



**UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTONOMA DE MEXICO**

**HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA
Y ORTOPEDIA
MAGDALENA DE LAS SALINAS**



35
2ej

**RESULTADOS PRELIMINARES DEL USO DE
PROTESIS SPOTORNO EN EL SERVICIO
DE CADERA DEL H. T. M. S.**

T E S I S

**PARA OBTENER LA ESPECIALIDAD DE
TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEDIA**

P R E S E N T A

DRA. MARIA JULIETA GRANADOS BALDERAS

ASESOR DE TESIS: DR. TULIO HORACIO MAKKOZZAY PICHARDO

MEXICO, D. F.

1994

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



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.

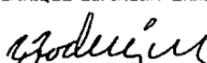


PROFESOR TITULAR DEL CURSO: DR. JORGE AVIÑA VALENCIA

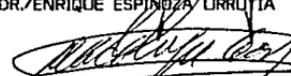
PROFESORES ADJUNTOS:

DR. RAFAEL RODRIGUEZ CABRERA
DR. ENRIQUE ESPINOZA URRUTIA

JEFES DE DIVISION DE
ENSEÑANZA:


DR. RAFAEL RODRIGUEZ CABRERA
DR. ENRIQUE ESPINOZA URRUTIA

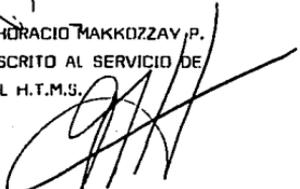
JEFES DE ENSEÑANZA:


DRA. MARIA GUABALUPE GARCIA S.
DR. LUIS GOMEZ VELAZQUEZ

ASESOR DE TESIS:

DR. TULIO HORACIO MAKKOZZAV P.
MEDICO ADSCRITO AL SERVICIO DE
CADERA DEL H.T.M.S.

JEFE DEL SERVICIO DE
CADERA:


DR. LORENZO ROGELIO BARCENA J.

PRESENTA:

DRA. MARIA JULIETA GRANADOS B.



RESULTADOS PRELIMINARES
DEL USO DE PROTESIS SPOTORNO
EN EL SERVICIO DE CADERA
DEL HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA
MAGDALENA DE LAS SALINAS



INVESTIGADOR PRINCIPAL: DRA. MARIA JULIETA GRANADOS BALDERAS
RESIDENTE DEL TERCER AÑO DE LA ESPE-
CIALIDAD DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEDIA.
MATRICULA 7466455

INVESTIGADOR ASOCIADO: DR. TULIO HORACIO MAKKOZZAY PICHARDO
MEDICO DE BASE DEL SERVICIO DE CADERA
DEL HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA DE
MAGDALENA DE LAS SALINAS
MATRICULA 3499146

SERVICIO DE CADERA
HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA
MAGDALENA DE LAS SALINAS

EJE FORTUNA S/N. TELEFONO:754-69-22

DOMICILIO DEL INVESTIGADOR PRINCIPAL.
NORTE 9 # 5022 COL. MAGDALENA DE LAS SALINAS TEL: 567-34-61

INDICE

INTRODUCCION	03
ANTECEDENTES HISTORICOS	05
OBJETIVOS	09
PROCEDIMIENTO	11
PROTESIS NO CEMENTADA	16
FIJACION DEL COMPONENTE ACETABULAR	16
FIJACION DEL COMPONENTE FEMORAL	18
CONDICIONES PARA ARTROPLASTIA CON PROTESIS NO CEMENTADA	20
AJUSTE BIOLÓGICO	22
ASENTAMIENTO SECUNDARIO	26
MATERIALES DE CONSTRUCCION	27
PROBLEMAS MECANICOS	35
SISTEMA SPOTORNO	40
CARACTERISTICAS BIOMECANICAS DE COTILO DE EXPANSION	41
INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES DEL COTILO	42
VASTAGO FEMORAL	45
INDICACIONES DEL VASTAGO	47
VALORACION DE SPOTORNO	48
PLANIFICACION PREOPERATORIA	53
TECNICA QUIRURGICA	66
CUIDADO POSTOPERATORIO	77
RESULTADOS	78
CONCLUSIONES	85

INTRODUCCION

La traumatología es una especialidad que nació con el hombre y desaparecerá con él mismo, sin embargo, debido a la evolución de este, así como el desarrollo técnico, científico, social y cultural las lesiones que presenta se incrementan en su complejidad y frecuencia.

Cuando estas lesiones se presentan en los pacientes de la tercera edad, la problemática incluye el abandono social en el que se encuentran, lo que condiciona un estado físico deteriorado por enfermedades concomitantes y su evolución fisiológica, por lo que presentan altas tasas de mortalidad así como onerosos costos hospitalarios y de rehabilitación.

Sin embargo cuando esta lesión se presenta en pacientes jóvenes, el problema que enfrentamos es la pronta reintegración a su ambiente social y laboral, requiriendo además de implantes que aseguren durabilidad y resistencia.

Así encontramos que las fracturas de cadera ocupan el segundo lugar en incidencia de lesiones que se presentan en el Hospital de Traumatología de Magdalena de las Salinas, y de estas las fracturas intracapsulares son el segundo lugar en frecuencia con 29.6% presentan además características especiales por la anatomía de la región y por la biomecánica de la misma.

En la literatura Frazen (12) y Parker (16) citan que la osteosíntesis primaria ofrece mejores resultados, pero estos pacientes requieren de una cirugía de sustitución protésica posterior, ya que un 90% evoluciona a la necrosis avascular de la cabeza femoral debido al daño arterial de la región.

Así se planteó la posibilidad de tratar a los pacientes en forma inicial mediante un implante que ofrece ventajas biomecánicas y técnicas quirúrgicas de fácil aplicación, para ofrecer una pronta restitución a la vida social y laboral disminuyendo costos de hospitalización y rehabilitación. Para este objetivo se utilizó la prótesis Spotorno ya que ofrece una estabilidad primaria y secundaria óptimas.

Sin embargo debemos recordar que para evolucionar a los sistemas protésicos actuales en la fabricación de las prótesis se han utilizado diversos materiales de diseños protésicos. Por lo que actualmente el traumatólogo y ortopedista se enfrenta a la disyuntiva de efectuar el reemplazo protésico mediante componentes cementados y no cementados, requiriéndose en los primeros de la aplicación de polimetilmetacrilato de metilo (PMMA), que es altamente exotérmico en la fase de gel, lo cual condiciona problemas de tolerancia local y sistémica.

El PMMA se usa para adaptar el continente y estabilizar las prótesis, los inconvenientes que presenta son toxicidad del monómero, generación de calor y degradación del cemento, que posteriormente condiciona recambios tempranos en condiciones difíciles por lo que se planteó el uso de prótesis que no requieren el uso

ANTECEDENTES HISTORICOS

Para lograr evolucionar a los sistemas protésicos actuales se han utilizado diversos materiales, así desde el año de 1890 Gluc (1), citado por Bastos inicia la primera sustitución protésica empleando marfil para sustituir la cabeza femoral.

Posteriormente se han empleado diversos materiales como madera y yeso, evolucionando hasta los metales como el aluminio y plomo los cuales causan alta corrosión, posteriormente se usaron cerámicas y acrílicos, hasta el momento en el que se emplean aleaciones de diversos metales como el titanio y nobio que ofrecen alta resistencia mecánica a la corrosión y baja fricción.

Cabe mencionar que en los últimos 30 años la cirugía de reemplazo articular ha tenido un desarrollo extraordinario, ya que se perfeccionaron las técnicas de fabricación, encontraron materiales adecuados y se han mejorado los diseños para las condiciones de uso sin cementar.

Bastos refiere que en 1974 Mittelmeier (1) propone un diseño especial de prótesis provista con costillas de carga o salidos transversales a lo largo del vástago, los que absorben los esfuerzos de presión y tracción inmovilizando el vástago, este diseño fue sustituido posteriormente por el vástago Autophor reportando en el año de 1985 excelentes resultados en el 67% de los casos.

de cemento que disminuyan los riesgos de complicaciones secundarias, den estabilidad primaria y secundaria y disminuyan costos por paciente, además de que lo reintegren en forma rápida a su vida normal.

Este estudio se llevó a cabo en el servicio de Cadera del Hospital de Traumatología de Magdalena de las Salinas ya que se cuenta con recursos humanos, materiales y técnicos para tal fin.

Bastos menciona a Lord en 1982 (1) el cual propone las prótesis madreporicas para ampliar las superficies de contacto con el hueso y así permitir la penetración del mismo en la superficie, reporta un 83% de excelentes resultados enfatizando que los mejores son en pacientes menores de 50 años.

Desde 1979 Zweymüller (19) concibe un sistema modular a presión construido de titanio, vanadio y aluminio, en 1981 concibe el uso de cerámica con polietileno y en 1985 en el vástago se sustituye el vanadio por el nobio con superficie rugosa de 3 a 5 micras, las cuales proveen de una condición excelente de fijación adicional por formación de nuevo tejido óseo.

1992 Cameron (7) reporta excelentes resultados con el sistema de atornillado óseo mediante el sistema SROM en pacientes seguidos durante 5.2 años.

Bastos cita a Morsher (1), el cual desarrolla la prótesis isométrica con el componente femoral que tiene estructura central de titanio cubierta con resina poliacetilada para intentar disminuir el stress shielding del fémur proximal reportando en 1983 excelentes resultados en sus pacientes.

L. Spotorno (20), realiza un diseño que cumple con los requisitos de fijación primaria y secundaria en un implante sin cementar ideado para fijación tridimensional que estabiliza en forma primaria con autobloqueo intramedular y en forma secundaria mediante la osteointegración.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Es la prótesis Spotorno un implante efectivo, por presentar una fijación primaria y secundaria adecuada, una rápida rehabilitación y reintegración del paciente a su vida normal?

OBJETIVOS

GENERAL: Evaluar clínica y radiológicamente los resultados a corto plazo en paciente con fractura intracapsulares grado III y IV de Garden tratados mediante prótesis Spotorno.

ESPECIFICO:

- 1.1 Determinar el tiempo requerido para la observación de osteo integración radiológicamente visible con la prótesis de Spotorno.

- 1.2 Analizar las complicaciones que obtubimos en nuestro trabajo

HIPOTESIS

GENERAL: Las fracturas grado III y IV de Gardner tratadas mediante prótesis de Spotorno favorecen la reintegración y rehabilitación temprana del paciente.

ESPECIFICOS:

- 1.1 La osteointegración radiológica visible es a los tres meses.
- 1.2 La sustitución protésica de Spotorno tiene como complicación más frecuente la luxación protésica.

PROCEDIMIENTO

En el servicio de cadera del Hospital de Traumatología de Magdalena de las Salinas se efectuó un estudio mixto, longitudinal, descriptivo y observacional de pacientes con fracturas intracapsulares grado III y IV de Garden, atendidos del mes de marzo de 1992 a Agosto de 1993.

Los pacientes fueron recibidos por el servicio de urgencias realizándose como protocolo de estudio: exámenes de rutina preoperatorios (B.H.C., Q.S., T.P., T.P.T., E.G.O.), proteínas totales, albúmina, globulina, teleradiografía de torax, EKG y valoración por el servicio de Medicina Interna, para control de problemas concomitantes y posteriormente se ingresaron a piso.

En el servicio se tomaron estudios radiológicos de pelvis en proyección anteroposterior y proyección anteroposterior de ambas caderas con rotación medial de 15°, para establecer la calidad ósea y características morfológicas de la cadera, la calidad ósea se determinó mediante el índice de Singh (4, 5, 6) y un índice corticodisfisiario mayor de 0.39, para efectuar la planeación preoperatoria de acuerdo a los patrones establecidos en los acetatos.

Se estudiaron en total 34 pacientes siendo el universo y muestra de estudio.

La captación de datos se efectuó tomando datos en forma directa con el paciente o bien mediante el expediente clínico (en el caso de los pacientes que ya habían sido atendidos), efectuando valoración clínica en la consulta externa así como valoración del expediente radiológico.

Como referencia para el diagnóstico de las fracturas intracapsulares de cadera, se tomó la clasificación de Garden, la cual las divide en:

- Tipo I --- fractura incompleta impactada.
- Tipo II --- Fractura incompleta sin desplazamiento.
- Tipo III --- Fractura completa con desplazamiento parcial, con acortamiento y rotación externa del fragmento distal.
- Tipo IV --- Fractura completa con desplazamiento.

Siendo la indicación para la artroplastía las fracturas grado III y IV de tal clasificación.

Los casos se evaluaron en forma independiente utilizando la plastilla de recolección de datos la cual se muestra en el anexo I. (5).

PLANTILLA DE RECOLECCION DE DATOS

Nombre: _____ Cédula: _____
 Edad: _____ Sexo: _____ Ocupación: _____
 Domicilio: _____ Telefono: _____
 A.P.P. _____ Causa de Fx: _____
 Índice de Singh: _____ I.C.D. _____
 DX. _____

ESCALA DE VALORACION DE HARRIS (S)

DOLOR		MARCHA (CLAUDICACION)	
a. Ninguno	44	- Ninguno	11
b. Ligero	40	- Leve	8
c. Leve	30	- Moderado	5
d. Moderado	20	- Severo	0
e. Severo	10		
f. Incausitante	0		
FUNCION		APOYO	
a. Escaleras		- Sin apoyo	11
- Pie sobre pie sin barandas	4	- Bastón para tramo largo	7
- Pie sobre pie con barandas	2	- Bastón permanente	5
- Sube	1	- Una muleta	3
- Incapacidad para subir	0	- Dos bastones	2
b. Mov. en serv.	1	- Dos muletas	0
c. Sentarse		- Incapacidad	0
- confortalbe en cualquier silla 1 hr	5	DISTANCIAS	
- Confortable en silla alta 1 hrs	3	- Ilimitada	11
- Sin confort en cualquier silla	0	- 6 Cuadras	8
d. Zapatos y calcetines		- 2 a 3 cuadras	5
- Se los coloca facilmente	4	- En la casa	2
- Con dificultad	2	- De la cama a la silla	0
- No lo logra	0		
MOVILIDAD		DEFORMIDAD	
- Flx 0 - 45 x 1		- No presente	4
45- 90 x 0.6		- Flx mayor de 30°	0
90-110 x 0.3		- Add fija + 10°	4
Add 0 - 15 x 0.2		- RI fija mas de 10°	0
- Abd 0 - 15 x 0.8		- Discrepacia de extrem. mayor de 3.2 cm	0
15- 20 x 0.3			
- RI 0 - 15 x 0.4			
- R.E. cualquiera x 0			

Puntuación total por 0.05

CRITERIOS DE INCLUSION

- Fracturas intracapsulares grado III y IV de Garden.
- Ambos sexos.
- Mayores de 40 años.
- Con expectativa de sobrevivida mayor de 10 años.
- Actividad normal previa a la fractura.
- Expediente clínico y radiológico completo.
- Índice corticodiarfisiología mayor de 0.39
- Índice de Singh mayor de 3.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Fracturas intracapsulares grado I y II de Garden.
- Paciente politraumatizado.
- Paciente polifracturado.
- Menor de 40 años.
- Expectativa de supervida menor de 10 años.
- Sin actividad previa a la fractura. (deambulación).
- Expediente clínico o radiológico incompleto.
- Índice corticodisfisiario menor de 0.39.
- Índice de Singh menor de 3

CRITERIOS DE NO INCLUSIÓN

- Fractura intracapsulares en terreno patológico.
- Proceso infeccioso en area quirúrgica.
- Paciente que no acude a revisión clínica.
- Muerte posterior a la cirugía.

PROTESIS NO CEMENTADAS

Actualmente se utiliza con menor frecuencia el cemento como forma de fijación inmediata y definitiva.

Los implantes no cementados presuponen la necesidad de lograr un tipo de fijación inmediata y suficientemente estable tanto por las características mecánicas propias, además de una fijación secundaria mediante el mecanismo biológico de proliferación ósea.

De esta forma existen diferentes tipos de fijación tanto para el componente femoral como el acetabular.

FIJACION DE COMPONENTE ACETABULAR

- Impactación.
- Ensamblaje o acoplamiento.
- Por tornillos.
- Por autoenroscado.

IMPACTACION ACETABULAR

Se logra mediante el ajuste perfecto del componente en un lecho previamente preparado en el acetábulo de la misma forma y tamaño, o bien la impactación mediante múltiples picos en la superficie externa como en la prótesis de Spotorno.

ENSAMBLADO O ACOPLAMIENTO ACETABULAR

Esté se logra mediante la penetración de salientes de la pieza en los entrantes del hueso, generalmente mamelones o pernos situados en la superficie externa de la pieza acetabular (PCA).

AUTOENROSCADO ACETABULAR

El componente acetabular se autoenrosca por la forma esférica o troncocónica, la cual girando labra sus propios arcos en el tejido óseo (M.R.).

FORO TORNILLOS DEL COMPONENTE ACETABULAR

Se efectúa un fresado previo en el cótilo para los surcos de rosca correspondientes de los tornillos.

De los anteriores métodos de fijación descritos, los que ofrecen mayores ventajas son generalmente los que cuentan con diseño modular, en aleaciones de Nio y Titanio, con insertos de polietileno (Spotorno), que ofrecen en conjunto una elasticidad considerablemente superior a la cerámica y mucho más parecida a la del hueso, con mayor capacidad de amortiguador según Mittelmeier (3), lo cual disminuye el peligro de fractura en las cabezas de cerámica con una menor tendencia al desgaste.

Este tipo de componentes se encuentran con la problemática de los pacientes osteoporóticos, en los cuales el ensamble de los mismos es muy difícil. Además de que presentan un menor grado de osteointegración que los pacientes con una buena calidad ósea.

FIJACION DEL COMPONENTE FEMORAL

PRESS FIT

Por medio de la impactación a presión en el interior de la cavidad medular femoral, lograndose esta mediante la presión de la superficie del implante contra las paredes internas de la cavidad medular.

POR ENROSCADO

Por medio del autoenroscado en la cavidad femoral del vástago como en las prótesis de "perilla de puerta" (3).

POR TORNILLOS

Es solamente como el apoyo adicional a la prótesis mediante tornillos (5).

APOYO EN EL CALCAR

Mediante un collaretes el cual se encuentra apoyado en el calcar.

De los anteriores métodos de fijación en que más se utiliza actualmente es el Press Fit, que ofrece las ventajas de requerir procedimientos quirúrgicos menos complicados, proporciona una estabilidad inmediata y firmeza por la presión en toda el área del implante, absorbiendo y transmitiendo las cargas, esto claro está contando con el requisito de que tanto el implante como el canal medular coincidan en sus características morfológicas lo más posible.

Además los implantes sufren una impactación o asentamiento secundario (autobloqueo), que corresponde a un leve hundimiento

de la prótesis bajo los efectos de carga hasta fijarse en forma definitiva aprovechando su acción de cuña por ser mas ancha en su base que en su extremo distal. Este es un fenómeno hasta cierto punto inevitable, el cual debe considerarse ya que permite el mayor ajuste de la prótesis siempre y cuando sea en fases iniciales de la implantación.

Así podemos considerar las ventajas del uso de una prótesis no cementada las cuales son:

- Evita los inconvenientes del uso de cemento como son: descementación secundaria, reacción a cuerpo extraño, efecto tóxico de los monómeros del PMMA y el efecto calórico inicial del mismo.

- Es posible el lograr una fijación duradera y estable mediante una proliferación del tejido óseo alrededor de las superficies implantadas.

- Ofrece una ventaja inmejorable, que es el hecho de poder efectuar artroplastias en pacientes jóvenes, teniendo como consecuencia facilidad en los recambios posteriores.

- Mejora las perspectivas de duración a largo plazo así como evolución satisfactoria de los pacientes.

Así mismo las desventajas del uso de prótesis no cementadas son:

- Limitación del uso de las prótesis cuando la calidad ósea no es adecuada.

- Problema técnico para la implantación de las prótesis si no se cuenta con experiencia.

CONDICIONES PARA ARTROPLASTIA CON PRÓTESIS NO CEMENTADA

De todo lo mencionado anteriormente podemos resumir las condiciones requeridas para la artroplastía total de cadera mediante prótesis no cementada:

1. Para perspectiva de mayor duración y estabilidad a largo plazo; este tipo de prótesis se encuentran indicadas en pacientes jóvenes menores de 50 años (4).

2. Estado general del paciente ya que se requieren de pacientes con perspectiva de vida mayor de 10 años, dinámicos, en general sin enfermedades coadyuvantes.

3. Las condiciones anatómicas deben ser consideradas, requiriendo de hueso suficientemente mineralizado, de tamaño normal, con corticales gruesas y cavidades acetabulares resistentes.

4. Generalmente en pacientes en los cuales se encuentran caderas de tipo displásico o protrusión acetabular, es idóneo, ya que cuando existe protrusión acetabular la resistencia que ofrece el fondo del acetábulo para su preparación es mínima y la copa de expansión se

apoya fuertemente en las paredes sin llegar a apoyarse en el fondo permitiendo así la acetabuloplastia del fondo.

Ahora bien para las caderas con displasia acetabular, se puede completar la esfericidad del acetábulo y ampliar la superficie de enroscado del mismo implante.

Ajuste biológico

En la actualidad las alternativas para la fijación protésica son básicamente mediante el empleo de material cementante, ajuste mediante superficies irregulares y la fijación biológica.

Los dos primeros nos llevan a los problemas de aflojamiento,

FIJACION BIOLOGICA: este tercer mecanismo se define como la incorporación a la prótesis de estructuras macropóricas o micropóricas capaces de invadir tisularmente mediante tejido óseo o fibroso cicatrizal. (10).

OSTEOINTEGRACION: Se define como osteointegración el contacto directo entre el hueso haversiano vivo y el implante sin interposición alguna de tejido fibroso. Este proceso imita básicamente el de reparación de las fracturas constando de tres fases: (15).

- Fase inflamatoria.
- Fase de reparación.
- Fase de remodelación.

FASE INFLAMATORIA

Existe una zona periférica desvitalizada ocupada por el hematoma que rellena los espacios porosos de la prótesis.

FASE DE REPARACION

En esta segunda fase el hematoma es reemplazado por tejido mesenquimatoso capaz de actuar como osteoprogenitor (ya que se trata de células totipotenciales).

FASE DE REMODELACION

En esta tercera fase los osteoblastos se rodean de tejido osteoide que se calcifica y van formando puentes los cuales se unen unos con otros mediante coalescencia formando una estructura tridimensional, siendo este proceso una forma de osificación intramembranosa.

Este proceso no es continuo y en las zonas en las cuales se encuentra detenido en forma temporal, posteriormente produce crecimiento de la misma por aposición de hueso lamelar maduro. Todo el proceso dura en general un año.

El proceso de osteointegración es difícil y en ocasiones el tejido fibroso es el que se forma, este orientado con sus fibras en dirección a la carga, mostrándose radiológicamente como una línea de condensación ósea.

Para que una osteointegración se presente debemos considerar:

1. Tipo de material con el cual se encuentra fabricada la prótesis ya que por ejemplo en el material como el titanio el hueso se encuentra ligado a la superficie de óxido de titánio a través de enlaces covalentes, por el contrario el polímero permite la formación de tejido fibroso más fácilmente.

2. Condiciones estructurales.

- Tamaño del poro: Boby y Cols. (2), demostraron que el diámetro de los poros oscila entre 50 y 400 μ m para lograr una resistencia de 17 MPa en 8 semanas. Mientras que Klawitter (9) cifra el diámetro óptimo de los túneles en 100 μ m. (10).

- La profundidad del poro según Bobyn (1) refiere que es mayor la fijación cuando existen tres capas de esférulas en lugar de una.

- Intrconexión entre los poros.

3. Condiciones mecánicas del poro.

- Resistencia.

- Rigidez: esta debe ser lo suficientemente baja para producir cierto grado de deformación elástica y lo suficientemente alta para que no se forme distorsión de la estructura ni cause exceso de movilidad de la interfase.

Para el ajuste de la prótesis cuando se encuentra un espacio de 0.5 a 1 mm entre el hueso y el implante reduce la cantidad de crecimiento óseo dentro de los poros de un 50%, además provee una ventaja mecánica secundaria ya que permite la estabilidad primaria lográndose una magnífica osteointegración en condiciones de carga.

4. 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. 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.

5. Terminado del implante: 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 de Swanson y Freeman (12), que creen que el terminado del implante no influye en la estabilidad. Hay numerosas formas de aumentar la capacidad de fijación ósea, algunos de estos son el tratamiento de la superficie del implante mediante anodizado o colagenización, o bien una cubierta con biogel que admite una fijación firme entre el implante y el hueso mediante una consecutiva serie de implantes con microesferas, sistemas microporosos que permiten el crecimiento óseo con una gran aumento de la superficie de fijación.

6. 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. 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.

ASENTAMIENTO SECUNDARIO

La impactación o asentamiento secundario, también definido como autobloqueo correspondne a un ligero hundimiento ulterior de 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 se mas ancha en su base que en su extremo distal. Este asentamiento debe tomarse en consideración ya que en muchos de los 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 en 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 del postoperatorio antes de que se inicien los fenómenos de proliferación ósea que conducen a la fijación definitiva. (13).

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.

En las prótesis no cementadas se requieren de resultados a largo plazo, que exigen mayores garantías de duración, resistencia y biocompatibilidad de los materiales utilizados.

Los materiales más empleados son:

- Aleaciones metálicas.
- Polímeros.
- Cerámicas

METALES Y ALEACIONES METÁLICAS

Los metales presentan propiedades generales las cuales son:

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 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 a 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.

Posibilidades 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.

METALES EMPLEADOS

Dentro de los metales más utilizados en la actualidad son aleaciones a base de Cobalto, Cromo y Molibdeno. El vitalio es una aleación de CrCoMo con alta resistencia. Sin embargo hoy día se utiliza con mayor frecuencia la aleación de titanio con vanadio (Ti6Al4V, 90% titanio, 6% aluminio y 4% Vanadio), con lo que se obtiene un material

de condiciones idóneas que son:

- Máxima resistencia a la ruptura o deformación por fatiga.
- Máxima biocompatibilidad ya que es prácticamente inerte.
- Módulo de elasticidad relativamente bajo, $E = 110\ 000\ \text{N/mm}^2$.

POLÍMEROS

Su empleo responde a dos finalidades:

1. 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, así 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 polietileno de alto peso molecular.

El empleo de los polímeros ha encontrado otra aplicación importante, la iselasticidad. En este caso no se utiliza el polietileno sino una substancia acrílica más dura y de mayor resistencia: el poliacetal.

PROPIEDADES GENERALES DE LOS POLÍMEROS.

Presentan estabilidad fisicoquímica, ya que no dan lugar a reacciones electroquímicas ni a fenómenos de corrosión superficial. 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.

Resistencia a la ruptura; los materiales de plástico utilizados en la construcción de prótesis tienen una resistencia a la ruptura (de 100 a 150 N/mm²) unas diez veces menor que los metales (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 3000 N, a cargo de una cabeza de 32 mm 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 una 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 sufren 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.

Elasticidad: el módulo de elasticidad de los polímeros (1000 a 4000 N/mm^2) es unas seis veces menor al del hueso cortical (entre $8\ 000$ y $24\ 000$ N/mm^2), unas treinta veces más elástico que el del titanio ($E = 110\ 000$ N/mm^2), 3555 veces más que el carbono ($E = 140000$ N/mm^2) y 50 veces más que las aleaciones de cobalto ($E = 200000$ N/mm^2) y unas cien veces más que la cerámica ($E = 360\ 000$ N/mm^2). Es por lo tanto, el material que ofrece la elasticidad más parecida a la del hueso. (18)

Las ventajas de esta "isnlesticidad" con la compatibilidad mecá-

nica 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 remodelación mecánica del hueso en torno a las 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. (18).

CERAMICAS

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.

PROPIEDADES FISICOQUIMICAS DE LAS CERAMICAS.

Resistencia a la deformación (Dureza): es una substancia 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 sollicitaciones mecánicas de presión estática, mantenida constante y progresivamente creciente. La resistencia a la deformación (4000 N/mm^2) viene a ser 5 veces mayor que la del acero (800 N/mm^2).

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 más alto de todos los materiales empleados, casi el doble ($380\,000 \text{ N/mm}^2$), 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 más estables, menos expuestos a reacción electroquímicas, más 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 O_2 , con los enlaces bipolares del óxido de aluminio.

Problemas mecánicos

En todos los modelos de prótesis no cementadas, es determinante el tamaño de la prótesis, su diseño, los medios de fijación y la estructura superficial.

En general las características técnicas son: máxima sencillez en su aplicación, lo cual equivale a seguridad, menores complicaciones, menor instrumentación, disminución en el riesgo de infección, etc.

TAMAÑO DE LA PRÓTESIS.

por lo que respecta al componente acetabular, este no plantea mayor problema. 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 standar de 32 mm, y 28 mm que ofrece menor coeficiente de fricción.

El tamaño del vástago femoral es tan importante como la utilización o no de cemento acrílico. Es 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 principio. El tallo mas largo y mas ancho, parte proximal del mismo ensanchada, en el aspecto frontal para adaptarse a la forma trinagular de la cavidad metafisaria femoral.

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 de polietileno (isoelástica (8)), en cerámica (Mittelmeler), o metal polietileno (PCA (16)), y los acetábulos modulares construidos en dos piezas adaptables entre sí; una externa metálica que se fija al hueso y otra interna de polietileno de alto peso molecular adaptada en su interior.

La forma del componente acetabular puede ser variable:

- Semiesférica.



SEMIESFERICA

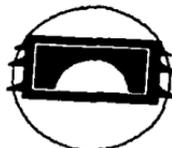
Que son las que mejor se adaptan a la cavidad cavitaria anatómica, con mínimo traumatismo en su preparación y máxima facilidad en la técnica de colocación. (PCA, Mittelmeler, isoelásticas, MR, Sportorno).

- Truncocónicas (PM. Lord. L-Biomet)



TRUNCOCÓNICA

- Cilíndricas (Judet, Lindenhof)



CILINDRICA

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 abertura y dar mayor cobertura al polo superior de la cabeza, ofreciendo mejores condiciones de estabilidad.

2. DISEÑO DEL COMPONENTE FEMORAL.

El mas importante de los aspectos técnicos es el que depende de su adaptación a la cavidad osea que debe rellenar. Este requisito tiene importancia 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 mediante un vástago recto de sección circular y diámetro uniforme (o muy ligeramente decreciente), desde la mitad del vástago hasta la punta, por se esta forma la que mejor se adapta al canal medular diafisario. Y sobre todo por que es la que resulta mas fácil de adaptar cuando hay que preparar el canal medular con labrado a broca.

En su mitad proximal el problema del vástago es más complejo. Tiene que estar diseñado en forma tal que ofrezca un contacto mas 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 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 mas 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 rellenado el espacio hueso con injerto óseo tomados de la cabeza reseca.

3. ANGULO DEL EJE DEL CUELLO.

En la mayoría de los modelos existentes, la angulación del cuello es de 135° a semejanza del que ofrece el ángulo cervicodifisiario normal.

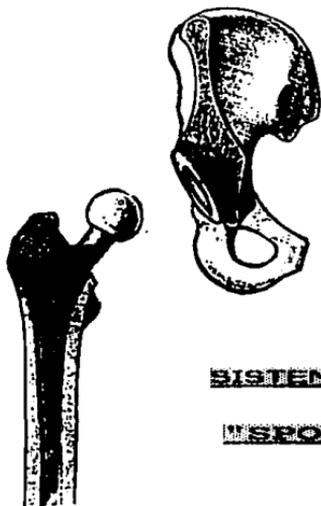
Dicho angulo es el que presentan prácticamente todos los tipos de prótesis, sea cual sea la forma que adopta la parte proximal del vástago.

4. LATERALIZACION DEL EJE LONGITUDINAL DEL VASTAGO.

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 cervicodifisiario, que continúa siendo de 135°

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 medii del fémur, es decir, sobre el calcar adaptada anatómicamente a esta finalidad, pero cambio de una mayor tendencia a la valorización del vástago o de los esfuerzos valgizantes 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° .

PROTESI NON CEMENTADA**SISTEMA****"SPOTORNO"**

CARACTERÍSTICAS BIOMECÁNICAS

Cótilo de expansión

Desde el año de 1984 en el caso de encontrarse indicado L. Spotorno (18), ha implantado la copa de titanio puro con inserto de polimetileno roscado.

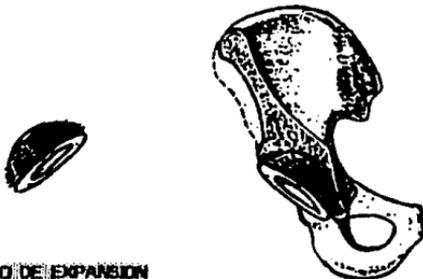
Esta copa consta de 6 segmentos en los cuales se encuentran 9 puntas de anclaje en el lado convexo de la misma, estas puntas de anclaje hacen presión en el hueso subcondral cuando la copa se expande.

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 aplastamiento del hemisferio en la zona polar. El diámetro externo medido sobre la punta de los dientes, cuando la copa esta comprimida corresponde al diámetro de la última fresa acetabular utilizada.

Cuando los pilares de compresión son presionados en el area ecuatorial la copa hace presión sobre el hueso también por las fuerzas de stress radial, el ajuste a presión estable se mantiene por el inserto de polimetileno.

Las ventajas de la copa de expansión de acuerdo con Perren

(20), a menor rigidez, un implante elástico bajo precarga básicamente causa menor movilidad relativa.



CÓTILO DE EXPANSIÓN

INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES

1. Todos los casos en que la morfología y las cualidades del hueso del cótilo articular permitan con seguridad una estabilidad mecánica primaria.
2. El cótilo de expansión debería utilizarse casi exclusivamente para intervenciones primarias, como quiera que la estabilidad primaria es una condición indispensable para la integración secundaria, debe mantenerse o recuperarse la esfericidad del acetábulo.
3. Un defecto especialmente en la pared delantera del acetábulo puede poner en peligro el anclaje ecuatorial.

4. Una reducción de la estructura trabecular, tal como en la osteoporosis disminuye la resistencia al momento de volcar y de ejercer las fuerzas de rotación.
5. Los estados postraumáticos después de fracturas del acetábulo, con zonas escleróticas localizadas, tiene el mismo efecto, porque los puntos de anclaje muestran la tendencia natural de penetrar contra la resistencia mas mínima lo que conduce a una penetración unilateral.
6. La indicación ideal para el cónilo de expansión es la coxartrosis primaria o secundaria, pero no postraumática con circunstancias anatómicas bien conservadas.
7. En una ligera displasia de cadera, se puede asegurar también un buen resultado mediante un fresado más profundo con restablecimiento del centro fisiológico de rotación.
8. Existe una indicación relativa con valoración icuidadosa de todos los factores en caso de una displasia semigrave, una osteoporosis ligera, una reducida esclerosis postraumática y para intervenciones secundarias en caso de aflojamientos tempranos sin mayores defectos.
9. La displasia grave y la osteoporosis grave, la poliartritis sin tratar y grandes defectos en caso de aflojamientos inveterados constituye una contraindicación.

Debemos describir además 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 estandar de 32 mm, o bien puede elegirse por uno de menor coeficiente de fricción de 28 mm que corresponde a la cabeza del vástago del mismo diámetro.

La copa de expansión puede obtenerse en diferentes medidas,, desde un diámetro externo de 46 mm hasta 62 mm con incremento de dos en dos números.

Vástago femoral:

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

El vástago femoral ha sido diseñado para la fijación sin cementar. La estabilidad primaria tridimensional (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 metafisis femoral. La fijación secundaria es posible mediante el crecimiento biológico dentro del sistema del vástago protésico.

Existen 11 diferentes medidas que van aumentando progresivamente desde los 7 mm hasta 20 mm (7,8,9,10,12.5, 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: Al2O3) 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 pueda ser elegido entre el diámetro estándar de 32 mm adoptado por la mayoría de las prótesis totales o bien por uno de 28 mm que ofrece un coeficiente de fricción menor.



VASTAGO SPOTORNO

INDICACIONES DEL VASTAGO FEMORAL

Los resultados a largo plazo de la sustitución protésica no cementada con el sistema 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 para el tratamiento que más le convenga.

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

- EDAD
- SEXO
- INDICE DE SINGH
- INDICE CORTICO-MORFOLOGICO

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	2-1 4	- 2,3 4
<p>Al elegir el vástago a emplear se puede utilizar como orientación el número de puntos obtenido.</p>			
<input type="checkbox"/> 0-4 no cementado		<input type="checkbox"/> 5 posible	<input type="checkbox"/> \neq 6 cementado

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.

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

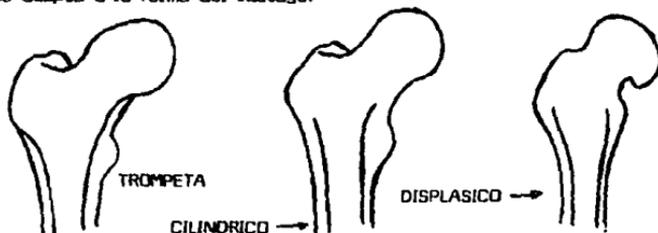
INDICE DE SINGH: el índice para el cuello del fémur, desarrollado por Singh determina la escala de valores de osteoporosis. Se basa en los cambios que se van estableciendo en la estructura y la disposición del sistema trabecular en la cabeza, el cuello y el trocánter. Un valor de 6 y 5 denotan una ligera osteoporosis; 3 y 4 indican

un estadio avanzado de osteoporosis, y el uso de un vástago cementado se encuentran indicado; solo en raros casos que involucren pacientes jóvenes, en donde la morfología del fémur es aceptable puede utilizarse un vástago no cementado. En el grado 2 y 1 indica una drástica contraindicación de una prótesis no cementada. Fig. 1.

INDICE CORTICO-MORFOLOGICO: Este combina en una evaluación dos variables que no siempre tienen un valor recíproco:

- Morfología femoral.
- Grosor de la cortical femoral.

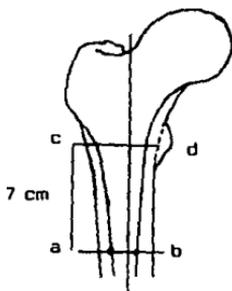
El fémur puede ser dividido en tres categorías de acuerdo con su morfología: en trompeta, cilíndrico y displásico. Dentro de estas tres categorías, el perfil en forma de trompeta constituye la forma ideal para implantación del sistema Spotorno, ya que es el que mejor se adapta a la forma del vástago.



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 ítem del

cálcár, 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 cortico-morfológico consiste en la relación entre dos distancias que pueden ser medidas en la radiografía estandar del fémur.



$$ICM = CD/AB$$

CD: es 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 cálcár.

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

En el servicio de cadera nosotros empleamos el Índice Cortico Diafisario en lugar del Cortico Morfológico, como otro indicador de calidad ósea. Este se mide a nivel del límite de la región subtrocantérica, tomando el grosor total de la diáfisis femoral entre la suma del grosor de las corticales de la misma, esto nos indica el porcentaje de hueso cortical con el que contamos.

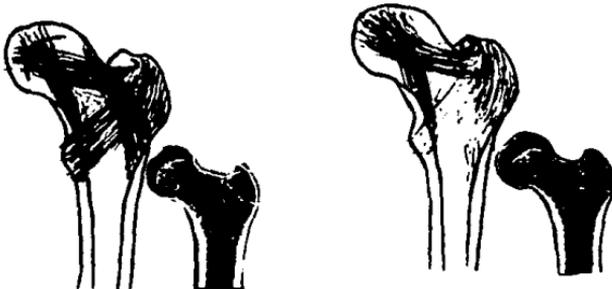


$$\frac{A \ B}{A \ A' + B \ B'}$$

INDICE CORTICO DIAFISIARIO

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 y 5 y una morfología favorable.

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



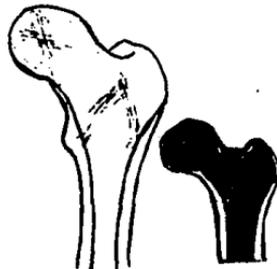
GRADO VI. Sistemas trabeculares visibles, el triángulo de Ward -- apenas delineado

Grado V. Desaparecen los grupos secundarios de compresión y tensión, triángulo más prominente.

INDICE DE SINGH



Grado IV. Las líneas de tensión primarias están disminuidas mayor evidencia del triángulo de Ward.



Grado III. Las trabéculas principales de tracción solo visibles en la parte más próxima del cuello. Indica osteoporosis.



Grado II. Solo existen las trabéculas de compresión principal. osteoporosis moderada a avanzada.



Grado I. Osteoporosis severa apenas se delimitan algunas trabéculas de compresión

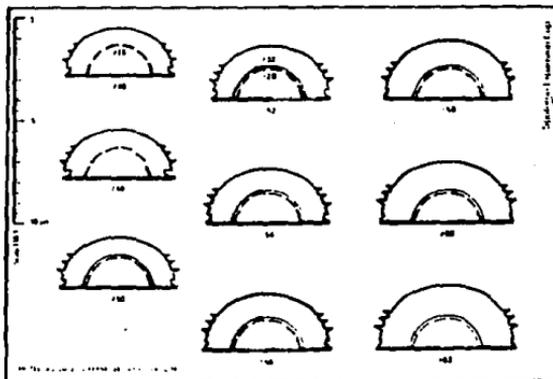
PLANIFICACION PREOPERATORIA

Como punto inicial debemos mencionar los objetivos de una planificación preoperatoria adecuada son:

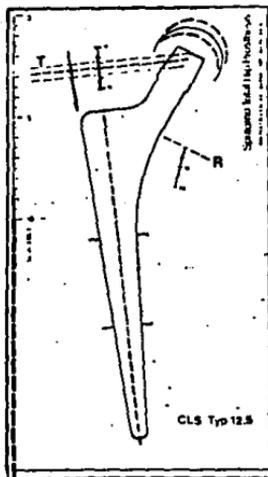
- Determinar el tamaño correcto de los componentes.
- Colocación óptima de la copa de expansión y del vástago.
- Conservar la igualdad de longitud de las extremidades.

Para efectuar la planificación preoperatoria se requieren de radiografías anteroposteriores de ambas caderas con rotación medial de 15º y que incluyan tercio proximal de ambos fémures.

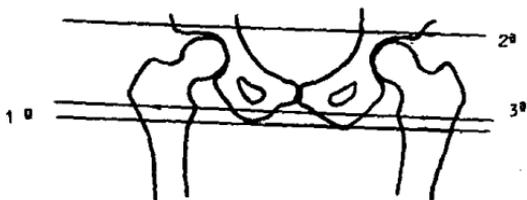
Para la planificación preoperatoria se cuenta con plantillas en acetato para determinar el tamaño correcto de los componentes.



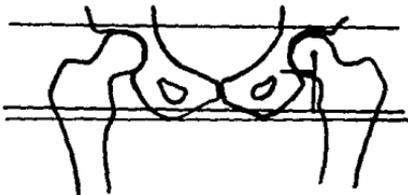
PALNTILLA DE VASTAGOS SPOTORNO



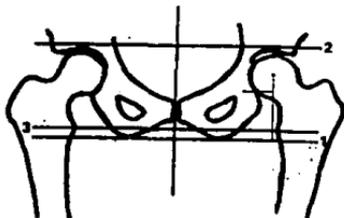
Para iniciar la planificación, deben trazarse tres líneas sobre la radiografía. La primera es una tangente debajo del isquion, la cual forma la línea base. La segunda línea se traza a través del techo del acetábulo y una tercera entre ambos trocánteres menores.



En el lado contralateral a la lesión, se determina el centro de rotación coxofemoral 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.

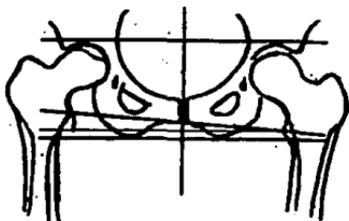


También se traza una línea que representa el eje longitudinal de la pelvis.

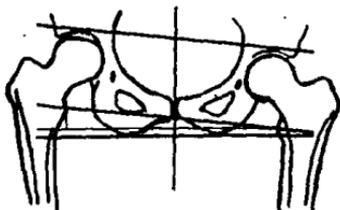


Cuando las líneas están paralelas, equivale a una longitud igual de las extremidades.

Cuando existe discrepancia entre la longitud femoral, la primera y la segunda línea son paralelas, la tercera línea es divergente.



Cuando existe discrepancia de la longitud pélvica, la segunda y la tercera líneas son paralelas, la primera línea es divergente, y cuando exista discrepancia entre la longitud pélvica y femoral combinadas, todas las líneas son divergentes.



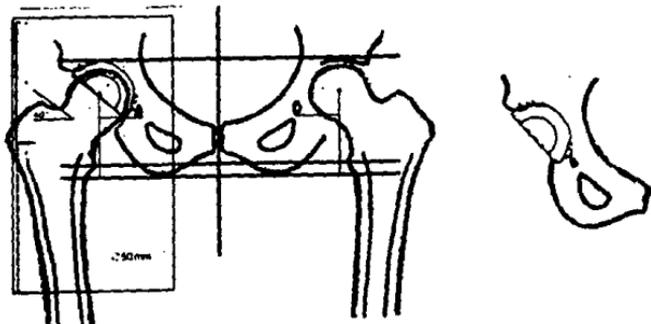
La diferencia en la distancia del trocánter menor a la línea del eje de la pelvis y la línea base, signifique que la longitud de la extremidad necesita corregirse.

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

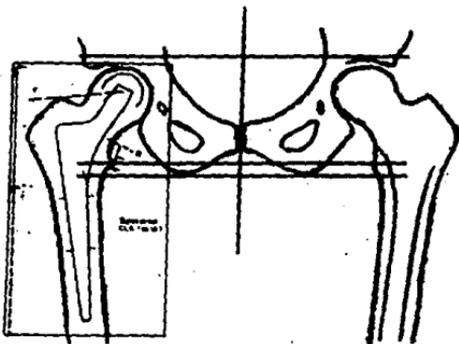
manteniendo la plantilla paralela a la vertical del eje de la pelvis. La copa acetabular entonces es trazada en el papel.



DETERMINACION DEL TAMAÑO Y POSICION DEL VASTAGO:

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 (estandar o lateralizado). El tamaño del vástago se escoge para que tres cuartas partes de este queden impactados en la estructura femoral. Idealmente una de las tres líneas T deben tocar la punta del trocánter mayor.

En un fémur en forma de trompeta el tamaño del vástago debe elegirse de tal modo que se mantenga entre la implantación y el hueso cortical un intersticio con una substancia esponjosa mecánicamente comprimida en aproximadamente 1 mm.



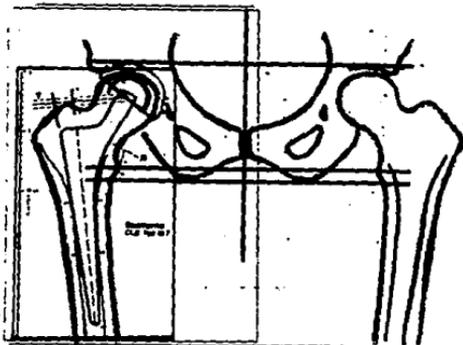
DETERMINACION DEL TAMAÑO Y POSICION DEL VASTAGO

El patrón del vástago se coloca sobre el fémur de tal modo que el vástago pueda encajar en la cavidad medular de acuerdo con una de las dos clases de encaje.

El tamaño debe escogerse de tal modo que se pueda introducir a golpes como mínimo $3/4$ de la estructura proximal de la costilla. En el caso ideal, una de las tres líneas T tiene contacto con la punta del trocánter mayor.

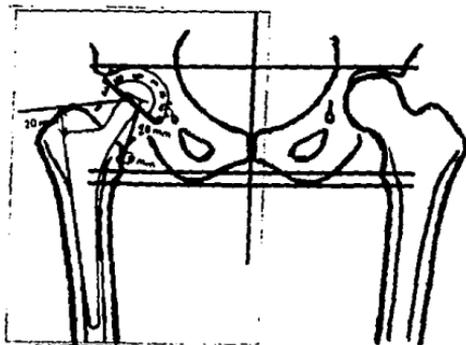
NIVEL PELVICO:

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 radiografía, 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.



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.



La localización de las prótesis en fémur puede estar en tres posiciones: individualizada, con fijación óptima y en forma simétrica.



NIVEL METAFISIARIO PRÓXIMAL



TERCIO MEDIO DE PRÓTESIS



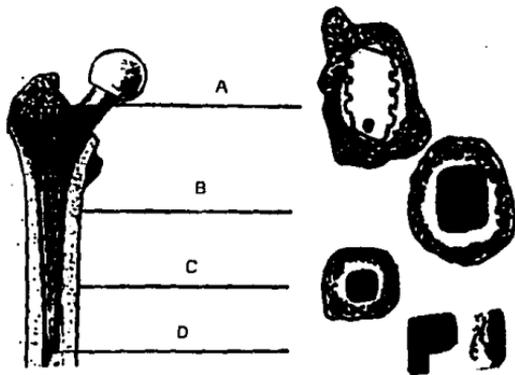
PUNTA DEL VASTAGO

INDIVIDUALIZADA

ÓPTIMA

SIMÉTRICA

El sistema de Spotorno muestra evidencia de osteointegración (crecimiento de hueso en la superficie del implante) como una manera de incrementar la fijación a presión del sistema. Esto ha sido confirmado mediante estudios radiológicos, microscopía electrónica, análisis de dispersión de energía. Estas observaciones fueron efectuadas por Schrelber (11), esto se documenta por los siguientes preparados histológicos en diferentes niveles de corte de la prótesis hechos a 1 mm cada segmento.



A. TERCIO PROXIMAL.

Incluye las aletas antirrotacionales.

La sección transversal fue hecha a 90° tangencial al eje del cuello femoral.

El sistema medial se ve entre el remanente del calcar y la corteza anteromedial. El hueso cortical está directamente en contacto con el sistema a nivel de la porción posteromedial de la circunferencia. Incluye el espacio entre las aletas antirrotacionales. Anterior y lateralmente se parecían una pequeña lámina osea separada del tejido no mineralizado cerca del sistema de hueso cortical a 0.5 a 3 mm de distancia.

B. TERCIO MEDIO

Distal a las aletas antirrotacionales.

El corte es tangencial a 90° con el eje femoral.

El borde anteromedial del sistema se encuentra embebido en hueso esponjoso en contacto con la corteza. Una delicada rejilla de hueso trabecular puentea la distancia entre el borde posteromedial del sistema y la corteza.

C. TERCIO DISTAL

Encima de la punta.

Sección a 90° tangencial al eje del sistema.

El sistema se encuentra totalmente centrado en la cavidad medular, no se aprecia contacto del sistema con la corteza. Todavía algunas trabéculas puentean extendidas desde el borde medial y alrededor de la superficie posterior.

D. PUNTA DEL SISTEMA.

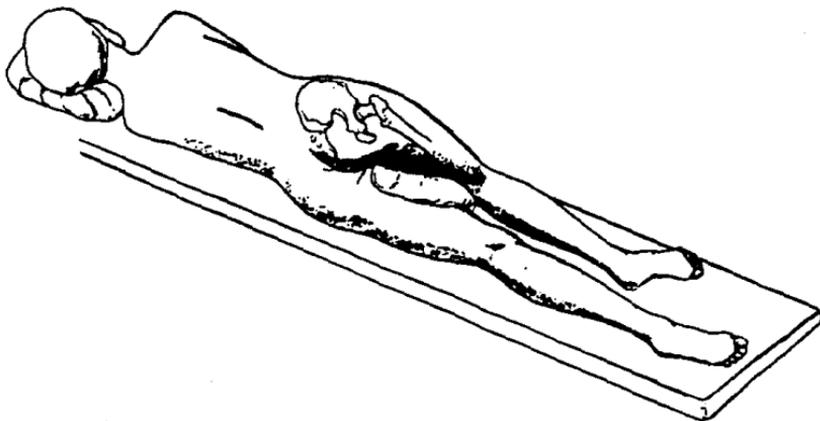
Sección longitudinal en el plano frontal.

Hueso nuevo se forma entre la punta del sistema y la corteza, fortaleciendo el anclaje de la punta.

TECNICA QUIRURGICA

Se coloca al paciente en decúbito lateral y se sujeta firmemente para evitar los movimientos de las pelvis en la intervención quirúrgica. Se prepara al paciente en la forma habitual, mediante lavado con isodine, colocación de campos estériles y se cubre la zona quirúrgica con cubierta plástica autoadherible.

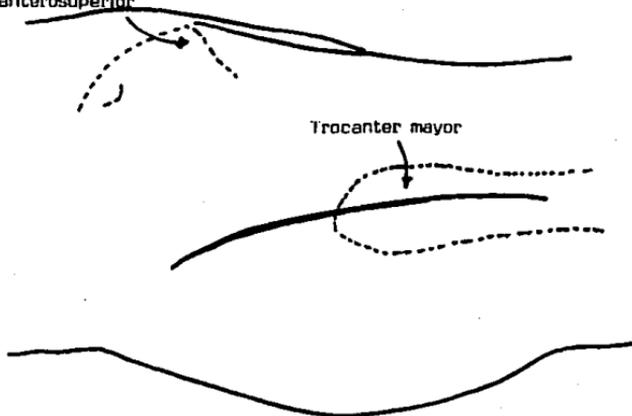
En el servicio de cadera del Hospital de Traumatología Magdalena de las Salinas utilizamos la vía lateral, efectuando abordaje transglúteo, desinsertando las fibras anteriores, pudiendo hacerse también mediante técnica de Hardinge desinsertando las fibras anteriores del vasto lateral en onjunción con el glúteo medio, efectuando resección de la cápsula y luxación anterior de la cabeza femoral.

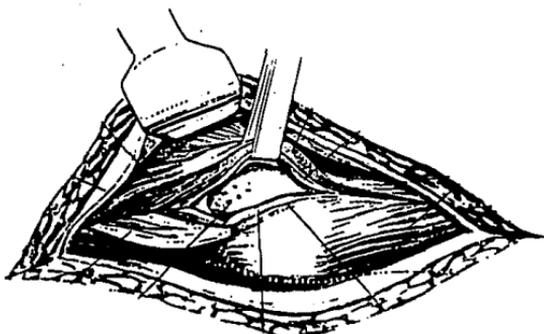


ABORDAJE LATERAL

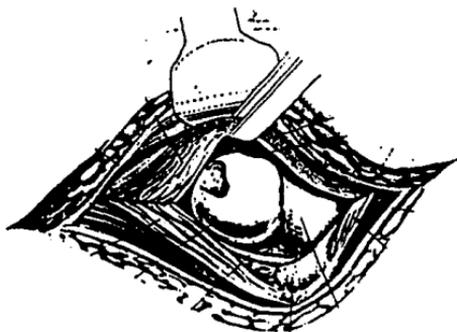
INSICION CUTANEA.

Espina iliaca anterosuperior





La cápsula se incide a lo largo del eje del cuello femoral y perpendicularmente a nivel del borde acetabular en forma de T. Se reseca la misma. Se da rotación lateral a la extremidad hasta lograr la luxación de la cadera en forma anterior.

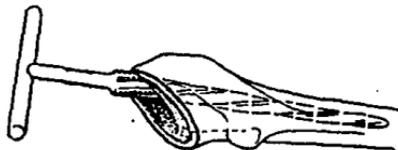


Una vez expuesto el segmento proximal del fémur se procede a retirar la cabeza femoral fracturada y se procede a la remodela-

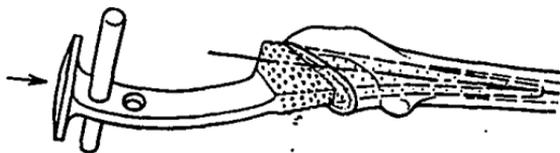
ción efectuando una medición cuidadosa del corte que corresponda a la planificación preoperatoria. Se realiza la osteotomía con sierra oscilante neumática. Normalmente la osteotomía femoral se realiza a 1 cm proximal al trocánter menor, paralelo a la línea intertrocanterica. El eje de la prótesis debe coincidir con el eje femoral. Debido a la normal anteversión del cuello femoral, la prótesis solo puede ser colocada en la dirección axial correcta si la longitud de la parte dorsal de la base del cuello es menor a 1 cm. 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 (esta porción extraída posteriormente es utilizada como injerto en la punta de la prótesis para evitar el hundimiento de la misma).



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 sí mismo hacia el canal medular y constituye una guía para la colocación ideal del vástago.



Posteriormente se prepara el canal medular utilizando las escofinas graduadas, siempre comenzando con la más pequeña. Para lograr un ajuste proximal (press-fit) evitando una posición en varo o la fractura de la metafisis, las escofinas deben introducirse en la misma posición y la misma dirección que la fresa cónica. Debe tenerse mucho cuidado en esta 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°).

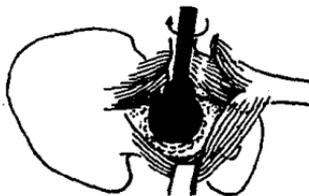


Después de que la última escofina ha sido impactada, debe haber una capa de tejido esponjoso comprimida entre la cortical ósea y la escofina, particularmente en la región medial, con un grosor ideal de 0.5 cm. Una vez preparado el lecho protésico para el vástago se procede a la preparación acetabular. En la técnica original se prepara el lecho acetabular inmediatamente después de la osteotomía femoral lo cual se lleva a cabo en el servicio de cadera de el Hospital de Traumatología Magdalena de las Salinas.

Para la preparación del lecho acetabular, se requiere que la

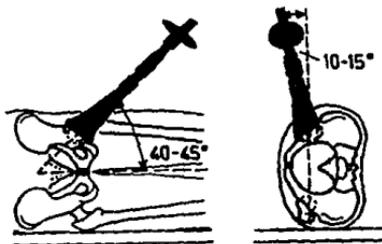
posición de la extremidad se coloque en posición neutra para poder tener así un plano adecuado de visión y un campo lo suficientemente amplio.

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. Una vez expuesta la cavidad cotiloidea se procede a resecar el labrum acetabular, se reseca el remanente de ligamento redondo y se inicia el fresado con la fresa número 44 mm y se va incrementando de dos en dos en cada paso hasta resecar todo el cartilago 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 de 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

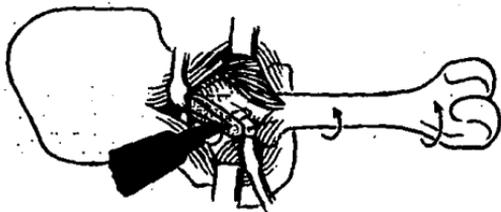
fresa utilizada. El c6tulo de expansi6n se coloca en la pinza compresora y se comprime girando el volante de esta. Una vez comprimida, se coloca en el lecho acetabular por medio del orientador, con una inclinaci6n de 40 a 45° y una anteversi6n de 10 a 15°. Una vez que se est6 seguro de la posici6n correcta se presiona firmemente la copa acetabular para lograr un contacto adecuado con el fondo del acet6bulo y manteniendo la posici6n y presi6n constante, se aflojan las mordazas del instrumento compresor, se fija el c6tulo 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.

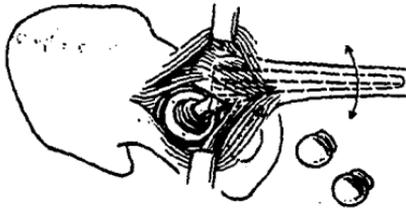
Para introducir las puntas de anclaje de la copa de expansi6n

en el hueso, se coloca el cono de expansión de la misma medida del cónico utilizado; y se expande atornillando el cono dentro de la copa. En este 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, en 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 desanclen, quedando instalado el componente acetabular.

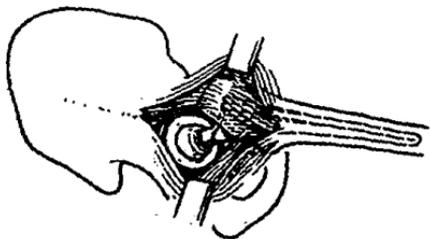
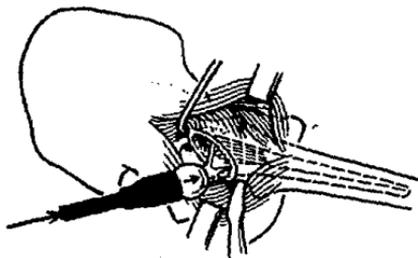


Ahora se procede a retomar la preparación del lecho femoral

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 presión y la orientación de dicho 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. 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 esta 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 produce 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 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 drenaje, se cierra la herida por planos y se coloca con apósito estéril.

CUIDADO POSTOPERATORIO

En el cuidado postoperatorio es conveniente mantener al paciente en reposo absoluto, con posición en decúbito dorsal, con leve abducción de ambas piernas, los drenajes son retirados a las 24 a 48 hrs, se inicia con ejercicios isométricos al primer día de postoperatorio, se sienta el paciente al segundo día y al tercer día se moviliza libremente fuera de cama sin apoyo de la extremidad. Si no existen complicaciones locales como fracturas o fisuras del fémur se indica apoyo progresivo con muletas o andadera al quinto día.

En el servicio se maneja a los pacientes mediante profilaxis antibiótica por tres días con cefalosporinas de tercera generación. Además se utiliza terapia antitrombótica mediante heparina 5000 u subcutáneas cada 12 hrs hasta que se moviliza el paciente fuera de cama.

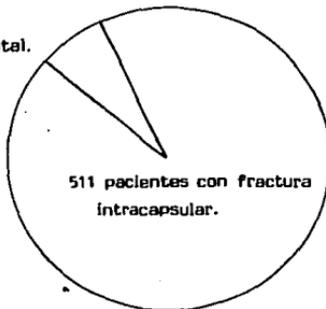
Se indica además terapia para el dolor generalmente a base de pirazolonas. El paciente es egresado generalmente al quinto día de postoperatorio, siendo citado en forma consecutiva a la consulta externa a los 10 días, al mes, a los tres meses, seis meses y al año para control.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos en el presente estudio nos muestran que en el servicio de cadera del Hospital de Traumatología de Magdalena de las Salinas en el periodo comprendido de el mes de Enero de 1992 al mes de noviembre de 1993 se atendieron en total 511 pacientes con fracturas intracapsulares, presentandose como la patología traumática de cadera que ocupa el segundo lugar en frecuencia con un 29.6% . (Gráfica 1).

De los anteriores pacientes únicamente 34 fueron tratados mediante el sistema de prótesis Spotorno ocupando un 6.65% de los pacientes que requirieron tratamiento.

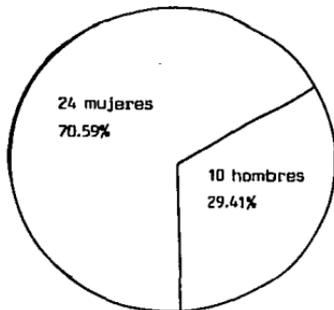
34 pacientes
6.65% del total.



Gráfica 1

De un total de 511
pacientes con fractura
intracapsular 34 (6.65%)
se trataron con prótesis
Spotorno.

La distribución por sexo mostró marcado predominio del sexo femenino con un total de 24 por 10 pacientes masculinos con una relación de 2 a 1, representando el sexo femenino el 70.59% mientras que el masculino ocupó el 29.41%. (Gráfica 2).



Gráfica 2.

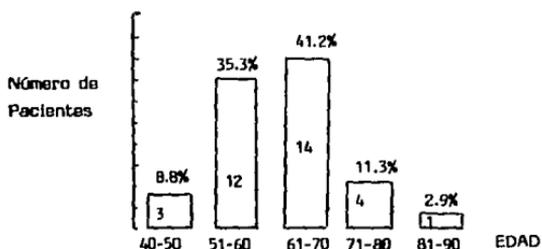
Las edades fluctuaron desde 42 años la mínima a 90 la máxima, con una media de 66 años, se dividieron en grupos de 40 a 50 años con 3 pacientes, que representa el 8.8%, el grupo de 51 a 60 años con 12 pacientes representando el 35.3%, el grupo de 61 a 70 años con un total de 14 pacientes que representa el 41.2%, el grupo de 71 a 80 años que representa el 11.3% con 4 pacientes y el grupo de 81 a 90 años con un paciente para ser el 2.9%. Se presentó mayor incidencia en el grupo de 61 a 70 años. (gráfica 3).

La atención quirúrgica demoró de 6 a 31 días con un promedio de 18.5 días, en general la atención quirúrgica se efectuó 6 días posteriores al traumatismo, pero se vio incrementada por dos pa-

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

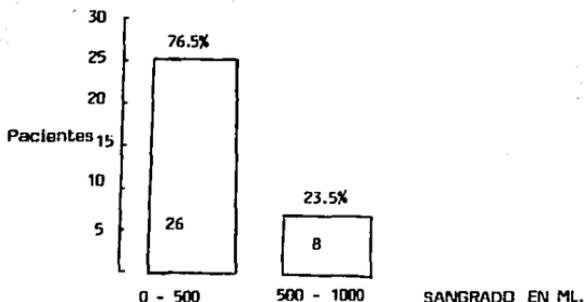
cientos uno de los cuales fue trasladado de otro estado 28 días posteriores a la lesión y una paciente trasladada 6 días posteriores a la lesión que se encontraba en otro Hospital.

Gráfica 3.



El sangrado registrado en el acto quirúrgico varió de un mínimo de 150 ml a un máximo de 900 ml, con un promedio de 525 ml, se dividieron los pacientes en un grupo con sangrado de 0 a 500 ml presentándose un total de 26 pacientes que representan el 76.5%, y con sangrado de 501 a 1000 ml un total de 8 pacientes siendo el 23.5% del total. (Gráfica 4).

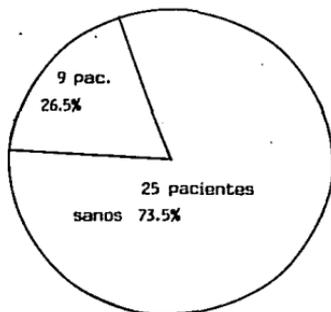
Gráfica 4.



El tiempo quirúrgico empleado en los pacientes varió desde 75 minutos como mínimo a 160 minutos como máximo con una media de 112.5 minutos.

La estancia intrahospitalaria fue de 6 días como mínimo a 27 días como máximo con una media de 16.5 días de EIH, esta cifra se ve incrementada por una paciente que presentó descontrol metabólico motivo por el cual se aplazó la cirugía, si se retira esta paciente de las proporciones no da una media de 8 días de estancia intrahospitalaria (EIH).

Un total de 9 pacientes presentaron enfermedades concomitantes representando el 26.5% de la población estudiada y en 73.5% no presentaron enfermedades agregadas. (Gráfica 5).

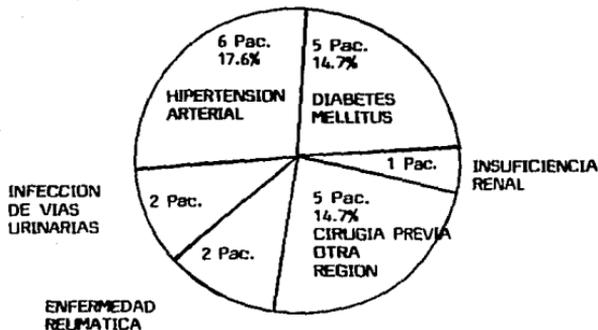


Gráfica 5.

Las enfermedades agregadas que presentaron los pacientes son Diabetes Mellitus con 5 pacientes representando el 14.7% de frecuencia de presentación, la hipertensión arterial con 6 pacientes para un 17.6%, Infección de Vías urinarias 2 pacientes para un 5.9%, pacientes con cirugía previas en otras regiones 5 con un 14.7%, Enfermedad reumática concomitante 2 pacientes para un 5.9% e Insuficiencia renal Crónica en 1 pacientes que representó el 2.9%. (Gráfica 6).

Cabe mencionar que algunos de estos pacientes cumplieron únicamente con el requisito de presentar buena calidad osea y encontrarse en etapa productiva motivo por el cual les fue colocado el sistema de Spotorno.

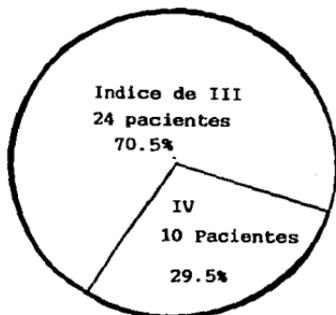
Gráfico 6.



El riesgo anestésico que presentaron los pacientes fue de ASA II en 16 que equivale al 47% y de III en 18 que equivale a un 53%.

El paciente inicia con movilización de la extremidad al día siguiente de la intervención si el dolor lo permite, al segundo día de postoperado se sienta al paciente fuera de cama, generalmente este día se retiran los drenajes, al quinto día el paciente inicia con el apoyo en forma parcial de la extremidad, a las dos semanas se les indicó apoyo total de la extremidad, aún con asistencia y se citaron a control al mes, tres meses, seis meses y al año de postoperatorio.

El Índice de Singh que se registró en los pacientes es de III en 24 pacientes que equivale a un 70.5% y de IV en 10 equivale a un 29.5% del total.



El Índice Cortico Diafisiario se encontró con variaciones desde 0.52 a 0.55 en los pacientes estudiados

Las complicaciones encontradas en los 34 pacientes son: en primer lugar la luxación de la prótesis, en dos pacientes, correspondiendo a un 5.8% del total de los pacientes estudiados. Las luxaciones se presentaron debidos a fallas en la técnica quirúrgica, ya que los componentes acetabulares se colocaron en retroversión de 5°, motivo por el cual debieron ser sometidos a nueva intervención quirúrgica para corrección de la dirección.

Un paciente presentó infección profunda que requirió retiro de la prótesis y desbridamiento, siendo egresada del servicio y posteriormente citada regularmente a la consulta externa encontrándose en el momento actual en Girdlestone y con ausencia de infección.

Un paciente presentó una reconstrucción inadecuada del gluteo medio teniendo como secuela marcha de Trendelenburgh, actualmente requiriendo de bastón para deambular.

En un paciente se presentó fractura incompleta del trocanter mayor, la cual no requirió de tratamiento agregado, únicamente se difirió el apoyo por un periodo de 6 semanas.

En un paciente se presentó fractura fisuraria en cortical medial de la diáfisis femoral, que tampoco requirió de tratamiento y en el cual se difirió el apoyo por 6 semanas.

En dos pacientes se presentaron infecciones superficiales en el sitio de la herida las que cedieron con antibioticoterapia y curación, sin mayores complicaciones.

De acuerdo a la valoración de Harris a los tres meses tenemos resultados malos en 9 pacientes lo cual equivale al 28% de la serie, resultados buenos en 11 pacientes que equivale al 32% y resultados excelentes en 14 pacientes que corresponde al 40%.

A los 6 meses de evolución tenemos 21 pacientes, de los cuales 15 cuentan con excelentes resultados con valoraciones de Harris de 92% correspondiendo este número al 35% del total de la serie. 4 pacientes con buenos resultados equivale al 11.7% y 2 pacientes con malos resultados equivalente al 5.9%.

En los pacientes que actualmente cuentan con mas de un año de evolución se encuentran resultados excelentes en el 94% de los casos y 6% de buenos resultados. Los dos pacientes que presentaron malos resultados aún no completan este periodo de estudio.

Cabe mencionar que el uso de este tipo de implantes debe requerir de una evaluación más cuidadosa, requiriéndose de una mayor selectividad en los pacientes y sobre todo aplicarse en pacientes menores de 40 años en los que realmente se valorarían los beneficios biomecánicos de este implante.

Concluimos además que las complicaciones obtenidas generalmente se deben a una mala técnica quirúrgica, motivo por el cual a pesar de que la técnica quirúrgica para la aplicación de esta prótesis sea simple se requiere de un cirujano con adiestramiento especial en cadera.

En nuestra serie se observaron zonas de interfase sobre todo

a nivel del cuadrante I y III acetabulares sin embargo no tuvieron significado clínico. Dejamos abierta la investigación, ya que se requiere de mayor tiempo para evaluar en forma integral este tipo de implantes.

Sin embargo logramos comprobar que a pesar de que los pacientes presentaron una calidad ósea disminuida con Índice de Singh de 3 y 4 y con un Índice Cortico Diáfisario de 0.52 a 0.55 se logró una osteointegración radiológicamente visible y que clínicamente se encuentran asintomáticos aquellos con excelentes resultados.

BIBLIOGRAFIA

1. Bastos M.F. Prótesis sin cementar de la cadera. Primera edición Editorial JIMS. 1988 Barcelona España.
2. Bauer T.W., Geesink R.C.T. Hydroxiapatite coated femoral Stems. J. Bone & Joint Surg. 1991;73-A No. 10:1439-1452.
3. Balha J.D., Spotorno L., Romagnolis. CLS Press fit Total hip arthroplasty. Techniques Orthop. 1991, 73-A,9:1348-1354.
4. Bobyn J.D. Histologic analysis of a retrieved microporous coated femoral prosthesis. J. Bone & Joint Surg. 1987;69(224):303-310.
5. Brand R.A. The hip society. Anuario 1977. Toronto 1987.
6. Callaghan J.J. Evaluation of the learning curve associated with uncemented primary porous coated anatomic total hip arthroplasty. Clin. Orthop 1992;282:132-144.
7. Cameron H.U. A review of the 2 to 8 year results with a proximally fixed noncemented threaded modular total hip. Acta Orthop. Belg. 1992;58-4:420-424.
8. Clarke H.J. Osteointegration of the bone graft in porous coated total hip arthroplasty. Clin. Orthop. 1990;258:160-167.
9. Collier J.P. Macroscopic and microscopic evidence of prosthetic fixation with porous coated materials. Clin. Orthop. 1988;235: 173-180.

10. D'Antonio J. Hydroxylapatite coated hip implants. *Clin. orthop.* 1992;285:102-115.
11. Dietschi Biological Bonding. manual protek. 1992.
12. Franzen H. Secondary total hip replacement after fractures of the femoral neck. *J. Bone & Joint Surg.* 1990;72-B(5):784-787.
13. Haddad JR. R.J. Clinical and radiological evaluation of noncemented porous coated anatomic medullary locking (AML) and porous coated anatomic (PCA) total hip arthroplasties. *Clin. Orthop.* 1990;258:176-181.
14. Hogt. T. Experience with the expansion cup develop by I. Spatorno. *Unfall Chirurgie.* 1991;17(4):218-224.
15. mc. Cutchen J.W. Osteointegration of titanium implants in total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 1990;272:114-125.
16. Parker M.J. Internal fixation or arthroplasty for displaced subcapital fractures in the elderly? *Injury.* 1992;23:521-524.
17. Pass R. Strategies for improving fixation of femoral components in total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 1988;235:181-194.
18. Skinner H.B. Composite technology for total hip arthroplasty *Clin. Orthop.* 1988;265:224-236.
19. Zweymüller K.A. Biologic fixation of a press fit titanium hip joint endoprosthesis. *Clin. orthop.* 1988;235:195-206.

20. Spatorno L. Prótesis total de cadera no cementada sistema
CLS. protek A.G. Switzerland 1991:3-16.