

11245
75
2e)



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

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

ESTUDIO PRELIMINAR DE RECAMBIOS
ACETABULARES CON EL COMPONENTE DE
ROBERT MATHYS

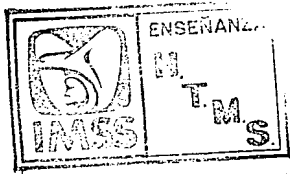
TESIS DE POSTGRADO

PARA OBTENER EL TITULO DE
TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia

QUE PRESENTA :
DRA. MARÍA TRINIDAD RIVERA PEREYRA

ASESOR DR. CARLOS REYNOSO MONJES

FEBRERO DE 1994



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

PROFESOR TITULAR DEL CURSO:


DR. JORGE AVINA VALENCIA

PROFESORES ADJUNTOS:


DR. MUCIO DE JESUS AVELAN GARNICA

DR. ENRIQUE ESPINOZA URRUTIA

JEFES DE DIVISION DE ENSEÑANZA:


DR. RAFAEL RODRIGUEZ CABRERA

DR. ENRIQUE ESPINOZA URRUTIA

JEFES DE ENSEÑANZA:


DRA. Ma. GUADALUPE V. GARFIAS GARNICA

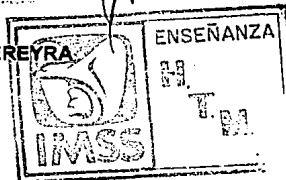

DR. LUIS GOMEZ VELAZQUEZ

ASESOR DE TESIS:


DR. CARLOS REYNOSO MONJES
MEDICO DE BASE ASCRITO AL SERVICIO DE CADERA
DEL HOSPITAL DE ORTOPEDIA "MAGDALENA DE LAS SALINAS"

PRESENTA:

DRA. Ma. TRINIDAD RIVERA PEREYRA



El ser humano deja todo tipo de huella a su paso por la vida. Algunas pueden verse, otras no; como las importantes que van dejando en la vida de los demas.

La suma de todas las huellas es lo que da significado a la humanidad. Ya que no es deshonor no alcanzar una cosa sino cesar de poner las medidas que lleven a lograrla

A MI MADRE:

Por el apoyo incondicional que siempre recibí de ella.

*A todas aquellas personas que influyeron en mi formación
y dejaron una profunda huella,*

*A Chela y Mary a quienes quiero mucho y en especial a
Rafa.*

INDICE

	pagina
Introducción.....	1
Objetivos.....	3
Antecedentes Científicos.....	4
Planteamiento del problema.....	12
Variable Independiente y Dependiente.....	12
Hipótesis General.....	12
Material y Metodos.....	13
Criterios de Inclusión.....	13
Criterios de No Inclusión.....	14
Criterios de Exclusión.....	14
Parámetros de Evaluación.....	15
Resultados.....	17
Discusión.....	19
Conclusión.....	21
Esquemas y Gráficas.....	22
Bibliografía.....	30

INTRODUCCION

El propósito de la sustitución protésica de la cadera es conseguir un implante estable, indoloro y perdurable de ahí que el campo de los implantes articulares es de los más dinámicos en la ortopedia contemporánea y esta enfocada actualmente a mejorar los diseños, materiales técnicas quirúrgicas y métodos de fijación con el fin de ofrecer un implante ideal.

Los cementos acrílicos utilizados para este fin en las prótesis convencionales aún con los diseños más recientes proporcionan una excelente fijación inmediata pero desgraciadamente no siempre se mantiene esta estabilidad ya que hay aflojamiento de la prótesis entre 4 y 9 años.

Un 20 a 50% de las prótesis cementadas tiene imágenes radiológicas de movilidad y esto en forma evolutiva lleva finalmente a la necesidad de una reintervención con gran dificultad técnica y resultados inferiores a los de la primera intervención. La literatura señala que hay actualmente una grave problemática en los reimplantes, los cuales son de una incidencia elevada, debido a que la vida media de las prótesis ha cedido, con necesidad de valorar las severas alteraciones del macizo óseo y con ello buscar otras alternativas que eviten lo anterior.

Recambios Acetabulares R.M.

En el servicio de Cadera del Hospital de Ortopedia de Magdalena de las Salinas del Instituto Mexicano del Seguro Social en los últimos 12 años de vida, se han colocado un total de 4039 prótesis totales de cadera de las cuales 3639 corresponden a las prótesis cementadas en la cual se incluyen una gran variedad de éstas y a su vez se han colocado aproximadamente 400 prótesis no cementadas obteniéndose aparentemente a corto plazo excelentes resultados. Pero se ha iniciado el proceso de los recambios, los cuales suman hasta el momento actual 150 recambios, y llendo en incremento motivo del presente trabajo.

OBJETIVOS

1.-Analizar el recambio acetábular con una prótesis sin cemento tipo Robert-Mathys.

2.-De acuerdo a lo anterior señalar sus indicaciones

ANTECEDENTES CIENTIFICOS :

El hueso y el cartilago son estructuras sensibles y sus componentes cualitativos y cuantitativos dependen no solo de las hormonas, enzimas, vitaminas, minerales y proteínas si no también de la carga impuesta sobre ellos por la función. de ahí que los cambios que conducen a la artrosis son numerosos entre los que se incluyen la sobre carga excesiva en la articulación normal, la carga normal en una articulación anatómicamente mal formada y la carga normal en conjunción con una enfermedad metabólica (2.3.30).

Y partiendo de este concepto anterior se han realizado infinidad de procedimientos quirúrgicos con el fin de subsanar la patología de la cadera y retornar el movimiento de la articulación. Teniendose datos desde 1930 en donde se realizo la 1era artroplastia de interposición por Rehn en Freinurg Alemania(2.3.27,30); y la 1era artroplastia de sustitución en 1938 por Wiles en Londres, consistiendo, el implante en 2 componentes de acero inoxidable (3.4. 5.30).

Así mismo Mc Kee, Mc Kee y Watson Farrar desarrollaron dos modelos para la endoprotesis de cadera (3.4.5.30) la cual consistia: la 1era en una copa acetábular metálica y una protesis de Thompson, hecha con una aleación de cromocobalto sin embargo nunca se coloco. Y la 2 da consistia en un componente acetábular

que se atornillaba dentro de la pelvis y la cabeza metálica fijada por un tornillo conducido dentro del cuello del fémur y siendo implantada en 3 pacientes en 1951 (1,3,10,11,30).

Mc Keen introdujo el 3 er modelo consistente en una copa metálica la cual se atornillaba ala pelvis pero la cabeza femoral fue reemplazada por una protesis de Thompson la cual se introducía ala cavidad medular, siendo los resultados pobres. hasta la introducción del cemento en la cirugía ortopedia (1,3,6,7,9,12.).

Siendo el precursor Charnley en 1960. que vino a revolucionar la artroplastia ofreciendo resultados satisfactorios a corto plazo ya que proporcionaba una estabilidad inmediata y una función óptima indolora (3,16,29,30). teniendose como complicación los transtornos fisiológicos en el transoperatorio (2,30,31); y que comprometen la vida del paciente y posteriormente con lleva al aflojamiento protesico primero por los micro y macro movimientos y/o envejecimiento del cemento (1,30,31).

Teniendose como modelo este dispositivo, Muller ha ido evolucionando y revolucionando los métodos de fijación asi como los implantes, obteniendo implantes cada vez más perfectos, sin embargo en una revisión efectuada por el autor en un período de 10 años concluyo que en promedio de 5 a 4 años la incidencia de aflojamiento del vástago se incrementa constantemente cada año y que el acetábulo en

Recambios Acetabulares R.M.

comparación hasta los 5 años de postoperados pero esta incidencia se incrementa exponencialmente de los 8 años en adelante, siendo así el aflojamiento acetábular el mayor problema a largo plazo en la artroplastia total de cadera (22,30).

Ring introduce la Artroplastia Total de Cadera sin cemento en 1964, usando metal con metal en la prótesis y fijación acetábular por medio de un tornillo que va de la rama iliopública del hueso. Posteriormente lo modifico en 1979 para introducir sobre el metal el componente plástico y al componente femoral no muy largo, con fenestraciones tomando como modelo a la prótesis del vástago de Moore (1,3,20,29).

Y en 1973 Mathys diseñó una prótesis total no cementada utilizando una resina de poliacetal colocando una almohada de metal. El poliacetal fue elegido por su resistencia a la tensión durabilidad y proximidad al módulo de elasticidad del hueso (1,20,21,22,23,24,25,26). Sin embargo debido a la presencia de importantes desgastes, aflojamiento y frecuente ruptura de las copas (14,15,16,18), siendo necesario cambiarlo por un polietileno de alto peso molecular, el cual ha demostrado tener excelentes propiedades como son: baja fricción, absorción de choque y distribución uniforme de las fuerzas, lo cual deriva de su alta compresibilidad y resistencia al impacto.

En conclusión se tiene que los requerimientos para la colocación de una endoprótesis sin cemento de ser:

Recambios Acetabulares R.M.

1.- Que el defecto acetábular sea pequeño y sea posible la distribución fisiológica y biomecánica del peso para el hueso.

2.- La fijación primaria de la endoprotesis en el hueso circundante de ser firme y cerrada para poder asegurar el proceso de reparación.

3.- La estabilidad y las propiedades mecánicas de la prótesis deben tomar en consideración las fuerzas de acción sobre el sistema en todas direcciones, con ello evitar el movimiento relativo en la interfase durante la carga. Las fuerzas no fisiológicas pueden conducir a la reabsorción de hueso y aflojamiento en todos los casos de una buena fijación primaria.

De ahí la continua modificación que han presentado los componentes acetabulares y en especial los no cementados con el fin de ofrecer una prótesis más perfecta en su diseño y osteointegración; desde su aparición podemos resumir 5 tipos:

I DE CONEXION CILINDRICA:

La cual está roscada, siendo usada en la protesis de Lindenhof, la cual se atornilla directamente dentro del acetábulo. Usualmente el fondo acetabular debe ser perforado con una fresa cilíndrica en una posición de la copa de 45g. en el plano horizontal y de 5 a 10 g de anteversión.

II DE CONEXION CUADRADA:

Esta designación fue usada por Gris y colaboradores en la llamada protesis para displacia acetabular de Friedrichsfeld, en la cual se reseca una porción de la cabeza femoral y se atornilla dentro de la porción lateral del acetábulo.

III DE COPA CONICA DE RING:

Más recientemente con componente acetabular de polietileno, se localiza previamente la línea iliopública del hueso y se procede a realizar un cono en el acetábulo en dirección de la línea.

El nuevo implante tiene un relieve libre el cual actúa como clavija para implantarse en el hueso.

IV DE ANILLO HELICOIDAL ROSCADO:

Lord uso el anillo helicoidal roscado, hecho de una aleación de cromo-cobalto, con soporte de polietileno de concepción intercambiable acordando Lord y Bancel que la hélice truncada provee un mejor balance de la fuerza que el cono truncado o cilíndrico y de esta forma una mejor distribución de la fuerza.

V DE COPA HEMISFERICA

Basadas principalmente en la forma natural y la función articular de la cadera, con el menor error posible, preservando la parte natural de la transmisión de la fuerza, por la forma hemisférica, que es un cambio en el componente acetabular de Boutin, Chiari y Robert Mathys, col. Estas copas proveen una superficie de contacto sobre las cuales las fuerzas se desarrollan entre la pelvis y la cabeza femoral pudiendo transmitirse en un balance fisiológico entre la compresión y el cizallamiento. Se agregó a esta copa 2 tetones para mantener la estabilidad entre las fuerzas de torsión, eliminando el movimiento relativo que interfiere en la formación de nuevo hueso. (20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28).










Siendo la prótesis isoelástica de Robert Mathys la específica en este caso en particular.

Está tiene un cotilo de polietileno de alta densidad, con una superficie externa esférica, dos tetones en la zona de carga en la convexidad del implante y posee cinco orificios en la periferia para su anclaje mediante tornillos asegurando la estabilidad primaria. Existen tres tipos de cotilo: El estándar, el displasico y el biselado (tipo Morscher).

Opcionalmente pueden estar recubiertos en su convexidad de hidroxapatita (80 ceros) o de metal. La copa original de Mathys, se le efectuó una modificación por Hurscher consistente en un biselado a 30 g en su porción lateral con el fin de aumentar la abducción. Siendo la numeración de 50 a 64 mm con intervalos de 2 mm. Los tornillos de anclaje son especiales de 4 mm y se implantan con un fileteado de 3.5 mm (ver esquema)

Resumiendo las características anteriores en el cuadro siguiente:

RECAMBIOS ACETABULARES R.M.

TIPO	REFERENCIA		OBSERVACION	
1.-Cilindrico	Griss y Heimke (1981)		Lindernhof de ceramica (1974) Judet Porometal	
	R.Judet (1975)			
2.-Cuadrangular	Griss y Col (1978)		Cr-Cr-Mo Friedrichsfeld ceramica (para	
3.-Conica	Ring (1982)		Dis.Actb)1975 Poli-etileno (1979) Ceramica	
	Cono Obtuso ranurado			Mittelmeier (1974)
	Conica con tornillos de fijacion			Parhofer y Munch (1982)
	Conica con ranuras Ext.	Endler (1982)		Copa de Endler Poli-etileno
4.-Copa Helicoidal truncada	Lord y Bancel (1983)		Protesis Lord Co-Cr recubier ta polietileno	
5.-Hemiesferica	Boutin (1981)		Ceramica (1971)	
	Morscher Col (1982)			
	Knahr y col (1983)			
	(1983) Engelhardt		Poli-etileno	
			Ceramica (1976)	

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Se obtendrá una osteofijación total y una función aceptable en los recambios acetabulares utilizando el componente Robert Mathys?

VARIABLE INDEPENDIENTE

Pacientes que ameriten un recambio acetábular con un componente Robert Mathys.

VARIABLE DEPENDIENTE

Una osteofijación y función.

HIPOTESIS GENERAL

En los pacientes con prótesis de cadera y que ameritan un recambio acetábular, la utilización de un componente sin cemento tipo Robert Mathys da una osteofijación del 80% y con ello un resultado satisfactorio funcional, clínico y radiográfico en el 100% de los casos.

MATERIAL Y METODOS

Es un trabajo retrospectivo, observacional, longitudinal y descriptivo de 24 pacientes que fueron sometidos a un recambio acetábular con el componente Robert Mathys, y realizado en el servicio de Cadera en el Hospital de Ortopedia Magdalena de las Salinas del Instituto Mexicano del Seguro Social de Diciembre de 1992 a Diciembre de 1993. Con los siguientes criterios:

CRITERIOS DE INCLUSION

- Pacientes de ambos sexos con edades de 22 a 83 años.
- Pacientes que se les efectuó recambio acetábular por un componente sin cemento tipo Robert Mathys.
- Con un post operatorio no menor de seis meses.
- Uni o Bilaterales.

CRITERIOS DE NO INCLUSION

- Pacientes menores de 22 años y mayores de 83 años.
- Pacientes a los que se les efectuó un recambio acetábular con otro tipo de componente.

CRITERIOS DE EXCLUSION

- Pacientes que abandonaron el tratamiento
- Pacientes que sufrieron durante su convalecencia algún padecimiento postrante.

PARAMETROS DE EVALUACION

1.-Sexo

2.-Edad

3.-Evaluación preoperatoria, en la cual se analizan clínica y radiográficamente la alteración acetábular o el aflojamiento protesico, para lo cual se utilizo la escala de Harris modificada y la de D'Lee, Sotelo Garza Charnley respectivamente.

4.-A todos los pacientes se les aplico la protesis de Robert Mathys y se le mantuvo en el postoperatorio inmediato con un portodren por 48 hrs, antibiótico por vía venosa por 4 días, inicio de ejercicios isotónicos a las 24 hrs, vendaje de Miembros pelvicos, anticoagulantes hasta el inicio de la deambulacion la cual se efectúa al 5-6to día con apoyo asitido con andadera que se mantiene por espacio de 2 meses, siendo egresado del hospital al 7-8vo día..

5.-La valoración de los resultados se efectuaron tomando en cuenta los siguientes criterios:

Recambios Acetabulares R.M.

DOLOR	sin dolor	2 puntos
	en reposo	1 punto
	con apoyo	0 puntos
MARCHA	con bastón	2 puntos
	con muletas	1 punto
	con andadera	0 puntos
EDAD	mayor de 45	2 puntos
	menor de 45	1 punto
TIEMPO POST QUIRURGICO	menos de 5 años	1 punto
	más de 5 años	2 puntos
RADIOGRAFIA	esclerosis	3 puntos
	Fx de un tornillo	2 puntos
	hundimiento	1 punto
	sin esclerosis	0 puntos
RESULTADOS	excelentes	9-11 puntos
	buenos	7-8 puntos
	regulares	5-6 puntos
	malos	4 ó < puntos

RESULTADOS

De una revisión que se efectuó en el servicio de Cadera del Hospital de Ortopedia Magdalena de las Salinas del IMSS, en el período comprendido de 1991 a 1993 donde se realizaron 150 recambios protésicos correspondiendo solo 24, a acetábulos sin cemento tipo Roger Mathys siendo 10 hombres y 14 mujeres (gráfica 1). El rango de edad, fue el menor de 22 años y el mayor de 83 con una media de 53.1 años (gráfica 2). Colocándose 13 componentes a cadera derecha y 11 a la izquierda.

Se apreciaron los siguientes diagnósticos primarios en los pacientes: Coxartrosis post traumática en 9 pacientes; Necrosis avascular en 6 pacientes; Coxartrosis mixta en 5 pacientes; Secuelas de Luxación Congénita de Cadera en 3 pacientes; y un sólo un paciente con secuelas de tumor de células gigantes (gráfica 3).

En cuanto al implante que se encontraron 14 de Muller, Charnley 5, Giliberty 4 y Ring 1, teniéndose un promedio de vida de éstas de 1 año a 21 años con un promedio de 8 años, correspondiendo la más antigua a la prótesis de Ring con 21 años, y por igual la prótesis de Charnley y Muller con 12 años, así como se observó que también se presentó el aflojamiento en prótesis de 1 años de vida en las de Muller (gráficas 4 y 5).

Generalmente, la mayoría de los pacientes se encontraban activos en su domicilio sumando 14 en total estando incluidos en ellos los pensionados, también 2 pacientes eran profesionistas, 4 desarrollaban un trabajo administrativo y 4 trabajo de conductor de automovil (grafica 6).

Todos los pacientes presentaron una evaluación clínica y radiológica de acuerdo a los parámetros establecidos, con una función clínica de mala de 13 pacientes, pésimo 5 pacientes y regular 5 pacientes

En cuanto a lo radiológico 23 pacientes presentaron datos de interfase mayor de 2mm. hundimiento y sólo un paciente ruptura de la copa acetábular.

Se coloco el implante de Robert Mathys: aun paciente en 1991, en 1992 a 13 pacientes y en 1993 a 10 pacientes. Colocandose 6 copas acetabulares del numero 50, 5 del no. 52, 4 del no. 54, 3 del no. 56, 4 del no. 60, 1 del no. 58, 1 del no. 62 (grafica 7).

Teniendose un rango de tiempo quirúrgico de 1.30 hrs a 4.30 hrs con un promedio de 2.45 hrs. Y presentandose a los 6 meses los siguientes resultados: de los 24 pacientes, 14 tenían excelentes resultados, 5 buenos, y 5 regulares; al año se valorarán 14 pacientes siendo todos excelentes y a más de año y medio se valorarán 6 pacientes con excelentes resultados.

Se presento solo como complicación un paciente con aflojamiento de un tornillo, el cual se volvió a recolocar.

DISCUSION

Como se observa en este estudio no existe una gran diferencia en cuanto al sexo ya que esta es muy poca correspondiendo al 0.13 lo que no es significativo, así también se pudo observar que los recambios se presentan por igual tanto en pacientes jóvenes como viejos con rangos de edad de los 22 a los 83 años con una media de 33.1 años lo cual se traduce en la mayor incidencia en pacientes jóvenes o relativamente jóvenes.

Si se pudo corroborar que definitivamente una patología previa en el acetábulo causa trastornos importantes que condiciona una colocación primaria de prótesis y a futuro un recambio acetabular. Apreciándose una mayor incidencia en las coxartrosis post-traumática en donde se tuvo que reconstruir el acetábulo en la primera intervención. La siguiente causa fue la necrosis avascular que se puede presentar por diversas patologías y se observa más frecuentemente en pacientes menores de 40 años y en cuanto a la coxartrosis mixta secundaria a artritis reumatoidea fue la tercera causa más frecuente, siguiendo en el orden de importancia las secuelas de luxación congénita de cadera y un tumor de células gigantes.

Se consignaron en el trabajo realizado 24 recambios acetabulares de los cuales se colocaron 4 componentes de Giliberty que funcionaron como hemiartrorplastias que se consideran de fricción directa. En estos pacientes pudimos observar excelentes resultados de osteointegración mucho antes que en el resto de los pacientes.

En el presente estudio pudimos darnos cuenta que las prótesis actuales en efecto proporcionan una fijación estable así como otras no tan recientes como la prótesis de Ring que tenía 21 años de uso seguidas por las prótesis de Charnley y la de Muller con 12 años promedio, con un mayor aflojamiento en la de Muller y desgaste que en las demás.

Todos los pacientes llevaron el protocolo previo para el diagnóstico de aflojamiento con parámetros tanto clínico como radiográfico.

El tamaño acetabular fue pequeño colocando copas pequeñas entre 50 y 54 mm.

Los recambios implican una mayor dificultad técnica siendo el tiempo quirúrgico entre 1.30 hrs a 4.30 hrs con una media de 2.45 hrs con un sangrado importante que requiere transfusión sanguínea en la mayoría de los casos de por lo menos una unidad.

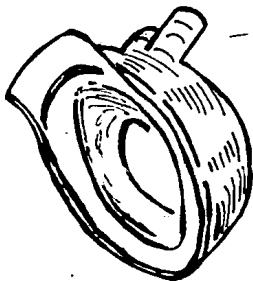
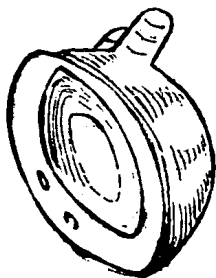
Los resultados radiográficos a las 6 meses de los acetábulos sin cemento recambiados, muestran una esclerosis superolateral en la zona de transmisión de cargas con un patrón óseo uniforme y sin síntomas clínicos de dolor, en 14 pacientes fue excelente, 6 pacientes tiene un año con resultados excelentes. Un paciente presentó migración de un tornillo a los 6 meses que fue recolocado en quirófano por presentar el paciente un aflojamiento femoral que amerito su recambio, encontrando una excelente osteofijación en el acetábulo.

CONCLUSION

Podemos concluir que hasta el momento actual el resultado es alentador y la evolución satisfactoria sin un mayor deterioro óseo y con datos clínicos de estabilidad, pero el tiempo de seguimiento todavía es muy corto para aventurarse a decir que este acetábulo R.M. es superior a otros métodos, y solo hasta que pasen mas de 8 años se podrá concluir, comparar y recomendar su uso, de lo anterior se desprende la importancia del presente estudio el cual se debe seguir a futuro en beneficio de los pacientes y como base para estudios posteriores.

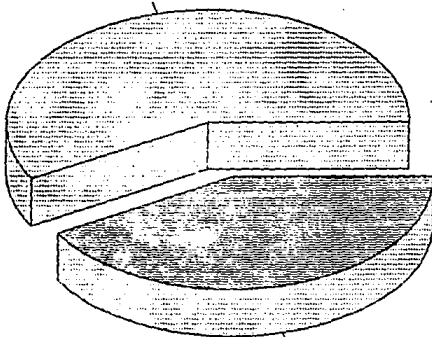
RECAMBIOS ACETABULARES R.M.

ESQUEMA DEL COMPONENTE ACETABULAR R.M.



SEXO

FEMENINO
58%

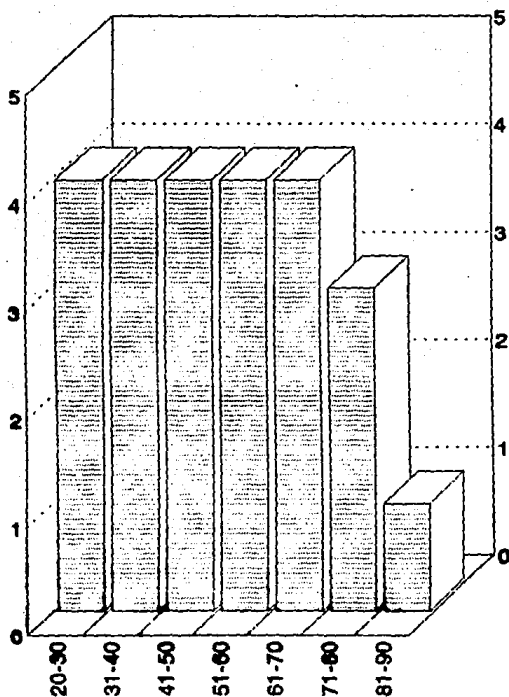


MASCULINOS
42%

H.O.M.S.

Gráfica 1

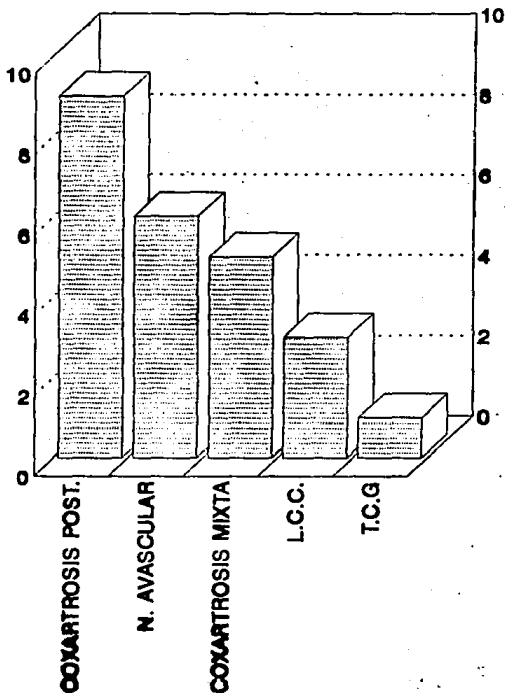
EDAD



ARCHIVO H.O.M.S.

Gráfica 2

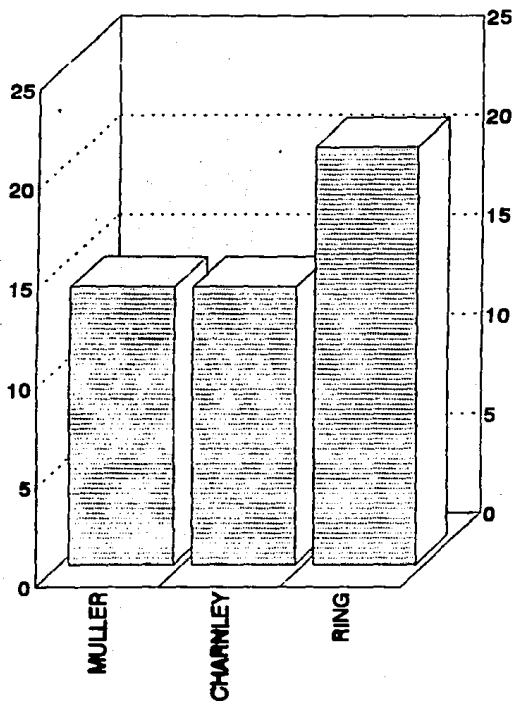
DIAGNOSTICO PRIMARIO



ARCHIVO H.O.M.S.

Gráfica 3

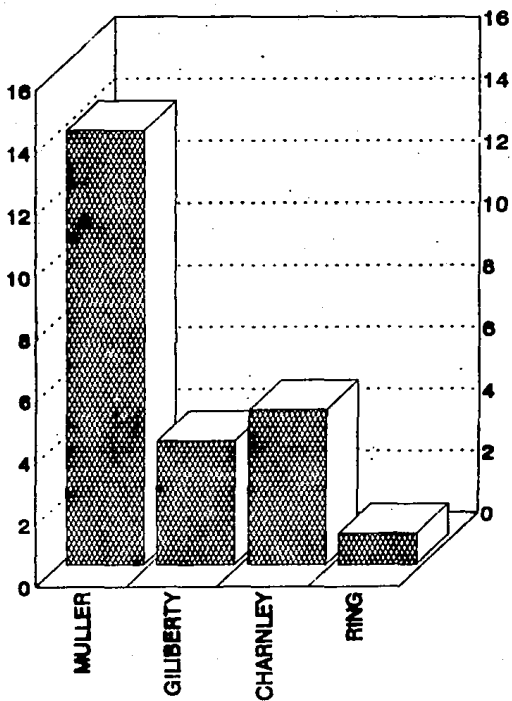
TIEMPO DE PROTESIS



ARCHIVO H.O.M.S.

Gráfica 4

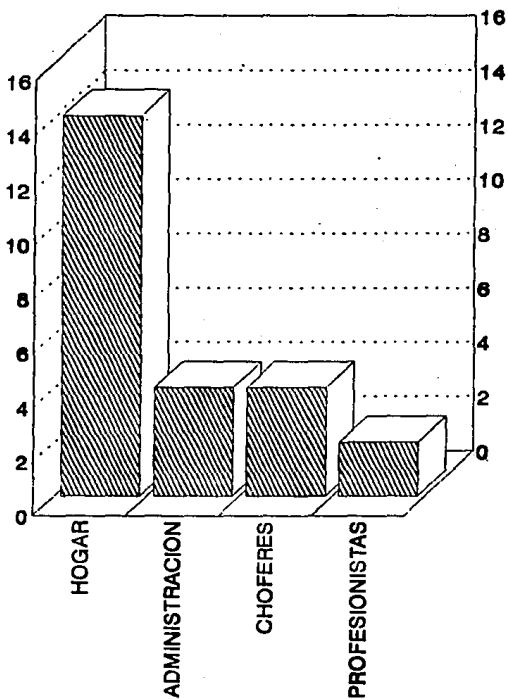
TIPO DE PROTESIS



ARCHIVO H.O.M.S.

Gráfica 5

OCUPACION



ARCHIVO H.O.M.S.

Gráfica 6

COPA ACETABULAR



ARCHIVO H.O.M.S.

Gráfica 7

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Bastos, Mora: *Protesis sin Cementar de la Cadera.*
Edit JIMS.S.A; España, 1 era edición.
- 2.- Bombelli, R: *Artroplastia de la Cadera.* Edit. Salvat
Mex. 1985.
- 3.- Campbell: *Cirugía Ortopédica.* Edit. Panamericana,
Mex. 7 ma edición, 1988. Tomo II pag. 1191-1478.
- 4.- Callaghan, J; Disart, J; Savory, C: *The Uncemented
Porouscoated Anatomic Total Hip Prothesis.* *J. Bone
and Joint Surgery.* March, 1988; 70A pag. 337
- 5.- Curtis, M; Jinnah, R.H; Wilson, V.D; *The Initial
Stability of Uncemented Acetabular Components.*
The J. Bone and Joint Surgery. 1992; 74B; pag. 372-376
- 6.- Coleman, N.P; Charnley, G.J; Goddard, N.J: *Failure
of Acetabular Cups Influenced by Marked wire Ancho
Range.* *J. Bone and Joint Surgery.* 1992, 74 .
- 7.- Esses, D.E.; Hasting; Schatzker, J: *The Results of
Revision of Total Hip Arthroplasty.* *J. Bone and Joint
Surgery.* 1978; 66B pag. 301
- 8.- De Lee, J.G; Charnley, J: *Radiological Demarcation
of Cemented Sockets in Total Hip Replacement,*
Clin. Orth. and Related Research 1976, 121, nov-
dic. pag. 20-32.

- 9.- Freeman, M.D; et all: Cementless Fixations of Prosthetic Components Total Arthroplasty of Knee and Hip. Clin. Orth. and Related Research; 1983, num 176. pag. 88-94.
- 10.- Galante, J: The Need for Standerized System for Evaluating Resul of Total Hip Surgery; The J. Bone and Joint Surgery; 1985. 67 A pag. 511-513.
- 11.- Herberts, M.D: Hip Arthroplasty Revision. Acta Ortho. Scand.199263, (21) pag. 109-110.
- 12.- Hunter,G; Welsch, P; Cameron, H: The Results of Revision of Total Hip Arthroplasty; J.Bone and Joint Surgery. 1979. 61B pag. 419-421.
- 13.- Johnston, J.P; Waddell,J.A; Evans, J.G: Non Cemented Total Hip Arthroplasty; J. Bone and Joint Surgery;1984 66B pag. 300-305
- 14.- Lazcano Marroquin, M.A.: Desgaste de la Copa en la Artroplastia Total de Cadera; Rev. Mex. Ortho. 1993,7(3). pag. 116-118.
- 15.- Lazcano Marroquin.M.A.: Causas y prevención del aflojamiento del cemento en la Artroplastia de la Cadera; Rev. Mex. Ortho. traum. 1993; 7(3), pag 119-125.
- 16.- Lazcano Marroquin.M.A.: Artroplastia Total de la Cadera Tipo Charnley; Edit. C.E.C.S.A. Mex.

- 17.- Livermore, J; Ilstrup, D; Morrey, B. : Effect of Femoral Head Size on Wear of The Polyethylene Acetabular Component: 1990; 72 A, (4) pag. 518-527
- 18.- Mathys, R; Mathys, R.Jr: The Use of Polymers for Endoprosthetic Components. En Morscher, E.W. (ed). The Cementless Fixation of Hip Endoprosthesis; Spring Verlag, Berlin-Heidelberg, New York,pag.1984 pag. 71-80.
- 19.- Mc Collum, J; Nunley,A; Harrelson, M.I.: Bone - Grafting in Total Hip Replacement for Acetabular Protrusion; J. Bone Joint Surgery; 1980, 62 A (7), pag. 1065-1072.
- 20.- Morscher, E.W.: Cementless Total Hip Arthroplasty; Clinica Orthopaedics and Related Research, 1983,181,pag 76-90.
- 21.- Morscher,E.W;Dick, W.: Cementless Fixation of Isoelastic Hip Endoprotheses Manufactured from Plastic Materials, 1983, 176, pag. 77-87.
- 22.- Morscher, E.W.: Current Status of Acetabular Fixation in Primary Total Hip Arthroplasty; Clinical Orthopaedic and Related Research.1992, vol 274, pag. 172-187.
- 23.- Morscher, E.W; Beretter, H.M; Lampert, C. Cementless Press-Fit Cup; Clin. Ortho. and. Related Research ,1989. 249; pag. 12-20.

- 24.- Morscher, E.W; Masar, Z.: Development and First Experience with an Uncemented Press- Fit Cup. Clinical Orthop. Related and Research ; 1988, 232; pag. 96-103.
- 25.- Morscher, E.W; Remangen, W.: Histological Results with cement-free implanted hip joint sockets of polyethylene. Arch. Orthop. Trauma Surg; 1984; vol 103, pags. 145-151
- 26.- Morscher, E.W; Mac Dopnal, J.W; Masar, Z: Cementles Uncoated Polyethylene Acetabular Components in total Hip Replacement; J. Bone Joint Surg.; 1990; 72B (3), 423-430 pag.
- 27.- Muller, M.: Lesson of 30 years of Total Hip Arthroplasty; Clin. Orth. and Related Research; 1992; vol 274: pags. 12-21
- 28.- Murray, D.W.: Impengement and Loosening of the Posterior Wall Acetabular Implant; The J. Bone Joint Surg.; 1992; vol 74B (3): pags. 377-379.
- 29.- Ring, P.A.: Complete Replacement Arthroplasty of the Hip the Ring Prosthesis; J. Bone. Joint Surg. 1968, vol 50B: pags. 720-731.
- 30.- Tronzo: Cirugia de Cadera; Edit. Panamericana, Buenos Aires. Argentina. Iera reimpreesion. 1980.

Recambios Acetabulares R.M.

31.- Seppo Santa Virta, A.C; Yrjo, K.: Cemented versus Cementless Hip Arthroplasty; Acta Orthop. Scand; 1992, vol 63B, pags. 225-232.

32.- Wiles, P.: The Surgery of the Osteoartritic Hip
J. Bone Joint Surg. 1958; 45: 488-497.