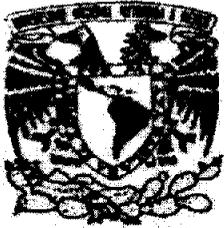


11245



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MEXICO

**FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS SUPERIORES
DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA**

**UNIVERSIDAD NACIONAL
AVENIDA DE
MEXICO**

**SECRETARIA DE SALUD PÚBLICA DEL ESTADO DE SONORA
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO "DR. ERNESTO RAMOS BOURS"**

**COMPORTAMIENTO DE LA TIBIA SOLICITADA
A COMPRESIÓN
(UN MODELO EXPERIMENTAL)**

TESIS

**PARA OBTENER EL GRADO EN LA ESPECIALIDAD EN
ORTOPEDIA**

PRESENTA:

DR. RICARDO FRANCISCO MONREAL MOLINA

ASESOR:

DR. DAVID LOMELÍ ZAMORA

0351206

HERMOSILLO, SONORA.

FEBRERO 2005





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

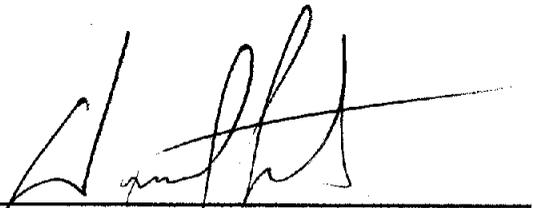
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO
SECRETARIA DE SALUD DEL ESTADO DE SONORA
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO "DR. ERNESTO RAMOS BOURS"
DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA

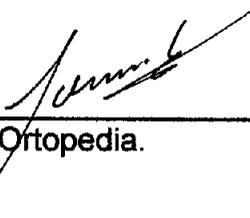
TESIS

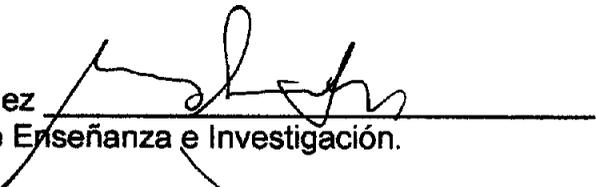
"COMPORTAMIENTO DE LA TIBIA SOLICITADA A COMPRESIÓN"
(UN MODELO EXPERIMENTAL)

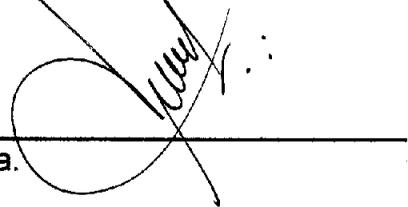


AUTOR: Dr. Ricardo Francisco Monreal Molina 
Residente de Ortopedia.

ASESOR: Dr. David Lomelí Zamora 
Médico Adscrito y Profesor Titular del Curso de Ortopedia.

Vo.Bo.: Dr. Reginaldo Cadena Vega 
Jefe del Departamento de Ortopedia.

Vo.Bo.: Dr. Joaquín Sánchez González 
Jefe de la División de Enseñanza e Investigación.

Vo.Bo.: Prof. José Miguel Norzagaray Mendivil 
Asesor de Metodología y Estadística.

AGRADECIMIENTOS

A DIOS por haberme dado la vida, y por haberme hecho sentir su presencia a cada paso del camino. Por ser el faro de luz en la tormenta y brújula diaria de mi destino.

A MIS PADRES por haberme dado siempre todo su amor, confianza y ese algo más que se necesita en la vida para destacar. Por ser parte de esta familia de la que estoy y estaré siempre orgulloso.

A MIS HERMANOS Efraín, Ana Gloria y Arturo; Juan Alberto y Anita, por estar siempre conmigo en las buenas y en las malas, por ser soporte fundamental de mis ideales en la vida.

A MIS SOBRINOS Yoyita, Arturo, Ana Paula y Andrés por ser ese bono de felicidad que Dios me ha dado y por ponerle sal y pimienta a mis días.

Al Dr. David Lomelí por ser parte fundamental de mi formación como médico y como ser humano. Por ser ejemplo de integridad y ser digno instructor del camino hacia la excelencia.

Al Dr. Reginaldo Cadena Por ser maestro, amigo y ejemplo a seguir así como excelente líder del servicio de Ortopedia del HGE.

A MIS COMPAÑEROS RESIDENTES que me enseñaron tantas cosas y a los que actualmente comparten este ciclo de mi vida como si fuéramos hermanos.

A TODO EL PERSONAL DEL HGE por compartir conmigo este camino y por demostrarme su amistad la cual espero y perdure por siempre.

De manera muy especial y como homenaje:

A TODOS MIS PACIENTES que pusieron su confianza en mis manos y los cuales forman parte de mi pasado, mi presente y mi futuro.

Hermosillo, Sonora, México
Febrero del 2005

INDICE

ARTÍCULO MÉDICO.....	1
CAPITULO I.....	8
MARCO TEORICO.....	8
I.1. Anatomía Microscópica de la Tibia.....	8
I.2. Anatomía Microscópica de la Tibia.....	8
I.3 Biomecánica del Hueso.....	10
CAPITULO II.....	15
ESTUDIO EXPERIMENTAL DE LABORATORIO.....	15
II.1. Problema.....	15
II.2. Pregunta.....	15
II.3. Hipótesis.....	15
II.4. Objetivos.....	15
II.4.1. Objetivo General.....	15
II.4.2. Objetivos Secundarios.....	15
II.5. Justificación.....	16
II.6. Diseño.....	16
II.7. Materiales y Métodos.....	16
CAPITULO III.....	19
RESULTADOS Y CONCLUSIONES.....	19
III.1. Resultados.....	19
III.2. Discusión.....	21
III.3 Conclusión.....	21
IV BIBLIOGRAFIA.....	23
ANEXOS.....	25

Artículo Médico

Comportamiento de la Tibia Solicitada a Compresión "Un Modelo Experimental"

Dr. Ricardo Monreal Molina +; Dr. David Lomelí Zamora ++

RESUMEN

La tibia es un hueso largo altamente resistente a las fuerzas de compresión. Debido a sus características morfológicas, es un sitio frecuente de neoplasias. Asimismo existen también una gran cantidad de patologías entre las que destacan traumáticas, tumorales ó iatrogénicas, las cuales pueden disminuir su masa ósea y debilitarla. Ante esta situación, la decisión de protegerla con algún implante, así como el inicio del apoyo para estos pacientes está basada en escalas subjetivas las cuales no han sido sometidas a ensayos de tipo científico.

La utilización de de implantes ortopédicos, así como la colocación de injerto óseo ó cualquiera de sus sustitutos conlleva un aumento importante en los costos, esto sin tomar en cuenta las complicaciones inherentes al uso de los mismos, por lo que consideramos pertinente que su utilización sea solo en casos necesarios.

OBJETIVO

Describir el comportamiento de un grupo de tibias de cadáver a las que se le realiza un corte del 50% de su área transversal a nivel del tercio proximal y compararlas con su par que permanece íntegro a manera de grupo control, una vez que se le solicita a compresión en un modelo de laboratorio.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio experimental básico, de tipo biomecánico, en el cual bajo las especificaciones del laboratorio de resistencia a materiales se aplicó compresión axial a un grupo de 7 tibias de cadáver a las cuales se le realizó una

resección del 50% de su área transversal y se les comparó con su par íntegro obteniéndose como datos el inicio del pandeo de la tibia, así como el momento y lugar de fractura de las mismas.

Una vez obtenidos los datos se procedió a realizar graficas de los mismos, así como la utilización de análisis estadístico con "t de Student" y "u de Mann-Whitney" con una $P \leq 0.05$.

RESULTADOS

No se obtuvieron diferencias significativas entre ambos grupos previo al corte con una ($P < 0.05$). Se encontró que el pandeo inicia a los 450 Kp de compresión y la fractura a los 550 Kp en ambos grupos, sin diferencias significativas ($P \leq 0.05$). El 50% de las fracturas se desarrolló en ambas mesetas así como el 50% restante se produjo en la meseta medial observándose que ninguna de las fracturas se produjo a nivel del defecto óseo metafisiario ($P \leq 0.05$).

Conclusiones:

Aun cuando se le retire el 50% de su área transversal a la tibia, esta será capaz de resistir cargas fisiológicas de compresión en un modelo de laboratorio.

+ Residente de 4º año de la especialidad de Ortopedia del HGE.

++ Medico Adscrito y Profesor Titular del Curso de Ortopedia del HGE.

INTRODUCCIÓN

La tibia debido a sus características geométricas de prisma triangular con

una gran superficie de contacto en sus extremos epifisarios y al contar con un segmento diafisario con una concentración alta de hueso compacto es altamente resistente a fuerzas de compresión.^{1, 2,3.}

Sin embargo al existir una gran diversidad de trastornos que potencialmente pueden debilitar o disminuir esta capacidad de la tibia para soportar la carga, entre los que destacan tumorales, traumáticos y yatrogénicos, es conveniente conocer la resistencia de la tibia cuando no se encuentra totalmente íntegra y de esta manera poder evitar que se produzca una fractura, la cual nos podría llevar a consecuencias devastadoras.^{4, 5,14}

El tercio proximal de la tibia debido a sus condiciones anatómicas y vasculares, presenta una alta incidencia de patologías de tipo neoplásico y metastásico^{6, 7} por lo que es frecuente en estos pacientes utilizar escalas con parámetros subjetivos para poder predecir el riesgo de fractura patológica.^{8, 20,21}

Este tipo de escalas al basarse en aspectos subjetivos carecen de fundamentos biomecánicos y se encuentran diseñadas principalmente para patología metastásica.^{9,22}

Una vez que se ha realizado alguna resección ó se tiene perdida ósea por cualquier causa, la decisión de colocar algún tipo de implante ortopédico como lo son: fijadores externos, placas, tornillos o cerclajes así como la aplicación de algún tipo de injerto óseo ó cualquiera de sus sustitutos, suele ser tomada según el tipo de formación, entrenamiento y experiencia del cirujano.^{10,15,16}

La utilización de este tipo de implantes suelen presentar una serie de complicaciones inherentes a su uso y colocación como lo pueden ser: aflojamiento¹⁴, infecciones, lesiones de tipo neurovascular¹³, además de que presentan un incremento importante en los costos; por otro lado la utilización de injertos óseos además de elevar los costos pueden provocar también lesiones neurovasculares, trastornos de la cicatrización ó dolor residual en el sitio donador, sin tomar en cuenta la ocasional necesidad de reintervención para retiro del material.

Por todo lo anterior y tomando en cuenta uno de los principios básicos de la practica médica el cual orienta a no realizar ningún tipo de procedimiento que se considere innecesario, consideramos de suma importancia conocer el comportamiento de la tibia una vez que se le ha retirado el 50% de su área transversal a nivel de su tercio proximal y se le solicita a compresión axial utilizando el modelo experimental que se utiliza en el laboratorio de resistencia de materiales^{12, 17,18,19}

Tomando en cuenta la práctica empírica hemos formulado la hipótesis de que la tibia, aún previa resección del 50% del diámetro de su área transversal a nivel de su tercio proximal, permanecerá lo suficientemente resistente para soportar cargas de tipo fisiológico, una vez que se le solicita a compresión en pruebas de laboratorio.

MATERIALES Y MÉTODOS

Previa autorización del Comité de Ética y del Departamento de Enseñanza e

Investigación de nuestra Institución y amparados en la normativa de la Ley General de Salud, se procedió a obtener 7 pares de tibias de cadáver de pacientes adultos, de diferentes edades y sexo, verificándose que ninguno de los pacientes padeciera alguna enfermedad de tipo óseo, en cualquiera de sus modalidades.

Se obtuvieron y resecaron las tibias, (Ver Fig.1) desarticulando el peroné y reseándolo por completo. Asimismo en la tibia de resecaron todas las inserciones musculares, ambos meniscos y posteriormente se guardaron los especímenes en el Servicio de Patología de nuestro Hospital.



Fig.1 Tibia Derecha con corte, Tibia Izquierda sin corte.

El día seleccionado para la realización de las pruebas, se realizó un corte de aproximadamente 4cm de longitud, abarcando el 50% de su área axial a 5cms distales de la tuberosidad anterior de la tibia en su cara medial con ayuda de una sierra oscilatoria

(Styker, Kalamazoo, MI) en las tibias derechas, preservándose las tibias izquierdas íntegras para actuar como grupo control.



Fig. 2 Inserción de Clavos de Steinman y pie de rey digital.

Se procedió a modificar una prensa hidráulica de tipo mecánica y manual, accionada con una palanca manual, a la cual se le colocó un dinamómetro en su parte superior mismo que reportaba sus valores en Kiloponds (medida métrica utilizada para compresión de materiales) (Ver Fig. 3).

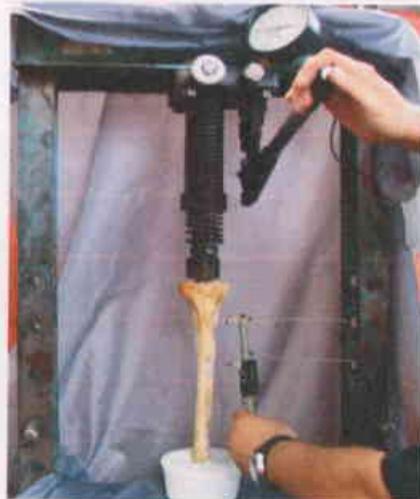


Fig. 3 Prensa Hidráulica tipo mecánica-manual en prueba.

Una vez montada la prensa, esta comprimía de manera uniforme por medio de un pistón que bajaba verticalmente con una fuerza de 25 Kiloponds por cada ciclo que se realizaba de manera manual.

Las tibias fueron montadas en una base de cemento de aproximadamente 12 cm. de diámetro estando cubiertas por 8 cm. de soporte distal. Posteriormente se procedió a colocar un clavo de Steinman de 3/32 de diámetro por 8 pulgadas de largo (DePuy Inc. Warsaw IN) atravesando solo la cortical medial a 2 cm. proximal al defecto óseo y otro de las mismas características 2 cm. distales al defecto, mismas que fueron unidos a un pie de rey tipo digital (Instrom Corp. Berwyn, PA) el cual su función era la de registrar y medir los movimientos entre ambos clavos con una sensibilidad en centésimas de milímetro (Ver Fig. 2).

Una vez montado el equipo se procedió a solicitar las tibias a compresión con ciclos manuales de 25 Kiloponds cada uno, con elevación gradual de los mismos. Se registró el momento en el cual se producía el primer movimiento de pandeo que significa el inicio de elasticidad el hueso así como el momento y localización en donde se producía la fractura, siempre en comparación con su par. Lo anterior tomando como guía los pasos utilizados en el laboratorio de resistencia a materiales.¹²

Los datos obtenidos fueron colocados en una base de datos para su posterior análisis y graficación. Utilizamos en el análisis estadístico la "t de Student"

para evaluar diferencias entre ambos grupos con respecto a su longitud, diámetro previo y posterior al corte tomando en cuenta una $P < 0.05$ como significativa.

También evaluamos en ambos grupos el pandeo inicial, así como el momento de fractura utilizando la "U de Mann-Whitney" también tomando en cuenta una $P < 0.05$ como significativa.

RESULTADOS

Previo al corte de las tibias se realizaron mediciones con respecto a la longitud y diámetros de las tibias observándose que no existían diferencias significativas entre ambos grupos. Posteriormente se documentó el pandeo, el momento de fractura, así como la localización de la misma:

Longitud: La longitud inicial de las tibias fue de 32.7 cm. para el grupo I (Tibias izquierdas sin corte) y de 32.8 cm. para el grupo II (Tibias derecha con corte) con una desviación estándar grupal de ± 0.51 cm. y una $P < 0.05$. (Ver Tabla 1)

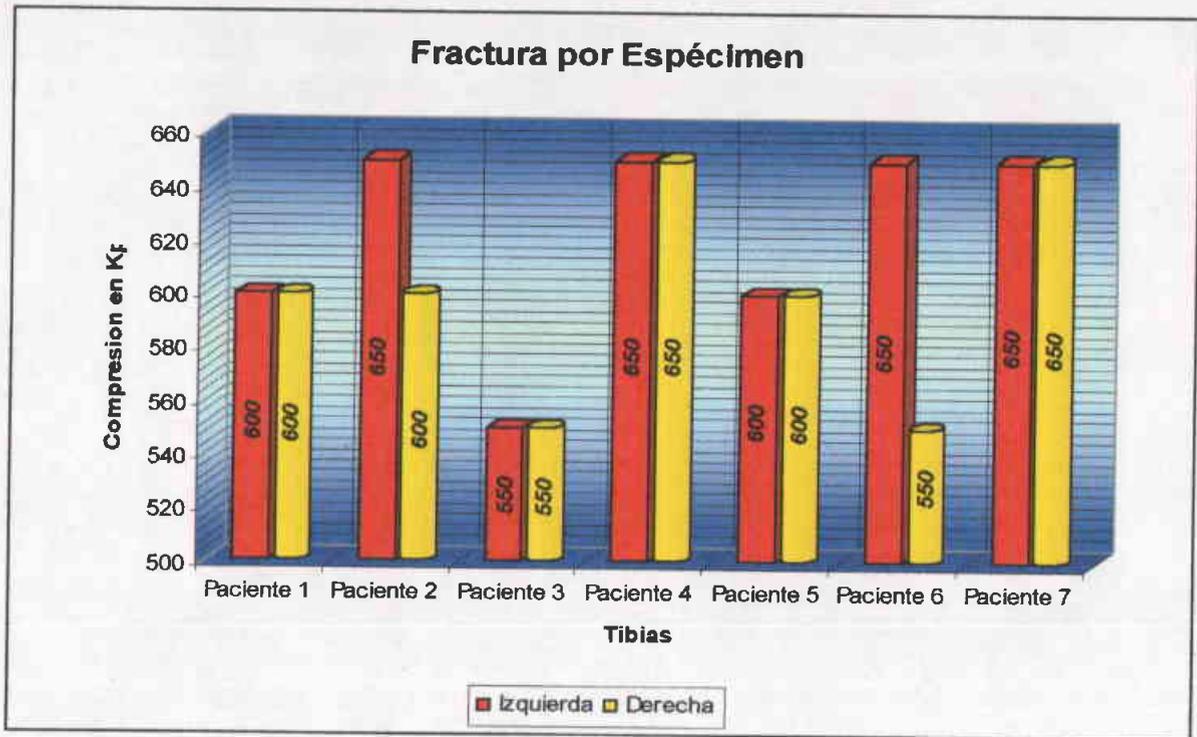
Longitud	Gpo. I	Gpo. II	Grupal
Media	32.7	32.8	32.74
Desv.	0.81	0.75	0.51

Tabla 1. Longitudes de tibias.

Diámetro circunferencial: El diámetro circunferencial inicial el grupo II previo al corte fue de 12.06 cm. y de 6.20 cm. posterior al corte, con desviación estándar de ± 0.30 cm. y presentando una $P < 0.05$. (Ver Tabla 2)

Diámetro Inicial	Gpo. I	Gpo. II	Grupal
Media	12.06	12.06	12.03
Desv.	0.34	0.32	0.37

Tabla 2. Diámetros de tibias.



Pandeo: Se observó que el pandeo inició a los 450 Kp. de compresión en 6 de las 14 tibia; 6 a los 500 Kp de compresión y 2 a los 550 Kp, sin diferencias significativas con una $P < 0.05$. (Ver Tabla 3) (Ver Fig. 4)

- Grupo I (Sin corte) Se observó fractura de una tibia a los 550 Kp, 2 fracturas a los 600 Kp y 4 a los 650 Kp.
- Grupo II (Con corte) Se observaron dos fracturas a los 550 Kp, 3 fracturas a los 600 Kp y 2 a los 650 Kp, todo lo anterior con $P < 0.05$.

Tabla 3. Momento de Fractura.

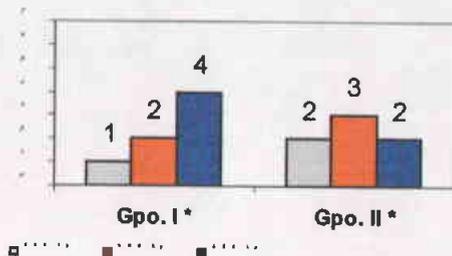


Fig. 4 Fracturas por grupo.

Sitio de fractura:

Se observó que el 50% de las fracturas ocurrió a nivel de ambas mesetas y el otro 50% en la meseta medial sin presentarse fractura alguna en la zona del defecto óseo ($P < 0.05$). (Ver Fig.5) (ver Tabla3)

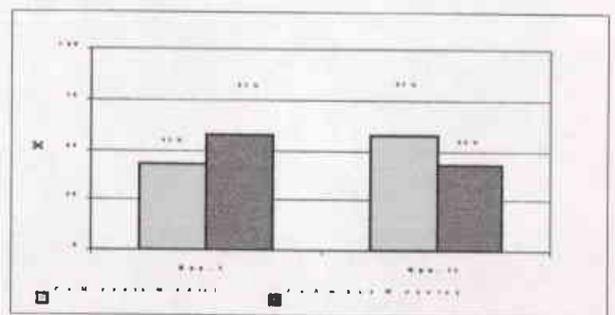


Fig. 5 Sitios de fractura.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en este estudio demuestran que el comportamiento de la tibia aún cuando

se le retira el 50% de su área transversal a nivel de su tercio proximal, es el mismo en comparación con el grupo control de tibias íntegras y pareadas, una vez que se les solicita a compresión en una modelo de laboratorio, por lo que no rechazamos nuestra Hipótesis nula. Esto bien puede ser por la abundante cantidad de hueso de tipo compacto que existe en la zona de corte.

El inicio del pandeo y de la fractura ocurre muy por arriba de las fuerzas que se consideran dentro de lo fisiológico, por lo que se deben de hacer otros estudios para corroborar estos resultados y valorar sus aplicaciones en la clínica.

Consideramos relevante mencionar que ninguna de las tibias del grupo II a pesar de su resección se fracturaron a nivel del defecto óseo, produciéndose la fractura ya sea en la meseta medial o en ambas mesetas, lo que nos demuestra la gran resistencia que tiene la tibia en su nivel diafisario en comparación de su epífisis proximal compuesto principalmente por hueso de tipo esponjoso.

Existe la limitación en este estudio de solicitar la tibia solo en compresión, por lo que sugerimos se realicen nuevos estudios en donde se solicite a la tibia a fuerzas de flexión, torsión y tensión así como en múltiples cíclicos.

Por otro lado es conveniente mencionar que el realizar pruebas pareadas de estos grupos, y al dejar íntegras las tibias del otro lado para que sirvan de grupo control, aumenta el valor estadístico del mismo.

Podemos concluir que aunque no logramos conocer el dato exacto en el que se fractura la diáfisis, debido a que siempre obtuvimos fracturas a nivel proximal, la fuerza necesaria para fracturar la diáfisis con una fuerza unidireccional en compresión es mucho más elevada que las cargas de tipo fisiológicas a las que se encuentran sometidos nuestros pacientes

REFERENCIAS

1. Munuera, L. Introducción a la Traumatología y Cirugía Ortopédica. McGraw-Hill, 1998.
2. Burgos, J. Fracturas, Ed. Panamericana, 2001.
3. Quiroz, F. Anatomía Humana. Ed. Porrúa, Tomol, 1991.
4. Müller, Schneider R. Manual of Internal Fixation, Berlin Springer, 1992.
5. Nicoll, E. Fractures of the tibial shaft. A survey of 705 cases. J Bone and Joint Surgery, 1994: 76B.
6. Campanacci, M. Et Ruggieri, P. Tumeurs Osseus Encycl. Med. Chir (Elsevier, Paris-Frane) 1992.
7. Greenspan, A, Remagen, W. Tumores de Hueso y Articulaciones. Ed. Morban, 2002.
8. Critical Evaluation of Mirels Rating System form Impending Pathologic Fractures. Clinical Orthopaedics and Related Research. No. 415(201-207), 2003.
9. Mirels, H. Metastatics Disease in Long bones. Clinical Orthop. And Related Research. 249; 256-264, 1998.

10. Apil, Fl. Sadasivank Prophylactic and therapeutic fixation of weight bearing long bones with metastasic cancer. Southmed, J 94; 394-396, 2001.
11. Canale, T. Cirugía Ortopédica. Ed. Mosley, 9a Ed., 1998.
12. Laboratorio de Resistencia a Materiales; Instructivo de uso de maquinas de ensayo, Collage Park Library, 2003.
13. Slomka, R. Complications of Ring Fixations Clinical Ortop. And Related Reserch, 1(391) 115-122, October, 2001.
14. Skinner Harry. Diagnóstico y Tratamiento en Ortopedia Manual Moderno 2000.
15. Crystal Meunier Biological and Biomechanical Performance of Biomaterial Elsevier 1986.
16. FungYu Biomechanics Springer-Verlag 1987.
17. Cage Jr, De Luca Pa Gait Analysis Journal of Bone and joint Surg AM 1995 (77)
18. Zohman GI et al. Stride Analysis after proximal tibial replacement. Clin Ortop 1997 (339)
19. Morrison Jb: The Mechanics of the knee joint in relation to normal walk. J of Biomech. 3:51-61 1988
20. Sheldon R Simon Ciencias Básicas en Ortopedia AAOS 2002
21. Wilson F, Lin P. General Orthopaedics Mc-Graw Hill 1997.
22. Deijekers R, Bloem M. Reconstrucción con aloinjerto hemicortical tras la resección de tumores óseos de bajo grado de malignidad. JBJS Br Vol84-B 2002

CAPITULO I

MARCO TEORICO

1.1. Anatomía Microscópica de la Tibia.

La tibia es un hueso largo, situado en la parte anterointerna de la pierna y dirigido en forma vertical, presentando dos ligeras curvaturas que le dan forma de "S" alargada.

La curvatura superior es cóncava hacia fuera y la inferior cóncava hacia adentro. Tiene 2 extremos epifisarios, los cuales son más voluminosos en su polo superior e inferior con una diáfisis larga la cual disminuye su diámetro dándole forma de prisma triangular.

En su parte proximal se articula con el fémur por medio de dos mesetas las cuales sirven de nicho a los tubérculos ó cóndilos femorales en la articulación de la rodilla. En su parte inferior se articula con el astrágalo en la articulación del tobillo.

El peroné se articula con ella tanto en la parte inferior como superior, acompañándola en el borde externo de la pierna.^{3,14.}

1.2. Anatomía Microscópica de la Tibia

El hueso es un tejido muy bien organizado, desde la modulación de la distribución de los cristales de hidroxapatita hasta el nivel molecular y el patrón de esfuerzo de las cascadas trabeculares en el plano orgánico. La sinergia de la distribución molecular, celular y tisular proporcionan una fuerza tensil cercana al hierro, con un uso tan eficiente del material que el esqueleto tiene un peso sorprendentemente bajo para soportar una estructura tan grande.

El hueso es un material formado por minerales, proteínas, agua, células y otras moléculas.

Aunque las células del hueso son los principales reguladores del metabolismo óseo, la matriz ósea y mineral participa en el control de los procesos mediados por las células. Por lo tanto los componentes inorgánicos y orgánicos del hueso tienen propiedades estructurales y reguladoras.

La parte mineral o inorgánica constituye del 60 al 70% del tejido, el agua del 5 al 8% y la matriz orgánica el resto.

La matriz orgánica es colágeno en un 90% y el resto proteínas. La matriz inorgánica o mineral es un análogo del mineral natural hidroxiapatita constituido por fosfato cálcico en cristales en un tamaño de 20 a 80 nm de largo y de 2 a 5 nm de espesor. Las concentraciones aproximadas de estos minerales son: H (3.4%), Cl (15%), N (4%), O (44%), Mg (0.2%), P (10%), S (0.3%), Ca (22%) y otros.

El colágeno está muy bien organizado, sus fibras se orientan a la carga del hueso, lo que le confiere sus cualidades anisotrópicas; esto es, el comportamiento mecánico difiere según la orientación de las fuerzas aplicadas.

El hueso en sí está estructuralmente organizado en hueso trabecular (esponjoso) y cortical (compacto).

El hueso cortical tiene cuatro veces la masa del hueso trabecular, aunque el recambio metabólico del hueso trabecular es ocho veces mayor que el cortical. Este recambio óseo es un evento superficial y el hueso trabecular tiene una mayor área de superficie que el cortical.

El hueso trabecular se encuentra principalmente en la metafisis y epífisis de los huesos largos y en los huesos cuboideos como las vértebras. Los haces internos

o espículas de hueso trabecular forman una red tridimensional (3-D) ramificada a lo largo de las áreas de carga.

El hueso trabecular esta sujeto a un complejo conjunto de cargas y esfuerzos, aunque parece dominar la compresión; por lo que hemos tomado este modelo para nuestro estudio

El hueso cortical se encuentra como envoltura en los huesos cuboides y formando la diáfisis de los huesos largos, estando también sujeto a fuerzas de flexión, torsión y compresión.

1.3 Biomecánica del Hueso

El hueso es un elemento estructural primario del cuerpo humano. Sirve para proteger órganos vitales internos y proporciona un armazón que permite el movimiento del esqueleto.

El hueso difiere de los materiales estructurales en ingeniería en que se autorrepara y puede modificar sus propiedades y geometría en respuesta a cambios en la demanda mecánica. (Ley de Wolff)

Las propiedades mecánicas más básicas del hueso se obtienen con pruebas en las que los especímenes estandarizados se someten a una carga progresiva en una dirección, hasta que se produce la fractura. Estas pruebas son llamadas pruebas uniaxiales o monotónicas. Si el hueso se estira, se denomina de compresión; y si el hueso se tuerce, se denomina de torsión.

También se pueden realizar otras configuraciones de cargas más complicadas o multiaxiales, o llevar una prueba monoaxial a la fatiga por medio de ciclos.

El hueso cortical y el hueso trabecular se distinguen entre sí principalmente por las diferencias de porosidad y consecuentemente por la densidad aparente. Esto

es el índice de masa del tejido óseo en un espécimen con el volumen del mismo (huesos, mas los espacios de la medula ósea).

Normalmente, la media de los valores de la densidad aparente del hueso cortical femoral del humano y del hueso trabecular, tibia proximal, es de 1.85 y 0.30 g/cm³ respectivamente.

Debido a que la densidad del hueso trabecular y cortical puede sobreponerse, el hueso cortical se define en general como un hueso con menos del 30% de porosidad. Sin embargo la porosidad no es la única diferencia entre los tipos de hueso.

El hueso cortical puede describirse en cuanto a su arquitectura como un sólido que contiene una serie de vacíos: canales Haversianos y de Volkmann y, en menor grado, lagunas y canalículos. La porosidad del tejido óseo cortical (habitualmente un 10%) es sobre todo una función de la densidad de estos vacíos.

Sin embargo el hueso trabecular o esponjoso puede describirse en cuanto a su arquitectura como una red de laminas pequeñas interconectadas y trabéculas pequeñas individuales con espacios relativamente grandes entre éstas.

Las trabéculas individuales contiene solo algunos vacíos (canalículos y lagunas y muy raras veces canales Haversianos) contenidos en el hueso cortical. Por lo tanto la porosidad del hueso trabecular (típicamente entre el 50 y 90%) es denominada por los espacios entre las trabéculas individuales.

Hueso cortical:

Las propiedades elásticas de los materiales isotropitas no dependen de la orientación del material respecto a la dirección de la carga y se caracterizan por un

módulo único (Módulo de Young). La mayoría de los materiales habituales en ingeniería como el acero inoxidable 316L, son isotrópicos.

El otro parámetro necesario para caracterizar por completo el comportamiento elástico de un material isotrópico es el índice de Poisson. Este índice es la medida del grado en que se pandea el material al ser comprimido, o de grado que se contrae al ser estirado. Este parámetro que es de 0.3 típicamente para los metales, también se encuentra en una prueba uniaxial, y es el negativo de la perpendicular del esfuerzo a la dirección de la carga, dividida entre el esfuerzo a lo largo de la dirección de carga, lo cual se puede observar al ver las diferentes formas que adquiere el tejido óseo dependiendo de las fuerzas a las que sea solicitado.

Las propiedades elásticas de los materiales anisotrópicos dependen de su orientación respecto de la dirección de la carga. Esto es cierto para el hueso; sin embargo, las propiedades elásticas del hueso cortical humano presentan cierto grado de simetría, que refleja una microestructura osteonal del hueso. Las propiedades elásticas del hueso cortical humano para la carga en el plano transversal al eje longitudinal son aproximadamente isotrópicas y diferentes en esencia de la carga en dirección longitudinal, paralela al eje de las osteonas (a lo largo del eje longitudinal de la diáfisis).

El módulo del hueso cortical en dirección longitudinal es aproximadamente 1.5 veces el módulo en dirección transversal y más de 5 veces el de cizallamiento. Los índices de Poisson elevados indican que el hueso cortical se pandea más que los metales cuando están sujetos a compresión uniaxial.

Las propiedades de fuerza del hueso cortical dependen también de la dirección de la carga, haciéndola transversalmente isotrópica desde las perspectivas del módulo y de la fuerza.

La fuerza del hueso cortical depende también de si se aplica la carga en tensión, compresión o torsión. Esto representa una asimetría en las propiedades de la fuerza, añadiendo así más complejidad a la descripción de éstas propiedades.

Las curvas de carga-esfuerzo para la tensión uniaxial y la compresión del hueso cortical, tanto en dirección longitudinal como transversal muestran que el hueso cortical es más fuerte a la compresión que a la tensión.

Esta situación es compatible con las cargas combinadas de flexión y axial compresivas que se cree actúan sobre la diáfisis durante la marcha. En estas condiciones de carga, la fuerza máxima compresiva es mayor que la fuerza máxima tensil.

Hueso Esponjoso:

Existe una gran variación de la densidad en el hueso trabecular. Tanto las variaciones en zona, edad y algunas patologías. Por ejemplo las propiedades materiales del hueso trabecular en la tibia proximal, pueden variar hasta 2 órdenes de magnitud, solamente por los cambios de densidad. Debido a que los estudios biomecánicos *in vitro* de material de cadáver han demostrado que las propiedades materiales del hueso trabecular son muy sensibles a la densidad aparente, la discusión de éstas propiedades requiere una referencia a la localización anatómica y a la edad del tejido.

En general el modulo del hueso trabecular puede variar aproximadamente entre 10 y 2,000 MPA dependiendo de la zona anatómica. El hueso trabecular es mucho menos rígido que el hueso cortical, sin embargo en algunas regiones del esqueleto existen diferencias menos claras.

Cuando la arquitectura es controlada, la variación de la densidad aparente del hueso trabecular puede explicar la mayor parte de la variación del módulo.

Sin embargo, como puede verse la dispersión del módulo para cualquier valor de la densidad aparente otras variables, especialmente la arquitectura pueden afectar también al módulo. Los microscopios electrónicos de barrido se han utilizado con éxito para ilustrar la gran variación de la arquitectura del hueso trabecular en diferentes zonas anatómicas.

Existe una clara relación entre la densidad de la masa trabecular del hueso y número y grosos de las trabéculas individuales.

El otro factor que relaciona la arquitectura del hueso es la orientación de las estructuras celulares básicas reflejadas como la orientación de los trabéculos, la orientación de trabéculas individuales esta controlada principalmente por la dirección de las fuerzas, aplicadas al esqueleto de acuerdo a la ley de Wolff.

El comportamiento de un bloque de hueso trabecular es muy diferente de su comportamiento compresivo. En tanto que el comportamiento postdeformación es diferente.

La comparación entre el comportamiento compresivo y ténsil del hueso trabecular indica que la capacidad de este hueso para soportar carga postdeformación es alta para la compresión y casi nula para la tensión. Por lo tanto, el hueso trabecular, sometido a carga más allá de su fuerza final en compresión puede todavía soportar una carga.

CAPITULO II

ESTUDIO EXPERIMENTAL DE LABORATORIO

II.1. Problema

Es muy poca la literatura que existe respecto al comportamiento de la tibia cuando se le solicita a compresión y siendo la resección de algún porcentaje del área de la tibia un procedimiento frecuente por diferentes causas, se desconoce el dato ante ésta situación.

II.2. Pregunta

¿Es lo suficientemente resistente la tibia, a cargas de compresión en pruebas de laboratorio, una vez que se le ha retirado el 50% de su área transversal a nivel de su tercio proximal?

II.3. Hipótesis

Aún cuando se le retire el 50% del área transversal a la tibia a nivel de su tercio proximal, ésta será capaz de soportar cargas fisiológicas previamente establecidas, según el laboratorio de resistencia de materiales.

II.4. Objetivos

II.4.1. Objetivo General

- Describir el comportamiento de la tibia solicitada a compresión en un modelo de laboratorio, una vez que se le ha retirado el 50% de su área transversal en su tercio proximal y compararlo con su par en tibias íntegras.

II.4.2. Objetivos Secundarios

- Evaluar la necesidad de utilizar ó no, algún tipo de implante ortopédico como fijadores externos, placas, cerclajes u otros, en pacientes que han sido

sometidos a una resección del 50% ó menos del área transversal en su tercio proximal.

- Valorar de forma objetiva la reincorporación temprana de la marcha en pacientes que han sido sometidos a una resección del 50% o menos del área transversal en su tercio proximal.

II.5. Justificación

La decisión de utilizar o no un implante para proteger la tibia a la cual se le ha resecado un porcentaje de su área, se basa en escalas subjetivas que no han sido probadas científicamente, así como la experiencia y el entrenamiento del cirujano. El utilizar cualquier tipo de implante ortopédico aumenta considerablemente los costos y puede llevar una serie de complicaciones secundarias por lo que es importante colocarlos solo en caso necesario.

II.6. Diseño

Experimental básico.

II.7. Materiales y Métodos

Previa autorización del Comité de Ética y del Departamento de Enseñanza e Investigación de nuestra Institución y amparados en la Normativa de la Ley General de Salud, se procedió a obtener 7 pares de tibias de cadáver de pacientes adultos, de diferentes edades y sexo, verificándose que ninguno de los pacientes padeciera alguna enfermedad de tipo óseo, en cualquiera de sus modalidades.

Se obtuvieron y resecaron las tibias, desarticulando el peroné y resecándolo por completo. Asimismo en la tibia de resecaron todas las inserciones musculares, ambos meniscos y guardándose los especímenes en el Servicio de Patología de nuestro Hospital.

El día seleccionado para la realización de las pruebas se midió la longitud y el diámetro de ambos grupos de tibias y posteriormente se realizó un corte de aproximadamente el 50% de su área axial a 5cms distales de la tuberosidad anterior

de la tibia en su cara medial con una sierra oscilatoria (Stryker, Kalamazoo, MI) en las tibias derechas, preservándose las tibias izquierdas integra para actuar como grupo control.

Se procedió a modificar una prensa hidráulica de tipo mecánica y manual, la cual era accionada con una palanca manual, a la cual se le colocó un dinamómetro en su parte superior mismo que reportaba sus valores en Kiloponds (medida métrica utilizada para compresión de materiales).

Una vez montada la prensa, esta se elevaba con una frecuencia de 25 Kiloponds cada ciclo.

Las tibias fueron montadas en una base de cemento de aproximadamente 12 cm. de diámetro cubriendo 8 cm. de soporte distal. Posteriormente se procedió a colocar un clavo de Steimman de 3/32 de diámetro por 8 pulgadas de largo (DePuy Inc. Warsaw IN) atravesando solo la cortical medial a 2 cm. proximal al defecto óseo y otro de las mismas características 2 cm. distales al defecto, mismas que fueron unidos a un pie de rey tipo digital (Instron Corp. Berwyn PA) el cual su función era la de registrar y medir los movimientos entre ambos clavos con una sensibilidad en centésimas de milímetro.

Una vez montado el equipo se procedió a solicitar las tibias a compresión con ciclos manuales de 25 Kiloponds cada uno, con elevación gradual de los mismos. Se procedió a registrar el momento en el cual se producía la fractura. Todo lo anterior utilizando como guía los pasos utilizados en el laboratorio de resistencia a materiales.¹²

Los datos obtenidos fueron colocados en una base de datos para su posterior análisis y graficación. Utilizamos en el análisis estadístico la "t de Student" para evaluar diferencias entre ambos grupos con respecto a su longitud, diámetro previo y posterior al corte tomando en cuenta una $P \leq 0.05$ como significativa.

También evaluamos en ambos grupos el pandeo inicial, así como el momento de fractura utilizando la "U de Mann-Whitney" también tomando en cuenta una $P \leq 0.05$ como significativa.

CAPITULO III

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

III.1. Resultados

Previo al corte de las tibias se realizaron mediciones con respecto a la longitud y diámetros de ambos grupos pudiéndose observar que no existían diferencias significativas. Posteriormente se documentó el pandeo, el momento de la fractura, así como la localización de la misma:

Longitud: La longitud inicial de las tibias fue de 32.7 cm. para el grupo I (Tibias izquierdas sin corte) y de 32.8 cm. para el grupo II (Tibias derecha con corte) con una desviación estándar grupal de ± 0.51 cm. y una $P < 0.05$.

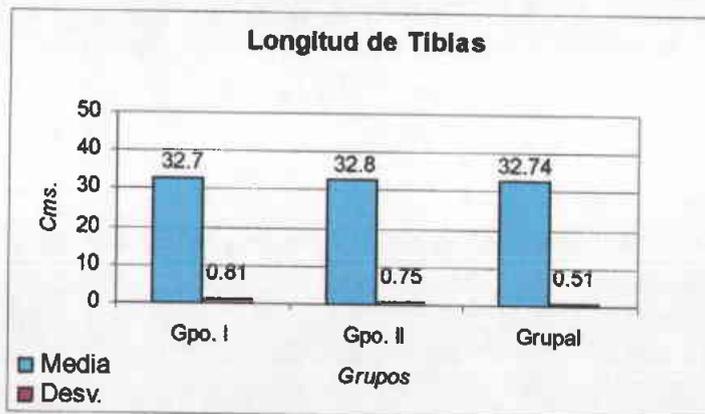
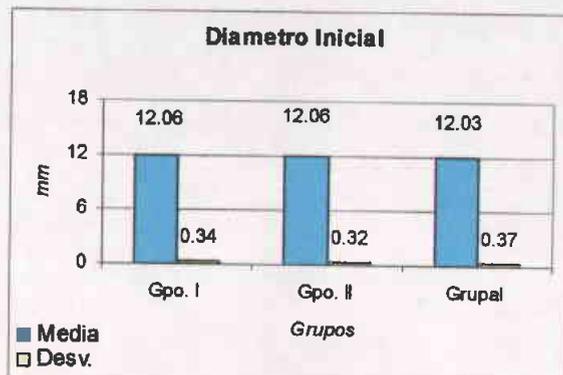


Fig. 1. Longitud de las tibias.

Diámetro circunferencial: El diámetro circunferencial inicial el grupo II previo al corte fue de 12.06 cm. y de 6.20 cm. posterior al corte, con una desviación estándar de ± 0.30 cm. y presentando una $P < 0.05$. (Ver Siguiente Fig.)



Pandeo: Se observo que el pandeo inicio a los 450 Kp. de compresión en 6 de las 14 tibias; 6 a los 500 Kp de compresión y 2 a los 550 Kp, sin diferencias significativas con una $P < 0.05$.

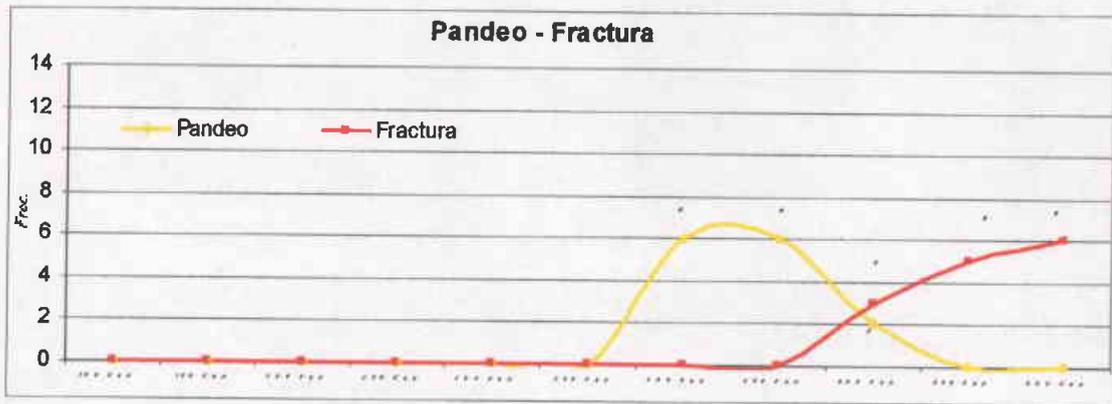


Fig. 3. Pandeo y Fractura de tibias en ambos grupos.

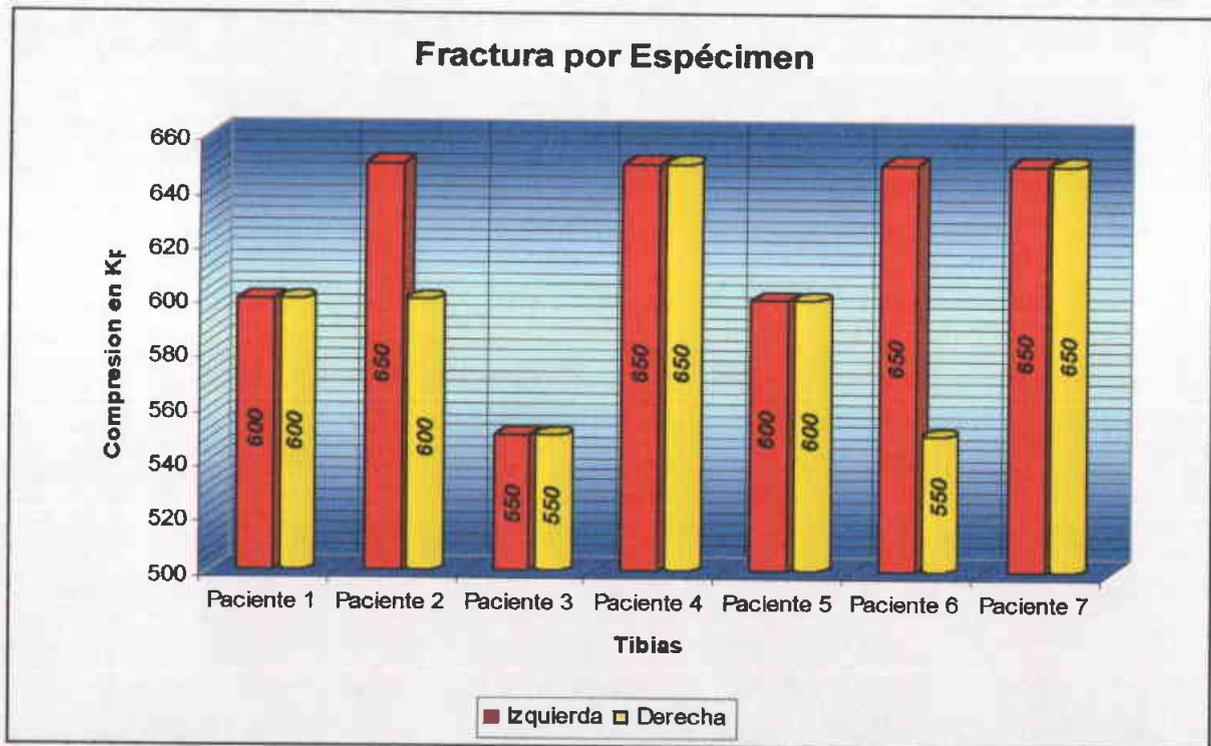


Fig. 4.

Fractura por Espécimen

Sitio de fractura:

Se observó que el 50% de las fracturas ocurrió a nivel de ambas mesetas y el otro 50% a nivel de la meseta medial sin haberse presentado fractura alguna a nivel del defecto óseo ($P < 0.05$).

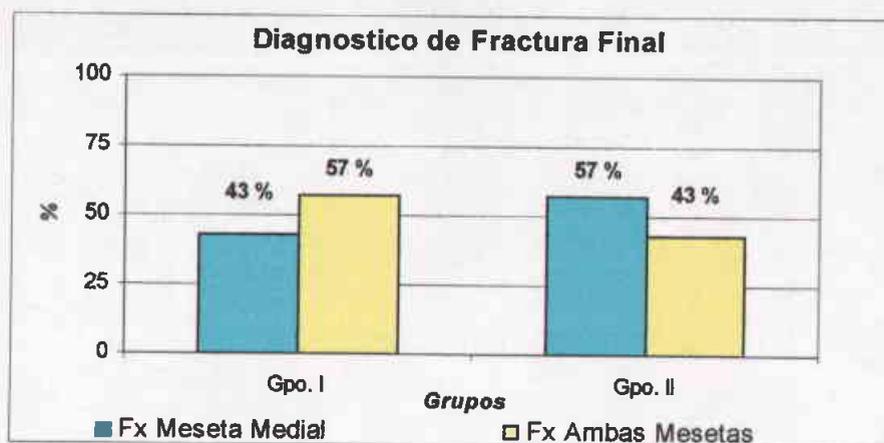


Fig. 5. Porcentaje de los Sitios de fractura.

III.2. Discusión

Los resultados obtenidos en este estudio demuestran que el comportamiento de la tibia aún cuando se le retira el 50% de su área transversal a nivel de su tercio proximal, es el mismo en comparación con el grupo control de tibias íntegras pareadas una vez que se les solicita a compresión axial en un ensayo de tipo experimental sometido a las especificaciones del laboratorio de resistencia a materiales por lo que no rechazamos nuestra Hipótesis nula.

Consideramos relevante mencionar que ninguna de las tibias del grupo II a pesar de su resección se fracturaron a nivel del defecto óseo, produciéndose la fractura ya sea en la meseta medial o en ambas mesetas, lo que nos demuestra la gran resistencia que tiene la tibia en su nivel diafisario en comparación de su epífisis proximal compuesto principalmente por hueso de tipo esponjoso. Esto nos lleva a pensar que si se somete la tibia a compresión axial siempre se fractura la zona epifisaria antes que la diáfisis debido a su concentración de hueso cortical compacto.

Este estudio cuenta con la limitación de solicitar a la tibia sólo a la fuerza de compresión, por lo que consideramos prudente realizar nuevos estudios en donde la tibia sea sometida a otro grupo de fuerzas vectoriales, así como compresión en múltiples ciclos. De la misma manera es importante también reconocer que al contra

con pruebas pareadas que sirven de control aumenta considerablemente su valor estadístico

III.3 Conclusión

Podemos concluir que aunque no logramos conocer el dato exacto en el que se fractura la diáfisis, debido a que siempre obtuvimos fracturas a nivel proximal, la fuerza necesaria para fracturar la diáfisis con una fuerza unidireccional en compresión, es mucho más elevada que las cargas fisiológicas a las que se encuentran sometidos nuestros pacientes.

Por esto podemos agregar también que si retiramos el 50% del área transversal a la tibia por diversas causas y la solicitamos a compresión en un modelo de laboratorio, no es necesario el protegerla con algún tipo de implante ortopédico.

IV BIBLIOGRAFIA

1. Munuera, L. Introducción a la Traumatología y Cirugía Ortopédica. McGraw-Hill, 1998.
2. Burgos, J. Fracturas, Ed. Panamericana, 2001.
3. Quiroz, F. Anatomía Humana. Ed. Porrua , Tomol, 1991.
4. Müller, Schneider R. Manual of Internal Fixation, Berlin Springer, 1992.
5. Nicoll, E. Fractures of the tibial shaft. A survey of 705 cases. J Bone and Joint Surgery, 1994: 76B.
6. Campanacci, M. Et Ruggieri, P. Tumeurs Osseus Encycl. Med. Chir (Elsevier, Paris-Frane) 1992.
7. Greenspan, A, Remagen, W. Tumores de Hueso y Articulaciones. Ed. Morban, 2002.
8. Critical Evaluation of Mirels Rating System form Impending Pathologic Fractures. Clinical Orthopaedics and Related Research. No. 415(201-207), 2003.
9. Mirels, H. Metastatics Disease in Long bones. Clinical Orthop. And Related Research. 249; 256-264, 1998.
10. Apil, Fl. Sadasivank Prophylactic and therapeutic fixation of weight bearing long bones with metastasic cancer. Southmed, J 94; 394-396, 2001.
11. Canale, T. Cirugía Ortopédica. Ed. Mosley, 9a Ed., 1998.
12. Laboratorio de Resistencia a Materiales; Instructivo de uso de maquinas de ensayo, Collage Park Library, 2003.
13. Slomka, R. Complications of Ring Fixations Clinical Ortop. And Related Reserch, 1(391) 115-122, October, 2001.
14. Moore, Keith. Anatomía con Orientación Clínica. Ed. Panamericana. Tercera Edición, 1998.
15. Simon, Sh. Ciencias básicas en Ortopedia. American Academy of Orthopaedics Súrgenos.
16. Fung, Yu. Biomechanics Springer-Verlag, 1987.

17. Skinner, Harry. Diagnóstico y Tratamiento en Ortopedia. Manual Moderno, 2000.
18. CAGE JR, DE LUCA PA Gait Analysis Journal of Bone and Joint Surg AM 1995 (339).
19. Morrison Jb, The Mechanics of the knee joint in relation to normal walk. J of Biomech. 3:51-61, 1998.
20. Wilson, F; Lin, P. General Orthopaedics. Mc-Graw Hill, 1997.
21. Deijkers R, Bloem P Reconstrucción con aloinjerto hemicortical tras la resección de tumores óseos de bajo grado de malignidad. JBJS Br 84 B 2002.

ANEXOS

ANEXO 1. Tablas.

Longitud	Gpo. I	Gpo. II	Grupal
Media	32.7	32.8	32.74
Desv.	0.81	0.75	0.51

Tabla 1. Descripción estadística de las Longitudes de las tibias.

Diámetro Inicial	Gpo. I	Gpo. II	Grupal
Media	12.06	12.06	12.03
Desv.	0.34	0.32	0.37

Tabla 2. Descripción estadística de los diámetros de las tibias.

Grado de Fractura (pandeo en mm) por Intervalo de fuerza Aplicada			
	450 Kqp	500 Kqp	550 Kqp
Gpo. I	0.67	0.10	0.07
Gpo. II	0.09	0.07	1.1

Tabla 3. Descripción estadística del pandeo en mm. de las tibias.

Fractura por Intervalo de fuerza Aplicada					
	450 Kqp	500 Kqp	550 Kqp	600 Kqp	650 Kqp
Gpo. I	x	X	X	x	Total
Gpo. II	x	X	x	Total	

Tabla 4. Pandeo (x) y Fracturas (Total) por ciclos de fuerzas en ambos grupos.

Fuerza Aplicada	Fractura		%
	Gpo. I *	Gpo. II *	
550 kp	1	2	21
600 kp	2	3	35
650 kp	4	2	44

* Frecuencias

Tabla 5. Fracturas por ciclos de fuerzas.

Grupo I (Sin corte)	Se observó fractura de una tibia a los 550 Kp, 2 fracturas a los 600 Kp y 4 a los 650 Kp.
Grupo II (Con corte)	Se observaron dos fracturas a los 550 Kp, 3 fracturas a los 600 Kp y 2 a los 650 Kp, todo lo anterior con $P < 0.05$.

Tabla 6. Momento de Fractura.

ANEXO 2. Gráficas e Ilustraciones.

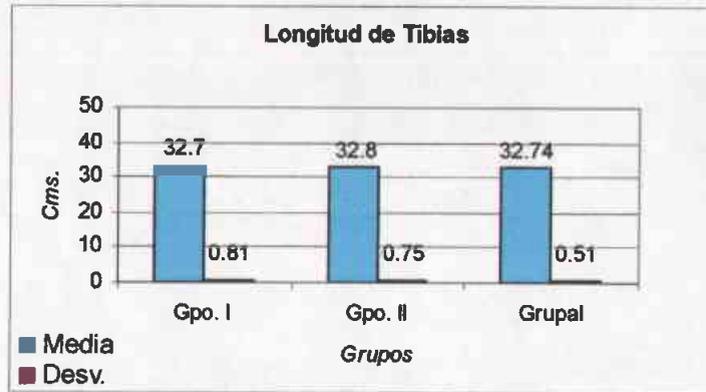


Fig. 1. Longitud de las tibias.

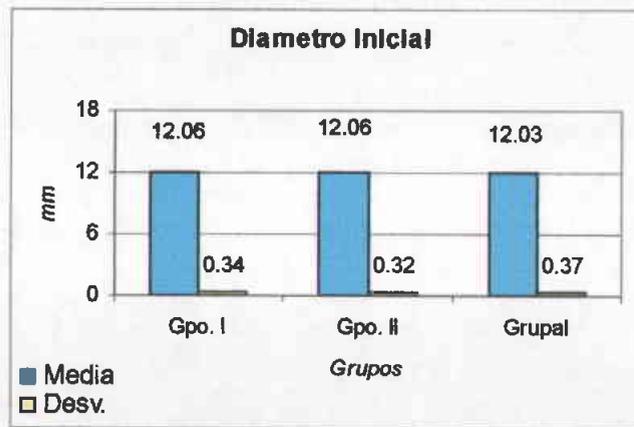


Fig. 2. Diámetro

inicial de las tibias.

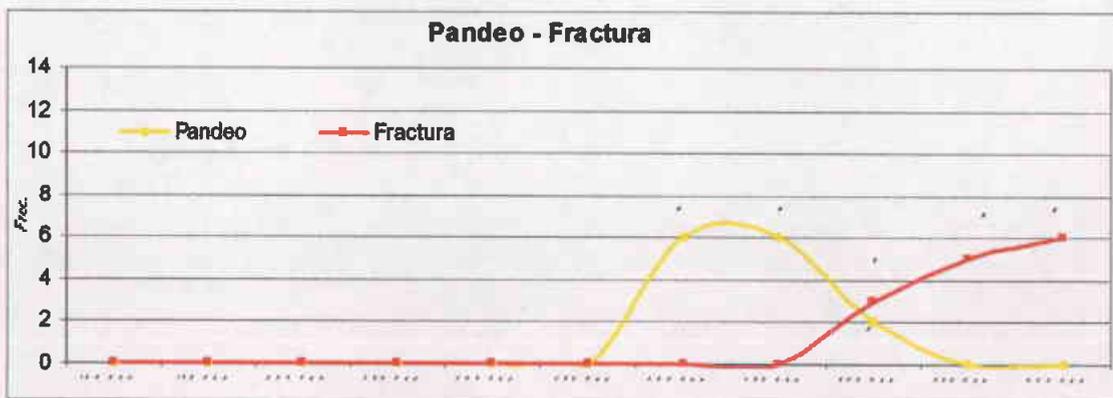


Fig. 3. Pandeo y Fractura de tibias en ambos grupos.

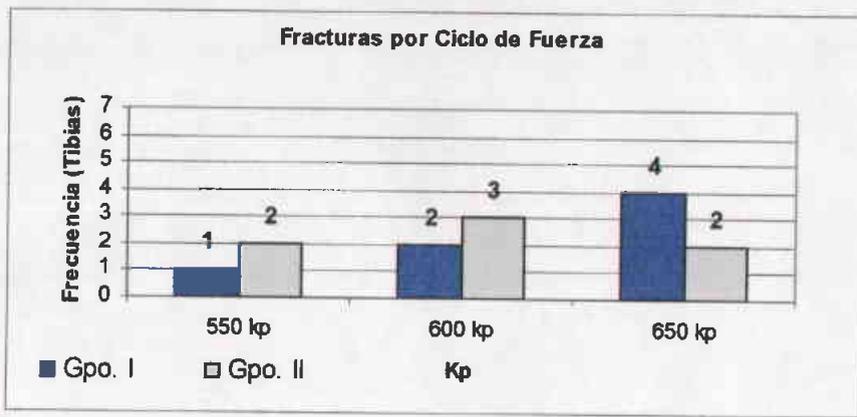


Fig. 4. Fracturas por ciclos de fuerza.

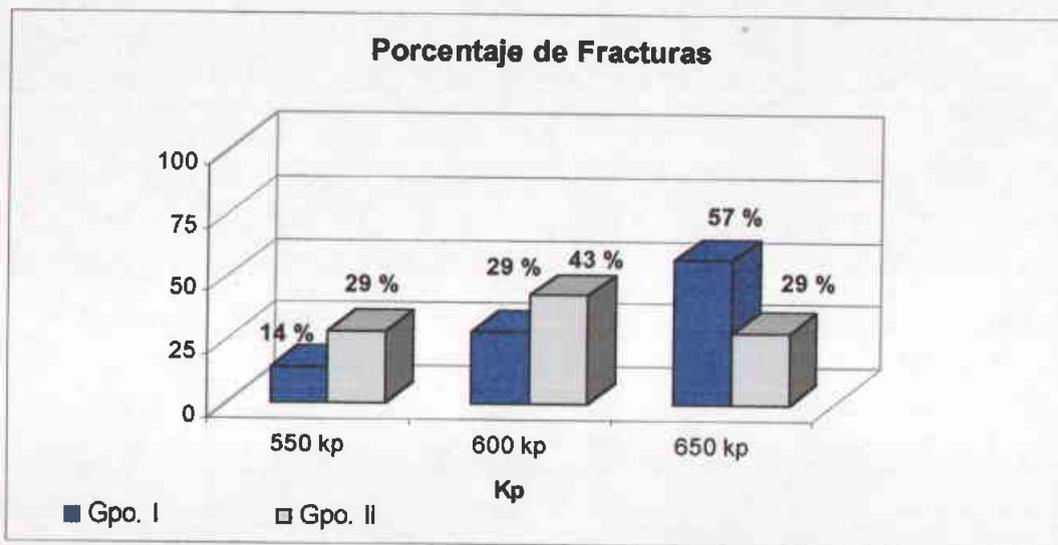


Fig. 5. Porcentajes de fracturas por ciclos de fuerza.

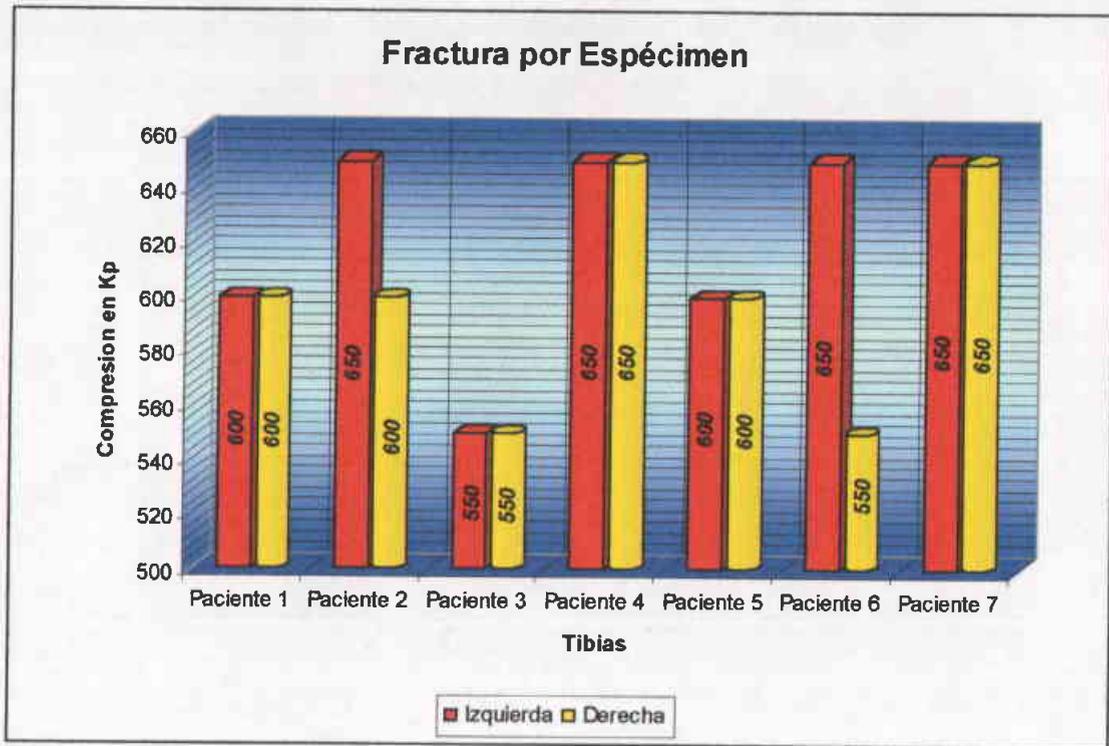


Fig. 6 Fractura por Espécimen



Fig. 7. Tibias Derecha Con corte e Izquierda integra.



Fig. 8. Inserción de Clavos y colocación de pie de rey.



Fig. 9. Prensa Hidráulica tipo mecánica-manual en prueba.



Fig. 10. Medición del Pandeo y fractura total por ciclos de fuerza.