

11245  
51



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO**

**FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO  
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL  
CONJUNTO HOSPITALARIO  
MAGDALENA DE LAS SALINAS**

209

**LA PROTESIS DE SPOTORNO O SISTEMAS CLS.  
INFORME PRELIMINAR**

**T E S I S**  
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE  
ESPECIALISTA EN

**ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA**

**P R E S E N T A**  
**DR. JORGE ANTONIO TORRES ZAPATA**



MEXICO, D. F.

1994<sup>5</sup>

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.

**Profesor Titular:**

Jorge Aviña Valencia

**Profesores Adjuntos:**

Dr. Mucio de Jesus Avelar Garnica

Dr. Enrique Espinoza Urrutia

**Jefes de División de Enseñanza e Investigación:**

Dr. Rafael Rodriguez Cabrera

Dr. Enrique Espinoza Urrutia

**Jefes de Enseñanza e Investigación:**

Dra. Ma. Epe. V. Garfias G

Dr. Luis Gómez Velazquez

**Jefe del Servicio de Cadava y Pelvis HOMS:**

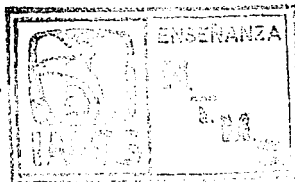
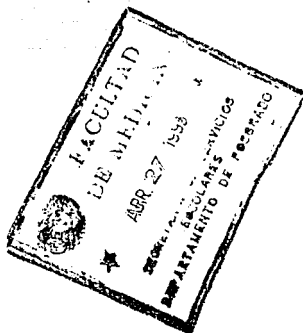
Dr. Raul Figueroa Gama

**Asesor de Tesis:**

Dr. Enrique Cardenas

**Presenta:**

Dr. Torres Zepeta Jorge Antonio



**Agradecimientos:**

- A mis Padres  
A ellos les debo todo lo que soy

- A mis Hermanos.  
Gracias por su apoyo

- A mis compañeros de Generación

- A mis maestros  
Por mi Formación

## **INDICE**

**Introducción**

**Objetivos**

**Antecedentes Científicos**

**Variables de Pendiente e independiente**

**Programa de trabajo**

**Universo de Estudio**

**Hipotesis**

**Planteamiento del problema**

**Criterios y Clasificación**

**Indicaciones**

**Parametros utilizados**

**(Planif. Operatoria)**

**Técnica Qx.**

**Cuidados Po**

**Resultados**

**Presentación de Gráficas**

**Discusión**

**Conclusión**

**Bibliografía**

## INTRODUCCION

La patología de la cadera en sus diferentes formas: degenerativas, traumática, metabólica ó mixta, ha mostrado por varias razones, un incremento durante las últimas décadas; se presenta en un rango de edad cada vez más amplio, produce incapacidad variable y su tratamiento en la gran mayoría de los casos es de tipo quirúrgico dentro de las cuales puede estar indicada una artroplastia total de cadera.

Las prótesis de cadera, han tenido una evolución muy importante en traumatología y ortopedia; se han perfeccionado los implantes en cada uno de sus componentes, pasando por varias etapas, creándose una gran diversidad de diseños.

Numerosos estudios a largo plazo, ha permitido conocer las ventajas, desventajas y complicaciones de las prótesis de cadera, abandonando unas y perfeccionando otras, su análisis comparativo ha creado un Sistema de Artroplastia no Cementada.

En general, se reportan buenos resultados con la mayoría de las prótesis, en los primeros cinco años después de su colocación; sin embargo, por diferentes causas, en las prótesis no cementadas, se observan cambios radiográficos indicativos de aflojamiento de sus componentes, tanto femoral como acetabular, y que puede ser causa de un recambio temprano, lo cual puede ser desastrozo en muchos casos.

Al buscar información sobre este sistema protésico, el cual se utiliza desde hace ya una década, nos encontramos con el inconveniente de no encontrarla como tal, incluso utilizando el servicio de biblioteca por computadora, detectando que no existe codificación de dicho tema, lo que nos obliga a realizar una búsqueda no fácil ni práctica.

La inquietud e interés de la realización del presente estudio, es hacer un informe preliminar y experiencia del servicio sobre el sistema CLS, con prótesis no cementada tipo Spotorno.

La información sobre la solución de ATC, no cementada, es incompleta por lo antes referido sin embargo es indispensable investigar los signos clínicos y RX incipientes de aflojamiento, lo que nos permitira no solo su resolución, sino analizar las causas de dicha problemática, que es la motivación de este trabajo, ya que el servicio de cadera en los últimos años ha realizado un total de cirugías, lo que justifica estar concientizado en el diagnóstico precoz de un aflojamiento de prótesis.

#### OBJETIVOS

- Analizar el uso de la Prótesis de Spotorno, en pacientes con coxartrosis entre o en edades de 25 a 75 años.
- De acuerdo a lo anterior, señalar sus indicaciones.



## ANTECEDENTES CIENTIFICOS

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 M, es bastante para que se produzca una osificación de tejido penetrante.

Después del estudio en una serie de 1509 pacientes, reportada por Lord ( 1982 ), demuestra resultados clinicos excelentes en 83%; sin embargo, enfatiza "los mejores resultados, fueron obtenidos en pacientes jóvenes alrededor o menores de 50 años".

En un intento de minimizar el paso del Stress ( Stress Shielding ), del fémur proximal, causado por la excesiva rigidez de los componentes metálicos, Marscher 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 ( Poliactal ).

Los resultados reportados por Marscher y Dick ( 1983 ) son excelentes:

- En un seguimiento de 5.5 años, las capas de polietileno se reportan como bien aceptadas y sin pérdida del anclaje o migración de los componentes. Sin embargo,

Bombelli, en un estudio de 400 pacientes, encuentra resultados menos satisfactorios y poco alentadores. Jakin en una revisión de 34 casos ( prótesis iscelásticas ) RM. encontró 32% de falla en un lapso de tiempo menor a 4 años.

- Desde el siglo XV, con el objeto de dar solución a una gran demanda de pacientes portadores de patologías infecciosas, reumáticas y traumáticas de la cadera, Leonardo Da Vinci proporciona diseños para la reconstrucción articular.

- Willes en 1930, puede considerársele el creador de la institución metálica total de la cadera, con el dispositivo de acero inoxidable.

- En 1943, Moore; en 1654, Thompson ( Prótesis Metálicas ).

- En 1650, Judet ( Prótesis en resina acrílica ).

2 La pionera de las no cementadas, es la de Moore, ya que su fijación está basada en el principio del crecimiento óseo a través de una ventana del vástago.

- Mathys en 1973, diseña una prótesis total no cementada, basándose en una resina de poliacetal, colocándose un alma de titanio al vástago, siendo elegido el titanio y el poliacetal, por su alta resistencia a la tensión, durabilidad y proximidad al módulo de Young.

Todo esto nos evita las complicaciones secundarias al uso del cemento.

En Estados Unidos, la mayor experiencia la tiene Engh, quien tiene un gran número de publicaciones sobre este concepto. El estima que en un lapso de dos años, existe evidencia radiográfica de integración ósea del implante en 781 de su prótesis femoral de superficie porosa.

Zwesmüller diseñó una prótesis de titanio, que permite la fijación estrecha por el sistema de "Press Lit", y reporta 97% de buenos resultados, en un seguimiento de 4 años.

El mismo y Whitside, 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 Abrektsson define como osteo-integración ( 1981 ).

LORENZ SPOTORNO, realiza un diseño que cumple con estos requisitos, diseñada para la implantación SIN cemento, con un diseño de vástago femoral, ideado para la fijación tridimensional, que estabiliza rotacionalmente en forma primaria con autobloqueo intramedular y en forma secundaria por osteo-integración: Está hecha con una aleación de Ti6Al7Nb ( Protasul 100 Titanio-Aluminio y Niobio ) y cuenta con una cabeza femoral intercambiable hecha con una aleación

de cromo, cobalto y molibdeno más Protasul; o bien de cerámica aluminica ( Biolo por  $Al_2O_3$  ), cuya dureza es mucho mayor y el coeficiente de fricción mínimo; asimismo, la cabeza incluye 3 tamaños en profundidad para la implantación del cuello: Largo, mediano y corto, que se adaptan al cuello standar del vástago femoral, tiene un componente acetabular, que consta de 2 partes que se ensamblan, una capa 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.

#### **VARIABLES**

- V. I.** - El paciente con coxartrrosis y la prótesis de Spotorno
  
- V. D.** - Osteointegración y funcionalidad

## PROGRAMA DE TRABAJO

### TIPO DE ESTUDIO:

- Es un estudio retrospectivo, observado longitudinal y descriptivo de pacientes con diagnóstico de coxartrosis y a los que se operó con prótesis de Spotorno en el lapso en el Servicio del HOMS en los siguientes criterios.
- Preliminar.
- Prospectivo.
- Experiencia del servicio de Cadera y Pelvis del Hospital de Ortopedia Magdalena de las Salinas, en 2 años ( 1992 y 1993 ).

### UNIVERSO DE ESTUDIO

100 pacientes adultos entre edades: 25 a 75 años, con patología diversa: Coxartrosis Mixta, Metabólica, Mecánica, entre otras; Necrosis avascular de cabeza femoral atendidos en el Hospital de Ortopedia Magdalena de las Salinas, en el periodo comprendido de Abril de 1992 a Diciembre de 1993.

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La prótesis de Spotorno permite obtener una ostrointegración.

Resultados satisfactorios en coxartrosis, sin importar la calidad ósea.

#### **HIPOTESIS**

La Prótesis de Spotorno en Coxartrosis a edades tempranas, o de mala calidad ósea, da un 70% de buenos resultados.



### CRITERIOS DE INCLUSION

- Pacientes de ambos sexos.
- Edad: Entre 25 y 75 años.

### CRITERIOS DE EXCLUSION

- Pacientes menores de 25 años y mayores de 75 años.
- Tratamientos con tratamientos previos.
- Tratamiento en terreno patológico.

### CRITERIOS DE NO INCLUSION

- Cambios de unidad de adscripción.
- Alta voluntaria.
- Defunción.
- Inasistencia a la consulta externa.

Mediante información recopilada del archivo clínico de la Unidad del Hospital de Ortopedia Magdalena de las Salinas, se obtuvo el número de pacientes atendidos con tratamiento de cadera, que fueron tratados con Artoplastia, utilizando el sistema CCS con prótesis no cementada Spotorno, incluyendo datos de los pacientes y elaborando gráficas: Edad, sexo,

tratamiento, fecha de intervención quirúrgica,  
complicaciones.

## ANÁLISIS DE LA PROTESIS DE CADERA CEMENTADA

El reemplazamiento total de la cadera, mostró ser un procedimiento exitoso para la liberación del dolor y restauración de las actividades normales de la vida diaria en pacientes seniles, con alteración de las caderas por enfermedad ó lesión.

Consecuentemente, el uso general de las prótesis de cadera, se extendió a pacientes más jóvenes y activos.

La falla mecánica de la fijación del componente femoral después de la Artroplastia Total de cadera Cementada (ATCC), se incrementó con el tiempo, y el aflojamiento es la causa más común de falla clínica. Los reportes de la incidencia de fractura del vástago femoral, se incrementaron probablemente asociados con el aflojamiento protésico. Algunos otros factores no relacionados al cemento, tales como el sobrepeso, o la sobreactividad del paciente, colocación en varo y la resorción del cálcico femoral, pueden contribuir al aflojamiento.

Para asegurar una apreciación objetiva de los resultados de la ATCC con prótesis acrílicas, Merle D'Aubigné y Postel, en 1954, propusieron el siguiente método de graduación ó evaluación clínica:

Los resultados son clasificados en dos formas:

- 1.- **RESULTADOS ABSOLUTOS:** Es el valor de la evolución función al de la cadera en el postoperatorio.

A.- Valora 3 parámetros y dá un valor del 0 al 6 ( de acuerdo a la funcionalidad ):

	DOLOR	MOVILIDAD	CAPACIDAD PARA CAMINAR
0	Dolor intenso y permanente.	Anquilosis con mala posición de la cadera.	Ninguna
1	Dolor severo aún en la noche.	No hay movimiento; dolor ó leve deformidad.	Sólo con muletas.
2	Dolor severo cuando camina, impide algunas actividades.	Flexión por debajo de 40 .	Sólo con bastones.
3	Dolor tolerable con actividad limitada.	Flexión entre 40 y 60.	Con un bastón menos de una hora; muy difícil sin un bastón.
4	Dolor leve cuando camina; desaparece con el reposo.	Flexión entre 60 - 80; el paciente puede extender sus pies.	Largo tiempo con un bastón Corto tiempo sin bastón y claudicación.
5	Dolor leve e inconstante, actividad normal.	Flexión entre 80 y 90 ABD de menos de 15.	Sin bastón, pero con leve claudicación.
6	Sin dolor.	Flexión de más de 90 ABD hasta 30.	Normal.

B.- Una vez hecha la graduación, califica y dá un puntaje:

CAPACIDAD PARA		
DOLOR	CAMINAR	Muy buena (Excelente) D+CC=11ó12
6	6	Camina sin bastón, sin dolor y sin claudicación.
6	5	Camina sin bastón, sin dolor pero con claudicación leve.
5	6	Camina sin bastón, sin claudicación, pero con dolor leve cuando inicia.
5	5	<b>Buena</b> D+CC=10 Camina sin bastón, con dolor leve y claudicación también leve
4	6	Camina sin bastón, con dolor pero sin claudicación.
6	4	Camina sin bastón, sin dolor, usa bastón extramuros.
5	4	<b>Mediano</b> D+CC=9 Dolor leve, usa un bastón extramuros.
4	5	Dolor después de caminar algunos minutos; no usa bastón pero hay claudicación leve.
6	3	Sin dolor, usa un bastón todo el tiempo.
5	3	<b>Regular</b> D+CC=8 Dolor leve; usa un bastón todo el tiempo.
4	4	Dolor después de haber caminado; usa bastón extramuros.
		<b>Pobre</b> D+CC=7 ó menos

### MOVILIDAD DISMINUIDA

Si la movilidad es reducida a 4, el resultado es clasificado 1 grado más bajo.

Si la movilidad es reducida a 30 menos, el resultado es clasificado 2 grados más bajo.

**RESULTADOS RELATIVOS:** Es la apreciación de la diferencia entre los estados funcional, pre y postoperatorios; en otras palabras, el beneficio del paciente debido a la cirugía.

	GRADUACION PREOPERAT.	GRADUACION POSTOPERAT.	DIFERENCIA	MEJORIA
DOLOR	3	5	2 X 2 =	4
MOVILIDAD	2	5	3 = 3	= 9
CAPACIDAD PARA CAMINAR	3	4	1 X 2 =	2

Mucho muy mejorado = 12 ó más

Muy mejorado = 7 - 11

Regularmente mejorado = 3 - 7

Falla = Menos de 3

Merle D'Aubigné y Postel consideraron que para la función de la cadera, la ausencia de dolor y la capacidad para caminar son mucho más importantes que la movilidad, por esta razón, los valores de dolor y capacidad para caminar son multiplicados por 2, categorizando los resultados en: Mucho muy mejorado, Muy mejorado, Regularmente mejorado y Falla.

Más tarde, en 1969, Harris formuló un nuevo sistema de evaluación clínica, tratando de incluir todas las variables importantes que pudieran ser reproducibles y razonablemente objetivas. Este sistema también fué diseñado para que fuera aplicable a los diferentes problemas de la cadera y a diferentes métodos de tratamiento.

El dolor y la capacidad funcional son las dos consideraciones básicas. Estas constituyen las indicaciones de cirugía en la gran mayoría de los pacientes con problemas de cadera, y por lo tanto reciben la mayor importancia. En casos específicos, la corrección de deformidad ó de rotación ó movilidad, pueden ser de primera importancia, pero tales casos son poco comunes.

Basado en estos razonamientos creó una escala de puntaje, con un máximo de 100 puntos, con los siguientes parámetros:

Dolor	44
Función	47
Rango de movilidad	5
Ausencia de deformidad	4
	---
	100 puntos

La graduación del dolor, debido a su naturaleza subjetiva, es inevitablemente inexacta, pero su valoración es satisfactoria.

CANTIDAD DE DOLOR	DESCRIPCION	PUNTUACION
Ninguno		44
Ligero	Dolor ocasional, no compromete las actividades.	40
Leve	No afecta actividades - promedio. Dolor moderado raro. Cede con aspirinas.	30
Moderado	Tolerable, ciertas limitaciones funcionales, pero puede trabajar. Requiere más que aspirina.	20
Marcado	Hay dolor severo, Aún ambulatorio. Limitación seria de actividades.	10
Incapacitante	Dolor severo aún en cama.	0

#### FUNCION

##### A.- Actividades Diarias:

Escaleras	Pie sobre pie sin barandal.	4
	Pie sobre pie con apoyo del barandal.	2
	Sube de alguna manera. Incapaz de subir.	0
Transporte	Capaz de utilizar algún servicio de transporte público.	1
Sentarse	Cómodo en una silla por una hora ó más.	5
	Cómodo en una silla por media hora.	3
	A disgusto en cualquier silla.	0



Zapatos y	Se los coloca con facilidad.	4
Calcetines	Se los coloca con dificultad.	2
	Incapaz de colocarlos.	0

**B.- Marchas:**

Claudicación	Ninguna.	11
	Ligera.	8
	Moderada.	5
	Severa.	0
Apoyo	Ningún apoyo.	11
	1 bastón caminatas largas.	7
	1 bastón permanente.	5
	1 muleta.	3
	2 bastones.	2
	2 muletas.	0
	Incapaz de caminar.	0
Distancia	Ilimitada.	11
	6 cuadras.	8
	2 - 3 cuadras.	3
	Dentro de la casa.	2
	De la cama a la silla.	0

RANGO DE MOVILIDAD			CONSTANTE	VAL. MAXIMO
FLEXION	0 - 45	X	1.0 ( 45 )	45
	45 - 90	X	0.6 ( 45 )	27
	90 - 110	X	0.3 ( 20 )	6
	110 - 130	X	0.0 ( 20 )	0
ABDUCCION	0 - 15	X	0.8 ( 15 )	12
	15 - 20	X	0.3 ( 5 )	1.5
	20 - 45	X	0 ( 25 )	0
Rotación Externa en Extensión	0 - 15	x	0.4	6
Rotación Interna en Ext.	Cualquiera	x	0	0

Aducción	0 - 15	x	0.2	3
	15	x	0	0
Extensión cualquiera		x	0	0
				100.5
( TPM ) =	Total puntos movilidad			
TMP x 0.05 =	Puntaje de movilidad.			

DEFORMIDAD	No presente	4
	Flexión permanente de + 30	0
	Aducción fija de más de 10	0
	Rot. int. fija de 10	0
	Discrepancia de Ms Ps 3.2 cms.	0

La osificación heterotópica formada posterior a una ATC, es reconocida como una complicación del procedimiento; Brooker en 1973, crea un método para clasificar el grado de osificación heterotópica secundaria a la ATC.

En proyecciones AP de caderas revisadas preoperatoriamente, y en un mínimo de 6 meses después del postoperatorio, se puede establecer la apresencia y el grado de esta complicación.

Todas las radiografías se tomaron en posición supina con proyección AP de caderas y con una distancia del tubo a la placa de 101.6 cms.

**CLASE I** Islotes óseos dentro de las partes blandas alrededor de la articulación de la cadera.

**CLASE II** Esquirlas óseas procedentes de la pelvis ó del fémur, que dejan una separación entre los dos huesos de más de 1 cm.

**CLASE III**

La separación entre los dos huesos  
es menor de 1 cm.

**CLASE IV**

Existe una aparente anquilosis  
ósea de la cadera.

## PROTESIS NO CEMENTADA SPOTORNO

### CONCEPTOS BIOMECAVICOS:

**Vástago femoral:** El vástago femoral del sistema CLS para el remplazo 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 próxima del vástago, tiene costillas cónicas que permiten estabilidad rotacional. La fijación óptima se obtiene mediante fijación con bloqueo tridimensional en el canal medular. La rotación de 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 está hecho a base de una aleación de gran resistencia.

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

Una vez colocado el inserto, el armazón no puede volver a comprimirse, evitando así su desanclaje.

La copa de expansión se puede obtener en diferentes medidas.

#### **INDICACIONES PARA EL VASTAGO 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.

Debe hacerse una selección adecuada y una valoración integral del paciente, así como su estado general y expectativa de vida, 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, elección del tratamiento cuando se desea implantar un sistema no cementado.

Existen 11 diferentes medidas que aumentan progresivamente. Todos los vástagos tiene un diseño modular, permite utilizar una cabeza de cerámica aluminica (BIOLOX A 1203) ó aleación de CrCoMo (Protasul). El tamaño del cuello del Vástago es estandar, la longitud se puede modificar según la cabeza que se utilice, las cabezas tienen 3 profundidades del cuello.

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

El armazón está dividido en seis valvas unidas entre si en su polo superior. Contiene tres hileras de picos alineados radialmente; se fijan por penetración en el hueso acetabular. Después del preparado y fresado de la cavidad acetabular, el componente metálico se coloca en posición, mediante un aditamento que comprime la copa.

- Edad.
- Sexo.
- Índice de Singh.
- Índice morfológico cortical.

Los parámetros se dividen en diferentes incisos y cada uno de ellos está valuado con una puntuación dentro de una escala.

El total de puntos para cada paciente proporciona una evaluación que puede utilizarse para determinar si está indicado colocar un sistema no cementado o bien uno 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 de 70 años, está indicado el uso de un sistema cementado.

**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.

**INDICE DE SINGH:** El índice para cuello de 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 estado 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.

**INDICE MORFOLOGICO CORTICAL:** Este índice combina una evaluación de 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.

El perfil en forma de trompeta constituye la forma ideal para la 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 adecuada en el área debajo del trocánter, que puede significar la pérdida de hueso en la zona soporte proximal, durante la implantación.

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 standar del fémur.

$$IMC = CD / AB$$

CD: La distancia horizontal del eje del fémur, que conecta la dos corticales por su parte interna, medido 7 cm. distal de 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 a futuro de cortisona, entonces un vástago no cementado, puede ser utilizado sólamente en casos

de pacientes jóvenes con un índice de Singh de 6-5 y una morfología favorable.

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

#### INDICACIONES PARA LA COPA DE EXPANSION 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 en todos los casos primarios, 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, porque los picos de anclaje tienen una natural tendencia para 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 las 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 artroplastias previas.

**PLANIFICACION PREOPERATORIA:**

Los objetivos de la planificación preoperatoria adecuada son:

- a) La determinación del tamaño correcto de los componentes.
- b) La colocación óptima del tamaño correcto de los componentes.
- c) 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.

Se deben trazar tres líneas sobre la radiografía para la planificación.

Se hace la base trazando una línea tangencial a ambos isquiones. La segunda 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, con un coxómetro de M. E. Muller, 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 un 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 la 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 del trocánter menor a la línea del eje de la pelvis y a la línea base, significa que la longitud de las extremidades 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 grados. 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.

#### **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 (estandar ó 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.

#### **Nivel Pélvico:**

Sin remover la plantilla femoral, se coloca la pelvis trazada en la hoja de papel 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.



## TECNICA QUIRURGICA

### 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 ( isidone ), y posteriormente se procede a la colocación de los campos estériles. Es conveniente fijar los campos con seda a la piel, para lograr aislamiento máximo del campo quirúrgico y evitar el movimiento de dichos campos durante la maniobra del acto operatorio.

Si la pierna está acortada, la pelvis trazada queda debajo de la radiografía, también representando la cantidad que debe ser corregida.

**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.

Una vez colocado el vástago se impacta mediante golpes de martillo, de manera gentil hasta su penetración e impactación óptima.

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 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 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 ligero golpe de martillo.

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 obtener una adecuada orientación lateral de 90 grados, con respecto al plano frontal de la pelvis, se mide el corte que corresponda a la planificación preoperatoria. Se marca la línea de osteotomía y se procede a realizarla con sierra oscilante neumática, n. Normalmente se realiza 1 cm. proximal al trocánter menor. El eje de la prótesis sólo puede ser colocada en dirección axial. Un paso 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.

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 al borde acetabular en forma de T. Se reseca la cápsula articular en su porción anterior, respetando la posterior. Se dá rotación lateral a la extremidad hasta lograr la luxación de la cadera en forma anterior.

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 localización ideal del vástago.

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

Se prepara el canal, se utiliza escofinas graduadas, comenzando por la más pequeña, para lograr ajuste proximal ( Press fit ), evitando posición en varo o la fractura de metáfisis. Las escofinas deben introducirse en la misma posición y dirección que la fresa cónica. Debe tenerse mucho cuidado en esta fase. Deben evitarse todo tipo de movimientos rotacionales.

Después que la última escofina ha sido impactada, debe haber una capa de tejido esponjoso comprimido, entre la cortical ósea y la escofina, en la región medial.

Preparado el lecho protésico para el vástago, se procede a la preparación acetabular.

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 utilizan clavos a modo de retractor.

Una vez expuesta la cavidad cotiloidea se seca el labrum acetabular, se reseca el remanente del ligamento redondo y se inicia el fresado, hasta resecar todo el cartilago articular, o hasta que aparezcan puntos sangrantes procedentes al hueso subcondral. Para conseguir un anclaje primario óptimo del cotilo, hay que tener cuidado de mantener íntegra la entrada acetabular.

El tamaño del cótilo de titanio, debe corresponder con la última fresa utilizada. Se comprime el cótilo de expansión con la pinza compresora, girando el volante de ésta, una vez comprimida, se coloca en el lecho acetabular por medio del orientador, una vez que está en posición correcta se presiona la copa firmemente, para lograr contacto adecuado.

Se aflojan las mordazas de 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.



Para introducir las puntas del anclaje de la copa de expansión en el hueso, se coloca el cono de expansión de la misma medida del cónico utilizado; 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, tomando de la cabeza reseca, ya sea cortado en trozos pequeños o bien como un 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. Cuando la rosca se enfila y comienza a endurecer, se quita el instrumento y se aplica en siguiente. 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.

Se procede a retomar la preparación del lecho femoral para el vástago protésico. Se retiran los separadores, se vuelve a dar posición de flexión y rotación lateral del 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.

tractador con punta de caucho.

Se irriga cuidadosamente 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

### 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 mantenerse en una posición confortable, evitando 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. El vendaje se retira a las 48 horas aproximadamente, período en el que el tromboembolismo es mayor.

El drenaje aspirativo se retirará a las 48 horas, en este lapso deben tenerse cuidados y vigilancia especial de dicho drenaje, el cual se debe manejar con la mayor asepsia posible.

Siempre se debe drenar material hemático o serohemático, el cual generalmente 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 se prolonga el drenaje un día más, es conveniente no retirarlo hasta su desfuncionalización, y en este caso debe tenerse en cuenta la posibilidad de una alteración en la coagulación, por lo que

intraarticular y el segundo subaponeurótico. Se cierra la herida por planos con material absorbible, y se cierra la piel con nylon.

Se cubre la herida con apósito y se coloca vendaje elástico que se inicia desde el pie hasta el abdomen.

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, 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.

No deben realizarse en forma rutinaria curaciones con agentes irritativos ni sustancias detergentes, ya que con esto aumenta el riesgo de infección. Los puntos de sutura se retiran entre los 12 y 15 días posteriores a la intervención.

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 cada 6 horas endovenoso, de dos a tres días, y se continúa medicación analgésicos 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 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 tercer día de postoperatorio, con ejercicios isométricos, y uno o dos días después se inicia la movilización activa coxofemoral, principalmente a base de flexoextensión activa con o sin asistencia. Después en cuanto tolere la posición sedente, se comienza con el manejo fuera de la cama. La deambulación se inicia los primeros 5 días del postoperatorio.

Como ya se mencionó 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 las extremidades, por un periodo de cuando menos tres meses. Durante este tiempo la deambulación deberá realizarse con muletas inicialmente, sin apoyo de la extremidad operada, y posteriormente, más o menos al mes y

medio de postoperatorio, se puede caminar con un andador, siempre y cuando el apoyo de la extremidad sea mínimo.

Después de tres meses de reposo relativo, se inicia la aplicación progresiva de la carga, según la tolerancia individual del paciente, hasta llegar al apoyo total.

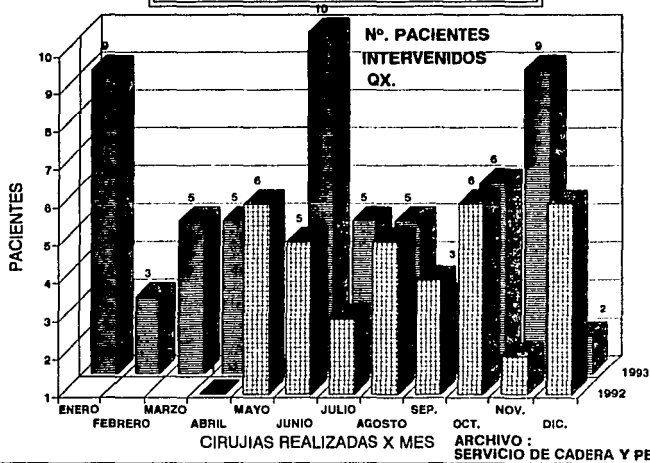
El paciente es dado de alta del hospital, aproximadamente a los cinco días de postoperatorio, y su control subsecuente se realiza en forma de externo.

Después se realizan controles radiográficos, a los tres, seis y doce meses de postoperatorio, controlándolo cada seis meses.



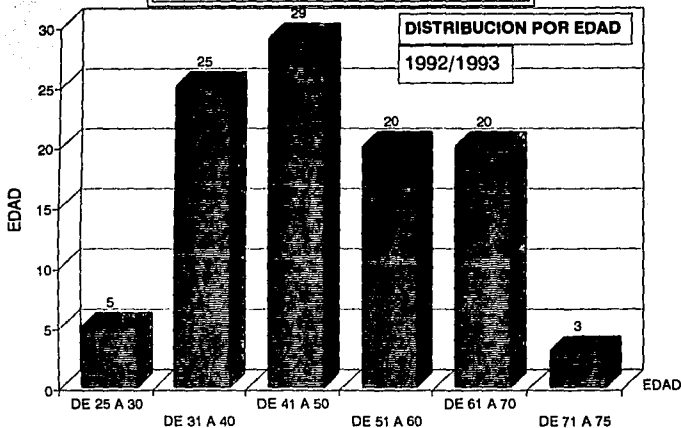
HOMS

LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMENTADO  
O SISTEMA CLS.



HOMS

LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMETADO  
O SISTEMA CLS.



ARCHIVO : SERVICIO DE CADERA Y PELVIS EDAD

LA PRÓTESIS DE SPOTORNO NO CEMENTADO  
O SISTEMA CLS.

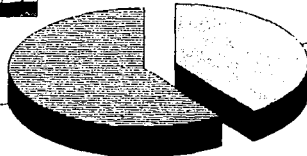


CADERA AFECTADA

HOMS



CADERA DERECHA (60,0%)  
(62)



CADERA IZQUIERDA (40,0%)  
(59)

1992/1993

ARCHIVO :  
SERVICIO DE CADERA Y PELVIS

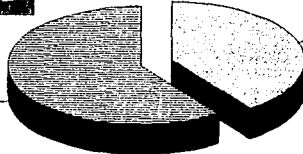
LA PRÓTESIS DE SPOTORNO NO CEMENTADO  
O SISTEMA CLS.



CADERA AFECTADA



CADERA DERECHA (80,0%)  
( )



CADERA IZQUIERDA (20,0%)  
( )

1992/1993

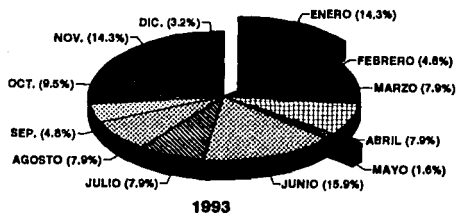
HOMS

ARCHIVO :  
SERVICIO DE CADERA Y PELVIS

HOMS

**LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMENTADO  
O SISTEMA CLS.**

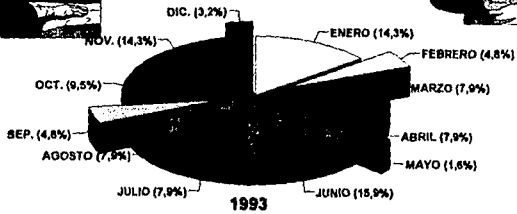
**Nº. PACIENTES INTERVENIDOS OX.**



**ARCHIVO :  
SERVICIO DE CADERA Y PELVIS**

LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMETADO  
O SISTEMA CLS.

Nº. PACIENTES INTERVENIDOS OX.



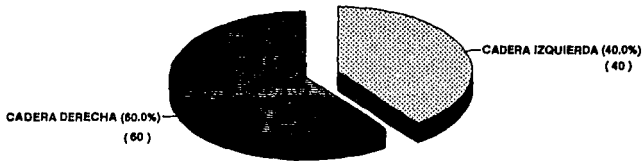
HOMS

ARCHIVO :  
SERVICIO DE CADERA Y PELVIS

HOMS

LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMETADO  
O SISTEMA CLS.

CADERA AFECTADA

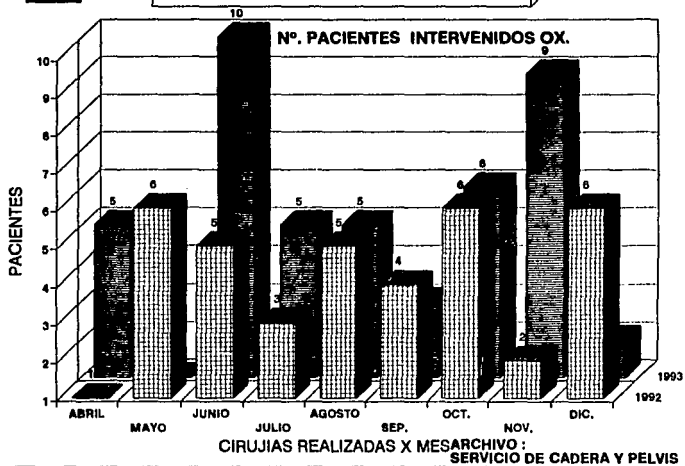


1992/1993

ARCHIVO :  
SERVICIO DE CADERA Y PELVIS

HOMS

LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMETADO  
O SISTEMA CLS.



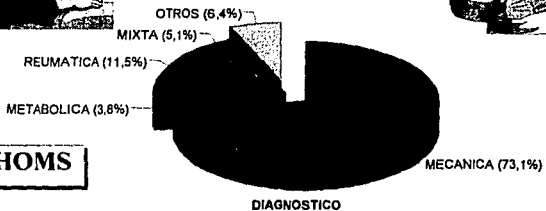


**LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMENTADO  
O SISTEMA CLS.**



**PACIENTES DIAGNOSTICADOS**

**1992/1993**



**HOMS**

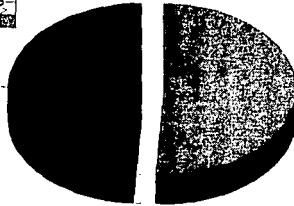
**ARCHIVO : SERVICIO DE CADERA Y PELVIS**

**LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMENTADO  
O SISTEMA CLS.**



**DISTRIBUCION POR SEXO  
1992/1993**

FEMENINO (49,0%)



MASCULINO (51,0%)

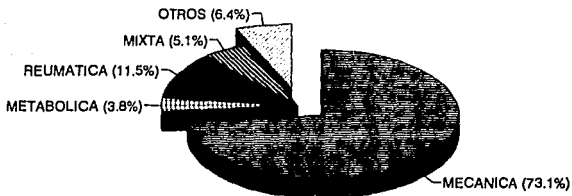


**ARCHIVO :  
SERVICIO DE CADERA Y PELVIS.**

HOMS

LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMENTADO  
O SISTEMA CLS.

PACIENTES DIAGNOSTICADOS  
1992/1993

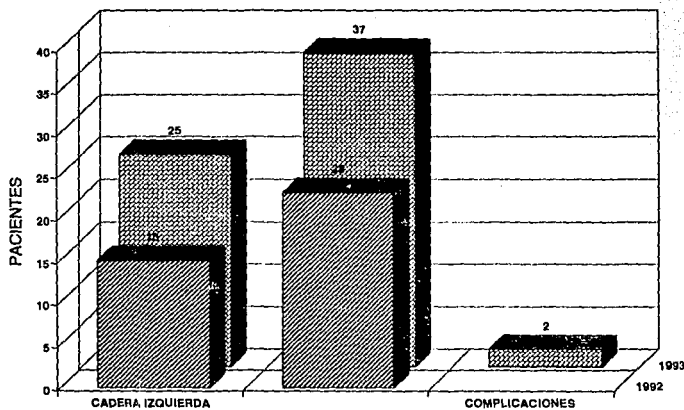


DIAGNOSTICO

ARCHIVO : SERVICIO DE CADERA Y PELVIS

HOMS

LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMETADO  
O SISTEMA CLS.

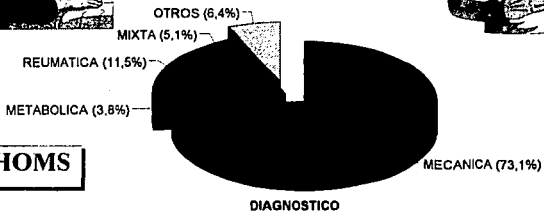


ARCHIVO :  
SERVICIO DE CADERA Y PELVIS

CADERA DERECHA  
CADERA AFECTADA

**LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMETADO  
O SISTEMA CLS.**

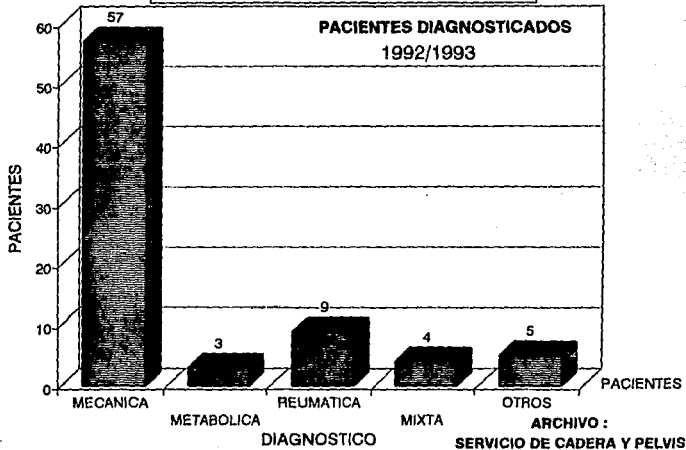
**PACIENTES DIAGNOSTICADOS  
1992/1993**



**ARCHIVO : SERVICIO DE CADERA Y PELVIS**

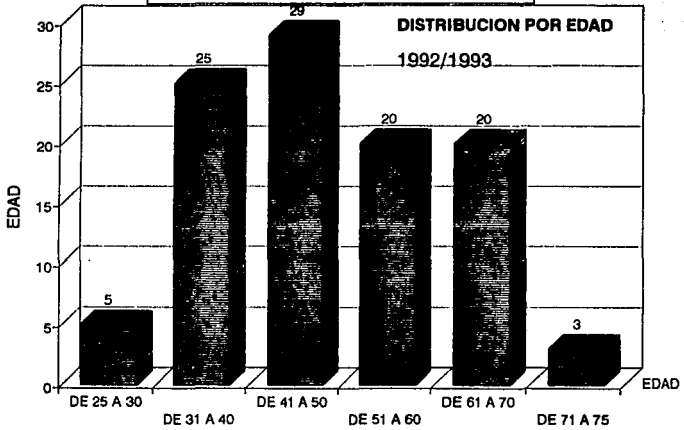
HOMS

LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMENTADO  
O SISTEMA CLS.



**HOMS**

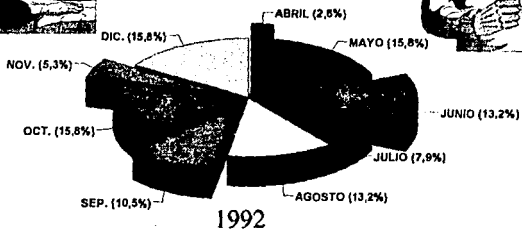
**LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMETADO  
O SISTEMA CLS.**



ARCHIVO : SERVICIO DE CADERA Y PELVIS EDAD

LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMETADO  
O SISTEMA CLS.

N.º PACIENTES INTERVENIDOS OX.



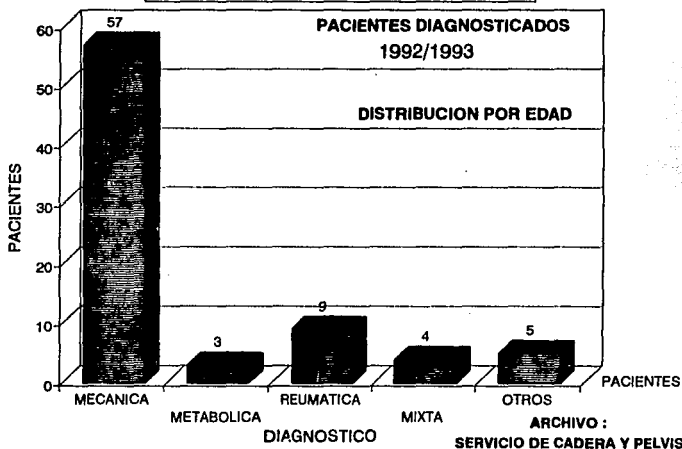
HOMS

ARCHIVO :  
SERVICIO DE CADERA Y PELVIS



**HOMS**

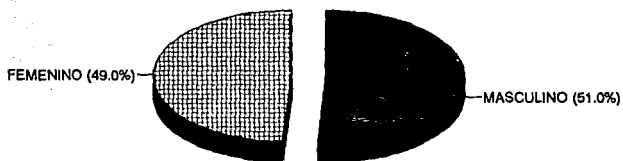
**LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMENTADO  
O SISTEMA CLS.**



**LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMETADO  
O SISTEMA CLS.**

**DISTRIBUCION POR SEXO**

1992/1993



ARCHIVO :

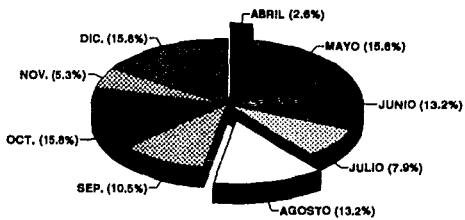
SERVICIO DE CADERA Y PELVIS

HOMS

HOMS

LA PROTESIS DE SPOTORNO NO CEMETADO  
O SISTEMA CLS.

Nº. PACIENTES INTERVENIDOS OX.



1992

ARCHIVO :  
SERVICIO DE CADERA Y PELVIS

## Resultados

Durante el periodo de Abril de 1992 a Dic. 1993 se integraron los casos que requirieron una artroplastia total de cadera con el sistema CLS. de un promedio de 4000, que se intervinieron en el Homs. La edad varió de los 25 a los 75 años. Con promedio de 30 años. En hombres el promedio de edad es de 31 a 40 años y en mujeres de 21 a 30 años.

Son 49.0 % del total de pacientes del sexo femenino y 51.0 % masculino dentro del periodo comprendido mencionado anteriormente, fueron divididos pacientes intervenidos incluyendo ambos sexos en la grafica que se refiere a pacientes intervenidos Qx por mes.

La patologia fue diversa esta se clasifica en la gráfica donde se menciona el tipo de coxartrosis incluyendo otras: fueron 57 pacientes con coxartrosis mecanica, 3; Metabólica a Reumática, 4 Coxartrosis Mixta, y otros 5.

## Discusión

El lado más afectado fue el derecho con 60 en comparación con el izq. 20.

En este estudio no se incluyó patologia sistémica agregada entre las más importantes tenemos a: Diabetes Mellitus, Hipertensión Arterial, antecedentes de accidente vascular cerebral Cardiopatías, Parafleja, Artritis reumatoidea esta como la más importante, enfermedades pulmonares restrictivas.

En este estudio se incluyeron pacientes que se les colocó un vastago femoral Spotorno en todos los casos. Y copa acetabular incluyendo algunos casos: Copa RM ó Muller, aunque no obstante se incluyeron ya que se les incluyó para tener un sistema Presfit ó CLS.

Entre las complicaciones que se mencionan es de 2 aflojamiento y una protesis luxada, el resto no se han presentado.

La patologia de la cadera son un grupo especial dentro de estas como lo es la coxartrosis que se clasifica según Bombelli en 4 tipos dependiendo de sus características radiológicas que ameritan ser identificadas como una patologia independiente por las condiciones anatómicas y biomecánicas únicas.

Su epidemiología es un tema vagamente referido en la literatura mundial.

En mala calidad ósea, solo requiere de un impacto de baja energía como una caída a nivel del suelo y en los casos de buena calidad ósea, requiere de un mecanismo de alta energía como son caídas de altura ó accidentes viales como en el caso de traumatismo que condicionan una ATC, ya que el sistema CLS esta diseñado tanto para Ortopedia como traumatología.

Un dato interesante de esto es que pacientes que fluctuan en edades entre 41 y 50 años fueron los que más requirieron de este sistema ya que la patología estudiada fue frecuente. La mecánica la de Harris es la que utilizamos de acuerdo con la escala de Merle D' Aubgine de la función de la cadera los resultados se consideraron buenos y muy buenos mientras que satisfactorios y no satisfactorios lo que nos indica la buena respuesta al tratamiento a pesar de la magnitud de la coxartrosis los resultados de la evolución funcional de la cadera son halagadores en esta serie se demuestra entonces el planteamiento del problema en mala calidad ósea los resultados son buenos para este sistema.

## CONCLUSION

**Se deben realizar un tratamiento médico Qx integral, individualizando, para la reintegración temprana del paciente con estas patologías complejas de la cadera en pacientes entre edades de 25 a 75 años.**

## BIBLIOGRAFIA

- 1.- Albrektsson T. Branemark P. I., Hansson & Lindström. 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 de 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.- Blaha J. D., Spotorno L., Romagnoli S. CLS press-fit total hip arthroplasty. Techniques Orthop. 1991, 73-a, 9 1348-1354.
- 7.- Blaha J. D., Gruen T. S., Mancinelli C., Spotorno L. S., Romagnoli S., Grappioto 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 approach 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; 542-471.
- 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.- Mittelmeirer 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.- Puppato F., Engh C. A. Comparison of porous coated threaded and smooth-threaded acetabular components of identical design. Clin. Orthop. 1991; 271: 201-206.
- 30.- Rotham 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:3457-467.
- 32.- Schneider R. La prótesis total de cadera. 1983. Ed. A. C., Madrid; capítulos 1 al 5.
- 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.

- 37.- Harris W H. Traumatic Arthritis of the Hip after Dislocation and Acetabular fractures. Treatment by Mold Arthroplasty an end Result Study Using a New Method of Result. Evaluation J. Bone & Joint Surg. 1969; 51-A; 737-755.
- 38.- Harris W. H., White RE. Socket fixation using a metal Backed. Acetabular Component for total hip Replacement A Minium five year follow-up.