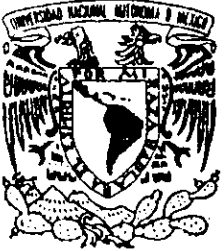


11245

47

2ej



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO**

**FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISION DE ESTUDIOS SUPERIORES  
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL.  
HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEDIA  
"LOMAS VERDES"  
MODULO DE CIRUGIA DE CADERA Y PELVIS.**

**REEMPLAZO ARTICULAR DE CADERA  
CON PROTESIS NO CEMENTADA TIPO SPOTORNO  
EVALUACION Y ANALISIS DE RESULTADOS.**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE POSGRADO

DE LA ESPECIALIDAD EN:

**ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA**

P R E S E N T A :

**DR. LUIS MUÑIZ LUNA**

**HTO**

**Lomas Verdes**

Naucalpan de Juárez, Edo. de Méx.

Febrero 1998

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**

255830



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



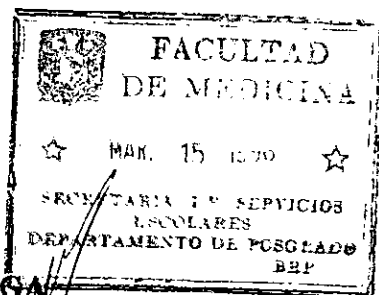
**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta 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.

DEFINICION DEL EDO. DE MEXICO  
SU DELEGACION NAUCALPAN  
HOSP. PS. TRAUMAT. "LOMAS VERDES"



DEPTO. DE ENSEÑANZA  
E INVESTIGACION  
**DR. JULIO RAMOS ORTEGA**  
DIRECTOR MEDICO DEL HOSPITAL DE  
TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia  
"LOMAS VERDES" - IMSS.

**DR CARLOS E. DIAZ AVILA**  
JEFE DE LA DIVISION DE ENSEÑANZA E INVESTIGACION  
DEL HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia  
"LOMAS VERDES" - IMSS

**DR JUAN VICENTE MENDEZ HUERTA**  
PROFESOR TITULAR DEL CURSO DE ESPECIALIZACION EN  
ORTOPEdia Y TRAUMATOLOGIA DEL HOSPITAL DE  
TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia  
"LOMAS VERDES" - IMSS

**DR ISRAEL CALDERON OROZCO**  
JEFE DEL DEPARTAMENTO DE ENSEÑANZA E INVESTIGACION  
DEL HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia  
"LOMAS VERDES" - IMSS

**DR ROLANDO BENITEZ GARDUÑO**  
JEFE DE LA DIVISION DE ORTOPEdia DEL  
HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia  
"LOMAS VERDES" - IMSS

**DIRECTOR DE TESIS**

**DR GILBERTO E. MEZA REYES**  
JEFE DEL SERVICIO DE CIRUGIA DE CADERA Y PELVIS  
DEL HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia  
"LOMAS VERDES" - IMSS

**ASESOR DE TESIS**

**AGRADECIMIENTOS :**

**A MIS PADRES JESUS Y CONSUELO**  
CON RESPETO Y AMOR POR FORJARME EN EL SENO  
DE UNA FAMILIA UNIDA.

**A MIS HERMANOS JESUS, ALFONSO, JOSE, SOLEDAD,**  
CONSUELO, GUSTAVO, ENRIQUE, ARTURO, GERARDO, VICTOR  
MANUEL, NOHEMI Y CARI POR SU APOYO INCONDICIONAL EN  
TODO TIEMPO.

**A LA MEMORIA DE JOSE,**  
PORQUE NO IMPORTA LA DISTANCIA NI EL TIEMPO  
SIEMPRE ESTARAS EN CASA.

**A MIS MAESTROS**  
DR GILBERTO MEZA REYES Y DR SERGIO RODRIGUEZ  
POR SUS ENSEÑANZAS, CONFIANZA Y AMISTAD.

DR ROLANDO BENITEZ G.  
DR MARIO A. CIENEGA R.  
DR FERNANDO L. GARCIA E.  
DR JUAN VICENTE MENDEZ H.  
DRA CLAUDIA GONZALEZ P.

QUE CON SU EJEMPLO DE SABIDURIA Y CALIDAD HUMANA  
FORMARON EN MI EL INICIO DE UN CAMINO LLAMADO  
ORTOPEDIA.

**A MIS COMPAÑEROS RESIDENTES DE AYER Y HOY**  
POR LA CONVIVENCIA Y AYUDA  
EN MOMENTOS DE ARDUO TRABAJO.

**A LOS PACIENTES Y DEMAS PERSONAS QUE CON SU APOYO**  
Y COMPRESION HICIERON DEL TIEMPO UN MOMENTO.

**.INDICE.**

AGRADECIMIENTOS.....	3
I.- INTRODUCCION .....	5
II.- MATERIAL Y METODOS.....	9
III.- RESULTADOS .....	10
IV.- DISCUSION .....	13
V.- CONCLUSIONES .....	15
GRAFICAS .....	16
ANEXO I .....	21
ANEXO II .....	25
ANEXO III .....	26
ANEXO IV .....	28
ANEXO V .....	31.
BIBLIOGRAFIA.....	33.

## I.- INTRODUCCION :

Es necesario conocer el pasado para poder apreciar en dónde estamos y hacia dónde nos dirigimos en la evolución de la artroplastía de la cadera. En 1930, Venable y Stuck introdujeron el vitalio como material biológicamente inerte. Entre 1938 y 1948, Smith Petersen operó a 500 pacientes con su llamada "Mould Arthroplasty" publicando dicha revisión en 1948, siendo su trabajo continuado por Otto Aufranc, quien en 1957 comunicó sus trabajos de 1000 casos tratados con dicho componente artroplástico con un 82% de resultados satisfactorios (1).

Townley, en 1952 utilizó una prótesis de cabeza femoral no cementada mantenida en posición por un corto tallo femoral. En 1960 agregó un componente acetabular de poliuretano, ésta última con malos resultados, hasta que, en 1977 fue sustituida por una copa de polietileno de alta densidad que se articulaba con el componente femoral de metal, ambos componentes se cementaban en su sitio (1).

En 1951, Thompson y A. Moore diseñaron endoprótesis femorales con tallos más largos, la de Thompson era sólida mientras que la desarrollada por Moore tenía grandes fenestraciones en la porción proximal del tallo, a ésta se le denominó "Prótesis Metálica Autobloqueante", siendo ésta, tal vez uno de los primeros diseños que utilizó el principio de "Macro Interlock".(1,2).

La artroplastia con reemplazo total de la cadera fue diseñada primeramente en 1890 por Gluck, quien efectuó una artroplastía con reemplazo total de la cadera con componentes de marfil cementados en acetábulo y fémur.

La era moderna con reemplazo total de la cadera inicia con Wiles en Londres quien desarrolló componentes acetabulares y femorales de acero inoxidable; en 1958 Charnley desarrolló una prótesis con componente acetabular de cabeza pequeña que se articulaba con un componente acetabular de plástico, siendo conocido dicho trabajo como "Artroplastía de Baja Fricción".(1,2,3).

La artroplastía total de la cadera evolucionó como resultado de muchas mejoras introducidas en el diseño de la prótesis de la cabeza femoral, de la disponibilidad de materiales adecuados y de técnicas de

fabricación apropiadas para los componentes así como de un mejor conocimiento de la mecánica de la cadera, especialmente de reemplazar la superficie del acetábulo para reducir la fricción de los componentes protésicos (1,2).

Entre 1966 y 1988 Ring desarrolló, una prótesis metálica diseñada para usarse sin cemento. Aplicaba un componente acetabular con una larga extensión central roscada, que se atornillaba en su oposición. Funcionó bastante bien pero era frecuente el aflojamiento del componente acetabular posiblemente debido a inestabilidad rotacional.(1,2).

En 1966 Maurice Müller, de Suiza, modificó la prótesis de Charnley, la finalidad de éstos cambios en el diseño, eran proveer mayor estabilidad al restaurar la longitud anatómica y la tensión en la articulación y en minimizar la tendencia a luxaciones, cayendo en desuso a causa de la mala evolución por aflojamientos frecuentes del componente femoral, y en ocasiones del acetabular, (3).

En 1969 Sivash, desarrolló un diseño que oerraba el acetábulo firmemente sobre la cabeza femoral, siendo el primero atornillado a presión por lo que no requería de cemento, así mismo el componente femoral era ajustado a presión, a pesar de ello tuvo una tasa alta de fracasos por lo que se abandonó rápidamente (4).

De las primeras comunicaciones que tenemos de artroplastía total de cadera de diseño biológico no cementada fueron nuevos diseños de la prótesis de Tronzo hacia 1969, siendo diseñadas de esta forma para que creciera hueso en su interior (1,2).

En la década de 1970 fueron desarrolladas en Europa diversas prótesis totales para ser utilizadas sin cemento, como lo son las prótesis de Lord, Mittelmeier, las prótesis "Isoelásticas" de Morscher y Mattys y la llamada "Poroprótesis" de Judet.(4,5,6, 7).

Siendo Engh, Hungerford y col., los que modificaron el concepto de crecimiento biológico en el interior de la cadera sobre la superficie protésica hacia finales de los 70's y principios de los 80's.(7).

Los dispositivos AML (DePuy) y PCA (Howmedica) fueron bastante existosos desde un principio y continúan usandose con modificaciones menores (2). Zweymüller diseñó una prótesis de titanio

con el sistema "Press-fit", y reporta 97% de buenos resultados en un seguimiento a 4 años, posteriormente junto con Whiteside comunican que la estabilidad torsional es el elemento crítico de la fijación del vástago femoral, enfatizan además en la gran biocompatibilidad del titanium, que permite la fijación estrecha entre el metal y el hueso, sin interposición de tejido fibroso, concepto que Abrektsson define como "Osteointegración" en 1981.(4,8).

Posteriormente el Profesor Lorenzo Spotorno comunica un diseño protésico para el remplazo total de la cadera, denominado como "Cementless Fixation Sistem-CLS" (sistema de fijación sin cemento) utilizando el modelo de fijación tridimensional denominado "Press-Fit" que provee al implante femoral una estabilidad mecánica primaria inmediata, consiguiendo una estabilidad secundaria gracias a la biocompatibilidad del metal utilizado en la elaboración del implante llamado "Protasul-100" mediante osteointegración.(9,10,11,12).

Al mismo tiempo diseña un "Cótulo de Expansión" que consta de una bandeja elástica de titanio con un inserto acetabular de polietileno de alta densidad, debido al mecanismo de expansión y el ajuste a presión resultante se produce un reparto uniforme de las fuerzas de implantación al hueso en la zona del ecuador. Un anclaje secundario óptimo se obtiene mediante el accreamiento de la sustancia ósea a la superficie de bandeja de titanio puro tratada en forma de rosca (osteointegración).(12,13,14).

El éxito de la artroplastía total de la cadera se basa esencialmente en la creación de superficies de soporte del peso artificiales y estables con baja fricción entre los componentes que son fijados al hueso en forma segura. A pesar de todo, la historia de la artroplastía de la cadera ha sido dinámica, y la investigación continúa para lograr resultados más satisfactorios especialmente en pacientes jóvenes.

La investigación ha avanzado a lo largo de dos vías importantes, una para eliminar el uso del cemento y otra para mejorar la cadera cementada. De la primer línea se desprende el uso de vástagos y copas recubiertas con poros y del tipo a presión como forma de eliminar el uso del cemento y aprovechar el crecimiento óseo para lograr una fijación biológica, favoreciendo una fijación estable y duradera a cargo de una proliferación de tejido óseo en torno de las superficies implantadas lo



cual conlleva mejores perspectivas de duración a largo plazo.

Por lo anterior consideramos que la prótesis CLS de Spotorno es en la actualidad uno de los métodos artroplásticos ideales a los que tenemos acceso en nuestro hospital para el tratamiento de patologías diversas de la cadera en pacientes jóvenes y/o con calidad ósea capaz de permitir la implantación protésica, con el fin de disminuir el número de procedimientos quirúrgicos a los que se ven sometidos por su temprana edad de tratamiento, así como el costo que ello implica a la institución y a los pacientes, con un beneficio mayor a mediano y largo plazo.

Siendo conveniente realizar una evaluación y análisis de los resultados funcionales de dicha sustitución artroplástica de los pacientes tratados en nuestra unidad y así poder determinar su viabilidad y factibilidad dentro de nuestro medio.

**PROBLEMA.** Los pacientes jóvenes y/o con calidad ósea que permita la implantación protésica sin cemento y que son portadores de patología degenerativa y/o secuelas traumáticas de la cadera que han sido tratados quirúrgicamente mediante el reemplazo articular total de la cadera con los componentes protésicos acetabular y femoral tipo CLS de Spotorno en el HTOLV-IMSS.

¿Qué evolución presentan referente a los resultados funcionales clínicos y radiográficos y cuales son las complicaciones que presentan inherentes a dicho procedimiento quirúrgico en el corto y mediano plazo?

**OBJETIVO GENERAL:** A) Evaluar y analizar resultados funcionales clínicos y radiográficos, así como las complicaciones de los pacientes tratados quirúrgicamente con reemplazo articular total de cadera no cementado tipo Spotorno.

**OBJETIVOS ESPECIFICOS:** 1) Conocer la evolución clínica y radiográfica de los pacientes a los que se les implantó el sistema CLS de Spotorno para cadera y efectuar una correlación entre ambos aspectos.

2) Determinar las complicaciones presentadas en los pacientes tratados con el sistema CLS de Spotorno para cadera, en el postoperatorio mediato, temprano y tardío.

3) Señalar la frecuencia de los diámetros de los implantes protésicos CLS de Spotorno utilizados tanto en acetábulo como en el fémur de nuestra población.

## II.- MATERIAL Y METODOS :

El estudio realizado es de tipo observacional, retrospectivo con seguimiento, transversal y descriptivo. efectuado en el servicio de Cirugía de Cadera y Pélvis del Hospital de Traumatología y Ortopedia "Lomas Verdes" (HTOLV) del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), en Nauoalpan de Juárez, Edo. de México. Se evaluaron 155 pacientes con 163 caderas con patología degenerativa y/o secuelas traumáticas de las caderas operadas de reemplazo articular total de la cadera con el sistema CLS de Spotorno dentro del período comprendido del 1o. de Abril de 1991 al 31 de Mayo de 1995.

Los criterios de selección utilizados incluyeron a pacientes adultos, ambos sexos, con lesiones degenerativas y/o postraumáticas de la cadera, con lesiones de cadera uni y/o bilaterales, que contaban con expediente clínico-radiográfico completo y que asistieron a sus revisiones periódicas del postoperatorio. No se incluyeron 32 pacientes operados con artroplastía total de cadera utilizando uno de los componentes protésicos de Spotorno combinado con el uso de algún otro componente de distinto diseño ya sea cementado o no cementado (Artroplastía Total Híbrida).

El registro de pacientes se llevó a cabo gracias a la revisión de los archivos clínicos, radiográficos y quirúrgicos del hospital y del servicio. A todos los pacientes se les efectuó una revisión clínico-radiográfica a las 8 y 16 semanas del postoperatorio con controles subsecuentes cada 6 meses; tomando como referencia la escala de Harris modificada elaborada en 1990 por la Sociedad de Cadera, la Sociedad Internacional de Cirugía Ortopédica y Traumatología (SICOT) y la Academia Americana de Cirujanos Ortopedistas (Anexo I).

La recolección de datos se realizó a través de una encuesta (Anexo V), la organización de variables se efectuó en distribución de frecuencias simple. El tipo, tamaño y procedimiento para obtener la muestra estuvo determinado por tiempo, estudiando la población comprendida en ese lapso.

### III.-RESULTADOS:.

De los 155 pacientes evaluados se encontró un predominio del sexo masculino con 105 hombres (67.7 %) y 50 mujeres (32.3 %).(graf 2). De los cuales el 27.7 % y 23.2 % corresponden a 43 y 36 pacientes de la 6a. y 5a. décadas de la vida respectivamente.(graf 1). Ocho pacientes (5.1 %) fueron valorados por artroplastía total bilateral resultando un total de 163 caderas evaluadas.

El diagnóstico inicial de mayor frecuencia fue el de Artrosis en sus ya conocidas variedades y Necrosis Avascular de la cabeza femoral en 89 (57.4 %) y 25 pacientes (16.1 %) respectivamente.(graf 3).

La utilización más frecuente del componente femoral fue en los diámetros 10 mm en 32 casos y 9 mm en 27 casos.(graf 4). La utilización del cótilo de expansión predominó en los diámetros 50 y 48 mm en 47 y 45 de los casos respectivamente.(graf 5). La cabeza utilizada en todos los casos fue de cerámica con diámetro de 28 mm en 63 de ellos y de 32 mm en los 100 restantes.

En lo referente al rango de dolor 142 de los pacientes (91.6 %) lo refirieron ausente, mientras que los 13 restantes manifestaron dolor ocasional (8.3 %), con una ocurrencia en los primeros pasos de la marcha con tendencia a desaparecer en el transcurso de ella.

El nivel de actividad de los pacientes fue trabajo moderado en 100 de ellos, trabajo ligero en 50 y semi-sedentarios en 13, con capacidad de trabajo al 100 % en 125 casos, al 75 % en 20 casos y al 50 % en 10 de los casos. La colocación de calcetines y zapatos se tornó sin dificultad en 142 pacientes y con ligera dificultad en 13 pacientes. El ascenso y descenso de escaleras fue normal en 121 pacientes, en 21 pacientes se realizó pie sobre pie usando el barandal, y en 13 más se efectuó colocando los dos pies en cada escalón. El efectuar la maniobra para erguirse desde una silla en posición de sentado fue normal en 122 pacientes y en 33 más requirió del uso de las extremidades superiores.

En el rubro de capacidad de ambulación observamos que 100 de los pacientes no necesitaron del uso de bastón, mientras que 22 de ellos sólo lo usaban en caminatas largas y los 33 restantes lo utilizaban de manera cotidiana. El tiempo de ambulación en los pacientes que no utilizaron ningún tipo de asistencia fue ilimitado en 80, de 31 a 60 minutos 15

casos y de 11 a 30 minutos 5 casos. De los pacientes que requirieron soporte para la marcha el tiempo de ambulaci3n fue ilimitado en 22 de ellos, y de 31 a 60 minutos en 33 m3s.

Todos los pacientes refirieron un incremento en la funci3n posterior a la cirug3a, as3 como una mejor3a del dolor, refiriendo adem3s una disminuci3n en la necesidad de medicaci3n analg3sica en 135 de los casos (87.1 %). El ex3men f3sico revel3 ausencia de claudicaci3n en el 78.7 % (122 pacientes), ligera en el 8.3 % (13 pacientes) y moderada en el 12.9 % (20 pacientes); los arcos de movilidad de las caderas mostraron mejor3a en un 100 % a la flexi3n y abducci3n, siendo menor para el rubro de rotaci3n interna y externa en un 87.1 %, mostrandose sin cambios en 12.9 %. El signo de Trendelenburg result3 positivo en 33 casos (21.2 %), el de Duchenne apareci3 en 20 casos (12.9 %). La longitud de las extremidades result3 igual en un 75 %, con acortamiento menor de 1 cm en 20 %, y de 1 a 2 cm en 5 % efectuando dicha medici3n de manera cl3nica y radiogr3fica.

La evaluaci3n radiogr3fica mostr3 ausencia de migraci3n acetabular en un 100 %, sin fen3menos de radiolucencia que definir3n una interfase pr3tesis-hueso, encontrando un aumento de la densidad trabecular 3sea en las zonas 1 y 2 del acet3bulo; la inclinaci3n del componente acetabular se encontr3 entre 35° y 45° en todos los casos a excepci3n de 1 cadera que se encontraba en 60° y que requiri3 de reorientaci3n acetabular, la versi3n acetabular predomin3 en anteversi3n entre 10 y 15° en un 60 % con un restante del 40% en posici3n neutra.

El componente femoral no mostr3 migraci3n alguna de la posici3n original, encontrandose intacto en el 100 %, sin fen3menos de radiolucencia pr3tesis-hueso, con datos de resoruci3n 3sea ausentes en todos los casos, no se observaron datos de cavitaci3n endosteal, pero si encontramos aumento de la densidad en la trabeculaci3n 3sea de predominio en las zonas 3, 4, 5 y 7 de Gruen. La osificaci3n ect3pica se encontr3 ausente en 128 pacientes (83 %), apareciendo como tipo II en 27 pacientes (17 %). La posici3n neutra del componente femoral predomin3 en 75 %, siendo 10 % en varo de 2-3°, y el 15 % restante en posici3n de valgo de 1 a 2°. A ninguno de los pacientes se les efectu3

osteotomía del trocánter mayor pero si encontramos fracturas transoperatorias del vértice del trocánter mayor en 45 casos evolucionando un 21 % de ellas hacia la pseudoartrosis.

De las complicaciones tempranas se encontró 1 caso (0.61 %) de luxación de prótesis por orientación acetabular incorrecta, 10 fisuras (6.1 %) de calcar femoral durante el procedimiento quirúrgico las cuales se trataron mediante cerolaje de alambre y evolucionaron hacia la consolidación, se reportó una incidencia de lesión del nervio ciático tipo paresia en 8 casos (4.9 %) que se recuperaron en un 90% al término del 6o. mes de la cirugía. Hasta el término de nuestro estudio que conlleva un seguimiento de 7 meses a 4 años del postoperatorio no reportaron más complicaciones.

## IV.-DISCUSION:

En 1994 Blaha, Spotorno y cols. comunican el 89 % de buenos resultados clínicos con puntaje de Harris entre 90 y 95; con 79 % de ellos sin dolor, y 10 % con dolor leve. En 1993 Blasius y cols. comunican que el 91 % de sus pacientes cursan con excelentes resultados clínicos de acuerdo a la escala de Merle D'Aubigne, con osificación ectópica que no causa ninguna limitación funcional y que además es de poca frecuencia. Refiere un pequeño índice de complicaciones neurológicas serias que limitaron la función de los pacientes. En 1994 Robinson y cols. reportan 80 % de resultados excelentes, 6 % con dolor ligero y ocasional y 94 % con ausencia de dolor, con una luxación que fue atribuida a mal orientación del vástago. Nosotros reportamos ausencia de dolor en el 91.6 % de los pacientes tratados, con una incidencia de dolor ocasional y leve del 8.3 %. En 1991 Tittel y cols. manifiestan que el diagnóstico que predominó en sus pacientes tratados con implantación de copa de expansión fue artrosis y fracturas de cabeza femoral en 21 casos cada uno, con una luxación de prótesis y una retroversión de copa. Nosotros tuvimos una luxación en la serie que requirió de reorientación acetabular de la copa, y lesiones neurológicas tipo neuroparesia del n. ciático que no limitaron la función de la cadera ya que fueron recuperables se presentaron en casos de cirugía de revisión. En 1986 Blaha y cols. reportan ausencia de lesiones osteolíticas en el fémur proximal en 95 % de una serie de 300 casos con un seguimiento de 5 a 8 años. Al mismo tiempo refiere la presencia de formación endosteal de hueso y consolidación excelente en 70 %, con tan sólo 4 caderas del total con el fenómeno de "stress-shielding". En 1993 Spotorno y cols. publican un reporte de una revisión de 7 a 8 años con 14.7 % de zonas focales de osteólisis femoral. Blaha y cols. reportan en 1994 baja prevalencia de líneas de radiolucencia. Nosotros tuvimos ausencia de lesiones típicas de aflojamiento del implante así como datos radiográficos que indicaban un aumento de la densidad ósea trabecular en los sitios de apoyo principal del vástago, y una consolidación completa de las fisuras transoperatorias causadas en el fémur proximal como consecuencia de la implantación para obtener el ajuste a presión del implante. Cabe mencionar que nuestra revisión tiene como seguimiento máximo 4 años

por lo que tal vez hemos presentado complicaciones que comprenden el período temprano y será conveniente continuar con un seguimiento mayor para determinar la funcionabilidad a largo plazo de la utilización de implantes no cementados de Spotorno. Siendo conveniente remarcar los resultados hasta hoy obtenidos con funcionabilidad clínica excelente y evolución radiográfica que indica una inmejorable estabilidad de los componentes, como consecuencia de la fijación ósea secundaria, siempre que se cumplan adecuadamente los criterios de selección de pacientes evitando el rebasar éstos para obtener un índice menor de complicaciones con depuración de la técnica quirúrgica.

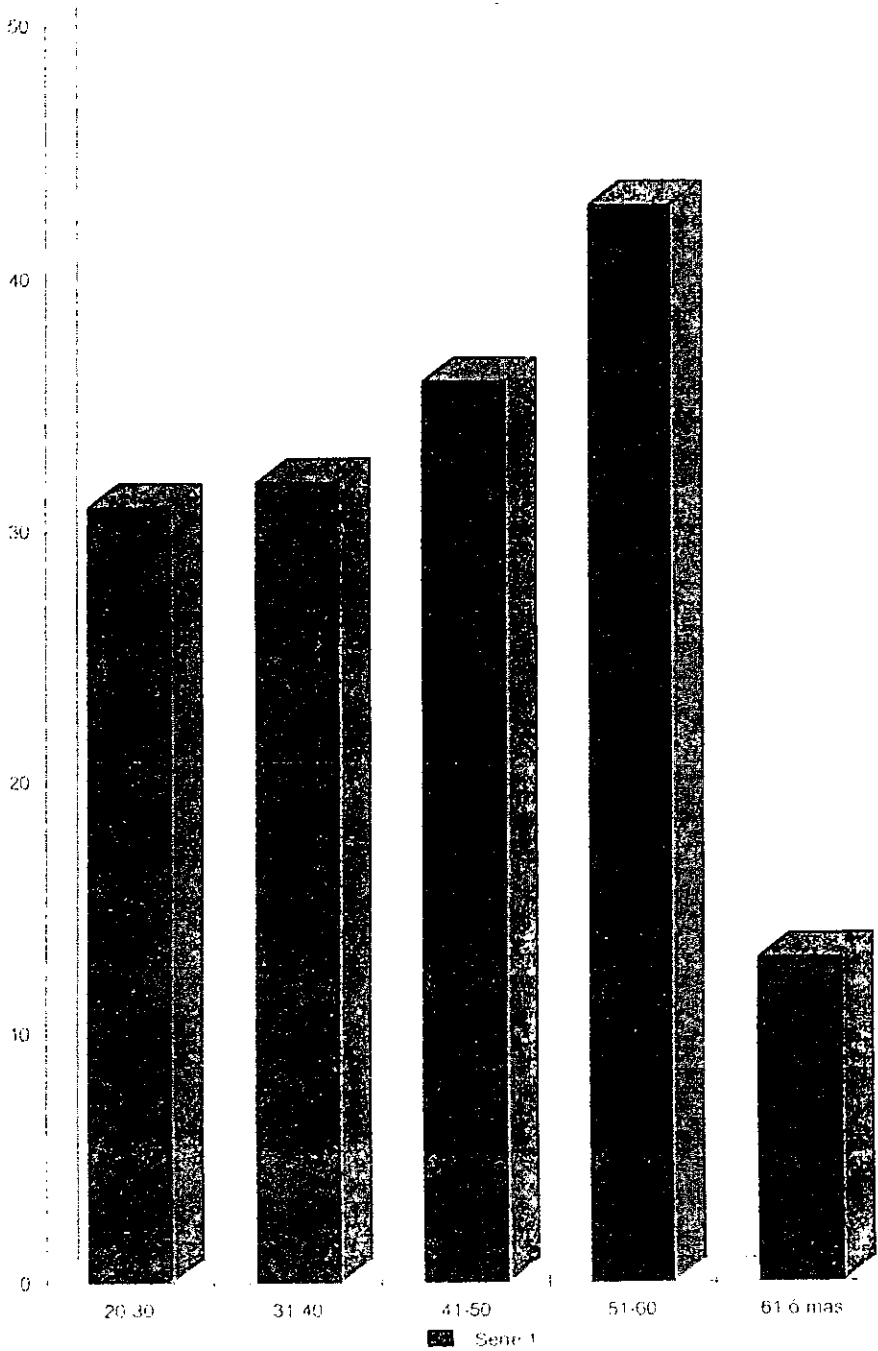
## V.- CONCLUSIONES :

La implantación de la prótesis CLS de Spotorno en pacientes con lesiones de cadera evolucionan excelentemente en su desarrollo físico cotidiano con disminución de la sintomatología dolorosa y con mejoría de la movilidad. Así mismo la utilización de ésta en las condiciones idóneas favorece la estabilidad del implante disminuyendo en gran medida las complicaciones por aflojamiento gracias a la formación ósea circundante. Las complicaciones que presentan éstos pacientes no limitan en su mayoría la actividad desempeñada previamente, siendo motivo de especialización el conocimiento de la técnica quirúrgica y las indicaciones médicas del diseño protésico.

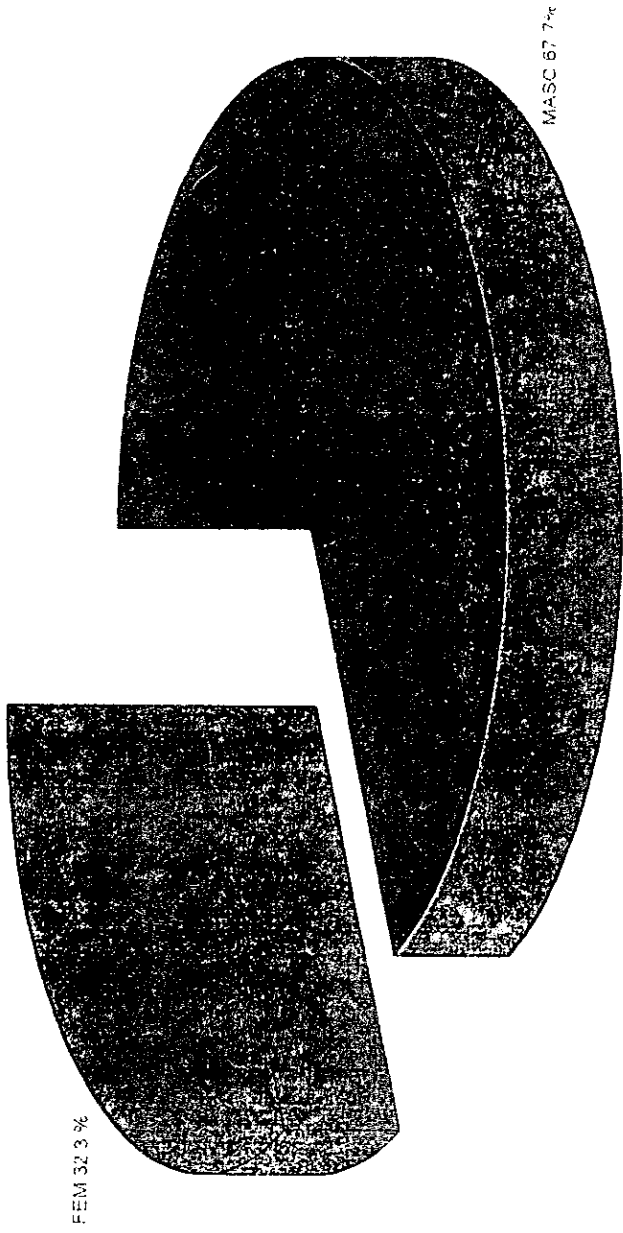


GRAFICA 1

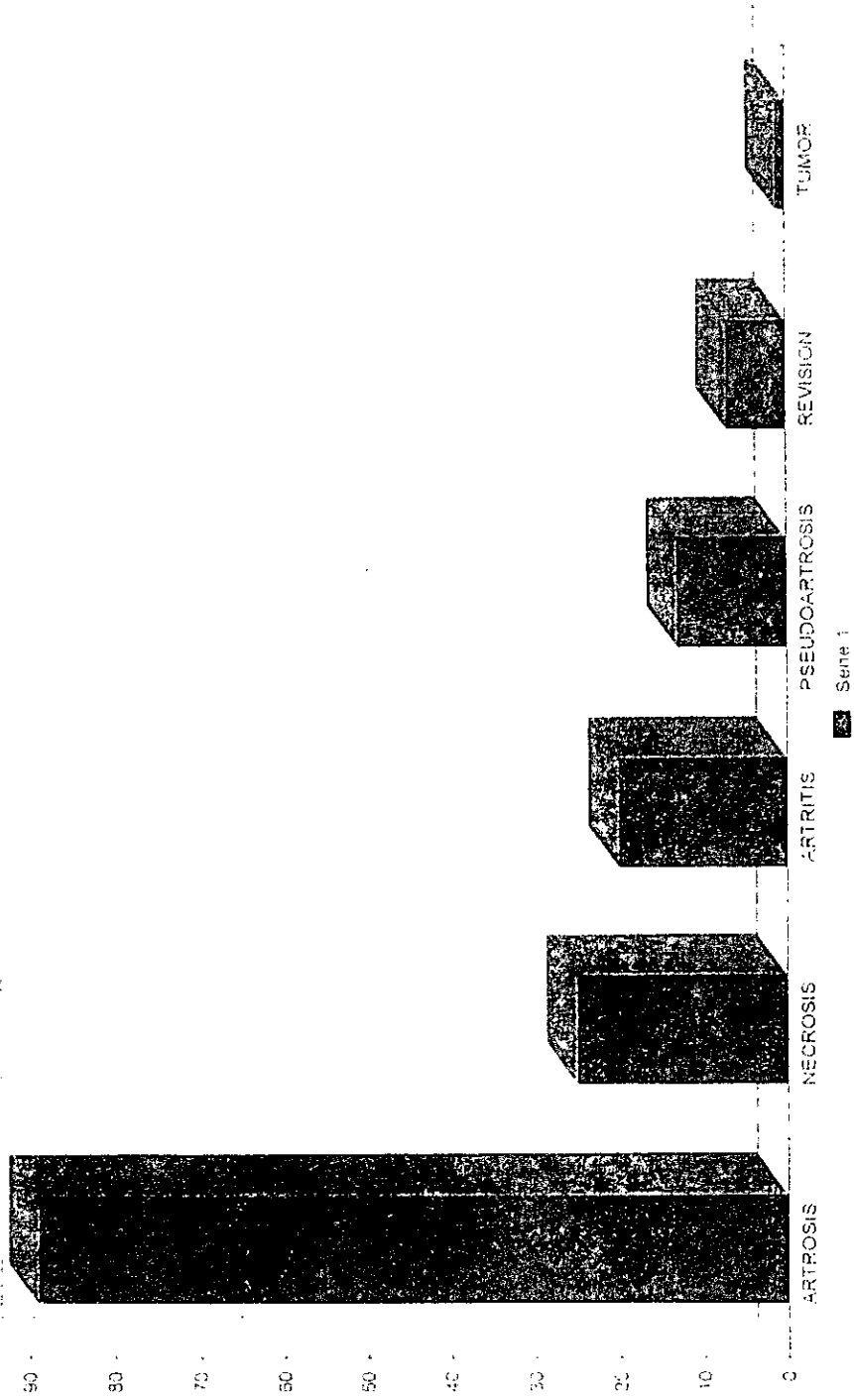
EDAD



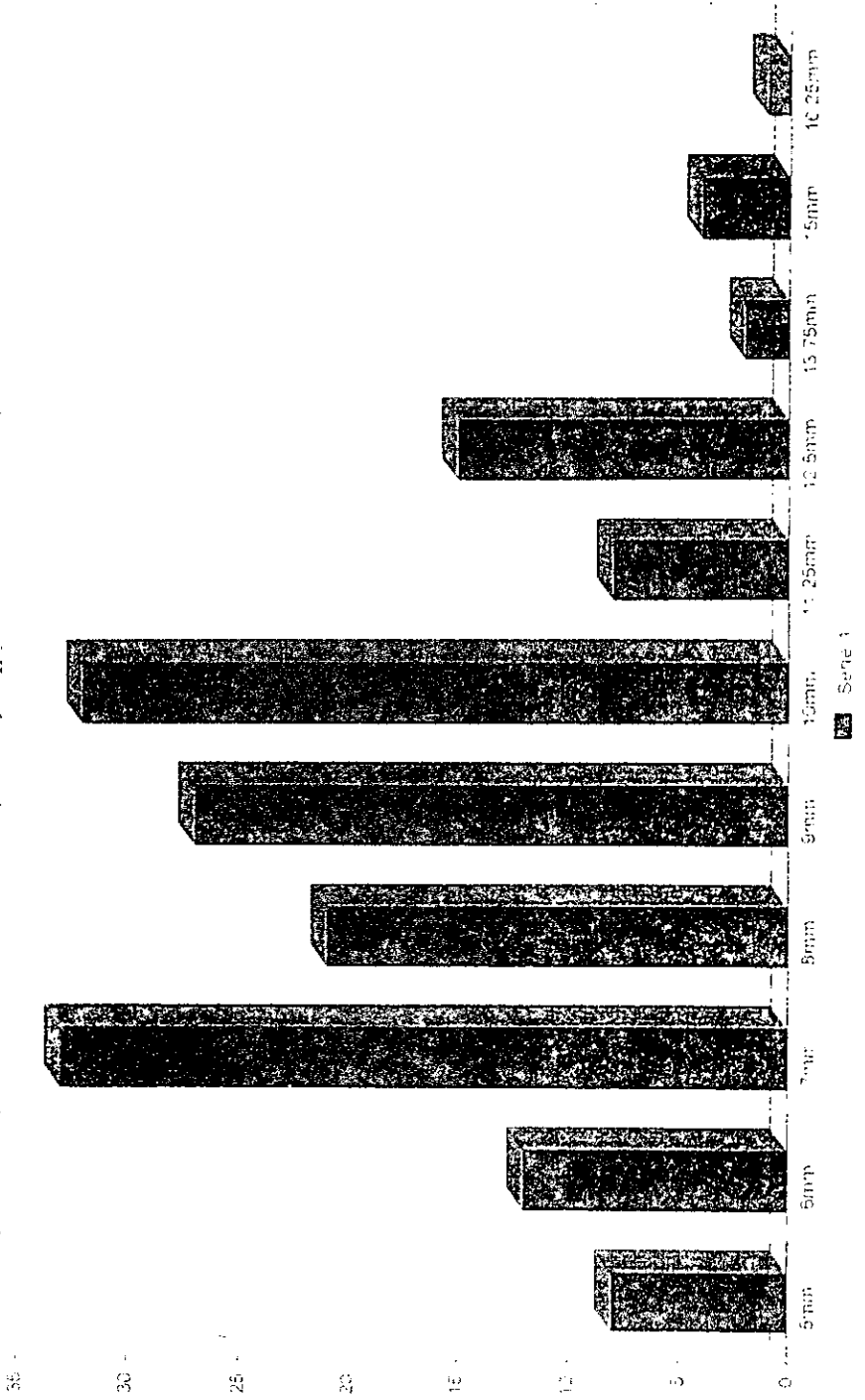
GRAFICA 2 SEXO



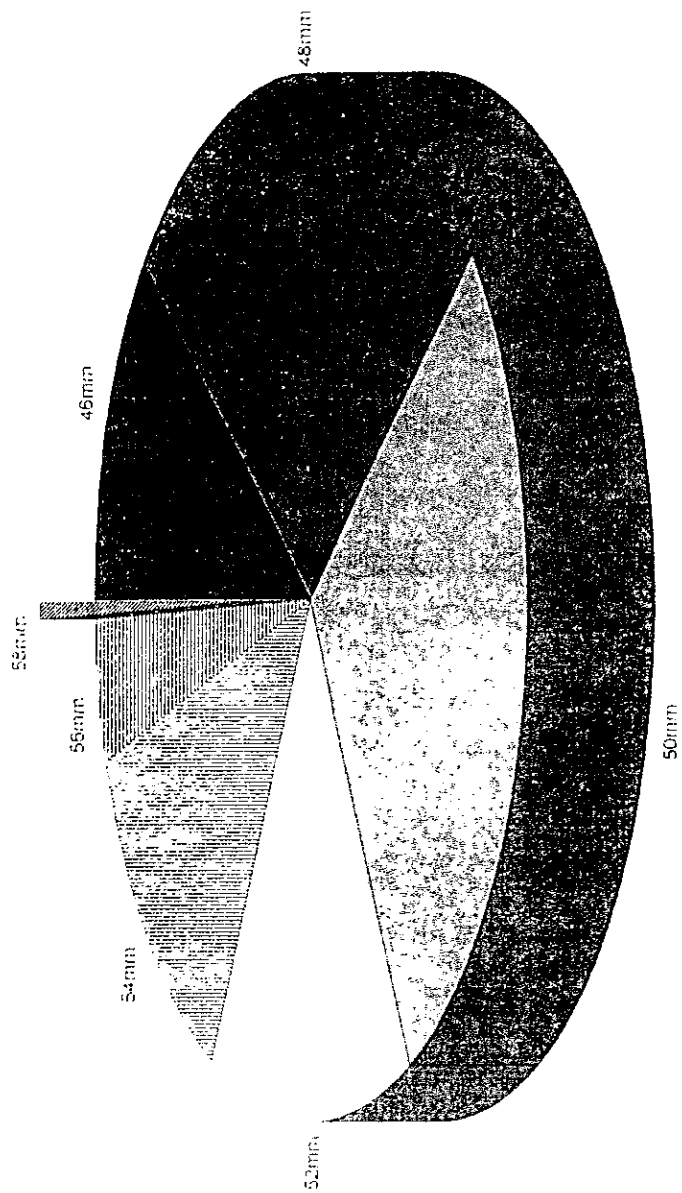
GRAFICA 3 DIAGNOSTICO



GRAFICA 4 VASTAGO



GRAFICA 5 COPA DE EXP.



## ANEXO I

## EVALUACION CLINICA:

## I.- DOLOR.

## A) RANGO: Ausente / sin dolor

Suave / dolor ligero y ocasional; pacientes que no ven afectadas sus actividades de la vida diaria ni su trabajo.

Moderado / pacientes que modifican sus actividades diarias de alguna manera a consecuencia del dolor.

Severo / dolor importante y serias limitaciones fisioas.

## B) OCURRENCIA: Ausente.

Con los primeros pasos de la marcha y posteriormente se disipa o desaparece.

Posterior a los 30 min de iniciada la marcha.

Durante toda la marcha.

Todo el tiempo.

## II.- TRABAJO/NIVEL DE ACTIVIDAD.

## A) NIVEL DE ACTIVIDAD.

Acostado o confinado a silla de ruedas.

Sedentario / mínima capacidad para la marcha u otras actividades.

Semi-sedentario / trabajo de banca, labores domésticas ligeras.

Trabajo ligero / labores domésticas pesadas, trabajo de jardineria, deportes ligeros (ej. caminatas iguales o menores a los 5 km)

Trabajo moderado / carga igual o menor de 23 kgs, deportes moderados (ej. caminata y ciclismo mayor de 5 kms)

Trabajo pesado / carga freunte de 23 a 45 kgs, deportes vigorosos (ej. singles de tenis o racquetball)

## B) CAPACIDAD DE TRABAJO EN LOS ULTIMOS 3 MESES.

100 %, 75 %, 50 %, 25 %, 0 %

## C) COLOCACION DE ZAPATOS Y CALCETINES.

Sin dificultad. Ligera dificultad. Extrema dificultad

Imposible.

## D) ASCENSO Y DESCENSO DE ESCALERAS.

Normal (pie sobre pie)

Pie sobre pie usando el barandal o asistido por algún mecanismo.

2 pies en cada escalón.

Cualquier otro método.

## E) ERGUIRSE DESDE LA POSICION DE SENTADO.

Levantarse de la silla sin usar las extremidades superiores como soporte.

Levantarse auxiliandose con las extremidades superiores.

Imposibilidad para levantarse de manera independiente.

## III).- CAPACIDAD DE AMBULACION.

## A) NECESIDAD DE USO DE SOPORTE.

Ninguno. 1 bastón para caminatas largas.

1 bastón. 1 muleta.

2 bastones. 2 muletas.

Andadera. Marcha no posible.

## IV).- TIEMPO DE AMBULACION

## A) SIN SOPORTE.

Ilimitado (más de 60 minutos). de 31-60 mins.

de 11-30 mins. de 2-10 mins.

Menos de 2 mins. o sólo dentro de casa. No posible la marcha.

## B) CON SOPORTE.

Ilimitado (más de 60 mins.) de 31-60 mins.

de 11-30 mins. de 2-10 mins.

Menos de 2 mins. o sólo dentro de casa. No posible la marcha.

## V).- SATISFACCION DEL PACIENTE.

## A) INCREMENTO DE LA FUNCION.

SI NO

## B) DISMINUCION DEL DOLOR.

SI NO

C) DISMINUCION DE LA NECESIDAD DE MEDICACION ANALGESICA. SI NO NO APLICABLE

## D) SATISFACCION CON RESULTADOS.

SI NO

## VI).- EXAMEN FISICO.

## A) CLAUDICACION A LA MARCHA.

No claudica. Ligeramente. Moderadamente. Severamente.

## B) MOVILIDAD DE LA CADERA.

Flexión :	Mejoria	Sin cambios	Empeoramiento
Abducción / adducción:	Mejoria	Sin cambios	Empeoramiento

Rotación externa / interna (cadera en 0° de flexión o máxima extensión): Mejoria Sin cambios Empeoramiento

## C) SIGNO DE TRENDELEMBURG.

positivo	negativo	no valorable.
----------	----------	---------------

## D) SIGNO DE DUCHENNE.

Presente	Ausente
----------	---------

## E) LONGITUD DE EXTREMIDADES.

Igual

Acortamiento menor 1 cm	1 - 2 cm	mayor 2 cm
-------------------------	----------	------------

Metodo de medida (radiográfico, clinico )

### EVALUACION RADIOGRAFICA DE PROTESIS NO CEMENTADA: COMPONENTE ACETABULAR.

## I).- MIGRACION DEL COMPONENTE ACETABULAR.

No/Si	Superior ___ mm	Medial ___ mm
-------	-----------------	---------------

## II).- RADIOLUCENCIA PROTESIS HUESO.

No	Si
----	----

## A) Anchura máxima

Zona 1 ___ mm	Zona 2 ___ mm	Zona 3 ___ mm
---------------	---------------	---------------

## B) Continuidad de línea de radiolucencia.

No	Si	Anchura máxima: ___ mm
----	----	------------------------

## III).- ACETABULO UTILIZADO: \_\_\_ mm

## IV).- POSICION DEL COMPONENTE ACETABULAR

A) Inclinación (abducción): \_\_\_ °

B) Versión de la copa

Retroversión: ___ °	Neutral ___	Anteversión ___ °
---------------------	-------------	-------------------



## EVALUACION RADIOGRAFICA PROTESIS NO CEMENTADA: COMPONENTE FEMORAL.

### V).- MIGRACION DEL VASTAGO

A) Varus : No Si ( \_\_\_ °)

B) Valgus : No Si ( \_\_\_ °)

C) Hundimiento

No

Si ( \_\_\_ mm )

### VI).- VASTAGO

Intacto

Deformado

Roto

### VII).- RADIOLUCENCIA PROTESIS HUESO

A) Radiografía anteroposterior : No Si

B) Anohura máxima

Zona 1 \_\_\_ mm

Zona 2 \_\_\_ mm

Zona 3 \_\_\_ mm

Zona 4 \_\_\_ mm

Zona 5 \_\_\_ mm

Zona 6 \_\_\_ mm

Zona 7 \_\_\_ mm

### VIII).- RESORCION DE LA PARTE MEDIAL DEL CUELLO (CALCAR) No Si

A) Pérdida de la altura (exclusivo de la cabeza): \_\_\_ mm

B) Pérdida del espesor: \_\_\_ mm

### IX).- RESORCION O HIPERTROFIA DE LA DIAFISIS

No/ Resorción ( Zonas: \_\_\_\_\_ ) Hipertrofia ( Zonas: \_\_\_\_\_ )

### X).- CAMBIOS EN LA DENSIDAD

No

Disminución irregular de la densidad ( Zonas: \_\_\_\_\_ )

Disminución uniforme ( Zonas: \_\_\_\_\_ )

Incremento de las trabéculas óseas ( Zonas: \_\_\_\_\_ )

### XI).- CAVITACION ENDOSTEAL

No/Si Zonas: \_\_\_\_\_ Longitud: \_\_\_ mm Anchura: \_\_\_ mm

### XII).- OSIFICACION ECTOPICA

Brooker I (ausente)

Brooker II (ligera)

Brooker III (moderada)

Brooker IV (severa)

### XIII).- POSICION DEL VASTAGO

Neutral : Valgo: \_\_\_ ° Varo: \_\_\_ °

## ANEXO II

## ESCALA DE VALORACION . SPOTORNO-S. ROMAGNOLI

El resultado a largo plazo de una implantación de prótesis no cementada, depende de la técnica quirúrgica, el diseño y el material de los componentes, pero sobre todo de una indicación específica. Para determinar si se debe emplear una prótesis cementada o no cementada, se determinan 4 parámetros.

SEXO

EDAD

INDICE DE SINGH

INDICE MORFOLOGICO CORTICAL ( IMC).

A cada parámetro le corresponden unos puntos de una escala, la suma de los puntos obtenidos para el paciente individual, da un valor del cual se puede sacar la conclusión si es conveniente o no la implantación de una prótesis cementada o no cementada.

<u>SEXO:</u>	<u>Puntos</u>	<u>EDAD</u>	<u>Puntos</u>
HOMBRE	0	< 50	0
MUJER	1	50 - 60	1
		61 - 70	2
		> 70	4
<u>INDICE DE SINGH</u>	<u>Puntos</u>	<u>LMC.</u>	<u>Puntos.</u>
7	0	> 3	0
6-5	1	3-2.7	1
4-3	2	2.6-2.3	2
2-1	4	< 2.3	4

Al elegir la prótesis a emplear se puede utilizar como orientación el número de puntos obtenido.

0 - 4 No cementado 5 Cementado - No cementado = 6 > 6 Cementado

### ANEXO III.

#### PROTESIS TOTAL DE CADERA NO CEMENTADA - SISTEMA CLS DE SPOTORNO.

##### CONCEPTOS BIOMECANICOS:

**EL VÁSTAGO:** El ajuste a presión tridimensional asegura una inmediata estabilidad mecánica. El vástago de prótesis es cónico en el plano frontal y sagital, la superficie delantera y trasera proximal del vástago dispone de costillas longitudinalmente paralelas, cuneiformes. Se asegura la forma de ajuste óptima mediante auto sujeción del vástago en el conducto medular, con ajuste a presión simultáneo medio-lateral y antero-posterior en la sustancia esponjosa proximal. Introduciendo a golpe las costillas cónicas en la estructura de la sustancia esponjosa se consigue una estabilidad de la rotación del vástago. Un anclaje secundario se hace posible debido a la integración biológica del vástago de prótesis en la estructura ósea adyacente (osteo-integración).

**EL CÓTILO DE EXPANSIÓN:** El cótilo consta de una bandeja elástica de titanio y de una inserción de polietileno. Dicha inserción lleva una rosca y se enrosca en la bandeja de titanio. La bandeja de titanio consta de seis lóbulos dispuestos en forma de estrella y que llegan a ser cada vez más anchos hacia el ecuador, con puntas de anclaje radialmente dispuestas en tres hileras, entrando a presión en el hueso, obteniéndose un anclaje primario estable. Debido al mecanismo de expansión y el ajuste a presión resultante se produce un reparto uniforme de fuerza de la implantación al hueso en la zona del ecuador. Un anclaje secundario óptimo se obtiene mediante el acercamiento de la sustancia ósea a la superficie de bandeja de titanio puro tratada en forma tosca (osteointegración).

#### INDICACIONES PARA LA IMPLANTACION QUIRURGICA DEL VASTAGO FEMORAL CLS DE SPOTORNO.

La implantación de un vástago femoral no cementado y el resultado a largo plazo de dicho procedimiento dependen en gran medida de la

técnica quirúrgica, el diseño y el material de los componentes, pero sobre todos, de una indicación específica. Por lo que nos valemos de la escala de --L. Spotorno y S. Romagnoli quienes toman como referencia 4 parámetros con el fin de determinar el empleo de un vástago femoral cementado o no cementado. A cada uno de éstos parámetros les corresponde un puntaje específico, siendo la suma de los 4 el indicador para la cementación o no de un componente protésico femoral.

### **INDICACIONES PARA LA IMPLANTACION QUIRURGICA DEL COTILO DE EXPANSION CLS DE SPOTORNO.**

El cótilo de expansión se encuentra indicado en todos los casos en los que la morfología y las cualidades del acetábulo permitan con seguridad una estabilidad mecánica primaria. Por lo que se sugiere que el cótilo de expansión debería de utilizarse casi exclusivamente para intervenciones primarias. Como quiera que la estabilidad primaria es una condición indispensable para la estabilidad secundaria, debe mantenerse o recuperarse la esfericidad del acetábulo. Un defecto óseo - especialmente en la pared anterior- del acetábulo puede poner en peligro el anclaje equatorial.

Una reducción de la estructura trabecular, tal como se encuentra en una marcada osteoporosis, disminuye la resistencia al momento de volar y las fuerzas de rotación.

Los estados postraumáticos después de fracturas acetabulares, con zonas escleróticas localizadas, tienen el mismo efecto, conduciendo a una penetración de anclaje unilateral. La indicación ideal para la implantación del cótilo de expansión es la coxartrosis primaria o secundaria, pero no postraumática, con circunstancias anatómicas bien conservadas.

## ANEXO IV.

**LA INESTABILIDAD ASEPTICA DE LA CUPULA** es consecuencia de la insuficiencia de la estabilidad del techo cotoilodeo. La deformación por carga del acetábulo es tan inevitable como la deformación del implante y la transmisión del par de giro. El diagnóstico es en primera instancia radiográfico, siendo 2 los elementos fundamentales para el diagnóstico de la inestabilidad de la cúpula:

- A) La formación de un reborde marginal entre el componente protésico y el hueso, no observable en la radiografía postoperatoria.
- B) La dislocación del implante en dirección superomedial.

La formación secundaria de un reborde marginal está ligado prácticamente siempre a una dislocación. El anclaje óseo es reabsorbido, y en formas progresivas aparecen zonas radiotransparentes de aspecto quístico, más o menos delimitadas, que corresponden a focos osteolíticos con tejido de granulación y masas de detritus, observándose entonces migración del componente acetabular.

**LA INESTABILIDAD ASEPTICA DEL VASTAGO** se puede producir básicamente de forma Mecánica por los movimientos relativos inducidos por la deformación por la carga que sobrepasen los límites de la compensación (PPN). Y por desmoronamiento de estructuras corticales necrosadas como consecuencia de una técnica de implantación incorrecta. El diagnóstico se efectúa mediante la visualización de una imagen radiológica que consiste en la formación de un reborde en el límite del vástago y el hueso, adelgazamiento de las corticales por zonas de resorción ósea y migración del componente protésico o dislocación o fractura del mismo. Se llama formación de reborde a la aparición de un reborde no existente antes. Es preciso tener en cuenta las distintas posibilidades de confusión. La dislocación de la prótesis diafisaria consiste en su hundimiento y el incremento de su posición en varo. Existe la posibilidad de hundimiento en una base estabilizadora.

**FRACTURA DEL VASTAGO PROTESICO**, al soportar carga, la aparición excéntrica de la fuerza somete a todas las prótesis a esfuerzos que tienden a su arqueo. Un vástago curvo estará sometido a mayor

esfuerzo que uno recto. La posición en varo de la prótesis alarga el brazo de palanca lo mismo que una garganta más larga. Toda prótesis se dobla con la carga.

**PSEUDOARTROSIS TROCANTEREA.** Hoy día tenemos razones para esperar que este problema, al igual que el de las fracturas de los vástagos protésicos pase pronto a la historia, ya que una de las variantes de la técnica quirúrgica permite el no realizar osteotomía del trocánter mayor, y en su defecto se efectúa la osteotomía en doble vertiente que tiende a una consolidación satisfactoria tan sólo con la fijación con un alambre bajo el principio biomecánico de la banda de tensión.

**OSIFICACIONES PERIARTICULARES** son depósitos de calcio en estructuras o tejidos blandos, ésta se produce en la cápsula articular, en el tejido periarticular, y hasta cierto punto también en la musculatura. El tipo más frecuente es el superior, con osificaciones entre la punta del trocánter mayor y el hueso ilíaco. Hay un tipo más raro, circular, que afecta a toda la articulación, casi nunca se presenta una osificación distal a la prótesis.

**FRACTURAS DE LA DIAFISIS FEMORAL EN LA ZONA DE LA PROTESIS** durante el procedimiento de fresado o escarificado del canal medular y al efectuar la impactación del vástago, lo cual puede condicionar inestabilidad de la prótesis, por lo que requerirá de manejo ya sea en un solo tiempo quirúrgico o bien, en un segundo tiempo la reimplantación protésica, la misma situación es válida en apertura de falsas vías sobre cualquiera de las corticales de predominio la posteromedial.

**COMPLICACIONES NEUROLÓGICAS** como lo son la meralgia parestésica por lesión del nervio femorouterino sobre todo en acceso quirúrgicos como el descrito por Watson-Jones, caracterizado por la pérdida de la sensibilidad y la hiperestesia de la cicatriz en la región del neuroma. La lesión del nervio crural por la presión ejercida con el separador de Hohmann o el aplastamiento resultante de introducir con descuido la punta del mismo separador en la pelvis puede ocasionar una parésia. La lesión del nervio obturador es menos frecuente pero también ha sido reportada sobre todo en procedimientos en que se encuentra un

defecto óseo del lecho acetabular; la lesión del nervio ciático mayor es reportado en cirugías de revisión arguyendo cambios anatómicos de su localización a expensas de tejido cicatrizal.

**INFECCION.** La disposición individual, la importancia del traumatismo tisular, la extensión de las regiones desvitalizadas, el grado de contaminación por contacto y a través del aire, así como la presencia de focos infecciosos con posible bacteremia, son los factores que deciden el desarrollo de una infección a partir del estado de contaminación normal. Es decisiva la evacuación precoz de los hematomas postoperatorios. Todo esto demuestra que no es posible hacer una profilaxis de la infección tomando solamente medidas aisladas. Por lo que se encuentra justificado el uso de antibióticos de manera profiláctica cuando existen estados especiales de riesgo como desnutrición, o focos infecciosos no saneados, con la administración previa o inicial al procedimiento quirúrgico por lo menos un día antes, a dosis altas por unos pocos días.

## ANEXO V

## HOJA DE RECOLECCION DE DATOS

NOMBRE.:

CEDULA.:

SEXO.:

EDAD.:

DOMICILIO Y TELEFONO.:

DIAGNOSTICO INTEGRAL

SIGNOS: TRENDELEMBURG \_\_\_ THOMAS \_\_\_ OBER \_\_\_

VALORACION DE SPOTORNO - ROMAGNOLI :

TOTAL DE PUNTOS \_\_\_\_\_

**EVALUACION CLINICA POSTOPERATORIA**

I.- DOLOR :

A) RANGO. :

B) OCURRENCIA.:

II.- TRABAJO.:

A) NIVEL DE ACTIVIDAD.:

B) CAPACIDAD EN ULTIMOS TRES MESES :

C) COLOCACION DE ZAPATO Y CALCETIN:

D) ASCENSO Y DESCENSO DE ESCALERAS.:

E) ERGUIRSE DESDE POSICION DE SENTADO.:

III.- CAPACIDAD DE AMBULACION.:

A) NECESIDAD DE USO DE SOPORTE.:

IV.- TIEMPO DE AMBULACION.:

A) SIN SOPORTE

B) CON SOPORTE

V.- SATISFACCION DEL PACIENTE

A) INCREMENTO DE LA FUNCION.:

B) DISMINUCION DEL DOLOR.:

C) DISMINUCION DE MEDICACION ANALGESICA :

D) SATISFACCION DE RESULTADOS :

VI. EXAMEN FISICO.:

A) CLAUDICACION A LA MARCHA.:

B) MOVILIDAD DE LA CADERA.:

C) SIGNO DE TRENDELEMBURG.:

D) SIGNO DE DUCHENNE.:

E) LONGITUD DE EXTREMIDADES.:



**EVALUCION RADIOGRAFICA DE PROTESIS NO CEMENTADA  
COMPONENTE ACETABULAR****I.- MIGRACION DEL COMPONENTE.:****II.- RADIOLUCENCIA PROTESIS HUESO.:**

A) ANCHURA MAXIMA.:

B) CONTINUIDAD DE LINEA DE RADIOLUCENCIA.:

**III.- ACETABULO UTILIZADO :****IV.: POSICION DEL COMPONENTE ACETABULAR.:**

A) INCLINACION.:

B) POSICION DE LA COPA:

**COMPONENTE FEMORAL****V.- MIGRACION DEL VASTAGO.:****VI.- VASTAGO.:****VII.- RADIOLUCENCIA PROTESIS-HUESO.:****VIII.- RESORCION DE LA PARTE MEDIAL DEL CUELLO.:****IX.: RESORCION O HIPERTROFIA DE LA DIAFISIS.:****X.- CAMBIOS EN LA DENSIDAD :****XI.- CAVITACION ENDOSTEAL.:****XII.- OSIFICACION ECTOPICA.:****XIII.: POSICION DEL VASTAGO.:**

## BIBLIOGRAFIA:

- 1.- Rosenberg A, Galante J, Reemplazo total de cadera no cementado, En : The hip and its disorders, Steimberg M E, 1a. Edic, USA , edit WB Saunders, 1991, pp 1055-1094.
- 2.-Harkess W J, ARTROPLASTIA DE CADERA, En : Campebell Cirugia Ortopedica, Crenshaw A H., 8a Edic. , Montevideo Uruguay, Edit Medica Panamericana, 1993 , pp 408-573.
- 3.-Schneider R, et al. , La Prótesis Total de Cadera, Ed. AC, Madrid 1983, pp. 1 a 200.
- 4.-Nogueras R M, PROTESIS TOTAL DE CADERA NO CEMENTADA SPOTORNO, Tesis de posgrado, 1993.
- 5.-Lord G, Banoel P, The Madreporic Cementless Total Hip Arthroplasty. Clin Orthop. 1983; 176: 67 - 76.
- 6.-Morscher E W, Cementless Total Hip Arthroplasty. Clin Orthop. 1983; 181: 76 - 91.
- 7.-Harris W H, Traumatic Arthritis of the Hip after Dislocation and Acetabular Fractures: Treatment by Mold Arthroplasty. J Bone Joint Surg. 1969; 51 -A, 4: 737- 755.
- 8.-Engh C A, Bobyne J D, Glassman A H, Porous - Coated Hip Replacement. J Bone Joint Surg. 1987; 69 - B, 1: 45 - 55.
- 9.-Albrektsson T, Branemark P I, Hanson A H, Linstrom J, Osseointegrated Titanium Implants. Acta Orthop Scand. 1981; 52: 155 - 170.
- 10.-Spotorno L, Cementless Hip Replacement CLS. En: Comunicado de Protek 157. 1989.
- 11.-Spotorno L, Cementless Expansion Cup CLS. En: comunicado de Protek AG. 56. 1989.
- 12.-Spotorno L, Uncemented Total Hip Replacement System CLS. En: comunicado de Protek.
- 13.- CLS Expansion Cup with Metal to Metal Inlay . En: comunicado de Protek, AG.
- 14.-Spotorno L, Prótesis Total de Cadera no Cementada - Sistemas CLS. En: comunicado de Protek.1/91.

- 15.-Blaha J D, Gruen T S, Spotorno L S, et al, Five to Eighth Year Follow - up of the Uncemented CLS Press - Fit Stem. En : comunicado de Protek, AG. 188.1992.
- 16.-Tittel K, Hogt B, Experience With the Expansion Cup Developed By L. Spotorno.En: comunicado de Protek, 1991.
- 17.-Dietschi C, Biological Bonding a more Favorable Method of Cementless Fixation ? A Case Report # 2, Protek. 1985.
- 18.-Singh M, Nagrath A R, et al, Changes in Trabecular Pattern of the Upper End of the Femur as and Index of Osteoporosis. J Bone Joint Surg. 1970; 52 - A, 3: 457 - 467.
- 19.-Harris H W, Jones N W, The Use of Wire Mesh in Total Hip Replacement Surgery. Clin Orthop. 1975; 106: 117 - 121.
- 20.-Boccoo F, Langan P, Chanrley J, Changes in the Calcar Femoris in Relation to Cement Technology in Total Hip Replacement. Clin Orthop. 1977; 128: 287 - 295.
- 21.-Bobynd D J, Pilliar M R, Cameron U H, Weatherly C G, The Optimum Pore Size for the Fixation of Porous-Surfaced Metal Implants by the Ingrowth of Bone. Clin Orthop. 1980; 150: 263 - 269.
- 22.-Chandler P H, Reineck T F, Wixson L R, McCarthy C J, Total Hip Replacement in Impatients Younger than Thirty Years Old. J Bone Joint Surg. 1981; 63 - A, 9: 1426 - 1434.
- 23.-Fitzgerald Jr R H, Non Cemented Total Hip Arthroplasty, Bristol-Myers/Zimmer Orthopaedic Symposium, Ed. Raven Press, USA 1988, pp.496.
- 24.-Johnston C R, Fitzgerald H R, et al, Clinical and Radiographic Evaluation of Total Hip Replacement. J Bone Joint Surg. 1990; 72 - A. 2: 161 - 168.