

11245



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
HOSPITAL GENERAL TACUBA
I.S.S.S.T.E**

**EVALUACIÓN RADIOGRÁFICA DE LA ARTOPLASTÍA
TOTAL DE CADERA EN EL HOSPITAL GENERAL
TACUBA DEL ISSSTE EN PERIODO COMPRENDIDO
DE MARZO DEL 2001 A DICIEMBRE DEL 2003**

**TESIS DE POSGRADO
QUE PARA OBTENER EL GRADO
EN LA ESPECIALIDAD DE
TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEDIA
PRESENTA:
DR. ENRIQUE ANGEL GONZÁLEZ**

**ASESOR DE TESIS:
DR. JORGE LUIS HERNÁNDEZ LÓPEZ**



ISSSTE

MÉXICO, D.F.

2004



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso


DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

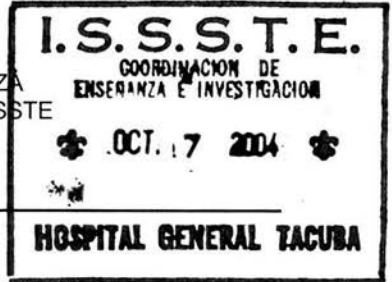
Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).


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.

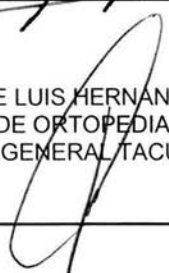
ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

DRA. ROSALINDA CARREÑO HERNANDEZ
DIRECTORA HOSPITAL GENERAL TACUBA ISSSTE


DR. JESÚS CRUZ SANTOS
COORDINADOR DE ENSEÑANZA
HOSPITAL GENERAL TACUBA ISSSTE





DR. JORGE LUIS HERNANDEZ LOPEZ
JEFE DE SERVICIO DE ORTOPEdia. Y TRAUMATOLOGÍA
HOSPITAL GENERAL TACUBA ISSSTE


DR. JORGE LUIS HERNÁNDEZ LOPEZ
ASESOR DE TESIS.



DR. RICARDO RODRÍGUEZ FLORES
MEDICO ADJUNTO ORTOPEdia. Y TRAUMATOLOGÍA
HOSPITAL GENERAL TACUBA ISSSTE
COASESOR DE TESIS


SUBDIVISION DE ESPERANZA
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO
FACULTAD DE MEDICINA
U.N.A.M.

Agradecimientos:

Doy gracias a DIOS por prestarme vida para culminar con salud la especialidad de ortopedia y traumatología.

A mi madre: MARIA ANGELINA ANGEL GONZALEZ.

Por hacer de mi lo que soy y sacrificarlo todo apoyándome durante toda la carrera para llegar a donde estoy ahora.

A mi esposa e hija: LILIANA ROCIO MIRAMONTES PULIDO Y GRETCHEN PAMELA ANGEL MIRAMONTES.

Por estar con migo siempre en los momentos de mayor sacrificio de mi vida.

A mis tíos: SEBASTIAN ANGEL Y LAURA RICO.

Por su apoyo incondicional

A toda mi familia que de una forma u otra me apoyaron para lograr culminar mi postgrado a todos:

G R A C I A S .

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: Enrique Angel Gonzalez

FECHA: 11/10/09

FIRMA: [Firma manuscrita]

A MIS MAESTROS

DR. JORGE LUIS HERNÁNDEZ LOPEZ
DR. RICARDO RODRÍGUEZ FLORES
DR. ELFEGO BERNABÉ CASTAÑEDA.
DR. GUILLERMO ARGÜELLES LONA
DR. ABEL GALICIA GALARZA
DR. MARIO GONZALEZ RAMIREZ
DR. ABRAHAN MORALES SOSA
DR. FELIPE GOMEZ SALGADO
DRA. ARIADNA RUVALCABA MERCADO
DRA. MYRIAN LOPEZ DAVALOS

POR ENSEÑARME AQUELLO QUE NO DICEN LOS LIBROS
POR SU PACIENCIA, CONFIANZA Y EXPERIENCIA
DURANTE MI FORMACIÓN PROFESIONAL.

G R A C I A S .

INDICE.	PAG.
RESUMEN.....	5
INTRODUCCION.....	7
ASPECTOS GENERALES.....	8
MATERIAL Y METODOS.....	13
RESULTADOS	15
GRAFICAS.....	17
DISCUSION.....	30
BIBLIOGRAFIA.....	32

RESUMEN

Se reviso un total de 47 pacientes operados de artroplastia total de cadera en periodo comprendido de marzo del 2001 a diciembre del 2004 en el Hospital General Tacuba del ISSSTE, siendo 31 pacientes del sexo femenino y 16 masculinos, en rango de edad de 37 a 87 años con una media de 61, la prótesis mas utilizada fue la no cementada 33, híbrida 7 y cementada 7 en total. El tipo de prótesis fue osteonics 28, aesculap 13, CD- Pharma 3 y Charnley 3, el diagnostico principal fue coxartrosis en un 75%, fractura trasncervical 9%, coxartritis 6%, displasia acetabular 6%, necrosis avascular 2%, luxación protésica bipolar 2%, con una presentación de lado derecho del 62% izquierdo 38%.

Se encontró en las radiografías postoperatorias inmediatas con proyecciones en antero posterior de pelvis con rotación medial de 15° de las caderas un efecto voss negativo en 38%, positivo 34% y neutro en 28%, la situación del vástago femoral fue en valgo de 58%, neutro 36%, varo 6%, la cobertura acetabular fue de 80 a 85% en 34%, de 86 a 90% en 28% de 91 a 95% en 15% de 96 a 100% en 23% de los casos, con una inclinación acetabular de 41 a 50° en 43%, predominantemente, con una ante versión del acetábulo de neutro a 5° en un 34% predominantemente, y encontrando una profundidad acetabular de 11 a 15mm en 40% de los casos.

MARCO

TEORICO

INTRODUCCION.

La sustitución protésica de las articulaciones ha sido uno de los mayores avances logrados por la cirugía ortopédica en este siglo, el esfuerzo conjunto de ingenieros y cirujanos ortopedistas ha conducido al desarrollo de materiales y técnicas para ello posible. La artroplastia de cadera consiste en la sustitución de la articulación artificial denominada prótesis. (3,6, 8, 9)

HISTORIA Y DESARROLLO.

Podemos considerar la historia del tratamiento de las artropatías de cadera en cinco fases históricas: osteotomía, artroplastia de interposición, artroplastia reconstructiva, artroplastia de sustitución y artroplastia total de cadera, Smith-Petersen en 1923 fue uno de los grandes impulsores con la introducción de la cúpula de vitalio, aleación de cromo y cobalto, demostrando que el acetábulo podía tolerar un cuerpo extraño con función de carga. Otros cirujanos realizaban procedimientos de reconstrucción del acetábulo esperando que se produjera una pseudo artrosis; Brakett, Whitman y Girdlestone entre otros, fueron los responsables de la artroplastia sin ningún material de interposición especial. La aportación de los hermanos Judet fue crucial ya que comprobaron que mecánicamente el reemplazo de la cadera era bien tolerado, concepto que sirvió de base para Thompson y Austin Moore impulsando la sustitución cuyos diseños aun son utilizados hoy en día, el concepto de artroplastia total de cadera es atribuido a varios cirujanos, Charnley introdujo y popularizo el cemento acrílico para la fijación de los implantes al hueso y del uso de polietileno de alta densidad como material de carga en el cotilo, posteriormente en las décadas de los 70 y 80 se desarrollaron diseños basados en la fijación biológica de implantes con superficies porosas. (2, 4, 5, 6, 9)

ASPECTOS GENERALES.

EL conocimiento de la anatomía de la cadera es de suma importancia para el abordaje correcto y la técnica quirúrgica para la colocación y orientación de los componentes protésicos adecuadamente para garantizar una vida media del implante adecuada, (3) el cirujano debe conocer perfectamente la estructura y orientación tridimensional del acetábulo así como las alteraciones que se producen en el mismo con cada patología y solo así podrá tener una adecuada orientación en la pelvis del paciente. Del mismo modo es básico el conocimiento de la porción proximal del fémur, prestando especial atención a la ante versión del cuello femoral, reconociendo sus peculiaridades, conoceremos las inserciones y las estructuras nobles que pasan por su vecindad. La artroplastia total de cadera requiere de una posición adecuada del paciente en la mesa quirúrgica así como una exposición suficiente para liberar tejidos contracturados y retirar calcificaciones heterotópicas con la finalidad de corregir las deformidades presentes, con el conocimiento de los diferentes abordajes con sus ventajas y desventajas ayudara a elegir el abordaje correcto.(2, 6,8)

En la artroplastia de cadera se utilizan diversos materiales con propiedades mecánicas, químicas y electroquímicas muy diferentes como son los metales, los polímeros y las cerámicas deben tener una elasticidad determinada, resistentes a la corrosión y tener superficies con poca fricción, actualmente ningún material satisface completamente estos requerimientos por lo que se utilizan diversas combinaciones. (4, 6, 9)

COMPONENTES FEMORALES.

La función primaria de los componentes femorales es la sustitución de cuello y cabeza artrosicos, artrítico o necrosado el objetivo último de una

articulación estable y biomecánicamente correcta se obtiene mediante atención cuidadosa de la restauración de la longitud y los desplazamientos apropiados del cuello, la altura esta determinada por la longitud del cuello protésico mas la longitud añadida por la cabeza modular que se emplee, además la altura vertical esta determinada por la profundidad a la que se hunde en el conducto femoral, cuando se utiliza cemento la altura se puede variar con la altura de la osteotomía de cuello femoral en cambio cuando se utiliza componente no cementado la altura esta determinada no tanto por la altura del corte sino por la adaptabilidad en la región metafisiaria del componente femoral y dejándolo en posición neutra dentro del canal femoral, ciertas características del vástago femoral cementado han obtenido aceptación general, como la fabricación en cromo cobalto que incrementa la elasticidad del implante disminuyendo la carga en el manto de cemento proximal un collar en la prótesis disminuye la resorción ósea y controla la profundidad del implante así como los bordes redondeados para evitar concentración de las fuerzas en manto de cemento e iniciar así micro fracturas y aflojamiento de la prótesis. La utilización de un centralizador en la punta del vástago mantiene la prótesis en posición neutra y disminuye la localización de mantos de cemento muy delgados en algunas áreas del canal femoral evitando fracturas de cemento.(2,3,6)

VASTAGOS NO CEMENTADOS CON SUPERFICIE POROSA

Los vástagos no cementados con superficie porosa surgieron a partir de los años 70 en que se detectaron problemas con la fijación con cemento relacionada con altos índices de aflojamiento y pérdida ósea importante por resorción, por lo que se estudiaron ampliamente los métodos de fijación sin cemento encontrando 2 condiciones para la penetración ósea que son; la estabilidad inmediata del implante durante la cirugía y el contacto íntimo de la superficie porosa y el hueso huésped

viable, los diseños de vástagos porosos actuales difieren en cuanto a materiales, forma, localización de la superficie porosa y rigidez, la experiencia se ha limitado en gran parte al uso de dos materiales, 1) aleación de titanio-aluminio-vanadio con una superficie porosa de micro esferas o malla de fibra de titanio comercialmente puro y 2) aleación de cromo cobalto con una superficie de micro esferas aglomeradas. (3, 4, 6,11, 12)

VASTAGOS NO CEMENTADOS NO POROSOS.

El análisis de componentes porosos y el aflojamiento encontrando que la penetración del hueso al implante es menor al 10% ocupado realmente han conducido a aplicar una fina capa de cerámica bioactiva como la hidroxiapatita al implante y tomando en cuenta los 2 principios básicos de los implantes porosos se están estudiando en la actualidad la adaptabilidad y penetración de hueso al implante.(6, 11)

COMPONENTES ACETABULARES CEMENTADOS.

Los componentes fabricados para cementación eran inicialmente copas de polietileno de pared gruesa con algunos surcos verticales y horizontales en la superficie externa para aumentar la estabilidad dentro del manto de cemento y se introducían marcadores de alambre en el plástico para permitir una mejor evaluación en la radiografía postoperatoria, muchos de estos diseños se siguen utilizando aun y en la actualidad algunas modificaciones aseguran un manto uniforme en toda la superficie, la fijación cementada es satisfactoria para los paciente ansianos con poca actividad y demanda funcional y el bajo costo del implante es atractivo para la población.

COMPONENTES NO CEMENTADOS.

La mayoría de los componentes acetabulares no cementados tienen revestimiento poroso sobre toda su circunferencia para favorecer la penetración, la fijación de los componentes no cementados con superficie porosa con tornillos transacetabulares se ha hecho muy popular pero conlleva riesgos para los vasos y vísceras intra pélvicas y requiere de instrumentos flexibles para insertar los tornillos, los tetones y las espigas introducidas en superficies preparadas proporcionan estabilidad rotacional pero no se compara con la estabilidad de los tornillos, otros componentes tienen un reborde en la periferia mas grande que encaja a presión y no requiere de tornillos, los componentes roscados sin superficie porosa se asocian a una tasa alta de aflojamiento los estudios de acetábulo recuperados por Cook y col. Han demostrado que la mayor penetración ósea a la superficie porosa se logra en la cercanía de la fijación con tetones o tornillos y la mayor penetración se reporta en acetábulo fijados inicialmente con mayor numero de tornillos.(6, 8,9)

El acetábulo normal esta inclinado unos 55° respecto al plano transversal esta posición es algo mas vertical que la optima para el componente protésico que debe estar a 45°, y por ultimo los cirujanos ortopedistas deben tomar en cuenta que la cirugía de cadera requiere de una preparación y un amplio conocimiento de la biomecánica de la cadera así como la orientación de sus componentes puesto que el fracaso de la artroplastia conlleva resultados desastrosos que pueden terminar en caderas colgantes o artrodesis en el peor de los casos hasta la amputación y hacer de conocimiento del paciente que a pesar de que la cirugía sea un éxito y la prótesis quede totalmente orientada, la extremidad nunca volverá a ser la misma por lo que se deberá pensar en las limitaciones que acarrea y los cambios de actividades necesarias para darle una mejor y mas larga vida al implante. La cirugía

de cadera a evolucionado hasta convertirse en un procedimiento que requiere gran precisión, existen criterios bien definidos que determinan las medidas y tamaño ideales de cada uno de los elementos involucrados en la reconstrucción, por ejemplo los componentes protésicos la anchura de la interfaz, el espesor del cemento, la relación articulo-trocanterica, el ángulo cervico-diafisiario y muchos otros, se ha demostrado que si el cirujano se ciñe a estos parámetros obtendrá una mejor probabilidad de supervivencia del implante, por lo que es indispensable la planeación preoperatoria con radiografías adecuadas, tomadas en proyecciones antero posteriores de pelvis que incluya tercio medio de muslo con rotación medial de ambas caderas de 15° y si es posible control de magnificación estando el rayo a 1 metro aprox. del paciente y una proyección lateral del fémur utilizando la proyección de Lowenstein, lo que permitirá al cirujano acercarse al máximo a un resultado quirúrgico ideal, le permite prever problemas potenciales y evitar reconstrucciones incorrectas por ausencia de los materiales ideales para la cirugía y cada equipo quirúrgico debe usar rutinariamente pruebas redundantes antes y durante la cirugía para minimizar errores durante la reconstrucción, un recurso excelente para optimizar este proceso es la comparación del resultado postoperatorio con la planificación preoperatoria, de esta manera se cierra el círculo de retroalimentación del proceso de aprendizaje. (8)

MATERIAL Y METODO.

Se realizó un estudio longitudinal, observacional, retrospectivo, en pacientes operados de prótesis total de cadera cementada, no cementada e híbrida, en periodo comprendido de marzo del 2001 a diciembre del 2003.

Se incluyeron a todos los pacientes operados de reemplazo articular total de cadera que se operaron dentro del periodo de estudio con las diversas prótesis y los 3 tipos de prótesis existentes (cementadas, no cementadas e híbridas), se incluyeron un total de 47 pacientes, a todos los pacientes se realizaron mediciones en radiografías postoperatorias inmediatas con proyecciones antero posteriores de pelvis en placa 14x17 pulgadas con rotación medial de ambos fémures a 15° , tomando en cuenta las siguientes variables:

Inclinación y ante versión del acetábulo, varo, valgo y posición neutra del vástago femoral, efecto voss, cobertura del lecho acetabular con respecto del componente protésico, altura del trocánter menor con respecto del cuello protésico, profundidad de la colocación del componente acetabular midiendo de la lágrima de Kohler al componente acetabular. (Fig #1)

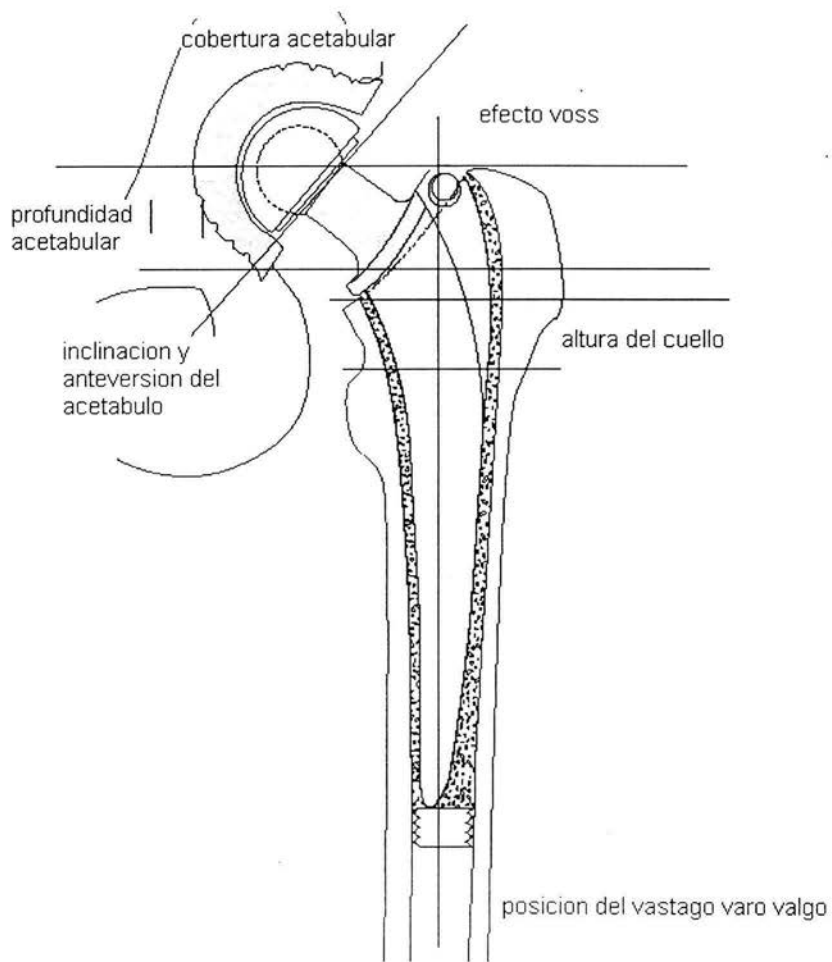


Fig.#1

RESULTADOS

Durante el periodo de estudio se analizaron 47 artroplastias totales de cadera en 47 pacientes de los cuales 31 correspondieron al sexo femenino y 16 al sexo masculino (grafica #1) de los cuales la edad máxima fue de 87 años y la mínima de 37 con una edad media de 62 años grafica # 2.

La principal indicación para artroplastia total de cadera fue la coxartrosis con 35 casos (75%), coxartritis 3 casos (6%), displasia acetabular 3 casos (6%), fractura transcervical 4 casos (9%), luxación protésica bipolar 1 caso (2%), grafica #3.

Se colocaron los siguientes tipos de prótesis: no cementada 33 casos (70%), híbrida 7 casos (15%) y cementada 7 casos (15%) grafica #4, de las cuales la mas utilizada fue osteonics 28 casos (60%), Aesculap 13 casos (28%), C.D. Pharma 3 casos (6%) y Charnley 3 casos, (6%). Grafica #5.

La cadera mas afectada fue la derecha 29 casos (62%) y la izquierda 18 casos (38%) grafica #6.

Se muestran en los cuadros 1, 2 y 3 la relación de las variables estudiadas en los componentes cementados y no cementados.

A continuación se dan los resultados en forma global que incluyen los componentes cementados y no cementados.

Las variables radiográficas encontradas son: la colocación del vástago femoral en valgo 27 casos (58%), neutro 17 casos (36%) y varo 3 casos (6%), grafica #7.

Con una altura de trocánter menor al punto de apoyo de la prótesis de 0 a 4mm 3 casos (6%), de 5 a 9mm 6 casos (13%), de 10 a 14mm 25 casos (53%) y de 15 o mas milímetros 13 casos (28%). Grafica #8.

Los componentes femorales se colocaron con un efecto voss negativo 18 casos (38%), positivo 16 casos (34%) y neutro 13 casos (28%). Grafica #9.

El acetábulo se colocó con una inclinación menor a 40° en 18 casos (38%), entre 41 y 50° 20 casos (43%) y más de 51° 9 casos (29%) grafica #10.

Con una ante versión que va de neutro a 5° 16 casos (34%), de 6 a 10° 8 casos (17%), de 11 a 15° 8 casos (17%), de 16 a 20° 9 casos (19%) y de 21 a 25° 6 casos (13%). Grafica #11.

Logrando una cobertura del componente acetabular de 80 a 85% 16 casos (34%), de 86 a 90% 13 casos (28%), de 91 a 95% 7 casos (15%) y de 96 a 100% 1 caso (23%) grafica # 12.

Con una profundidad del componente acetabular de 0 a 5mm 7 casos (15%), 6 a 10mm 8 casos (17%), 11 a 15mm 19 casos (40%), 16 a 20mm 8 casos (17%) y de 21 a 25mm 5 casos (11%). Grafica # 13.

							ALTURA			
	VOSS NEG	POSITIVO	NEUTRO	VARO	VALGO	NEUTRO	0-4	5-9	10-14	15 O MAS
VNC	10	13	9	3	19	11	2	3	18	10
VC	8	3	4	0	7	7	1	3	7	3
VNC.- vástago no cementado										
VC.- vástago cementado										

Cuadro # 1.-comparativo de vástagos cementados.

	INCLINACION			ANTEVERSION				
	<40	41-50	>51	N -5°	11-15°	6-10°	16-20°	21-25°
A C	5	2		3	1	2		1
A NC	13	18	9	14	7	5	9	5

AC.- acetábulo cementado.
ANC.- acetábulo no cementado.

CUADRO # 2 COMPARATIVO DE COMPONENTES ACETABULARES.

	PROFUNDIDAD EN mm					COBERTURA			
	0-5	6-10	11-15	16-20	21-25	80-85%	86-90%	91-95%	96-100%
A C	1	4		1	1	2	2	1	2
A NC	6	5	18	7	4	14	16	1	9

AC.- acetábulo cementado.
ANC.- acetábulo no cementado.

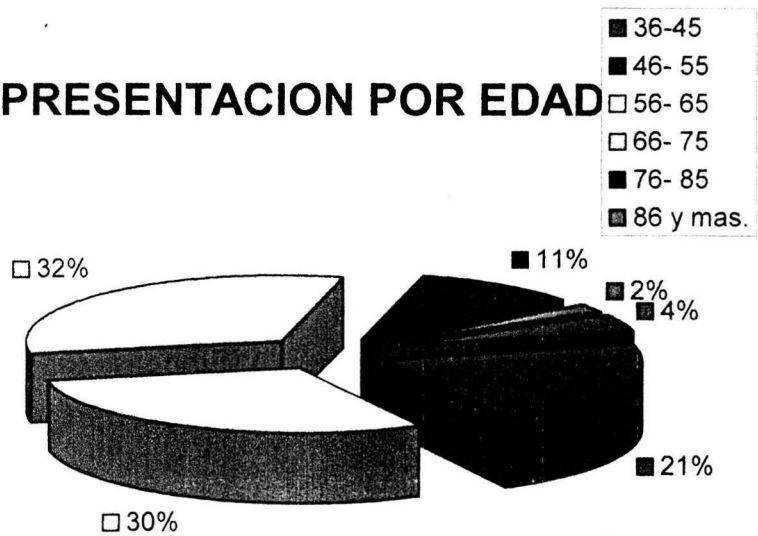
CUADRO # 3 COMPARATIVO DE COMPONENTES ACETABULARES.

DISTRIBUCION POR SEXO



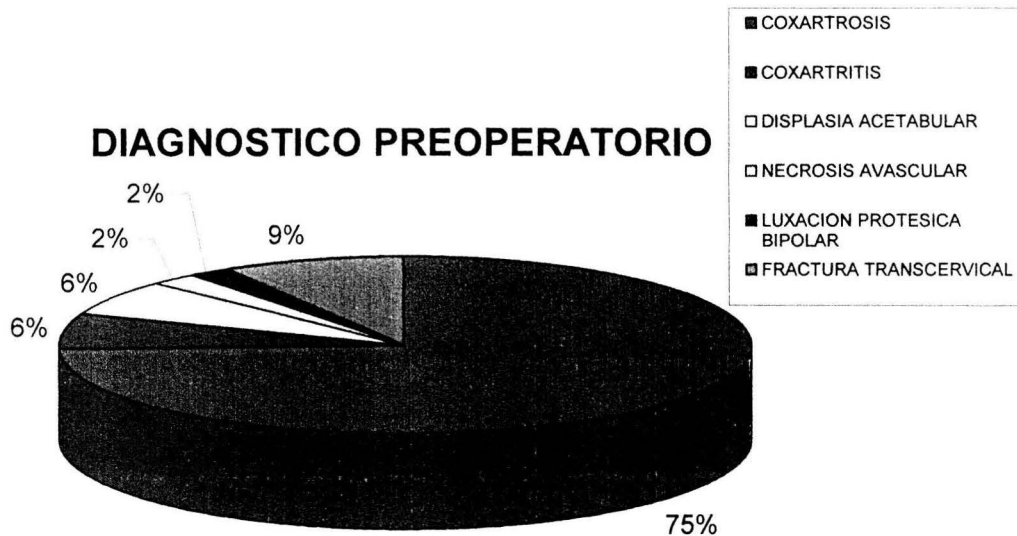
GRAFICA # 1

PRESENTACION POR EDAD

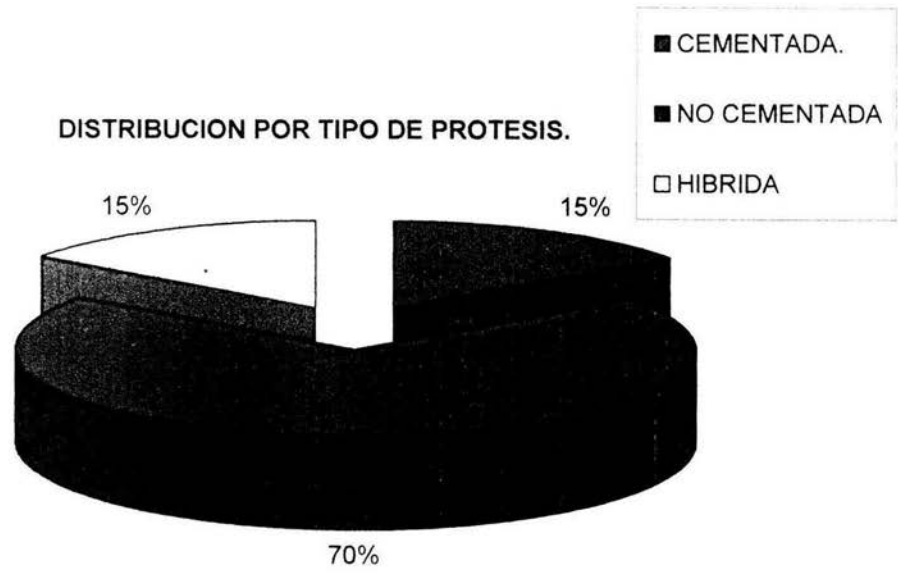


GRAFICA # 2

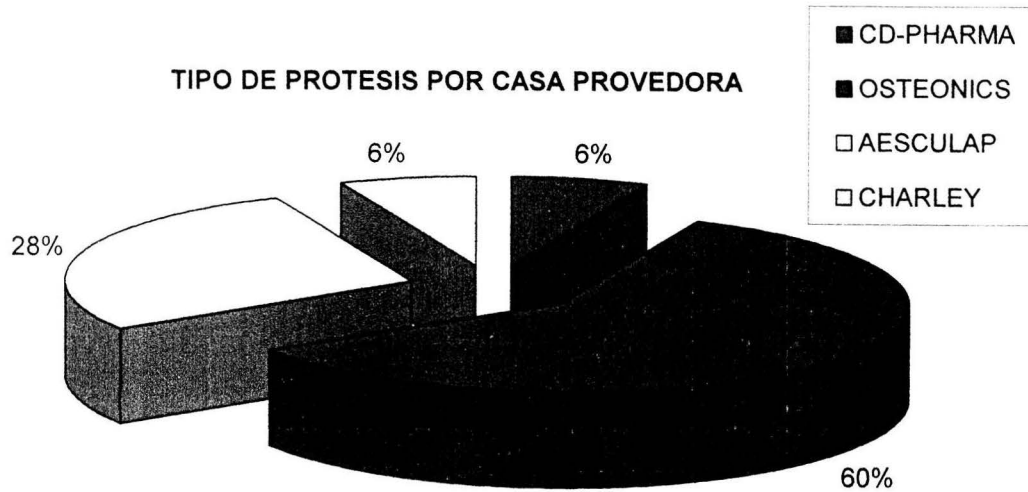
DIAGNOSTICO PREOPERATORIO



GRAFICA # 3



GRAFICA # 4

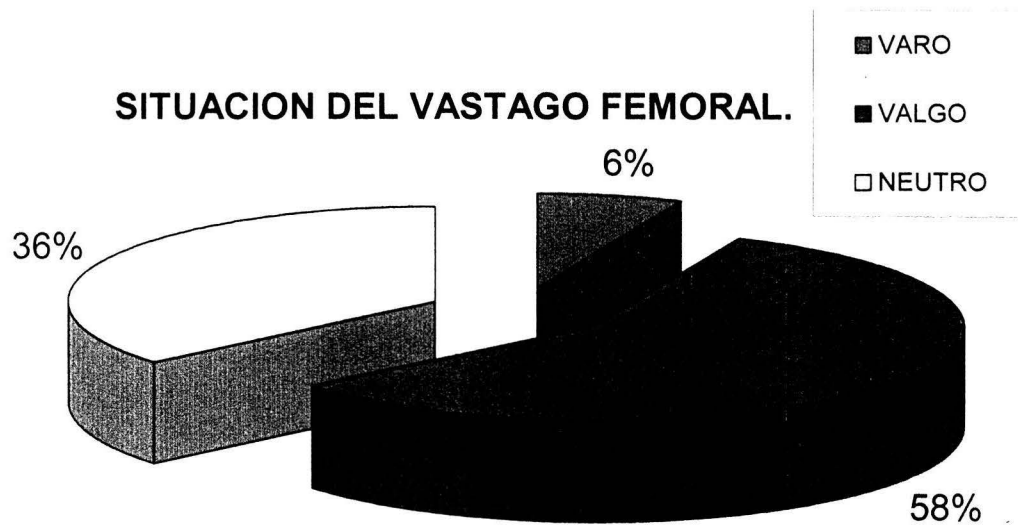


GRAFICA # 5

PRESENTACION POR LADO AFECTADO.

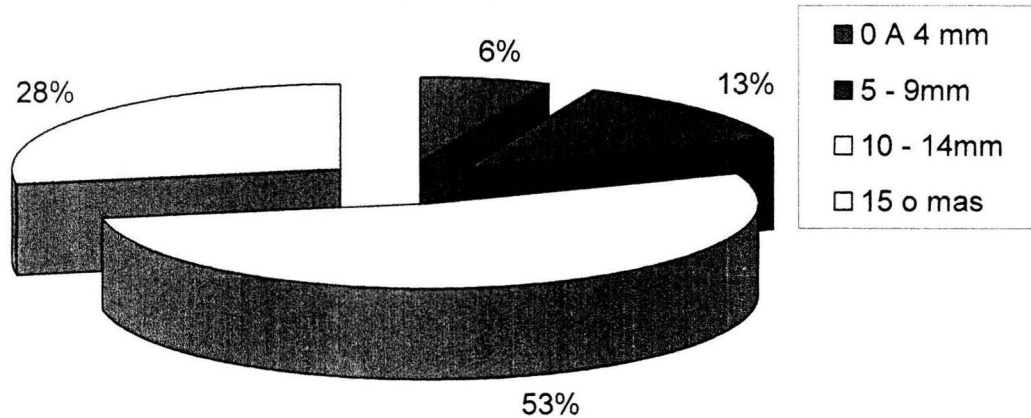


GRAFICA # 6



GRAFICA # 7

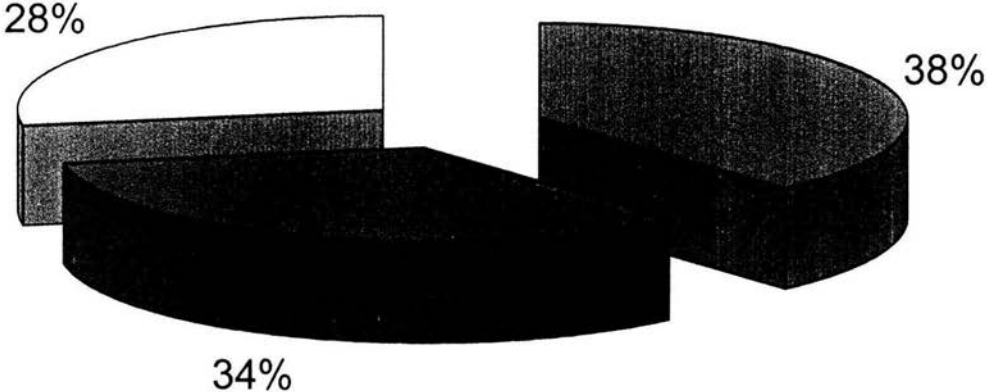
DISTANCIA DE TROCANTER MENOR AL APOYO DE LA PROTESIS.



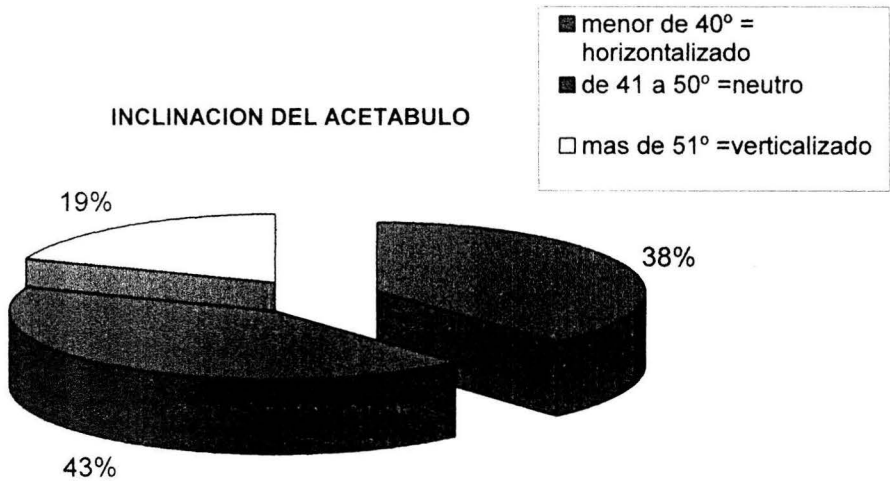
GRAFICA # 8

RESULTADOS DEL EFECTO VOSS.

- NEGATIVO
- POSITIVO
- NEUTRO

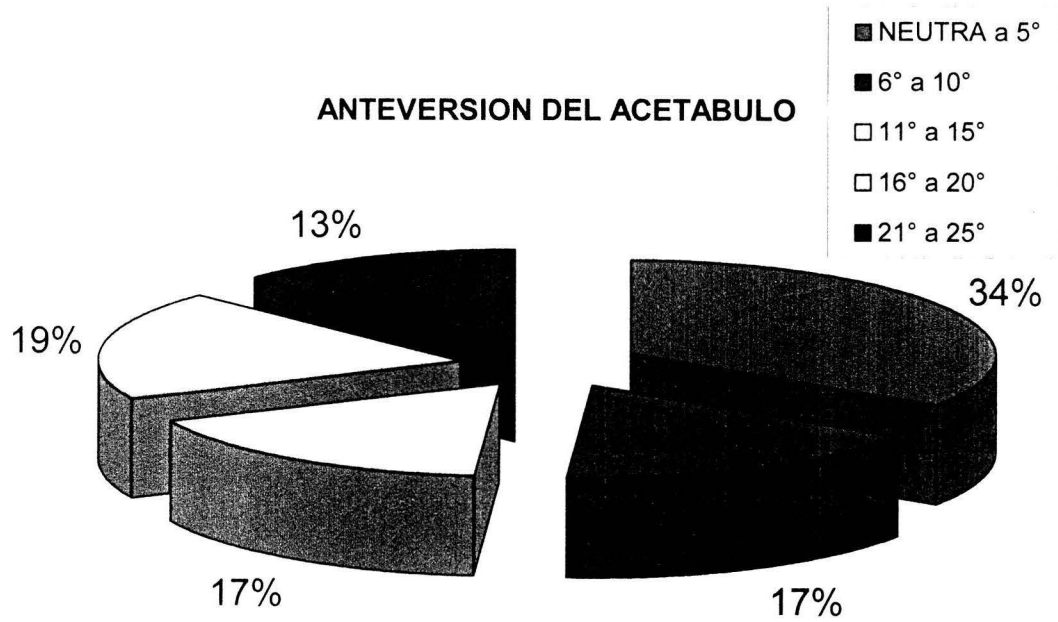


GRAFICA # 9



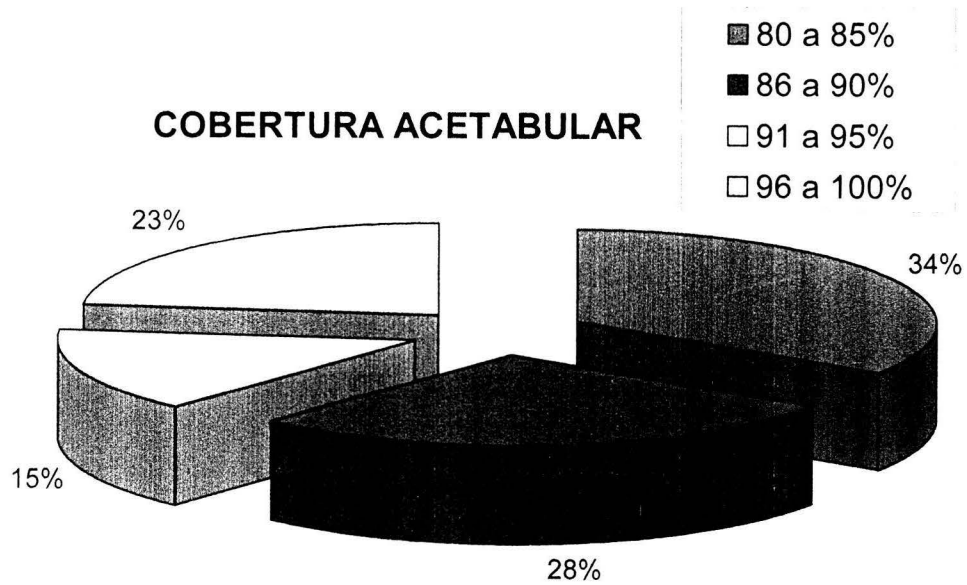
GRAFICA # 10

ANTEVERSION DEL ACETABULO



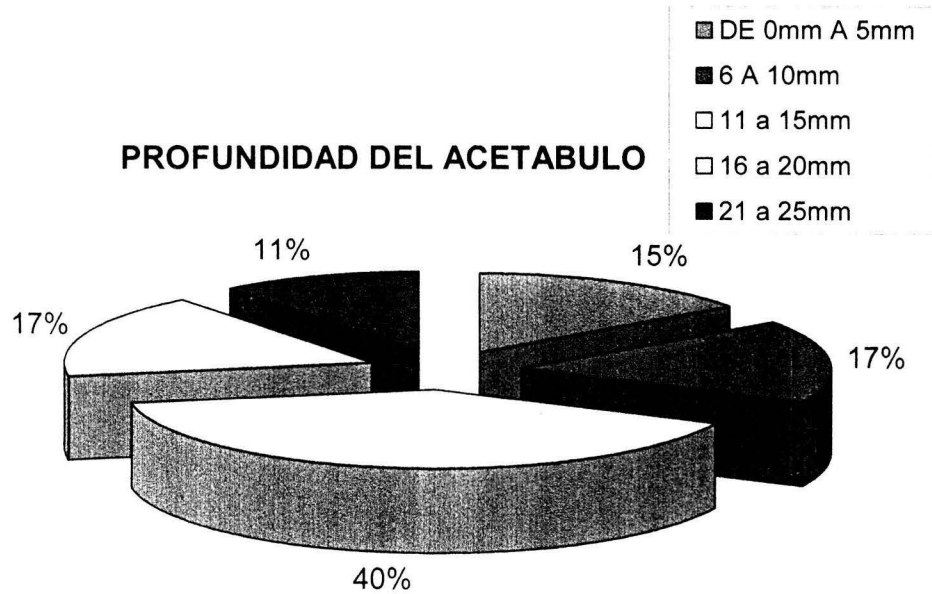
GRAFICA # 11

COBERTURA ACETABULAR



GRAFICA # 12

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA



GRAFICA # 13

DISCUSION

En el análisis de 47 artroplastias totales de cadera se encontró que con respecto a la colocación del vástago femoral un 58% se dejó en valgo repercutiendo en el efecto voss que se encuentra que la mayoría de ellos predomina el negativo 38%, esto representa un apoyo inadecuado de la prótesis y afecta al rendimiento de la prótesis cementadas incrementando el riesgo de aflojamiento por alteraciones en el espesor del manto de cemento que no es uniforme, para lograr una colocación neutra del vástago como esta descrito x la técnica, es conveniente utilizar un centralizador para lograr un distribución homogénea del manto de cemento para distribuir adecuadamente la carga entre el hueso y el implante reduciendo las micro fracturas del metilmetacrilato y por ende disminuir el riesgo de aflojamiento del vástago femoral.

La altura del trocánter menor al apoyo de la prótesis se encuentra un 66% con altura adecuada lo que indica que no representa ningún problema para realizar el corte y determinar la altura para la colocación del componente femoral.

Para la colocación del acetábulo se encontró un 38% horizontalizado que aunque reduce el riesgo de protusión acetabular disminuye también la cobertura del hueso al implante lo que reduce la superficie que esta expuesta a la penetración ósea brindando menor estabilidad secundaria. Y un 43% están colocados en cuanto a la inclinación en una forma adecuada. En cuanto a la ante versión del componente acetabular se colocó en un 51% entre los 6° y 15° de ante versión como reporta la literatura, lo que llama la atención es que se encontró un 31% en ante versión por arriba de los 20° lo que predispone a la luxación protésica y aflojamiento secundario por intentos fallidos de reducciones requiriendo en ocasiones hasta reducción abierta, lo anterior se pudiera disminuir con la utilización del fluoroscopio y la posición en decúbito dorsal del paciente para lograr una mejor orientación ya que las radiografías tomadas en decúbito lateral nos dan una imagen distorsionada por la mala posición de la pelvis,

con la posición en decúbito dorsal y utilizando la fluoroscopia se mueve menos al paciente y se logran proyecciones adecuadas observando la orientación del componente acetabular en una posición más anatómica.

Por último para mejorar la cobertura acetabular se recomienda desde la planeación determinar las medidas correctas del implante y determinar cuanto se debe medializar para lograr una mayor cobertura en el techo y borde lateral contribuyendo así a proporcionar mayor cobertura de hueso y por consiguiente incrementar la estabilidad secundaria, tomando en cuenta que la prótesis no cementada fue la más utilizada. Esto contribuirá a la mejor evolución de nuestros pacientes y disminuir el costo de atención del paciente con patología deformante de la cadera.

BIBLIOGRAFIA.

- 1.- MUÑOZ Gutierrez Jorge.- atlas de mediciones radiograficas de ortopedia y traumatología, primera edicion Mc graw Hill interamericana 2000.
- 2.- BAUER, Kers Ch poisel cirugía ortopedica de cadera y fémur, 1999
- 3.- GOMEZ Garcia Felipe artroplastia total de cadera, Mc graw Hill interamericana primera edicion, 2000
- 4.- PETER E. Ochsner (ed), total hip replacement implantation technique and local complication primera edicion editorial springer, 2003.
- 5.- NAJERA Castro Marco Antonio, trauma y cirugia de cadera, editorial prado 1998
- 6.- HERNANDEZ Vaquero, cirugía ortopedica y traumatología Sacadera editorial medica panamericana 1997.
- 7.- SCHATZKER - TILE. Tratamiento quirurgico de las fracturas segunda edicion editorial medica panamericana, 1996.
- 8.- CAMPBELL, cirugía ortopedica 10 edicion editorial medica panamericana 2003
- 9.- GILBERTO E. MEZA y col. Artroplastia total de cadera no cementada. Prótesis de espotorno, experiencia en el hospital de traumatología y ortopedia. Lomas verdes, rev. Mex. de ortopedia. y traumatología 1997 11- 6 Nov- Dic 1997 (405-409).
- 10.- EFRAIN DIAZ-BORJON y col. Luxacion de implante constreñido en artroplastia total de cadera reporte de un caso acta ortopedica mexicana 2004 18 (1) Enero_ Febrero 25-28.
- 11.- S. SIVANATHAN, Small ítem exeter total hip replacement clinical an radiological follow-up over a minimum of 2.5 years. Journal of orthopaedic surgery 2003 11 (2): 148-153.

12.- JC THEIS C, BALL medium-term results of cementless hydroxyapatite-coated primary total hip arthroplasty: a clinical and radiological review. Journal of orthopaedics surgery 2003 11 (2) 159-165.