

11245
2 ej 46



Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Medicina
División de Estudios de Postgrado
Instituto Mexicano del Seguro Social
Hospital de Traumatología y Ortopedia
"Magdalena de las Salinas"

EVALUACION BIOMECANICA EN HUESOS DE CADAVER
DE LA EFICACIA DE UN NUEVO DISPOSITIVO PARA
ESTABILIZAR LAS FRACTURAS INTERTROCANTERICAS.

T E S I S

Que para obtener el Titulo de Especialista en:
TRAUMATOLOGIA Y ORTOPIEDIA

present a

DR. ALEJANDRO HABEYCH GONZALEZ



FALL 1988

México, D. F.

1988



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.

I N D I C E.

	PAGINAS
DEDICATORIAS	A y B
INTRODUCCION	1
OBJETIVOS	4
ANTECEDENTES	5
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	18
HIPOTESIS	19
MATERIAL Y METODOS	20
RESULTADOS	25
DISCUSION	30
CONCLUSIONES	33
BIBLIOGRAFIA	34

I N T R O D U C C I O N

Las fracturas intertrocantericas de acuerdo al trazo que presenten, el desplazamiento y la comunicacion de la pared posteromedial se clasifican en estables e inestables. Estas últimas han planteado un reto terapéutico en cuanto a su estabilización.

Antiguamente las fracturas intertrocantericas se trataban conservadoramente (reposo en cama), lo cual conlleva a una alta incidencia de mortalidad o de consolidaciones viciosas, teniendo en cuenta que además este tipo de fracturas se producen con mayor frecuencia en pacientes ancianos con otros padecimientos asociados (diabétes, cardiopatías, enfermedades pulmonares, cirrosis, osteoporosis, nefropatías, demencia senil, etcétera). Posteriormente se desarrollaron métodos de osteosíntesis que permitían al paciente permanecer sentado, sin deambulacion, hasta que la fractura se hallara consolidada. Actualmente algunos métodos de osteosíntesis permiten la deambulacion asistida a los pocos días de la operacion, siendo necesaria una buena reduccion y fijacion sólida y firme, imposible muchas veces por el grado de comunicacion de la pared posteromedial. Es necesario además establecer la continuidad ósea, para que el hueso mismo absorva una parte considerable

de la carga, ya que no se puede confiar en que los dispositivos de fijación actuales puedan soportar las cargas que incidan sobre la cadera. Por la inestabilidad y la poca resistencia de los implantes hasta ahora empleados, son frecuentes los desplazamientos, roturas, aflojamientos o pseudartrosis, teniendo que recurrir a prótesis de apoyo femoral.

Con este estudio, se presenta un nuevo implante, para el tratamiento de las fracturas intertrocantericas ideado por el DR. FERNANDO COLCHERO ROZAS, el cual además de permitir restauración anatómica del hueso, por su resistencia y por la fijación de los componentes al hueso por medio de pernos, permite la marcha inmediata del enfermo con fractura intertrocanterica inestable.

En el presente estudio, se trata precisamente de demostrar la resistencia de éste nuevo implante, utilizando para ello huesos de cadáver, a los cuales se les practicó fractura intertrocanterica inestable y se les colocó el dispositivo, fijándolo al hueso por medio de pernos a nivel del cuello y de la cortical femoral. A esta unidad hueso-implante-pernos, se aplicaron cargas cíclicas por medio de una prensa programable, iniciando con 100 Kgs. aumentando 50 kgs. más cada vez que se completaban 3600 ciclos con la misma carga, hasta llegar a la rotura de uno de los componentes, en nuestro caso el hueso, momento en que se suspendieron las pruebas; se monta nuevamente el implante fijo al hueso por pernos y se inician nuevamente las cargas.

El presente estudio es la continuación de la tesis presentada por el Dr. César de la Hoz Ortiz, incluyendo la terminación de las pruebas biomecánicas en huesos de cadáver y de ser posible descripción de la técnica quirúrgica en cadáveres humanos.

O B J E T I V O S.

1. Evaluar por medio de estudios biomecánicos la eficacia de un nuevo dispositivo para lograr la estabilidad de las fracturas intertrocantéricas estables o inestables.
2. Analizar biomecánicamente la posibilidad de conseguir la marcha inmediata del enfermo, con apoyo total del miembro lesionado, en dichas fracturas y con dicho dispositivo.

ANTECEDENTES.

BOYD Y GRIFFIN en 1949 (5) clasifican las fracturas trocantéricas en 4 tipos: (fig. 1).

- Tipo I. Fractura que se extiende a lo largo de la línea intertrocantérica, desde el trocater mayor hasta el trocater menor.
- Tipo II. Fractura conminuta, en la que el trazo principal corre a lo largo de la línea intertrocantérica, pero existen fracturas múltiples en la corteza. Una forma engañosa es la lesión en la que hay una línea de fractura intertrocantérica, anteroposterior como en la Tipo I pero con una fractura adicional que se ve en la radiografía lateral.
- Tipo III. Estas fracturas son subtrocantéricas y por lo menos un trazo pasa por el extremo proximal de la diáfisis, justo por debajo del trocater menor o a nivel de éste. Se acompaña de diversos grados de conminución.
- Tipo IV. Fractura de la región trocantérica y de la diáfisis proximal, con línea de fractura en dos planos por lo menos.

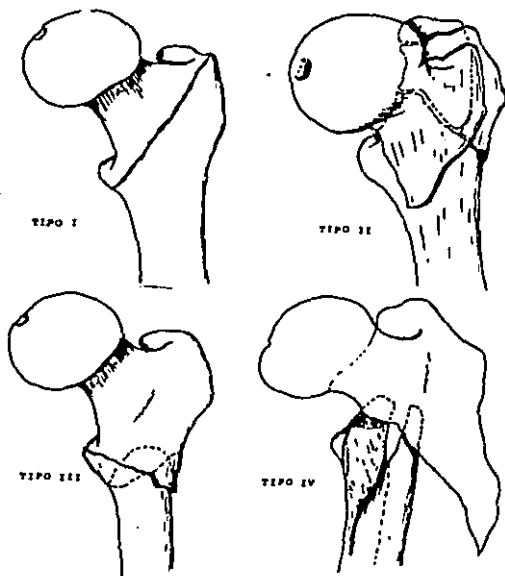
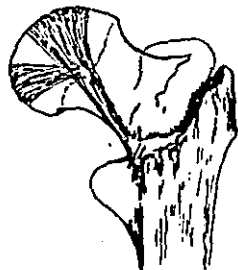


FIGURA 1._ TIPOS DE FRACTURAS TROCANTEREAS
(BOYD.H.B. GRIFFIN, LL., ARCH.
SURG. 58:852 1949)

Tronzo en 1975, (28), basado en su potencial de reducción divide las fracturas intertrocantéricas en cinco grupos, que describiremos a continuación:

- Tipo I. Incompleta, sólo con fractura del trocánter mayor.
- Tipo II. Fractura trocantérica no conminuta, con ligero desplazamiento o sin él, pared posterior intacta y un fragmento relativamente pequeño en el trocánter menor.
- Tipo III. Pared posterior conminuta. Telescopado del espolón del cuello en el fragmento diafisario. El fragmento del trocánter menor es grande.
- Tipo III. Variante. Pared posterior conminuta. Telescopado del espolón del cuello en el fragmento de diáfisis. Fractura transversa del trocánter mayor.
- Tipo IV. Pared posterior conminuta. No hay telescopado de los fragmentos principales, sino que el espolón del cuello está desplazado fuera de la diáfisis, la mayor parte de la pared posterior se pierde hacia adentro.
- Tipo V. Fractura trocantérica oblicua inversa. El trocánter mayor puede estar unido o no al fragmento trocantérico. El fragmento diafisario puede estar desplazado hacia adentro.



FRACTURA TIPO I
DE TRONCO

FRACTURA TIPO II - DE TRONCO.



FIGURA 2._ TIPOS DE FRACTURAS TROCANTERICAS. TONZO R.G.,
CIRUGIA DE LA CADERA. BUENOS AIRES 1975 EDI_
TORIAL MEDICA PANAMERICANA.

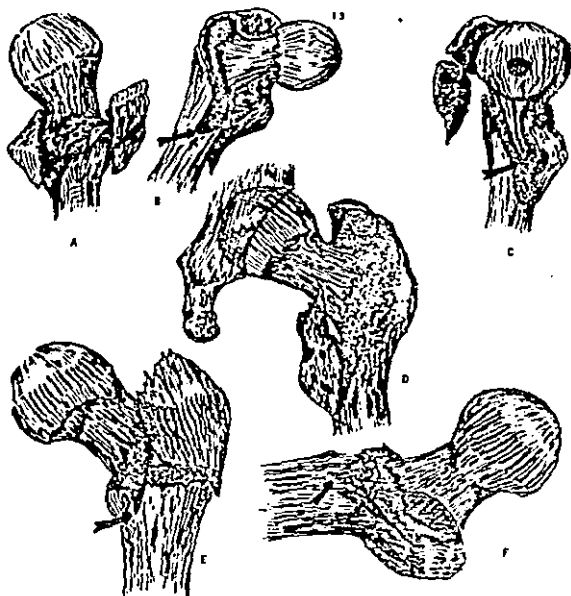


FIGURA 3._ FRACTURA TIPO III DE TONZO FORMA INESTABLE
MAS COMUN (A,B,C,D) VARIANTE DE LA FRACTURA
TIPO III DE TRONZO (E,F).

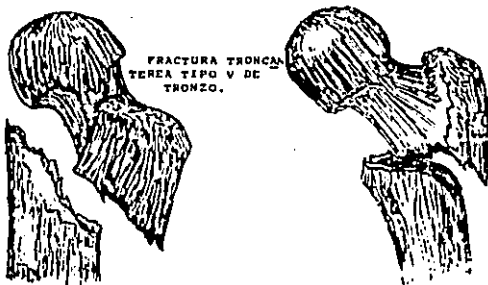
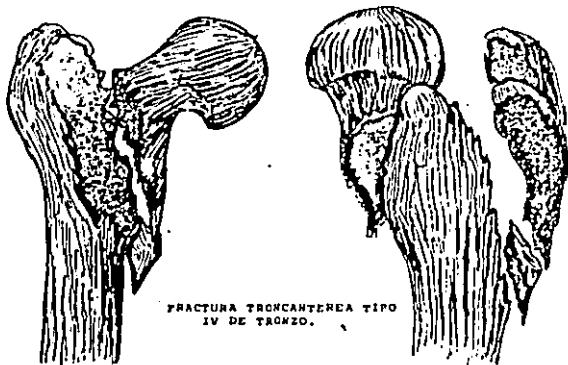


FIGURA 4.-

De estas dos clasificaciones hemos escogido la de Tronzo para nuestro trabajo, por parecernos la más adecuada.

Tronzo (28) califica de fracturas estables los tipos I y II. Ambas pueden ser tratadas, según él, por medios convencionales que mantienen la estabilidad adecuada y llegan a la consolidación correcta. Sin embargo, MacEachern (20) en 1983, asegura que de las llamadas fracturas estables (Tipo II) trató 82, de las cuales sufrieron desplazamiento en varo 6 de éstas y 25 impactación sobre el eje del clavo. Doce de ellas no estaban desplazadas antes de la cirugía y diez fueron anatómicamente reducidas. Por el deslizamiento mencionado el clavo penetró en la articulación, estos datos son sugestivos como para desconfiar sistemáticamente de las llamadas fracturas estables intertrocanterías.

Del tipo II de Tronzo, en adelante, nadie duda de la gran inestabilidad de éstas fracturas (figura No. 5).

Podemos afirmar, según la revisión que hemos hecho de la literatura del año 1978 hacia adelante, que actualmente los cirujanos ortopédicos tratan las fracturas intertrocanterías primordialmente por cuatro métodos a saber:

METODO 1. CLAVOS DE ENDER (7, 8, 10, 13, 14, 19, 24, 25)

Según Hall (8) los clavos de Ender fueron superiores a las placas para tratar las fracturas trocanterías, porque la operación es menos cruenta (foco cerrado), se redujo la mortalidad, el tiempo de hospitalización fué también menor y más

enfermos tratados con clavos de Ender regresaron a la vida independiente, que con placa. Lo mismo opinan Levy (19) y Roffman (26), siempre que se empleen éstos clavos en fracturas estables.

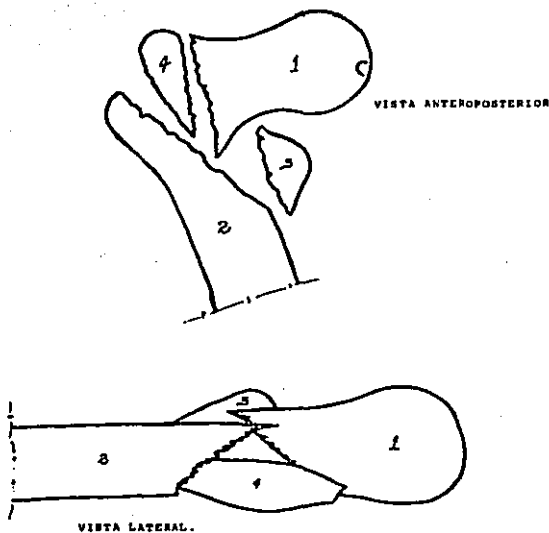


FIGURA 5.- COMPONENTES PRINCIPALES DE LAS FRACTURAS TROCANTERICAS INESTABLES
1_ CABEZA Y CUELLO; 2_ DIAFISIS; 3_ FRAGMENTO MEDIAL INCLUSO EN EL TROCANTER MENOR; 4_ FRAGMENTO POSTERIOR.
(DIMON J.H. Y HUGHSTON, J.C. BONE JOINT SURG. 49 A: 440, 1967).

A pesar de ello, este método produce también una serie de complicaciones, como son: perforaciones proximales del hueso con protrusión de los clavos, migraciones distales de los mismos. Desplazamientos y rotación lateral y dolor en la rodilla (7, 13, 14, 19). Kempf (13, 14) propone un nuevo dispositivo para evitar la migración de los clavos.

METODO 2. OSTEOTOMIA MEDIALIZADORA (4, 9, 11, 23, 28, 29)

Es uno de los métodos más empleados actualmente para tratar las lesiones inestables. Para Bong (4) no existe diferencia en los resultados empleando la osteotomía de Hugston-Dimon o la de Sarmiento. En general se llega a la unión ósea, aunque Hunter (11) tuvo 8% de pseudoartrosis, a lo cual añade 13% de infección, 15 casos de reintervención y 13% de mortalidad en 6 meses y de los 56 pacientes restantes, sólo 24 (43%) obtuvieron resultados funcional adecuado. El piensa que esta osteotomía debe ir siempre acompañada, como material de osteosíntesis, de un tornillo placa de compresión (tipo Denis, Richards, etcétera) para llegar a un buen término. Harper (9) practica la osteosíntesis siempre con éste implante y en 50 casos se produjeron dos fallas mecánicas dos infecciones y 6% de mortalidad a las 6 semanas. Mishra (23) en 51 enfermos obtiene 33.4% de malos resultados, que fueron debidos a infección y otros problemas.

Wolfgang (29) asegura que el uso de tornillo placa a compresión no siempre proporciona una cirugía fácil y de buenos efectos. En 295 fracturas trocantéricas con 9 años de seguimiento

to, 9% de 142 fracturas estables y 19% de 37 inestables, sufrieron rotura de los implantes, que mejoraron al 10% de 19 inestables cuando hizo osteotomía de medialización. Encontró en sus casos 22.9% de errores técnicos en 179 radiografías estudiadas. Opina que este sistema puede dar una fijación satisfactoria, pero que los éxitos dependen de muchos factores, como de la reducción, técnica operatoria y cuidados postoperatorios.

En resumen, encontramos que en la literatura mundial se considera éste en general un buen método, que suele estabilizar la fractura, pero que no está ni mucho menos exento de frecuentes complicaciones como antes expusimos. Para Asensio (1) se trata de una cirugía muy cruenta, con complicaciones y que de ninguna manera es la solución de las fracturas conminutas inestables de la región trocantérica.

METODO 3. VALGUIZACION IMPORTANTE DEL CUELLO FEMORAL SIN OSTEOTOMIA (2, 17, 21, 22)

Mischkowsky (21, 22) valguiza hasta 160 grados y fija con placa angulada, dando poco o mucho desplazamiento medial. Obtiene buenos resultados clínicos, con 10% de mortalidad, en su promedio de edad de 78.6 años, y piensa que es el método a seguir en pacientes muy viejos.

Se hace la reducción en valgo de 150 a 160 grados (2, 17) y se fija con un clavo-placa, o con un clavo que permita el colapso en el eje del mismo, como el de Massie (17). Es

ta cirugía se efectuó tanto en fracturas estables como en inestables y el promedio de colapso axial en las fracturas estables fué de 1.49 cms. y en las inestables de 1.96 cms. ocurriendo en la primera semana la mayor parte del deslizamiento. Refiere que la deambulación es temprana y que los resultados vienen a ser los mismos que con las osteotomías de medialización, pero con cirurgías que alteran menos la biomecánica.

METODO 4. PROTESIS DE APOYO FEMORAL (1, 12, 15, 25, 27)

Asensio, Kipfer y Stern (1, 15, 27), presentan un número aceptable de casos tratados por éste método. Katzner (12), trató siete pacientes, con muy malos resultados, porque seis de ellos murieron, uno por infección, lo que determinó que éste autor no use más las prótesis de apoyo femoral en fracturas trocantericas. Pho (25) sólo las utilizó en 8 casos, empleando en todos la prótesis de Thompson encementada, obteniendo buenos resultados.

Todos estos autores están de acuerdo en que el uso de las prótesis de apoyo femoral debe ser en individuos viejos. Así, el promedio de edad de Asensio (1) fué de 63 años, con hueso muy osteopónico, lo que hace difícil mantener cualquier implante; para ellos la gran ventaja es la deambulación con apoyo a los pocos días de la cirugía, cosa por lo demás muy conveniente en éstos pacientes. El número de infecciones no es mayor que con otros métodos, aunque el retiro de la prótesis provoca una grave incapacidad ambulatoria al enfermo.

En resumen, puede ser un tratamiento útil en gente muy vieja, con gran osteoporosis, que no está exento de complicaciones.

Panda y Burny (24) piensan que es difícil que estas fracturas mantengan su estabilidad con osteosíntesis, debido a las importantes fuerzas que se provocan en esta zona. Hacen una revisión histórica de los diferentes métodos de osteosíntesis que hay en el mercado y son más de sesenta. Afirman y con mucha razón, que es excepcional que alguno de los procedimientos propuestos vayan avalados por estudios biomecánicos, sino que por el contrario, es la intuición del cirujano el punto único de trabajo, por lo que la utilización del dispositivo puede ser buena o desastrosa.

Laros (18) piensa que la osteoporosis dificulta la fijación de las fracturas conminutas inestables de la región trocántérica.

Nos queremos referir por último, al artículo de Zickel (30) cuyo dispositivo es inspirado a su vez en el clavo en "Y" de Küntscher (16). Trata con él fracturas subtrocántéricas, y no intertrocántéricas que es el tema de este trabajo. Sin embargo, como más adelante veremos el método de síntesis que aquí proponemos tiene mucha semejanza con el clavo de Küntscher y de Zickel, aunque los conceptos biomecánicos en que se basa el primero son completamente diferentes a los sostenidos por estos autores, y que es precisamente lo que hace que el dispositivo

que se está proponiendo sea útil en lesiones intertrocantericas.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

¿ EXISTE UN DISPOSITIVO CAPAZ DE FIJAR Y MANTENER UNA FRACTURA INTERTROCANTERICA, ESTABLE O INESTABLE, PRODUCIDA EN UN MODELO DE FEMUR, APLICANDO FUERZAS COMPRESIVAS CICLICAS SIMILARES A LAS QUE RECIBIRIA EL FEMUR DE UN ENFERMO CON UNA FRACTURA INTERTROCANTERICA ?

H I P O T E S I S

LA COLOCACION DEL DISPOSITIVO (CLAVO COLCHERO PARA FRACTURAS _
INTERTROCANTERICAS), FORMADO POR DOS COMPONENTES (FEMORAL Y _
CERVICAL) ES CAPAZ DE MANTENER Y ESTABILIZAR FRACTURAS INTER _
TROCANTERICAS INESTABLES EN MODELOS DE FEMUR, APLICANDO FUERZAS
COMPRESIVAS CICLICAS, SIMILARES A LAS QUE RECIBIRIA UN ENFERMO
CON UNA FRACTURA INTETROCANTERICA.

MATERIAL Y METODOS

MATERIAL

1._ HUESOS DE CADAVERES, a los cuales se les practicó fractura intertrocantérica, haciéndola inestable por medio de resección de parte de su pared posteromedial

2._ DISPOSITIVO._ formado por dos tallos de acero inoxidable 316 LVM.

A._ COMPONENTE CERVICAL.

Se trata de un tallo de acero inoxidable 316 LVM, el cual contiene orificios que lo atraviesan transversalmente y que sirven para colocar pernos, dispuestos en la misma línea longitudinal. El componente cervical en su superficie superior presenta una acanaladura longitudinal. La parte distal del componente cervical presenta un orificio con cuerda interna de 2 mm. de diámetro, de 1 cm. de profundidad, que servirá para su colocación y retiro.

B._ COMPONENTE FEMORAL

Se trata de un tallo recto, el cual se aloja en _

el canal medular, que tiene diferentes longitudes y diferentes diámetros. Presenta tres orificios, que lo atraviesan transversalmente y uno que lo hace longitudinalmente desde su superficie proximal, hasta la superficie superior del primer orificio. El primer orificio o más proximal, del componente femoral, es por donde se introduce el componente cervical y tiene una inclinación de 130 grados, dirigida al cuello femoral. En el centro de la superficie proximal del componente femoral se encuentra un orificio con cuerda interna, por el cual se coloca un tornillo que se alojara en la acanaladura superior del componente cervical, fijando estos dos componentes entre sí. Más distales se sitúan los orificios en que se alojarán los pernos.

C. PERNOS.

Son de 4 mm. de diámetro, de acero inoxidable 316 LVM. En su extremo proximal presentan rosca con cuerda de 6 mm. Son los encargados de fijar los componentes al hueso.

D. TORNILLO QUE FIJA EL COMPONENTE CERVICAL.

Que ya se describio anteriormente.

3. MAQUINA UNIVERSAL DE PRUEBAS MECANICAS MARCA INSTRON
MODELO 1137 (P R E N S A).

El equipo está integrado por un soporte en donde se encuentra una cruceta en la cual se pueden instalar 4 celdas con capacidad para 2.,50., 500., y 15.000. Kg.

Una computadora para programar las condiciones de las pruebas que se requieran, con un registrador de gráficas.

Tiene también integrados tres módulos en los cuales el primero sirve para programar el extensómetro (accesorio para medir alargamiento); El segundo módulo para fijar la velocidad de prueba y operación del equipo y el 3er módulo para calibración de la celda. La máquina se encuentra en el Departamento de control de calidad del I.M.S.S.

Durante la prueba se utilizó una celda reversible de 500 Kg. La velocidad de prueba fue de 100 mm/minuto.

4. BASE.

De cemento, fijando el hueso en su tercio distal para aumentar el área de contacto en la superficie de la prensa y dar mayor estabilidad al montaje durante las pruebas.

M E T O D O S.

PRUEBAS BIOMECAICAS.

Habiéndose limpiado los femures de cadaveres, se les practicó fractura intertrocantérica, realizándose inicialmente corte a nivel de la línea intertrocantérica y posteriormente se realizó resección de parte de la pared posteromedial haciendo la fractura muy inestable.

Posteriormente se procedió a colocar el dispositivo; primero el componente femoral se introdujo en el canal medular, una vez realizado lo anterior, se localizó a través de la pared lateral del fémur el orificio para el componente cervical, procediéndose de forma inmediata a colocar dicho componente dirigido hacia la cabeza y cuello femoral. Por medio del tornillo del componente femoral se fijan éstos dos entre sí, finalmente se localizan los orificios para los pernos y a través de los mismos se colocan 2 pernos fijando los vastagos al hueso tanto en la diáfisis como a nivel del cuello femoral.

Una vez montada la unidad implante-hueso-pernos, se llevó al Departamento de Control de Calidad del I.M.S.S. y ahí en una caja de madera desarmable se colocó el hueso y se aplicó cemento, el cual previamente se había preparado con dos partes de arena y una de cemento formando primero una base, y sobre esta una vez fraguada, se colocaron los condilos femorales, agregando la más cantidad de cemento hasta quedar a 3 cms. por encima de

los cóndilos femorales.

La mezcla anterior se dejó 8 días hasta endurecerse totalmente. Después se retiraron las partes de la caja de madera, dejando el hueso en su base de cemento y colocando la misma en la máquina Universal Para Pruebas Mecánicas (Prensa Programable) en donde se aplicaron cargas cíclicas hasta la rotura. Se inició la prueba con un peso de 100 Kgs. hasta completar 3600 ciclos; procediéndose a aumentar 50 Kgs. cada vez, en las tres primeras pruebas y completando en cada una 3600 ciclos. La cuarta prueba se inició con una carga inicial de 200 Kgs. y se aumentó hasta 300 Kgs. después de 3600 ciclos, se aumentó a 350 Kgs. hasta finalizar la prueba.

En esta tesis se presentan las dos pruebas realizadas por el DR. CESAR DE LA HOZ ORTIZ, y las dos últimas pruebas realizadas posteriormente hasta concluir éstas.

R E S U L T A D O S

Se llevaron a cabo cuatro pruebas biomecánicas en las cuales se empleó el mismo implante en las tres primeras pruebas — utilizándose en la cuarta prueba un componente cervical diferente. Cuatro femures diferentes fueron utilizados.

P R U E B A 1

P E S O	DEFORMIDAD ELASTICA	No. DE CICLOS
104.4 Kgs.	0.375 mm	185
104.45 "	0.3767 mm	3.619
153.15 "	0.41195 mm	3.489
196.24 "	0.4151 mm	3.791
252.05 "	0.21085 mm	3.637
325.5 "	0.5798 mm	3.137

Al llegar a éste peso, cedió la cabeza femoral en su parte superior fragmentándose.

P R U E B A 2

Este nuevo hueso se colocó en solución salina durante 30 minutos, lo cual produce propiedades similares a los huesos frescos.

P E S O	DEFORMIDAD ELASTICA	No DE CICLOS
102.6 Kgs.	0.3892 mm	3.601
148.6 "	0.424 mm	86

En éste punto se fragmentó la cabeza femoral en su parte superior (área de carga).

La fijación del dispositivo no presentó aflojamiento durante las pruebas, manteniéndose los pernos en su lugar. El implante no sufrió deformidad o deterioro alguno; el trazo de fracturas que se realizó en los dos femures no sufrió ningún cambio.

Al terminar éstas pruebas, se encontraron las fracturas anotadas en la parte superior de la cabeza femoral (área de carga), precisamente en el área de contacto del hueso con la prensa al aplicar la carga.

PRUEBA 3

CARGA KGS.	NUMERO CICLOS.	VARIACION ANGULOS		VARIACION ALTURA CMS.	DEFLEXION m.m.	OBSERVACIONES.
		α	β			
0	- 0 -	130°	50°	43.7	- 0 -	
100 + - 10	3.600	130°	50°	43.7	2.5	El dispositivo recupera su forma original.
150 + - 10	3.600	130°	50°	43.65	2.5	El dispositivo recupera su forma original.
200 + - 10	3.600	130°	50°	43.65	2.5	El dispositivo recupera su forma original.
250 + - 10	3.600	130°	50°	43.65	2.5	El dispositivo recupera su forma original.
300 + - 10	3.600	128°	52°	43.6	3.5	Se presento una fisura en un orificio para los pernos en el componente cervical.
350 + - 10	1.679	128°	52°	43.2	4.3	El componente cervical sufre deformidad permanente a un ángulo de deformación con respecto al ángulo inicial. La deformación se inició a los 1400 ciclos y se suspendió la prueba a los 1679 ciclos.

P R U E B A 4

CARGA KGS.	NUMERO CICLOS	VARIACION ANGULOS		VARIACION ALTURA CMS.	OBSERVACIONES
		α	β		
0	- 0 -	130°	50°	45.0	
$\begin{matrix} + \\ 200 \\ - \\ 10 \end{matrix}$	3.600	130°	50°	45.0	NO HUBO VARIACIONES.
$\begin{matrix} + \\ 300 \\ - \\ 10 \end{matrix}$	3.600	130°	50°	45.0	EL DISPOSITIVO CONSERVA SU FORMA ORIGINAL.
$\begin{matrix} + \\ 350 \\ - \\ 10 \end{matrix}$	2.936	130°	50°	44.5	EL HUESO SE FRACTURA A NIVEL DE LA CABEZA FEMORAL A PARTIR DE LOS 2736 CICLOS. EL IMPLANTE NO SUFRIO DEFORMIDADES.

Durante las pruebas se realizaron diapositivas, se tomó video, y se obtuvieron gráficas de las pruebas realizadas.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

D I S C U S I O N

Hasta ahora son pocos los medios de osteosíntesis para el tratamiento de las fracturas intertrocantéricas avalados por pruebas biomecánicas previas, lo cual se puede catalogar como una de las causas de fracaso de muchos de ellos. El que existan más de 60 medios de osteosíntesis para éstas fracturas, nos indica que no se ha encontrado ningún método ideal.

Después de haber aplicado 29,815 ciclos, con cargas mayores a los 100 Kgs. a cuatro huesos en los cuales se les practicó previamente fractura intertrocantérica inestable, y fijada con el implante que presentamos, siendo el mismo en las tres primeras pruebas y sólo cambiando el componente cervical en la última, y no encontrando al finalizar estos, cambio en el implante podemos asegurar que la resistencia se encuentra garantizada; teniendo en cuenta la carga que recibiría un enfermo con fractura intertrocantérica inestable tratada con éste implante.

Con los resultados obtenidos con las pruebas descritas en el Capítulo anterior nos aseguran la estabilidad de la fractura.

Los cambios constantes de remodelación en el hueso vivo, que llevan a la consolidación de la fractura hacen que el hueso participa poco a poco en el soporte de cargas a éste nivel, con la consiguiente disminución de la carga a nivel del implante.

En el individuo vivo, el peso del cuerpo aplicado a una cadera en apoyo durante la marcha, origina fuerzas de reacción. La cadera en apoyo recibe un peso que corresponde al peso global del cuerpo menos el peso del miembro en apoyo, aproximadamente el 82% del peso corporal total.

Para calcular el efecto de una fuerza que actúa sobre la cadera, debemos considerar siempre la magnitud de la fuerza de reacción o la ejercida en sentido inverso. Las convenciones matemáticas relacionadas a los estados teóricos de equilibrio, requieren que la fuerza de reacción se considere igual en magnitud y en sentido opuesto a la ejercida por los abductores más el peso del cuerpo. En realidad la fuerza neta que se experimenta a nivel de la cadera durante la marcha es menor, debido a la función coordinada de las partes blandas, huesos y articulaciones de la extremidad inferior, las cuales absorben un porcentaje significativo de las fuerzas generadas cuando ocurre el golpe en el talón durante la marcha. La determinación cuantitativa de éste efecto de absorción de fuerzas a nivel de la cadera es muy difícil de demostrar (3).

Las cargas aplicadas durante las pruebas sirven para asegurarnos de que el implante soportará las fuerzas del peso del cuerpo más las fuerzas de reacción en un paciente con fractura trocánterica tratado con éste implante durante la marcha. El objetivo es iniciar la marcha inmediata del enfermo con fractura

trocantérica inestable tratada con este implante, teniendo la seguridad de que los fenómenos que suceden en éstas caderas no afectarán la integridad del implante y su fijación.

Los micromovimientos comprobados que se llevan a cabo a nivel del foco de fractura, permitidos por el implante durante la carga son de gran importancia e influyen en la aceleración del proceso de consolidación comportándose como un estímulo mecánico (6).

Las fracturas que se observaron en las cabezas femorales durante las pruebas, no se presentaron en el paciente durante la carga producida en la marcha, por los fenómenos dinámicos que ocurren en el hueso vivo, adaptabilidad y continua remodelación.

C O N C L U S I O N E S .

1. El implante ideado por el DR. FERNANDO COLCHERO ROZAS, para las fracturas intertrocántéricas inestables, basado en los resultados de las pruebas biomecánicas realizadas en modelos de fémur de cadáveres, cumple con las funciones que debe tener todo implante: ser altamente resistente y estabilizar perfectamente la fractura, siendo ésta estable o inestable.

Además tiene la gran propiedad de ser un sustituto del hueso mientras éste lo requiera, o sea en la etapa en la cual no se ha llegado a la consolidación.

2. La estabilización de la fractura y la resistencia del implante no impiden los micromovimientos de los fragmentos a nivel del foco de fractura, lo cual es un factor que puede favorecer el proceso de consolidación.

B I B L I O G R A F I A

1. Asencio G. La grande prothese de Vidal Goarard. Ed. Dñhan 24-36 pp. Montpellier, 1978.
2. Bonamo J.J. Accetole A.B. Treatment of Intertrochanteric fractures with a sliding nail plate. J. Trauma., 22: 205-15. 1982.
3. Artrosis de la cadera: Renato Bombelli. Salvat Editores S.A. 1985 pag. 13-65.
4. Bong S.C. Lau H.K. The treatment of unstable intertrochanteric fractures of the hip: prospective trial of 150 cases. Injury 13:139-146, 1981.
5. Campbell: Cirugía ortopédica, Sexta edición. Panamericana. Tomo I-1980 pag. 613-616.
6. Colchero Rozas F. Olvera Barajas J. Revista Médica Instituto Mexicano del Seguro Social Vol. 21 No. 4 1985 pág. 374-379.
7. Fressynet R.M. Laborde Y. Complications de l'enclouage de Ender dans les fractures trochantariennes. Rev. Chir. Orthop. 68: 133-137 1982.

8. Hall G. Ainscow D.A. Comparison of nail-plate fixation and Ender's nailing for intertrochanteric fractures. J Bone Joint Surg., 63-B: 23-28, 1981.
9. Harper M.C.: The treatment of unstable intertrochanteric fractures using a sliding screw-medial displacement technique. J. Trauma., 22: 792-796, 1982.
10. Hayward S.J., Lowe L.W.: Intertrochanteric fractures. A comparison between fixation with a two piece nail plate and Ender's nails. Int.Orthop. (SICOT), 7: 153 - 158, 1983.
11. Hunter G.A., Krajbich I.J.: The results of medial displacement osteotomy for unstable intertrochanteric fractures of the femur. Cli. Orthop. 137: 140-143. 1978.
12. Katzner J. et Schvig E.: Etude 100 arthroplasties totales de hanche avec mégaprothèse femorales. Int. Orthop. (SICOT), 6: 233-242. 1982.

13. Kempf I. et Bitar S.: Le traitement des fractures trochantériennes par clous d'Ender modifiés. *Chirurgie*, 108, 342-347, 1982.
14. Kempf I., Briot B.: L'enclouage selon Ender: bilan et améliorations techniques. *Rev. Chir. Orthop.*, 68: 199-205, 1982.
15. Kipfer M: Traitement des fractures per-trochantériennes du sujet âgé par prothèse cervico-céphalique. *Nouv. Press. Med.* 10: 2025-2027.
16. Kuntzsch G.: El enclavado intramedular. Ed. Científica médica. 201-204 pp. Barcelona, 1965.
17. Kyle R.F., Gustillo R.B.: Analysis of six hundred and twenty two intertrochanteric hip fractures. *J. Bone Joint Surg.*, 61-A: 216-221, 1979.
18. Laros G.S.: The role of osteoporosis in intertrochanteric fractures. *Orthop. Clin. North. Am.*, 11:525-527, 1980.

19. Levy R.M., Siegel M.: Complications of Ender-pin fixation in basicervical intertrochanteric and subtrochanteric fractures of the hip. J. Bone Joint Surg., 64-A: 60-69, 1983.
20. McEachern A.C. and Hoyle-Moore G.H.: Stable intertrochanteric femoral fractures. J. Bone Joint Surg., 65B: 582 - 583, 1983.
21. Mischkowsky T. and Buhe H.: Fruhergebnisse der valgusierenden umstellungsosteotomie bei der Behandlung von instabilen pertrochanteren femurfrakturen. Lagenbecks Arch. Chir., 357: 1-9, 1982.
22. Mischkowsky T. Behandlung instabiler pertrochanterer femurfrakturen mit der valgusosteosynthese: Biomechanische Anwendung. Fortschr Med., 98: 1833-1836, 1980.
23. Mishra U.S.: Intertrochanteric displacement osteotomy in the treatment of femoral neck fractures. Injury, 10: 183-189, 1979.
24. Panda M. et Burny F.: Osteosynthese des fractures trochantériennes. Aperçu historique. Acta. Orthop. Belgica., 42: 401-415, 1976.

25. Pho R.W., Nather A.: Endoprosthetic replacement of unstable, comminuted intertrochanteric fracture of the femur in the elderly, osteoporotic patient. *J. Trauma.*, 21: 792-797 1981.
26. Roffman M. and Soloman L.: Ender nail fixation for intertrochanteric fractures. *S. Afr. Med. J.*, 62: 691-692. 1982.
27. Steer M.B. and Goldstein T. Primary treatment of comminuted intertrochanteric fractures of the hip with a Leinbach prosthesis. *Int. Orthop. (SICOT)*, 3: 67-70 1979.
28. Tronzo R.G.: *Cirugía de la cadera*. Ed. Panamericana. 565-582 pp. Buenos Aires, 1975.
29. Zickel R.E.: An intramedullary fixation device for the proximal part of the femur, *J. Bone Joint Surg.*, 58 A: 866-871, 1976.