATICA: DER _____ mm. IZO _____ mm.	
INCLINACION ACETABULAR _____	
ANTEVERSION ACETABULAR _____	
DISTANCIA VERTICE TR. MAYOR A CENTRO PROTESIS _____ mm.	
COMPLICACIONES _____	
MIGRACION DE COMPONENTES:	ACETABULAR _____ FEMORAL _____
CRECIMIENTO OSEO PERIPROTESICO:	ACETABULAR _____ FEMORAL _____
DATOS DE INESTABILIDAD:	ACETABULAR _____ FEMORAL _____
VALORACION CLINICA DE MERLE D'AUBIGNÉ	
DOLOR	MOVILIDAD
0. Dolor intenso y permanente.	0. Anquilosis con mala posición
1. Dolor intenso, incluso de noche	1. Sin movimiento
2. Dolor severo al caminar, impide cualquier activ.	2. Flexión menor de 40 grados.
3. Dolor tolerable ante actividad limitada.	3. Flexión entre 40 y 60 grados.
4. Dolor leve al caminar, desaparece al reposo.	4. Flexión entre 60 y 80 grados.
5. Dolor leve e inconstante; actividades normal.	5. Flexión de 80 a 90 grados. Abducción cuando menos de 15 grados.
6. Sin dolor.	6. Flexión mayor de 90 grados, abducción hasta 30 grados.
MARCHA	
0. Ninguna	
1. Solo con muletas.	
2. Solo con bastones.	
3. Con bastón menos de 1hr. muy difícil sin bastón	
4. Largo tiempo con bastón, cojera	
5. Sin bastón pero ligera cojera.	
6. Marcha normal.	

DR. MAURICIO HOGUERAS R.

4. Resultados

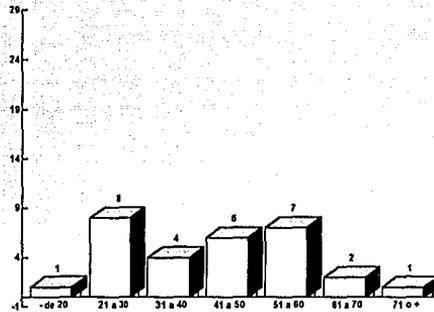
Un total de 47 pacientes fueron intervenidos quirúrgicamente en un período comprendido entre julio de 1991 y diciembre de 1992 en el Hospital de Traumatología y Ortopedia Lomas Verdes, I.M.S.S. A todos ellos se les realizó una artroplastía total no cementada de la cadera, con el sistema CLS de Spotorno. Uno de ellos, tuvo una intervención de sustitución protésica bilateral, teniendo así un total de 48 casos.

De los 48 casos 19 de ellos fueron excluidos del estudio. 3 de ellos se excluyeron por vivir fuera del Distrito Federal, no siendo posible su localización. En 4 de los casos excluidos no fue posible obtener su expediente radiográfico completo. Otros cuatro casos no habían iniciado aún el apoyo con carga en el momento de la revisión final y el resto de los pacientes excluidos no acudieron a la valoración clínica final.

Se obtuvo un total de 29 artroplastías en 28 pacientes. En éste estudio se tuvo un seguimiento mínimo de 3 meses y máximo de 18 meses con un seguimiento promedio de 5.8 meses.

11 de los casos fueron pacientes femeninos, correspondiendo a un 37.9% y 18 pacientes masculinos que corresponde a un 62%. La edad mínima en los pacientes operados fué de 20 años y la edad máxima de 78 años, con una edad promedio de 42 años.

En la valoración según Spotorno=Romagnoli se obtuvo un resultado mínimo de 0 y un máximo de 6, con una evaluación promedio de 2.3. Se observó un índice de Singh durante la evaluación radiográfica de la osteoporosis del segmento proximal del fémur con una predominancia de 8 pacientes con grado VII (25.7%), 18 pacientes con grado VI (62%), 2 pacientes con grado V (6.8%), un solo caso con grado IV (3.4%).

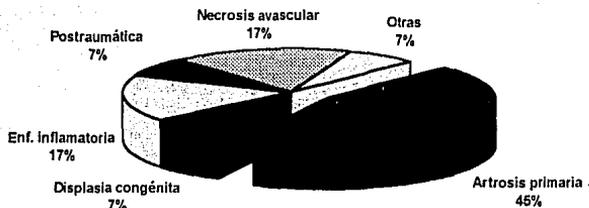


Distribución de los casos por edad

Resultados			
Edad	mínima	20 años	
	máxima	78 años	
	media	42 años	
Sexo	femenino	número	porcentaje%
	masculino	11	37,9
Índice de Singh	grado VII	18	62
	grado VI	2	6,8
	grado V	1	3,4
	grado IV	0	0
	grado III	0	0
	grado II	0	0
	grado I	0	0

fente: MNR

En cuanto al diagnóstico preoperatorio, 13 de los casos tuvieron artrosis primaria de la cadera (44.8%), 5 enfermedad inflamatoria (17.2%), 5 necrosis avascular de la cabeza femoral (17.2%), 2 secuelas de displasia congénita de la cadera (6.8%), 2 coxartrosis postraumática (6.8%), y los dos restantes otros problemas (6.8%) como desanclaje de una prótesis cementada de cadera en uno de ellos y en otro secuelas de una infección.



Diagnóstico preoperatorio		
	número	porcentaje %
Artrosis primaria	13	44.8
Displasia congénita	2	6.8
Enfermedad inflamatoria	5	17.2
Postraumática	2	6.8
Necrosis avascular	5	17.2

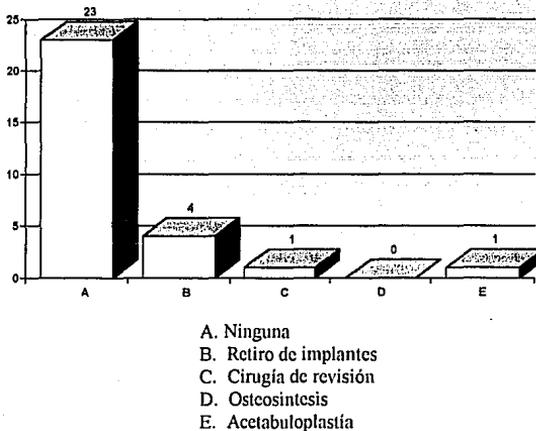
Fuente: MNR

En todos los casos (100%) se utilizó un acceso quirúrgico mediante un abordaje lateral transglúteo según la técnica descrita en el capítulo 6. El tiempo quirúrgico promedio fue de 2:04 hrs. con un tiempo mínimo de 1:00hrs. y un tiempo máximo de 4:05 hrs. El sangrado transoperatorio promedio fue de 663.7 ml, con un sangrado mínimo de 250ml y un sangrado máximo de 2000ml durante el acto operatorio.

En 23 de los pacientes (79.3%), la cirugía consistió exclusivamente en la artroplastia propiamente dicha y que corresponde a los tiempos quirúrgicos más cortos. En 4 de los pacientes (13.7%) se efectuó además el retiro de implantes de osteosíntesis (2 placas anguladas a 130 grados y dos DHS 135 grados); en uno de los pacientes (3.4%) se efectuó una cirugía de revisión por aflojamiento de una prótesis cementada, y por último, en un paciente (3.4%) se realizó una acetabuloplastia del fondo por una coxartrosis medial con protrusión acetabular.

Procedimientos Asociados		
	número	porcentaje %
Ninguno	23	79.3
Retiro de implantes	4	13.7
Cirugía de revisión	1	3.4
Osteosíntesis	0	0
Acetabuloplastia	1	3.4

Fuente: MNR



Procedimientos asociados a la artroplastía total de cadera

En 26 de los casos (89.6%) no se presentó ninguna complicación en el transoperatorio, en un paciente hubo fractura del trocánter mayor (3.4%), en un paciente una fisura del cálcar (3.4%), y en uno irradiación de una fisura metafisaria hacia la diafisis femoral (3.4%). En los tres casos dicha complicación se resolvió mediante la aplicación de un cerclaje de alambre. En ninguno de los pacientes hubo complicaciones durante el preparado del lecho acetabular.

Complicaciones transoperatorias		
	número	porcentaje%
Ninguna	26	89.6
Fisura femoral	1	3.4
Fractura diafisaria	1	3.4
Fractura trocánter	1	3.4
Perforación pelvis	0	0

Fuente: MNR

Los implantes utilizados en la plastía femoral fueron predominantemente vástagos del número 7 (24.1%), 8 (13.7%), 9 (20.6%), 10 (20.6%), y para los vástagos 5, 6, 11.25, 12.5, 13.7 y 15 el 3.4% de cada uno. La cabeza femoral para todos fue de cerámica; 11 de 28 mm de diámetro (37.9%) y 18 de 32mm de diámetro (62%). La copa de expansión fue de 56mm en 3 casos (10.3%), 54 mm en 6 casos (20.6%), de 52mm en 3 (10.3%), de 50mm en 5 (17.2%), de 48mm en 7 (24.1%), de 46mm en 5(17.1%).

28 de los casos operados (96.5%) no presentó ninguna complicación postoperatoria inmediata o mediata, y solo un caso (3.4%) presentó paresia del nervio ciático mayor. Este paciente se ha manejado con electroestimulación y tratamiento fisiátrico con leve mejoría. 2 pacientes recibieron transfusión de concentrado globular. 27 de los casos fueron manejados con profilaxis antibiótica con cefalosporinas de primera o tercera generación por 3 días (92.5%) y solo 2 casos (7.04%) con medicación analgésica exclusivamente. No hubo ninguna infección superficial o profunda en el postoperatorio.

Complicaciones Postoperatorias		
	número	porcentaje%
Ninguna	28	96.5
Paresia ciático	1	3.4
Trombosis profunda	0	0
Embolia pulmonar	0	0
Hematoma	0	0
Luaxión	0	0
Infección superficial	0	0
Infección profunda	0	0
Muerte	0	0

Fuente: MNR

Los días promedio de hospitalización fueron de 4.2 días por caso, con una estancia mínima de 3 días y una máxima de 7 días.

A todos los pacientes que quedaron incluidos en el estudio se les realizó un seguimiento como externos. Ninguno de los 29 casos (0%) presentó complicaciones en el seguimiento a corto y mediano plazo.

Durante el seguimiento se tomaron controles radiográficos y éstos fueron comparados con los controles postoperatorios inmediatos. En ninguno de los pacientes se observaron datos de inestabilidad de los componentes protésicos (0%), así como tampoco se detectó migración del vástago femoral o de la copa de expansión acetabular (0%). 4 de los casos (13.7%) evidenciaron acortamiento clínico y radiográfico de la extremidad pélvica operada, siendo éste acortamiento de 4, 6, 9, y 10 mm. Este último tenía secuelas de luxación congénita de la cadera, con múltiples cirugías previas y un acortamiento previo a la artroplastía.

De los 29 casos operados, todos (100%) se mostraron satisfechos completamente con el resultado de la artroplastía, no habiendo ningún paciente disconforme.

En la valoración según los parametros de Merle D'Aubigné, los 29 casos (100%) tuvieron una función pobre con una puntuación de 7 o menor.

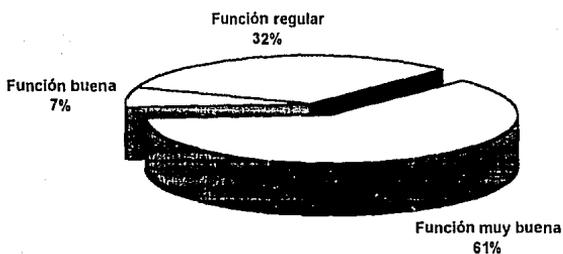
Estado preoperatorio de la cadera Merle D'Aubigné		
	número	porcentaje%
Función muy buena	0	0
Función buena	0	0
Función regular	0	0
Función mediocre	0	0
Función pobre	29	100

Fuente: MNR

La función de la cadera en el estado postoperatorio en ésta misma valoración fué: función muy buena en 18 casos (62%), función buena en 9 casos (31%) y función regular en 2 (6.8%).

Estado postoperatorio de la cadera Merle D'Aubigné		
	número	porcentaje%
Función muy buena	18	62
Función buena	9	31
Función regular	2	6.8
Función mediocre	0	0
Función pobre	0	0

Fuente: MNR

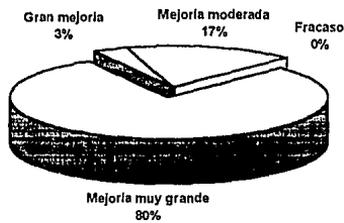


Estado postoperatorio de la cadera Merle D'Aubigné

La mejoría obtenida en el postoperatorio fué una mejoría muy grande en 23 casos (79.3%), gran mejoría en 5 casos (17.2%) y una mejoría moderada solo en uno de los casos (3.4%).

Resultados postoperatorios en la valoración integral Merle D'Aubigné		
	número	porcentaje %
Mejoría muy grande	23	79.3
Gran mejoría	5	17.2
Mejoría moderada	1	3.4
Fracaso	0	0

Fuente: MNR



**Resultados postoperatorios en la valoración integral de
Merle D'Aubigné**

5. Discusión

Los resultados clínicos y radiográficos obtenidos en el seguimiento de los 29 casos tratados quirúrgicamente con artroplastía total de la cadera con prótesis no cementada sistema CLS de Spotorno en el Hospital de Traumatología y Ortopedia de Lomas Verdes I.M.S.S., en el periodo comprendido entre Julio de 1991 y Diciembre de 1992, fueron muy buenos para el 79.3% de los casos, obteniéndose gran mejoría en el 17.2% y una mejoría moderada solamente en el 7% y en la valoración del estado funcional de la cadera en el preoperatorio y el estado en el postoperatorio muestra una diferencia notable en los resultados, con una mejoría funcional que va desde la función pobre en el 100% de los casos a una funcionalidad muy buena en el 62% después de la cirugía, con función buena en el 31% y función regular solo en el 6.8%.

La mayoría de los pacientes fueron intervenidos quirúrgicamente secundario a un diagnóstico de artrosis primaria (44.8%) y en segundo lugar por necrosis avascular de la cabeza femoral y por enfermedades inflamatorias, principalmente la coxartrosis de origen reumatoide (17% respectivamente). Dos de los casos tenían secuelas de displasia congénita de la cadera. Todos los casos operados mantenían un estado clínico general bueno, con un índice de osteoporosis según Singh de 5 a 7 en 28 de los casos que se traduce en una calidad ósea adecuada que permite una fijación secundaria estable mediante el crecimiento íntimo entre el hueso y el implante en cuestión. Sin embargo uno de los casos (3.4%) tenía un índice de osteoporosis grado 4, y éste paciente también tuvo una evolución postoperatoria a mediano plazo satisfactoria y no presentó ninguna complicación local, con un crecimiento óseo periprotésico normal, sin inestabilidades secundarias de ambos implantes.

En todos los casos operados se realizó un acceso quirúrgico lateral transglúteo, que provee una estabilidad articular que evita la luxación posterior. En la primera publicación de la técnica de implantación, descrita por L. Spotorno, refiere una técnica quirúrgica con un abordaje posterolateral mediante una incisión tipo Kocher-Langenbeck sin otras complicaciones agregadas que difieran de las que surgieron en éste estudio con la técnica lateral. Estas complicaciones sucedieron en tres de los casos y equivalen al mismo tipo de complicaciones que reporta Spotorno. El reporta un 95% de procedimientos sin complicaciones, con fisura femoral, fractura del trocánter

mayor y perforación de la pelvis en 1% cada una con 2% de fracturas femorales.

El sangrado transoperatorio varió desde un mínimo de 250ml hasta un máximo de 2000ml en un paciente en quien se realizó una cirugía de revisión por el aflojamiento de ambos componentes protésicos de una artroplastía total cementada de la cadera y en quien corresponde el tiempo quirúrgico máximo de éste estudio (4hrs). En la gran mayoría de los casos el sangrado transoperatorio fué menor a 500ml , con un tiempo quirúrgico menor a las 2 hrs cuando se realizó la artroplastía total de la cadera sin ningún procedimiento asociado. En los tiempos que excedieron a las 2 hrs, casi en todos se realizó además de la artroplastía propiamente dicha, algún procedimiento asociado, como el retiro de implantes de osteosíntesis o bien la resolución de alguna de las complicaciones que se presentaron en el acto quirúrgico. Por otro lado hay que tomar en cuenta las condiciones locales individuales en el paciente y la habilidad quirúrgica del cirujano.

En los tres casos , en quienes surgieron complicaciones transoperatorias, tales como fracturas o fisuras durante la implantación del vástago femoral, dicha complicación se resolvió mediante la aplicación de un cerclaje con alambre . En estos pacientes no hubo alteración de su evolución postoperatoria y para cuando se inició la marcha con carga de peso, las fisuras estaban completamente consolidadas, no habiendo desanclaje de los implantes.

En el presente estudio solamente hubo una complicación postoperatoria que consistió en la paresia del nervio ciático mayor y no se detectó ninguna otra complicación del tipo de infecciones, profundas o superficiales, luxaciones protésicas, embolismos, trombosis profundas ni tampoco hubo ningún deceso de los pacientes tanto en el postoperatorio inmediato como en el mediato.No hubo ninguna infección del área quirúrgica , aún cuando en 2 de los casos intervenidos no se utilizó ningún tipo de medicación antimicrobiana profiláctica.

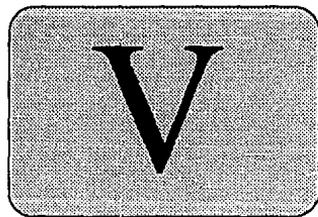
Los días de hospitalización fueron en promedio 4.2 por paciente y son comparables con la estancia hospitalaria promedio de los pacientes operados con prótesis cementadas en el servicio de Cirugía y Pelvis del Hospital de Traumatología y Ortopedia Lomas Verdes , I.M.S.S.

6. Conclusiones

La artroplastía total de cadera con prótesis no cementada con el sistema CLS de Lorenz Spotorno es un tratamiento con el que se obtienen resultados muy buenos a corto y mediano plazo tanto para las condiciones locales de la cadera como para el estado funcional de dicha articulación en pacientes que tienen patología tributaria de una sustitución protésica total de la cadera y que mantienen una buena calidad ósea y quienes tienen una expectativa de vida prolongada, con una actividad física moderada.

Este sistema puede utilizarse en pacientes jóvenes en quienes se espera una cirugía de revisión a largo plazo, ya que la artroplastía tiene una viabilidad limitada, pero con el sistema CLS las condiciones locales no sufren deterioro importante en éste plazo y la técnica quirúrgica se simplifica parcialmente para la cirugía de revisión con recambio de los componentes protésicos.

En los reportes de estudio de casos a mediano y largo plazo de Lorenz Spotorno, los resultados son muy buenos en la mayoría de los casos, lo que se corrobora en el presente estudio a corto y mediano plazo con la artroplastía no cementada. Sin embargo ésta artroplastía tampoco es la panacea en la sustitución protésica articular de la cadera y aún falta mucho estudio en éste terreno para lograr un sistema sustitutivo que sea perene y que pueda acercarse cada vez más a la fisiología normal de la articulación.



BIBLIOGRAFIA

V. Bibliografía

1. **Albrektsson T., Branemark P.I., Hansson & Lindrström.** Osseointegrated titanium implants. Acta Orthop. Scand. 1981; 52: 155 - 170.
2. **Andersen K. Steinke M.S., Hougaard K. Sojbjerg J.O., Jensen J.** Heterotopic bone formation following hip arthroplasty. Acta Orthop. Scand. 1991; 62(3): 223-225.
3. **Banks S.W., Laufman H.** Exposure of the hip joint and the subtrochanteric region of the femur through a lateral hip and thigh incision, in An atlas of surgical exposures of the extremities. W.B.Saunders, Phil. 1987; 238-239.
4. **Bastos Mora F.** Prótesis sin cementar de la cadera. Primera edición. Editorial JIMS. 1988 Barcelona España.
5. **Bauer T.W., Geesink R.C.T., Zimmerman R., McMahon J.T.** Hydroxiapatite-coated femoral Stems. J. Bone & Joint Surg. 1991; 73-A, No.10: 1439-1452.
6. **Blaah J.D., Spotorno L., Romagnoli S.** CLS press-fit total hip arthroplasty. Techniques Orthop. 1991, 73-A, 9: 1348-1354.
7. **Blaah J.D., Gruen T.S., Mancinelli C., Spotorno L.S., Romagnoli S., Grappiolo G., Ivaldo N.** Five to Eight Year Follow-up of the Uncemented CLS Press-Fit Stem. Publication in preparation. Ref No.188. 1992 Protek AG. Switzerland.
8. **Bobyn J.D., Pilliar R.M., Cameron H.U., Weatherly G.C.** The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone. Clin. Orthop. 1980; 150: 263-270.
9. **Bombelli R., Gerundini M., Aronson J.** Early results of the RM isoelastic cementless total hip prosthesis: 300 consecutive cases with 2 year follow-up Hip. 1984; 133-145.

10. **Brooker A.F., Collier J.P.** Evidence of bone ingrowth into a porous coated Prosthesis. A case report. *J Bone & Joint Surg.* 1984; 66-A,4: 619-621.
11. **Brown I.W., Ring P.A.** Osteolytic Changes in the upper femoral shaft following porous coated hip replacement. *J. Bone & Joint Surg.* 1985; 67-B, 2: 218-221.
12. **Calandruccio R.A.** Arthroplasty of hip; in Campbell's operative Orthopaedics, Crenshaw A.H. (ed). Mosby C.B., St. Louis. 1987; 2: 1213-1501.
13. **Chandler H.P., Reineck F.T., Wixson R.L., McCarthy J.C.** Total hip replacement in patients younger than thirty years old. *J. Bone & Joint Surg.* 1981; 63-A, 9: 1426-1434.
14. **Collier J.P., Surprenant V.A., Jensen R.E., Mayor M.B.** Corrosion at the interface of cobalt-alloy heads on titanium-alloy stems. *Clin. Orthop.* 1991; 271: 305-312.
15. **Engh C.A., Bobyn J.D., Glassman A.H.** Porous coated hip replacement . *J. Bone & Joint Surg.* 1987; 69-B, 1: 45-55.
16. **Engh C.A., Bobyn J.D.** Biologic fixation of a modified Moore prosthesis. *Hip* 1984; 95-110.
17. **Engh C.A., Bobyn J.D.** Evaluation of adaptive femoral bone modeling. *Hip*, 1984; 110-132.
18. **Freeman M.A.R.** Why resect the neck ? *J. Bone & Joint Surg.* 1986; 68-B, 3: 346-349.
19. **Goodman S.T.** Fixation and loosening of hip prostheses. *Acta Orthop. Scand.* 1991; 62-6: 633-634.
20. **Hopenfield.** Anterolateral & Lateral aproach of the hip. In *Surgical exposures in orthopaedics.* J.B. Lippincott Co. Phil. 316-335.
21. **Hozack W.J., Booth R.E.** Acetabular revision. In *the Hip*, Balderston R.A. (ed). Lea & Febiger, Pennsylvania, 1992; 452-471.
22. **Jasty M., Bragdon C.R., Maloney W.J., Haire T., Harris W.H.** Ingrowth of bone in failed fixation of porous-coated femoral components. *J. Bone & Joint Surg.* 1991; 73-A, 9: 1331-1337.

23. **Lord G., Bancel P.** The madreporic cementless total hip replacement. Clin. Orthop. 1983; 176: 67-76.
24. **Mittelmeier H.** Ceramic prosthetic devices. Hip 1984; 146-160.
25. **Mjöberg B.** Fixation & Loosening of hip prostheses. Acta Orthop. Scand 1991; 62(5): 500-508.
26. **Morscher E.W.** Cementless total hip arthroplasty. Clin. Orthop. 1983; 181: 76-91.
27. **Morscher E.W.** Current state of cementless fixation of endoprotheses. Swiss Med. 1987; 8: 29-43.
28. **Payne G.R.** Operative technique for primary total hip arthroplasty using the Harding approach. The Hip, Balderston R.A. (ed). Lea & Febiger, Pennsylvania, 1992; 393-408.
29. **Pupparo F., Engh C.A.** Comparison of porous coated-threaded and Smooth-threaded acetabular components of identical design. Clin. Orthop. 1991; 271: 201-206.
30. **Rothman R.H., Izant T.H.** Uncemented total hip Arthroplasty. The Hip, Balderston R.A. (ed). Lea & Febiger, Pennsylvania, 1992; 393-408.
31. **Singh M., Nagrath A.R., Maini P.S.** Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis. J. Bone / Joint Surg. 1970; 52-A, 3: 457-467.
32. **Schneider R.** La prótesis total de cadera. 1983 Ed. AC, Madrid; capítulos 1 al 4.
33. **Spotorno L., Romagnoli S., Ivaldo N.** Cementless CLS stem. In Noncemented total hip replacement. International symposium Tübingen. 1991. Georg Thieme Verlag Stuttgart-NY: 200-212.
34. **Spotorno L., Romagnoli S.** Preoperative Planning. Protek AG. Switzerland.
35. **Takatori Y., Kokubo T., Ninomiya S., Kamogawa M.** Transient osteoporosis of the hip. Clin. Orthop. 1991, 271: 190-194.
36. **Tittel K., Hagt B.** Experience with the Expansion Cup. (Traducción de la publicación alemana "Unfallchirurgie" 17, 1991.