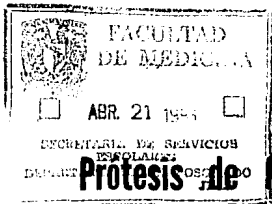


71
26j



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO
HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia
"MAGDALENA DE LAS SALINAS"
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL



Prótesis de Muller no Cementada.
Análisis a Corto y Mediano Plazo.

TESIS DE POSTGRADO
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
Especialista en Traumatología y Ortopedia
P R E S E N T A
DR. CARLOS ARTURO SALGAR VILLAMIZAR

MEXICO, D. F.

1993



IMSS

TESIS CON FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

INTRODUCCION

El advenimiento del Reemplazo Total de Cadera, Ha mejorado la Calidad de vida para incontables individuos, la evolución de la Cirugía ortopedica en materia de sustituciones Articulares ha venido mostrando una trayectoria definida en la última década motivada por la experiencia de muchos años de evolución respecto al comportamiento a largo plazo de los Cementos Acrílicos.

Los conocidos problemas de Interfase Cemento-Hueso, cemento-Protesis, el envejecimiento del Cemento con su correspondiente fragilización, pero fundamentalmente el constante y alarmante incremento de las Reintervenciones por Aflojamiento, Hicieron natural la evolución hacia otros Sistemas de Fijación de Protesis.

Por estas razones, y en base de que debemos procurar que cualquier artroplastia tenga un resultado durable, estable y sin dolor y con arcos de movilidad funcionales, diversos autores han intentado crear sistemas de protesis sin Cemento, que sean capaces de soportar las fuerza que el hueso les transmite, permitiendo con ello una fijación Biológica remodelación osea y mayor durabilidad.

Ante el problema tan frecuente de Descementación y lo com-

plicado de la Cirugía de Revisión, teniendo en cuenta que en el servicio de Cirugía de Cadera y Pelvis del Hospital de Ortopedia Magdalena de las salinas del IMSS, cuenta con el servicio de Cirugía articular, vimos en la necesidad de adoptar un Sistema de Prótesis que excluyera el Cemento y que brindara la esperanza de mantener estabilidad de sus componentes por más tiempo y menos complicaciones, y que además en caso de falla, no afectara en forma tan relevante al tejido Óseo, dejando buen lecho receptor para el recambio.

Fundándose en los principios Biomecánicos descritos por Muller (26), quien mencionaba que el vástago de la Prótesis tiene puntos de contacto con el hueso, lo que le produce un Autobloqueo en la cavidad Medular, escogimos la prótesis Autobloqueante de Muller como la adecuada para este estudio.

OBJETIVOS:

.Analizar los resultados obtenidos con la Prótesis Auto-bloqueante NO cementada.

.Demostrar Radiológicamente la estabilidad Mecánica del vástago autobloqueante NO Cementado.

. Determinar las Indicaciones y Contraindicaciones precisas para su empleo.

ANTECEDENTES CIENTIFICOS.

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(34)(29).

A Wiles en 1930 (17), puede considerarse el creador de la sustitución metálica total de la cadera con el dispositivo de acero inoxidable.

Resulta además curioso comprobar que durante varios decenios el problema de la Prótesis de Cemento fue abordada por sus primeros precursores solo sobre la variante femoral.

Así fueron concebidas en 1940, y publicadas en 1943 por Moore y posteriormente en 1954 por Thompson las prótesis metálicas, y en 1950 por los Hermanos Judet en resina acrílica. Señalando que la prótesis de Moore es la pionera de las prótesis no cementadas, ya que su fijación está basada en el principio del crecimiento óseo a través de una ventana en el vástago.

Las limitaciones del reemplazo único de la variante femoral fueron muy pronto evidentes: esta solución solo era y es válida, cuando no se afecta la cavidad cotiloidea y

cartilago.

Con anterioridad(1936). se había utilizado, con el diseño Smith Petersen una cúpula concebida en un principio como una interfase metálica entre el cotilo y la cabeza femoral por otro. A pesar de ser interesante en su concepto, la cúpula de Smith Petersen y después de Ausfranc, solo representa una etapa, dada la irregularidad de sus resultados. Esta línea iniciada por Smith Petersen fue seguida en francia por Herbert superponiendo dos cúpulas móviles, idea que fue seguida por Gerard y modificada posteriormente bajo la forma de doble cúpula cementada o Artroplastia de su perficie de Wagner. y freeman. Por otro lado, Mac Kee Farr (1951), Charnley en 1960 y luego Muller se inclinaron por el reemplazo protesico, tanto del cotilo como del extremo proximal delfemur, lo que lógicamente, se le dio el nombre de Protesis Totalde cadera.

Sir Jhon Charnley (1960). pionero en los actuales aspectos de la artroplastia Total de Cadera, incluyó en la determinación de Conceptos básicos de Artroplastia de baja Fricción, Resistencia de Biomateriales, desempeñó y manejo de las salas quirúrgicas y aspectos básicos en el manejo de la infección.

Muller en 1975, diseñó e implanto' diversos substitutos totales de cadera, basándose en el dispositivo de Charnley

cambiando el tamaño de la cabeza a 32, mejora la estabilidad del complejo vástago-cotilo, además proporciona el cambio del uso del acero en el vástago por el de titanio en aleación con el Cr y el Vanadio creando un complejo llamado Protasul.

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 elasticidad del Hueso.

Los problemas que debieron resolver estos grandes pioneros quienes establecieron de entrada las bases siempre válidas de esta Cirugía, fueron muy numerosos e impusieron una estrecha colaboración con los ingenieros, los Metalúrgicos, los especialistas en Biomateriales y los Biólogos.

Es así como la prótesis de Muller ha evolucionado considerablemente, el vástago continúa siendo de Protasul y es recta, autobloqueante sin collarín, relleno en el plano frontal lo más completamente posible el canal medular gracias a un gran número de medidas.

Con los avances Anestésicos, la prevención de la infección, de las enfermedades tromboembólicas y la disminución de las complicaciones quirúrgicas en general, la sustitución

articular ha evolucionado hacia la adquisición de diseños femorales protésicos no cementados, los cuales nos van a disminuir la incidencia de complicaciones secundarias al uso del cemento.

CARACTERISTICAS Y CONSIDERACIONES BIOMECANICAS.

En el curso de los últimos 40 años la Cirugía Ortopédica ha realizado los progresos más espectaculares, hemos asistido a la aparición de prótesis articulares, lo que ha representado una verdadera revolución en la Cirugía funcional, ya que ha transformado la calidad de vida de innumerables pacientes aquejados de una lesión invalidante de esta articulación.

Declararse partidario incondicional o adversario acérrimo de las resinas acrílicas como agentes de fijación de los implantes articulares podría conducir a un debate supuestamente científico, pero las investigaciones experimentales y clínicas pretenden liberarse de la utilización de este material. Nuestro propósito no será por tanto, enjuiciar al cemento sino demostrar que se puede prescindir de él en la mayoría de las Artroplastias Totales o como mínimo en las de Cadera, lo que constituye el tema central de nuestra argumentación.

El cemento se usa por adaptarse perfectamente a las piezas protésicas a las cavidades óseas receptoras, garantiza una estabilidad primaria, clave de un buen resultado inmediato, de la ausencia de dolor y de la posibili-

de soportar cargas precozmente, lo que tiene una particular importancia cuando se trata de ancianos. Su toxicidad inmediata esta perfectamente controlada siempre que su implantación sea impecable, su sujeción a largo plazo sigue mejorando dia dia, y en el plano económico la mayoría de los modelos cementados suelen costar, por regla general, la mitad de los implantes no cementados.(7).

La intolerancia al Cemento se presenta, sobre todo cuando este se ve alternativamente sometido a presiones que lo fracciona, lo que conlleva a que las partículas de Metilmetacrilato ocasiona una reacción macrofágica, el granuloma osteolítico, que se traduce por geodas, en las cuales el cemento se presenta como partículas birrefringentes de diferentes tamanos. Desde el punto de vista radiológico, dichas osteolisis, determinar, en las Artroplastia de cadera, reabsorciones end ósticas, a veces localizadas en la región del calcar o en extremo del v ástago protesico y otras veces difusas en forma de voluminosas geodas endósticas policíclicas.

Por lo tanto uno de los mayores retos que confronta el cirujano es la elección de la fijación. La correcta decisión del uso y-o abandono del cemento permanece No claro.

La mayoría de los reportes refieren que la artroplastia Cementada provee excelentes resultados iniciales, que se deterioran con el tiempo debido a la delaminación exponencial progresiva ocurrida en promedio a partir de los años. En cuanto a las No cementadas, sus resultados no son absolutamente satisfactorios inicialmente, pero que tienden a evolucionar mejor con el transcurrir de los años.

La mala evolución de las prótesis no cementadas hay que atribuirlos preferentemente a la Inestabilidad así como al Stress Shielding o efecto escudo. Por lo tanto la técnica quirúrgica del Cirujano, quien entiende racionalmente la manera de acomodar las exigencias estructurales óseas del paciente contra el diseño protésico, valorando la calidad ósea tanto prequirúrgicamente por el estudio radiológico como intraoperatorio en el manejo del lecho óseo receptor para proveer un adecuado contacto en la línea implante-hueso, "PRES FIT", contribuyendo a una óptima estabilización, y en tiempo futuro a una Osteointegración y transmisión de cargas hueso implante y así disminuir la osteoporosis vista. (10).

Mecánicamente, todas las prótesis deben ser diseñadas para ser intrínsecamente estables, cuando son implantadas sin cemento. Ellas se implantan para minimizar las tensio-

nes en particular en flexión y en deslizamiento en la Interfase hueso implante. Las ventajas del tal Press Fit son: la fácil extracción e inserción si fuese necesario(3).

Aflojamiento del componente femoral es la causa más común en la Artroplastia No cementada. La parte Biomecánica resuelta sobre dicho aflojamiento nos indica que los implantes deben proveer un adecuado llenado próximal para; evitar la pérdida ósea y además un llenado distal mediante vástagos romos y redondos que se adapten distalmente a nivel de la diáfisis(1).

Los principios Biomecánicos concerniente a las Protesis autobloqueante de Muller son los siguientes:

.La transformación rígida del segmento diafisario próximal o mediante una prótesis bien ajustada elimina la deformación inducidas por la carga y con ello, son eliminados los movimientos relativos entre la prótesis y el hueso, que son responsables del aflojamiento a largo plazo.

.La mejor cualidad de la forma y del tamaño del vástago es que centra y se bloquea por sí mismo en una posición neutra. La adaptación exacta del tamaño próximal en el plano frontal incrementa rigidez del femur próximal, se disminuyen los picos de tensión y por los tanto los micromovimientos. La doble curvatura en el plano sagital

de la cavidad medular motivo que el vástago de la prótesis se sitúe y se apoye en la porción posterior del muñón del cuello femoral, así como también su punta, mientras que su superficie anterior está situada a la altura del trocánter menor.

El vástago de la prótesis tiene puntos de contacto con el hueso, lo que produce un atascamiento en la cavidad medular, de esta forma apunta al efecto del implante.

La prótesis autobloqueante está recubierta de Titanio la cual favorece la no producción de una membrana fibrosa que conduce un aflojamiento posterior (40)

La prótesis ideal deberá reunir las siguientes condiciones: respetar la estructura diafisaria, llenar al máximo el canal medular, adaptarse a las curvaturas femorales, permitir solicitudes mecánicas y fisiológicas del hueso respetando la elasticidad del mismo.(31).

HIPOTESIS.

El Aflojamiento del componente femoral en las Artroplastias NO Cementadas es secundario a una Mala Elección en el diseño de la prótesis o a una Inadecuada Respuesta Metabólica.

MATERIAL, METODOS Y PROCEDIMIENTOS:

El presente trabajo es un estudio retrospectivo, Longitudinal, Descriptivo y Observacional.

Se llevo a cabo en el Hospital de Ortopedia Magdalena de las Salinas, en el Servicio de Cadera y Pelvis, abarcando un periodo entre junio de 1986 y septiembre de 1992. Con los siguientes criterios para entrar al mismo.

CRITERIOS DE INCLUSION.

Pacientes de ambos sexos, edad comprendida de 18-80 años con Coxartrosis primaria y secundaria (fx transcervical desplazada, necrosis avascular por Luxaciones traumáticas). Pacientes deambulantes, responsables al tratamiento, sin evidencia de tumores en la cadera, sin datos de Ingesta de Esteroides, sin secuelas de artritis sépticas, con adecuada Calidad osea, con artroplastia no cementada y Postoperatorio no menor de 6 meses.

NO INCLUSION

Pacientes menores de 18 años o mayores de 80, Otros tipos de Artrosis, Pacientes Postrados, con Ingesta positiva de Esteroides con Osteoporosis Senil Avanzada, pacientes no responsables al tratamiento, con secuelas de Artritis Reumatoidea, POE menor de 6 meses, Evidencia de Proceso

tumoral.

EXCLUSION.

Pacientes con evolución a infección Postoperatoria, o con proceso traumático posterior a la Cífrugia, y aquellos que No cooperaron con la Rehabilitación.

Los parámetros a valorar son:

- . Edad(máxima-media-mínima).
- . Sexo.
- . Diagnóstico.
- . Datos Clinicos.
 - a.Estado nutricional (obesidad,Desnutrición)
 - b.Grado de Actividad.
 - c.Rehabilitación.

Datos radiológicos.

Radiografías preoperatorias para determinación de Diagnóstico y valoración por la Escala de Spotorno(32). Índice de Singh (35). Índice Morfológico Cortical (MKI), y la morfología del Femur (trompeta-Cilíndrico o Displásico).

Analizamos los pacientes según la escala de Spotorno y adaptación por el servicio.

.Grupo A: Aquellos pacientes con una prótesis bien autobl0-
queada, Press Fit metadiafisario positivo, femur ideal en trompeta.

GRUPO B: Aquellos pacientes con Vástago que aún estando ajustado, Press Pitt++, bloqueo positivo, press Fitt metafisario positivo, podrían haber estado mejor, femur no ideal cilíndrico.

GRUPO C: Aquellos pacientes sin press fit, bloqueo metafisario, femur displásico.

El tiempo Postoperatorio fue valorado como (,maximo,mínimo promedio).

Para Valorar los resultados se tomó en cuenta el método de Harris (siguiente hoja) y radiografías con femures AP y lateral para valorar zonas de Osteolisis, hundimiento, reabsorción y la posibilidad de reacción osteofibrosa alrededor de la prótesis.

En la escala de Harris se valora. Dolor, función, transporte actividades como sentarse, Autohigiene, Marcha, Claudicación, apoyo y distancia. Dweformidad presente preoperatoria, movilidad a nivel de la articulación Pre y Postoperatoria. Obteniéndose resultados Excelente: 80-100.

Regulares: 60-79.

Malos: 01-59.

ESCALA DE VALORACION DE HARRIS

		PREOPERATORIO	SEGUIMIENTO
1.- DOLOR			
a) Ninguno	44 puntos.		
b) Ligero	40 puntos		
c) Leve	30 puntos		
d) Moderado	20 puntos		
e) Marcado	10 puntos		
f) Incepcitante	0.		
2.- FUNCION			
a) Escaleras:			
- Pie sobre pie sin barandas	4 puntos		
- Pie sobre puerdas baranda	2 puntos		
- De alguna manera sube	1 punto		
- Incepes de subir escaleras	0 puntos		
b) Transportes:			
- Puede ir algún lado utilizando			
- Servicio público	1 punto		
c) Sentarse:			
- Confortable en cualquier silla			
una hora	5 puntos		
-- Confortable en silla alta media			
Hora	3 puntos		
- No se sienta conforme en ninguna			
silla	0 puntos		
d) Zapatos y calcetines:			
- So coloque los calcetines y se			
emera los zapatos con facilidad			
	4 puntos		
- Con dificultad	2 puntos		
- No realiza	0 puntos		
3. Marcha (Claudicación)			
- Ninguna	11 puntos		
- Leve	8 puntos		
- Moderado	5 puntos		
- Severa	0 puntos		
b) Apoyo :			
- Sin apoyo	11 puntos		
- Un bastón cominta largo	7 puntos		
- Un bastón permanente	5 puntos		
- Una muleta	3 puntos		
- Dos bastones	2 puntos		
- Dos muletas	0 puntos		
- Incapaz de caminar	0 puntos		
c) Distancia:			
- Ilimitada	11 puntos		
- Seis cuerdas	8 puntos		
- Dos o tres cuerdas	5 puntos		
Dentro de la casa	2 puntos		
- Du la cama a la silla	0 puntos		
4. DEFORMIDAD. NO PRESENTE:		4 puntos	
- Flexión permanente de más de 30 grados		0 puntos	
- ADD Fijo de más de 10 grados		4 puntos	
- RI Fijo de más 10 grados		0 puntos	
- Discrepancia de extremidades de mas		0 puntos	
aw 3.2 cm.			
5. MOVILIDAD			
- Flexión (0-45) X1.0; (45-90)X0.5; (90-110)X0.3; X0			
- Extensión: Cualquiera X0			
- ADD(0-15) X0.2			
- IAD ((-15)X0.8) 15-20)X0.3; X0			
- RE (0.15) X0.4			
- R? Cualquiera X0.			

TOTAL EN PUNTOS X 0.05

HOSPITAL DE ORTOPEDIA "MAGDALENA DE LAS SALINAS"
ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA

Fecha:

1.- PREOPERATORIO

Nombre: _____ Afiliación: _____
 Dirección: _____ Teléfono: _____
 Edad: _____ Sexo: _____ Peso: _____ Ocupación: _____
 Capacidad laboral en: _____ Estatura: _____
 Cadera afectada: Der: _____ Izq: _____ Bilateral: _____

Pedecimientos asociados:

Cardiovasculares: _____ Respiratorias: _____
 Genitourinarios: _____ Gastrointestinales: _____
 Urológicas: _____ Endocrinas: _____
 Colagenopatías: _____ Otras: _____ Cual: _____

DIAGNOSTICO:

a) Artrosis Primaria: _____ Sec. Congénitas: 1) LX: _____
 2) Displasia: _____
 3) Otras: _____

SEC. Infecciones:

1) TB: _____ Sec. 1) A.R. _____
 2) Espondilitis anquilosante: _____
 3) N.Avascular: _____
 4) Otras: _____ Cual: _____

5 Sec Traumáticas:

Acetabulo: _____
 Femur: _____
 LX Cadera: _____ Sec. 1) Tumoral: _____
 Estado de la cadera contralateral a) Sane: _____ b) Afecta: _____
 Cirugías Previas a) Si: _____ b) No: _____

2.- TRANSOPERATORIO:

Técnica quirúrgica Hardinge Modificado: _____
 Tiempo OX: _____ Sangrado: _____ Ml.
 Acetabuloplastia: Si _____ a) Alinjerto _____ b) Homojerto _____
 No _____

Implantes:

Acetabular: Cope #: _____
 Anillo: Si _____ No: _____
 Cual: _____ Yarnillos de carga: _____

Femoral: # _____
 a) Standar _____ b) Lateralizado _____ c) CDM. _____

Técnica de Cementación: a) Manual _____ b) Inyector: _____

Complicaciones
 Acetabulares a) Ninguna _____ b) Irrupción del cemento _____ c) Deficiente _____
 d) Mal posición: _____

Femorales:

a) Fractura: _____ b) Perforación: _____
 NINGUNA: c) Irrupción del cemento _____ d) Deficiente cementación: _____
 e) Mal posición: _____

Fecha de la Cirugía: _____

3.- POSTOPERATORIO:

Manejo postoperatorio: a) Reposo: _____ b) Tracción _____ c) Cojin ABO: _____
 Antibióticoterapia Si _____ No _____ Cual _____

Complicaciones generales: a) Tromboembólicas: _____ b) Sistémicas _____
 No: _____ c) Otras: _____ d) Cual: _____

Complicaciones Locales:

No: _____ a) Gesteones _____ b) Lx _____ c) Infección: _____
 d) Neutropaxia: _____ e) CL) Gernón: _____
 PREOP.

Discrepancia de longitud: Der _____ Izq _____ Post _____ Dre _____ Izq _____

Capacidad laboral postoperatoria: _____

Resultado subjetivo a) Buono _____ b) Regular _____ c) Malo _____

Cirugía de revisión: _____ Parque: _____

RESULTADOS:

Los 41 pacientes corresponde a 21 Hombres (51.2%) y 20 mujeres (48.8%), siendo la edad media de 48 años (rango 22-78 años).

Es la media en los Hombres de 52 años (rango de 24-78 años) y en las mujeres 44.97 (rango de 22-68 años).

La relación Talla, Peso medio se encontró 1.58 cms-64.02kg El 43.9 de los pacientes se encontraban e, desempleados el 14.6%, dedicados al hogar solo 15 pacientes 36.5% y pensionados el 4.8 %.

El seguimiento promedio fue de 24.7 meses (2 años), rango de 5 a 54 meses.

El promedio superior a 3 años, rango 37.9 meses fue con 43 y el promedio de 1.2 años fue el 56% de los pacientes.

En relación del Lado afectado predominó el lado derecho con 23 pacientes que corresponde a un 56%

El diagnóstico del proceso original corresponde en su mayoría a Artrosis primaria 43%, Necrosis avascular de Cabeza dnmoral 26.8%, se encontró también nuestra casuística de 6 casos de reumatismo inflamatorio tipo Artritis reumatoidea y Espondilitis anquilosante.⁽¹⁴⁾ Haciendo Hincapié que no es la Patología ideal para implantar un vástago sin Cemento.

La valoración clínica preoperatoria promedio de los 41 pacientes fue de 26 puntos y Postoperatorio fue de 85 clasificados en l escala de Harris.

El estado de la cadera contralateral es como sigue:
41.4% para la sana y 57.9 % para la afectada.

La duración promedio de la cirugía fue de 2hs 20 mins

El sangrado promedio que acompañó los procedimientos fue de 560 ml.

El Vástago femoral mas utilizado fue el de Protasul (cr-Co-Mo Va) en 32 casos 78%, el resto 19 casos fue de 21.9% fueron vástagos standart para cabeza de cerámica en su gran mayoría ver tabla II.

La medida más frecuente que se utilizó del vástago femoral autobloquante sin cemento fue de 7.5 y 10 respectivamente con un 31.7% Tabla III.

El componente acetabular en los 41 pacientes fueron 35 del modelo cementado de Muller y 6 correspondieron al modelo no cementado tipo Morsher.

La copa mas utilizada para ambos casos fue del N50, no se presentaron complicaciones transoperatorias.

El manejo postoperatorio consistió: reposo 100%, tracción 51.2% y cojin abductor 48.7%.

El 100% de los pacientes recibieron profilaxis con an-

tibióticos en esquema preoperatorio y postoperatorio x 3 días. Mediante esquemas con dicloxacilina gentamicina 0 cefalosporinas de 3 generación en pacientes reumáticos.

No se presentaron complicaciones generales a nivel acetabular con copa de Muller, solo se presentó extrusión del cemento en la zona III de Lee y deficiente cementación para 3% de los pacientes.

A nivel del componente femoral en el Postoperatorio mediato se presentó una luxación, la cual requirió reducción abierta, y retiro del tejido capsular interpuesto entre los dos componentes.

Dentro del resultado subjetivo para la escala del Dolor los pacientes respondieron a los 6 meses de Postoperado de la siguiente Manera: Bueno 97%, Regular 2.4% y malo 0.

El angulo de Wiber mostro buena cobertura en el 73% de los casos.

Las 6 copas implantadas tipo Morscher estuvieron a menos de 40 grados.

Hasta el momento no se ha presentado migración cefálica en las copas de Muller y morscher. La migración medial es escasa con un 2.4%. Las calcificaciones eran frecuentes, siendo los del tipo I de Brooker 87.8% y solamente 1 paciente 2.4% desarrollo anquilosis osea.

En relación a la escala de Spotorno se encontró que un 73% de los pacientes fueron clasificados dentro del rango de no cementación, 12% discutibles, y 14.6% como no Cementados.

De acuerdo a la morfología del fémur, la gran mayoría donde se implantó el vástago autobloqueante sin cemento fue en el fémur en trompeta 60.9%, seguido de un 34% para fémur cilíndrico y en un 4.8% para fémur displásico.

De los 41 pacientes un 56% correspondió al grupo A: Autobloqueo positivo, press fit positivo y fémur en trompeta. Un 39% para el grupo B como autobloqueo positivo, press fit negativo y fémur cilíndrico. Un 5% considerado dentro del grupo C: autobloqueo negativo, press fit negativo, y fémur displásico o cilíndrico.

TABLA I

ARTROSIS PRIMARIA	18	43%
REUMATISMO INFLAMATORIO AR	4	14.6%
ESPONDILITIS ANQUILOSANTE	2	
ARTROSIS POR ALTERACIONES DEL DESARROLLO	3	7.3%
NECROSIS AVASCULAR	11	26.8%
ARTROSIS POSTRAUMATICA.	3	7.3%

TABLA II

VASTAGO STANDART PROTASUL

LATERALIZADO				STANDART.			
7.5-11	1	12	19.3	0	2.4	1	1
10-10		10	24.3	3	2.3		3
12.5 -5	2	07	17	1	24		1
15-3		3	7.3	3	9.7	1	4
17.5-0	0	0	00	0		0	
		32	78%				9

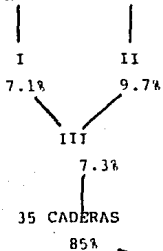
21.9%

TABLA III

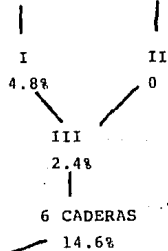
VASTAGO	CADERAS	%
7.5	13	31.7%
10	13	31.7%
12.5	08	19.5%
15	07	17.0

TABLA IV

COPA MULLER INTERFASE
CEMENTO HUESO
MAYOR O IGUAL A 2 mm



COPA MORSCHER L.
RADIOLUCIDAS MAYOR
O IGUAL A 2 mm.



41 CADERAS.

TABLA V.

INDICE SINGH			INDICE MKI.		
7					
6.5	10	24.3%	3	10	24.4%
4-3	30	73.1%	3-2.7	19	46.3%
2-1	1	24.4%	2.6-2.3	8	19.5%
			2.2	4	9.7%

DISCUSION

Ante las escasas referencias bibliográficas en la literatura sobre el trabajo que se presenta, el dr Parpan y Gianz muestra un estudio similar con resultados clínicos parecidos.

La excelente elección de pacientes de acuerdo a los parámetros de Spotorno y morfología del fémur es mandatorio para la implantación del vástago, Obviamente recomendamos implantarlos únicamente en el grupo A. Si no se consiguen estas características a la vez, por ejemplo en fémur cilíndrico, no se encuentra un adecuado press fit, ocurrirá un hundimiento del vástago hasta encontrar un tope, pero con la posibilidad de presentar movimiento en pivote que lleve a zonas de reabsorción y osteólisis y a la creación de una membrana fibrosa, obteniéndose datos radiológicos de aflojamiento. Estamos en estos momentos a merced del tiempo con 16 pacientes en los cuales se encuentra fémur no ideal, pero que se encuentran asintomáticos.

Los resultados que se presentan son buenos con un Harris de 87 puntos a 3 años, rango de 75-98 puntos.

El 95% de los pacientes se encuentra actualmente asintomático, incluyendo el porcentaje de los pacientes no

ideales para colocación del vástago como en patologías de artritis reumatoidea y espondilitis anquilosante.(13)

Comparar los resultados con los otros autores de diferentes modelos de prótesis no cementados, resultado difícil debido al tiempo de seguimiento, forma del vástago y material del mismo.

CONCLUSIONES

1. La estabilidad del vástago femoral autobloqueante de Muller sin cemento a corto y mediano plazo es buena con un 95% de estabilidad.

2. La Patología más frecuente encontrada en el estudio de la Artrosis primaria con 43%, seguida de la Necrosis Avascular en 26.8%

3. Los resultados a corto y mediano plazo de los vástagos autobloqueantes sin cemento es bueno con 2.4% de componentes flojos.

4. Recomendamos la utilización del vástago autobloqueante en las siguientes patologías.

.Artrosis primarias.

.Artrosis por alteraciones del Desarrollo.

.Necrosis Avascular de la cabeza femoral.

.Artrosis Postraumatica.

BIBLIOGRAFIA

1. Amstutz H, Nasser H, More H. The Anthropometric total Hip femoral Prosthesis. Clinical Orthopaedics. 1989;104-119.
2. Andrew T, Flanagan F, Gerundini M. The Isoelastic, Noncemented Total Hip Arthroplasty. Clinical Orthopaedics 1986; 206:127-135.
3. Bargar W. Shape the implant to the patient. A rationale for the use of custom-fit cementless total hip implant. Clinical Orthopaedics. 1989;249:73-79.
4. Bombelli R, Santore F. Cementless, Isoelastic Total Hip Prosthesis, Preliminary report on the first 215 consecutive cases. Springer Verlag. 1983.
5. Bombelli R. Osteoarthritis of the Hip. Springer Verlag. 1983.
6. Brooker F, Boweman W. Ectopic Ossification. Following total Hip replacement. J B J S 1973;55A:1265-1269
7. Camille R. Protesis totales de cadera. ¿Con cemento o sin el? Editorial Masson. Francia. 1991.
8. Campbell S. Operative Orthopaedics. Editorial Mosby. 1992. tomo I. 510-519.
9. Capello W. Technical Aspects of Cementless total Hip Arthroplasty 1990;261:102-106.
10. Castellano A. Tesis Postgrado HTMS. Resultado a Mediano plazo con protesis Isoelastica. Feb 92.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

-29-

11. Fernandez S, Caceres A, Ferrer E. La protesis total de Cadera Cementada de Muller en el Tratamiento de la Coxartrosis. Revista de ortopedia y Traumatologia 1987;313:225-228.
12. Freeman M, Tennan R. The scientific Basis of cement Versus Cementless Fixation. Clinical Orthopaedics, 1992;276:19-49.
13. Galante J., Rostoker W. Sintered metal Composites as a Basic for attachment of implant to Bone. J.B.J.S 1971; 53A: 101-114.
14. Galante J, Joskua J. Clinical Performances of Ingrowth Surface. Clinical Orthopaedics 1992;276:41-49.
15. Garcia Cimbrello. Protesis total de cadera cementada. Analisis de 1036 casos. Revista de ortopedia y Traumatologia. 1989;331 B :49-56.
16. Gruen M. Modes of Failure of cemented Stem Tube femoral componente. Clinical orthopaedics. 1979;141:12-27.
17. Hardinge K. The lateral approach to the Hip. J.B.J.S 1969; 51A:67-72.
18. Harris W. Traumatic Arthritis of the Hip After Dislocation and acetabular fractures. J.B.J.S 1969;51A:40-44.
19. Kilgus D. Total Hipe replacement for patient who have Ankylosing Spondilitis. J.B.J.S. 1990;72A:834-839.

20. Lord D. A favor de las artroplastias sin cemento. Editorial Masson. Francia. 1991.
21. Michelson J. Consideration in the comparison of Cemented ant Cementless total Hip Prostheses .Jarthroplasty 1989;4:327-334.
22. Moerscher H. Cementles total Hip Arthroplastu. Clinical Orthopeadcis 1983;181:76-91.
23. Munuera L, Garcia C. La protesis totalde cadera Cementada. Eidtorial Interamericana. España. 1989.
24. Muller M. The Cementless Fixation of hip Endosprothesis Springer Verlag. Berlin. 1988.
25. Noble P, Alexander j. The Anatomic Basis of Femoral Component in Total Hip Arthroplasty. Clinical Orthopeadics 1988;235:148-164.
26. Otani Y, Whiteside L. Failure of Cementles fixation of the Femoral component in total Hip Arthroplasty. Orthopeadcis Clinics of North America. 1992;254:153-167.
27. Petty W. Total Joint Replacement. Editorial Saunders. Miami Florida. 1992.
28. Parpan F, Ganz R. Cementless Implantation of a Modified Muller Straighstem Prosthesis. Springer Verlag. Berlin. 1984.

29. Phips T, Messieh S. Femoral Stem in Hip Replacement. A Biomechanical Comparison of Cementless and Cemented Prosthesis. J.B.J.S. (brit)1990;72:431-434.
30. Protex. Protesis totales de cadera no cementada. Tipo Spotorno. Sistema CLS. Fasciculo. 1988.
31. Rothamn R, Coh J. Cement Versus cementless total Hip Arthroplasty. Clinical orthopaedics. 1990;254:153-167.
32. Scheneider R. La protesis Total de cadera. Un concepto Biomecánico y sus consecuencias. Springer Verlag. Alemania. 1984.
33. Singh H. Changes in trabecular pattern of the Uper end of the femur, as an Index of Osteoporosis. J.B.J.S 1970; 52A:970-982.
34. Sutherland J, Wilde J. Aten year follow up of One hundred consecutive Muller curved stemm totla Hip replacement. J.B.J.S. 1970;64A:970-982.
35. Tapias G. tesis postgrado. Analisis de los resultados de la artroplastiatotal de cadera con protesis Muller Cementada. febl991.
36. Tronzo R. Hip Surgery. Editorial Panamericana. Tomo II. 1992.
37. Vida J., Simon L. Protesis de cadera y rodilla. Editorial Masson. Francia. 1992.

38. Whiteside L. The effect of stem fit on bone hypertrophy and pain relief in cementless total Hip Arthroplasty.

Clinical orthopaedics 1989;247:138-147.

39. Wilson J. Comparison Between Straight and curved stem

Muller femoral. Clinical Orthopaedics. 1984;186:5-11.