



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA
DR. ERNESTO RAMOS BOURS

TESIS

**RESISTENCIA DE LA TIBIA CON PÉRDIDA ÓSEA: ESTUDIO BIOMECÁNICO
APLICANDO CARGAS CÍCLICAS**

QUE PARA OBTENER LA ESPECIALIDAD DE ORTOPEDIA

PRESENTA:
Héctor Alejandro Campos Reyes

TUTOR PRINCIPAL DE TESIS: DR. DAVID LOMELI ZAMORA
Hospital General del Estado de Sonora
COMITÉ TUTOR: BIOL. NOHELIA GUADALUPE PACHECO HOYOS
Universidad de Sonora
Hospital General del Estado de Sonora
ING. FLOR RAMIREZ TORRES
Instituto Tecnológico de Hermosillo

Hermosillo Sonora; julio 2016



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

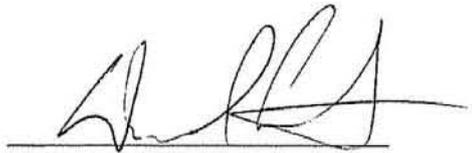
DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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.

FIRMAS DE AUTORIZACIÓN DEL CÓMITE DIRECTIVO DE TESIS

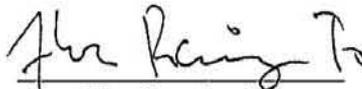
Los presentes han revisado el trabajo del médico residente de cuarto año Héctor Alejandro Campos Reyes y lo encuentran adecuado para continuar con su proceso de titulación para obtener su grado de médico especialista en Ortopedia.



Dr. David Lomeli Zamora
Tutor principal
Hospital General del Estado de Sonora



Biol. Nohelia G. Pacheco Hoyos
Miembro del comité tutorial
Departamento de Investigaciones Científicas y Tecnológicas, Universidad de Sonora
Hospital General del Estado de Sonora



Ing. Flor Ramírez Torres
Miembro del comité tutorial
Instituto Tecnológico de Hermosillo

Hospital General del Estado
"Dr. Ernesto Ramos Bours"
División de Enseñanza e Investigación
No. de Oficio: SSS/HGE/EM/657/16
Hermosillo, Sonora a 27 de julio de 2016

2016: "Año del Diálogo y la Reconstrucción"

OFICIO DE LIBERACIÓN DE TESIS

La división de enseñanza e Investigación del Hospital General del Estado de Sonora hace constar que realizó la revisión del trabajo de tesis del médico residente *Campos Reyes Héctor Alejandro*, cuyo título es:

RESISTENCIA DE LA TIBIA CON PÉRDIDA ÓSEA: ESTUDIO BIOMECÁNICO APLICANDO CARGAS CÍCLICAS

Se considera que la tesis reúne los requisitos solicitados por la Universidad Nacional Autónoma de México y se acepta para ser presentada en el examen de grado.

**ATENTAMENTE
SUFRAGIO EFECTIVO, NO REELECCIÓN.
EL SUBJEFE DE LA DIVISIÓN DE ENSEÑANZA E
INVESTIGACIÓN**

DR. ELEAZAR VALLE ARMENTA

C.p. Archivo
NGPH



Hospital General
del Estado
Dr. Ernesto Ramos Bours

Unidos logramos más

Bld. Luis Encinas Johnson S/N Colonia Centro
Tels. (662) 2592501, 2592505
Hermosillo, Sonora / www.saludsonora.gob.mx

AGRADECIMIENTOS:

- A la Universidad Nacional Autónoma de México
- A la Secretaria de Salud que me ha brindado el apoyo económico para realizar la residencia.
- Al Hospital General del Estado de Sonora “Dr. Ernesto Ramos Bours”
- A todos los miembros del comité de tesis por su valioso tiempo y dedicación.
- A los alumnos del Instituto Tecnológico de Hermosillo

DEDICATORIA:

A mis padres.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	6
MARCO TEÓRICO	8
1.1 Arquitectura ósea de la tibia	8
1.2 Anatomía macroscópica de la tibia	10
1.3 Biomecánica	11
1.3.1 Esfuerzos de flexión en huesos largos	14
1.3.2 Concentración de esfuerzos	17
1.3.3 Mecánica de las fracturas	19
1.3.4 Fracturas de marcha	19
1.4 Defectos óseos	20
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	23
JUSTIFICACIÓN	24
OBJETIVOS	26
HIPÓTESIS	27
MATERIALES Y MÉTODOS	28
RESULTADOS	39
DISCUSIÓN	43
CONCLUSIONES	45
LITERATURA CITADA	46

RESUMEN

Con el objetivo de determinar la cantidad de pérdida ósea circunferencial que puede tener la tibia sin que se rompa al soportar cargas cíclicas fisiológica, se realizó un estudio biomecánico donde se prepararon 10 modelos cadavéricos de tibia. Se les realizó una osteotomía transversal a la diáfisis con una sierra oscilante. Posteriormente se colocaron en un dispositivo de 4 puntos para realizarles solicitaciones en flexión con diferentes cargas. Una tibia se excluyó del estudio por recibir cargas inadecuadas debido a un cálculo incorrecto.

A una tibia se le realizó osteotomía de 75% y se sometió a cargas de 600N en la cual se produjo la fractura al primer ciclo. A las otras 8 tibias se les hizo osteotomía de 50% y se les aplicó cargas de 600 N. A 5 tibias se les dieron más de 7000 ciclos sin llegar ninguna de estas a la falla, los tres restantes se sometieron a más de 14000 ciclos con cargas de 600, 700, y 800N respectivamente sin llegar a la fractura ninguna de ellas.

Como resultado de las pruebas biomecánicas se encontró que la tibia a la que se le realizó más de 50% de pérdida ósea no resistió bajo cargas de 600N. Por otro lado, a las que se les realizó osteotomía del 50 % soportaron sin llegar a la fractura más de 14000 ciclos tanto las que se sometieron a 600N como las de 700 y 800N.

Con esto se concluye que una tibia que tenga una pérdida ósea de la mitad o menos de la circunferencia de su diáfisis es capaz de soportar cargas fisiológicas sin que llegue a romperse, por lo que un paciente bajo estas circunstancias puede iniciar la marcha sin la necesidad de colocación de implantes ortopédicos de protección.

Palabras clave: tibia, pérdida ósea, biomecánico, cargas cíclicas.

ABSTRACT

In order to determine the amount of circumferential bone loss that can be worn without breaking to withstand physiological cyclic loading, a biomechanical study where 10 cadaveric models tibia which underwent transverse osteotomy was prepared was made to shaft with an oscillating saw, subsequently placed in a device in order to conduct 4-point bending stresses in different loads. One tibia was excluded from the study by receiving excessive loads due to an incorrect calculation.

One tibia osteotomy was 75% and subjected to loads of 600N in which the fracture occurred at the first cycle. In the other 8 tibias they were asked osteotomy of 50% and applied loads of 600 N. 5 tibias were given over 7000 cycles without any of these to failure. Furthermore, the remaining three were subjected to more than 14,000 cycles with loads of 600, 700 and 800N respectively without actually breaking any of them.

As a result of the biomechanical tests found that the tibia which was performed more than 50% loss of bone not resist under loads of 600N. And that I underwent osteotomy 50% endured without fracture over 14,000 cycles both they are undergoing as 700 600N and 800N.

With this it is concluded that a tibia having a bone loss of half or less of the circumference of the shaft is capable of withstanding physiological loads without allowing it to break, so a patient under these circumstances may start off without the need placement of orthopedic implants protection.

Keywords: tibia, bone loss, biomechanical, cyclic loads

INTRODUCCIÓN

La investigación biomecánica en modelos animales ha proveído considerables avances en el desarrollo de la ortopedia específicamente ha servido para la investigación de la curación de fracturas y reparación de defectos óseos a pesar de estos beneficios el uso de modelos animales vivos o modelos cadavéricos han tenido problemas controversiales, además de que pueden tener ciertas diferencias respecto a los propios huesos humanos.

La tibia constituye el hueso medial más grande de la pierna y en su extremo proximal se expande en el plano transversal para soportar el peso siendo el único hueso que se articula con el fémur en la articulación de la rodilla por lo que comparten diversos músculos entre otros tejidos. ^(DRAKE, 2010) Por lo tanto, la acción mecánica de los músculos de este hueso, así como las diversas piezas del esqueleto son semejantes a palancas y poseen un punto de apoyo, una potencia y una resistencia para de esta manera realizar los movimientos que presenta una porción del cuerpo, de un hueso o de un órgano para realizar la marcha o los movimientos fisiológicos ^(PRO, 2014).

Debido a las características anatómicas de la tibia y a la conformación de sus músculos, ésta es altamente resistente. No obstante, sabemos que existe diversas situaciones en las que presenta debilidades anatómicas al no encontrarse totalmente integra debido a múltiples factores patológicos o iatrogénicos ^(MONREAL, 2005) por lo que su resistencia a los diversos movimientos fisiológicos como lo es el de flexión se ve afectada en diversos grados. Lo que despertado el interés de realizar estudios biomecánicos en el Hospital General del estado de Sonora desde el 2005. Sin embargo, se han llevado a cabo en prensas particulares y únicamente a cargas axiales catastróficas presentándose como unas de las

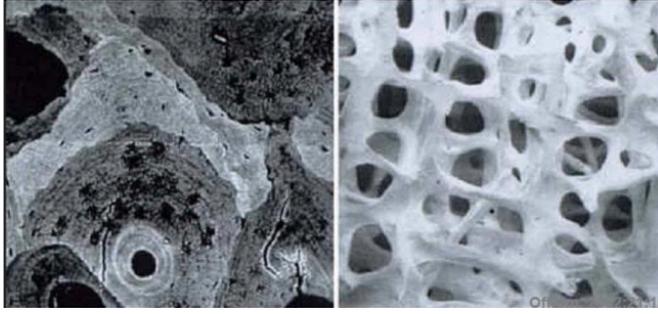
limitaciones de los estudios biomecánicos previamente realizados por lo que en este trabajo pretendemos en conjunto con ingenieros mecatrónicas, adaptar un dispositivo de flexión de 4 puntos para realizar solicitaciones cíclicas en flexión a tibias cadavéricas con defecto óseo y así establecer la resistencia de las misma bajo estas condiciones para con ello sustentar el uso o desuso de ciertos materiales de osteosíntesis.

MARCO TEÓRICO

1.1 Arquitectura ósea de la tibia

El tejido óseo está compuesto por células y matriz extra celular mineralizada capas de proveer sostén y protección. La ultra estructura del hueso es también notable en propiedades mecánicas. En la escala más fina de observación (microscópico electrónico) la matriz proteica está altamente ordenada (colágeno tipo I) reforzada con cristales minerales (hidroxiapatita). Se sabe que el colágeno es un material relativamente blando y flexible: las propiedades mecánicas del tejido conectivo blando representan al colágeno. El mineral de hueso como se observa in vitro es frágil y friable parecido al gis en las propiedades mecánicas por lo que solos no servirían. Sin embargo, los materiales compuestos con finos cristales de mineral embebidos en matriz proteica tienen excelentes propiedades mecánicas semejantes a las de la madera de teca. ^(ERIC L. RADIN, 1989) En la matriz ósea hay espacios llamados laguna cada una de las cuales contiene una célula ósea u osteocito, el osteocito extiende una gran cantidad de prolongaciones e túneles estrechos denominados canalículos. Además de los osteocitos hay otros cuatro tipos de células: células osteoprogenitoras, osteoblastos, células de revestimiento óseo y osteoclastos.

El tejido óseo se clasifica en compacto y esponjoso una capa densa compacta forma la superficie ósea externa (tejido óseo compacto) mientras que una malla de aspecto esponjoso compuesta por trabéculas forma parte interna del hueso (tejido óseo esponjoso). ^(ROOS, 2014) Los huesos se clasifican según su forma, en huesos largos, cortos planos e irregulares. ^(ROOS, 2014)



*Figura (1) Microfotografía electrónica de hueso cortical (izquierda) y trabecular (derecha)
Tomada de Gallardo 2016 en Caracterización biomecánica del hueso de oveja*

La unidad estructural del tejido óseo son las laminillas óseas de 3 a 7 micras están unidas entre sí compuestas por matriz calcificada que alojan los osteocitos. Las laminillas especiales están orientadas de forma concéntrica alrededor de vasos que transcurren longitudinalmente y forman unidades estructurales cilíndricas, las osteonas o sistemas de Havers en cuyo interior se encuentra el conducto de Havers. El hueso es muy resistente a la tracción y a la compresión, soporta los esfuerzos de flexión y de torsión, y tiene una constitución ligera eficaz ^(URLICH, 2010)

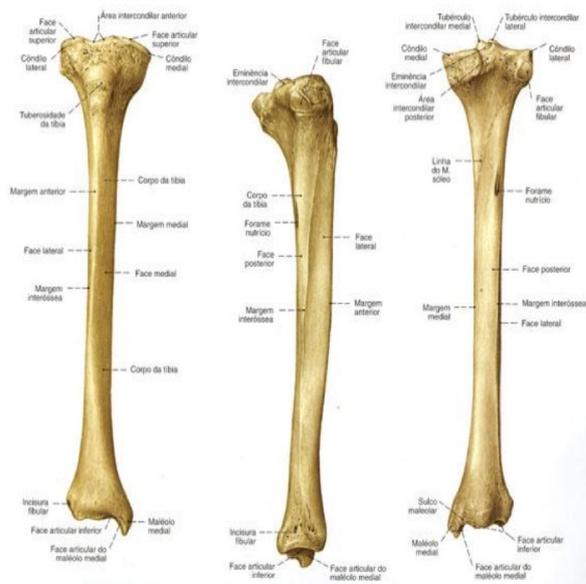
Los conductos de Havers también ayudan a prevenir las fracturas. El conducto tiene un radio de curvatura grande, es decir no es tan agudo como el borde de una fisura de tal manera que se requieren mayores esfuerzos para continuar la propagación de la fisura. El hueso con mayor densidad de sistemas de Havers es más resistente a la fatiga. Quizá esto se deba a que las líneas de cemento y los conductos de Havers sirven para detener y desviar el crecimiento de las fracturas. La subdivisión del hueso por las líneas de cemento tiende a guiar longitudinalmente la fisura. Sin embargo, si los osteonas tienden a acodarse individualmente habrá menos rigidez en flexión. ^(ERIC L. RADIN, 1989)

Según un trabajo realizado en fémur de caninos se observó que no hay correlación entre el tamaño del osteon o área fraccional. Sin embargo, sí hay relación del tamaño del osteon con la capacidad de sostener la propagación lenta de grietas que tienen sistema de Havers de diámetro más pequeño. Por lo tanto, las grandes osteonas tienden a producir un rápido crecimiento de las grietas mientras que las osteonas pequeñas producen una propagación lenta de las grietas. (MOYLE, 1978)

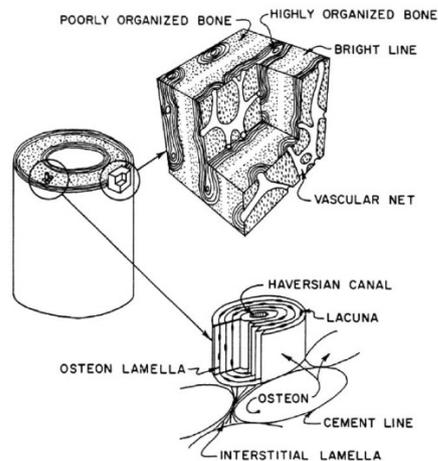
La resistencia a la propagación de grietas bajo carga de corte es mayor que bajo carga de tracción, un hallazgo que sugiere que el hueso se adapte a prevenir el crecimiento de grieta en cizalla. En este mismo estudio se encontró que la resistencia ósea es equivalente en hombres y mujeres y que la dureza ósea disminuye gradualmente con la edad entre 55 y 89 años (NORMAN, 1996)

1.2 Anatomía macroscópica de la tibia

La tibia constituye el hueso medial y más largo de la pierna (DRAKE, 2010). Es un hueso largo prismático triangular en el cual se describen tres caras y tres bordes, su extremidad superior participa en la articulación tibioperonea y en la articulación de la rodilla, es algo proyectada hacia atrás y ensanchada en sentido transversal. La extremidad inferior menos desarrollada que la superior participa en la articulación talo crural y en la sindesmosis tibioperonea, el cuerpo está formado por un cilindro de hueso compacto muy resistente que tiene en su centro el conducto medular. (LATARJETE, 2012) Es decir, hueca en su interior y con hueso cortical en su periferia siendo esta similar a un tubo (figura 2).



□ *Figura (2) vista anterior, posterior, lateral de tibia derechas. Tomada de Tomada de Gallardo 2016 en Caracterización biomecánica del hueso de oveja*



□ *Figura (3) corte axial de un hueso largo. Tomado de Michael A.K 2004 en Biomechanical considerations of animal models used in tissue engineering of bone*

1.3 Biomecánica

El hueso difiere de los elementos estructurales en ingeniería en que se auto repara y puede modificar sus propiedades y geometría en respuesta a cambios en la demanda mecánica. 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 también se puede cargar con cargas más complicadas como multi axiales o llevar las cargas mono axiales a la fatiga por medio de ciclos.

La biomecánica surge de la necesidad de responder preguntas y hallar soluciones a problemas médicos y biológicos que involucran el conocimiento de la mecánica, la

geometría y los materiales. Teniendo por definición que la biomecánica es la rama de la física que analiza la acción de las fuerzas en el estudio de los aspectos anatómico y funcional de los organismos vivos. (VACCARO, 2005) La biomecánica ha tenido un vertiginoso avance, desde su origen, con Galileo Galilei, quien estudió el ritmo cardiaco, hasta nuestros días, donde se realizan sofisticados estudios de nanotubos de carbono como andamios estructurales para acelerar y mejorar el proceso de recuperación de fracturas. Siendo la biomecánica, experimental el área del conocimiento en que se ubica el presente trabajo. (GARZON, 2009)

La biomecánica experimental se encarga de estudiar el comportamiento de tejidos biológicos y elementos ortopédicos. Es importante conocer el comportamiento mecánico de los tejidos biológicos para determinar la etiología de las enfermedades, como la osteoartritis, o desarrollar dispositivos para tratamientos como los *stents* utilizados para destapar arterias. En estos estudios se utilizan modelos teóricos que son generalmente validados con pruebas experimentales (García y Cortés, 2006; Wilson *et al.*, 2005) (ARLEX LEYTON 2008) Los elementos ortopédicos son herramientas de uso diario en los hospitales de todo el mundo para el tratamiento de diversas patologías del sistema músculo esquelético. (ARLEX LEYTON VIRGEN, 2008)

La biomecánica es una disciplina que se rige según los lineamientos planteados por la física clásica y responde a las leyes básicas de la mecánica propuestas por Isaac Newton (Tippens, 2009). Para responder los cuestionamientos sobre la acción de las fuerzas de impacto en el sistema óseo humano, se consideran estos principios fundamentales:

Primera Ley de Newton: “Todo cuerpo conserva el estado de reposo o movimiento rectilíneo uniforme a menos que se le obligue mediante la acción de una fuerza” (Newton, 1687).

Segunda Ley de Newton: “La resultante de las fuerzas que actúan sobre una partícula es igual a la variación de su cantidad de movimiento respecto del tiempo” (Newton, 1687).

La forma en la que comúnmente se presenta la segunda ley en su formulación más conocida es $F=ma$ (expresada vectorialmente para fuerza y aceleración). En nuestro caso nos interesa expresarla como la equivalencia entre la cantidad de movimiento y el impulso mecánico:

En general, el hueso es un material anisótropo y visco elástico, se forma y se reabsorbe según las tensiones mecánicas que sufre (Ley de Wolff). Su resistencia varía en función de la dirección en la que se aplica la carga, el hueso es más frágil ante la flexión y la tensión que ante la compresión. Por lo tanto, los esfuerzos de tensión y flexión, in vivo, la actividad muscular modifica las fuerzas que soportan los huesos, influyendo en los factores mecánicos que actúan en la consolidación ^(WOLFF, 1986)

Se destaca la poca información disponible sobre aspectos biomecánicos de los huesos de la pierna tanto de humanos como de animales. Fioretti en el trabajo de características mecánicas dinámicas de la tibia cita a Cristofolini quien afirma los pocos trabajos realizados abordando algunos aspectos acerca de la rigidez y fuerza de los huesos de las extremidades posteriores pero la información no es suficiente. Mientras que el fémur

se ha estudiado en mayor medida hay poca información disponible sobre la tibia y el peroné. (FIORETTI, 20013)

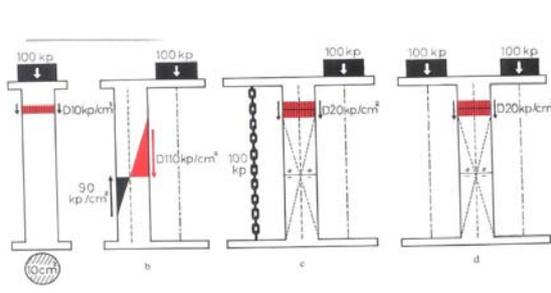
1.3.1 ESFUERZOS DE FLEXION EN LOS HUESOS LARGOS

Las fuerzas de compresión y tensiles actúan sobre el eje longitudinal de hueso donde son aplicados. Las fuerzas de corte actúan paralelo o tangencial a la superficie siendo las causas de que el hueso tienda a cizallarse. El estrés representa el resultado de la distribución de la fuerza interna de un cuerpo solido cuando actúa una fuerza externa sobre él. Por lo tanto, estrés es igual a la fuerza por unidad de área expresándose en la formula siguiente $S = \frac{F}{A}$ El estrés tensil, compresivo y de corte están dados por la dirección de la fuerza que produce la sollicitación. (VACCARO, 2005)

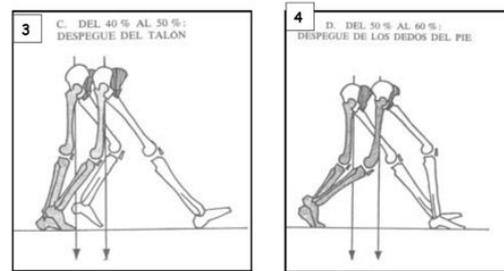
En las actividades normales de la vida diaria, considerando el acto de subir una escalera el peso del cuerpo origina esfuerzos en los huesos de los miembros pélvicos a medida que uno se impulse hacia arriba en contra de la gravedad, la fuerza la proporciona la contracción muscular y los huesos son sometidos a esfuerzos a medida que los músculos se contraen. Hacia el esqueleto de las extremidades se somete a compresiones asimétricas produciendo flexión y así la tibia está sometida a esfuerzos de flexión cuando se camina o se sube una escalera, es decir un hueso largo puede recibir fuerza en dos sentidos, a lo largo de su eje axial y en el sentido perpendicular a su eje, cuando recibe l carga axial esta puede ser justo en el centro pero cuando la recibe excéntricamente tendera a provocar compresión del lado al que se acerca y tensión del lado al que se aleja la carga esto es explicado y representado por Pauwels y sus columnas que llevan su mismo nombre (Figura 4). Aun sin movimiento el apoyo bipodálico crea un esfuerzo de flexión debido al peso asimétrico. Una

estructura sometida a flexión tiene un eje neutro y así el material del lado cóncavo al eje neutro está en compresión y el lado convexo está en tensión y así en un sólido como el hueso, la tensión es un esfuerzo potencialmente más destructivo que la compresión. Es el esfuerzo de tensión el que inicia la fractura por flexión por lo tanto las fracturas por flexión siempre se inician en la mitad del hueso donde se solicita a distracción (figura 6).

En la marcha con el pie en apoyo total, el esfuerzo máximo de tensión en la tibia es posterior. (ERIC L. RADIN, 1989)

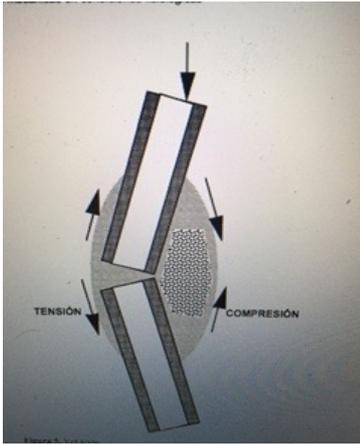


□ Figura (4) representación de las fuerzas excéntricas mediante las columnas de Pauwels



□ Figura (5) representación gráfica de los ejes de carga de la tibia en los diferentes ciclos de la marcha

Al recibir la tibia la carga del cuerpo de manera excéntrica en el eje axial, se producirá flexión por lo que para representar de forma equivalente estas sollicitaciones y llevar a la tibia exactamente a la flexión se hace mediante un dispositivo de flexión de 4 puntos (figura).



□ *Figura (6)
representación de las
fuerzas excéntricas
provocando tensión y
compresión*

Los estudios en flexión por mucho los métodos más comunes que se utilizan para probar los huesos enteros, existiendo de 3 y de 4 puntos. El estudio de 3 puntos es en el que se coloca el hueso a probar sobre dos soportes y un dispositivo de una sola punta se aplica sobre la superficie opuesta. En este régimen la carga máxima se produce en el punto de aplicación de la carga produciendo cizallamiento en este punto. El método de flexión de cuatro puntos alternativas es similar excepto que la carga se aplica por dos puntos de apoyo situados equidistantemente del punto medio, la principal ventaja de este método reside en el hecho de que toda la sección de hueso entre estos dos puntos de carga se somete a un momento uniforme. Por lo tanto, la configuración del haz de carga de flexión pura está distribuida en todo el eje axial y no hay cizallamiento. (SHARIR, 2008)

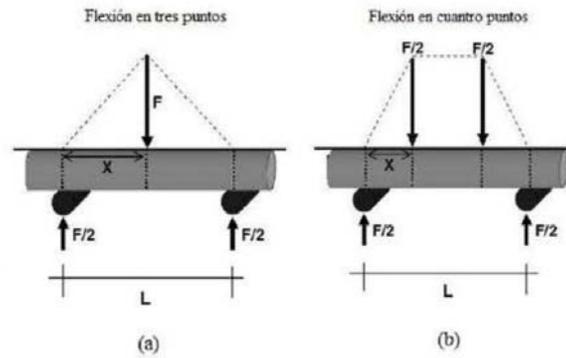


Figura (7) Representación gráfica de los dispositivos de tres (a) y cuatro puntos (b). Tomada de Amnon Sharir et al (2008) en *whole bone mechanics and mechanical testing*

La flexión generalmente se estudia mediante un dispositivo de cuatro puntos, en dos planos, coronal y sagital. Esto no se elige al azar, si no que se busca reproducir la dirección de las flexiones que se tienen cuando el individuo se encuentra de pie (Quintanar Fernández, 2014)

1.3.2 CONCENTRACIONES DE ESFUERZOS

En flexión la fractura empezara en la superficie convexa, en la fibra extrema donde se encuentra el mayor esfuerzo de tensión. Si hay alguna muesca o rayadas u otras alteraciones semejantes en la fibra extrema la fisura comienza en este punto. La fisura prosigue a través de la barra perpendicularmente a los esfuerzos de tensión causados por la flexión.

Los esfuerzos de tensión pueden ser potentes en una concentración de esfuerzos. Por lo que se presentará un equilibrio mecánico y la carga total será la misma para cualquier sección transversal. Por lo tanto, el esfuerzo será mayor en el extremo angosto de la barra y en una fisura aguda y profunda los esfuerzos de tensión pueden estar concentrados por un factor de

10000. Además, los esfuerzos se concentran en el ecuador del orificio y en el fondo de la muesca, y una muesca aguda concentraría más los esfuerzos. (ERIC L. RADIN, 1989)

Si consideramos que el comportamiento de un hueso corresponde al de un sólido elástico, la deformidad esta linealmente relacionada con la fuerza que causa esta deformación mediante la ley de Hook. Cuando una muestra de hueso es sometida a una fuerza de manera incremental su curva tensión-deformación y exhibe inicialmente una relación lineal entre la tensión y la deformación, denominada zona elástica. Sin embargo, para un valor de tensión en particular denominado límite elástico, un aumento de dicho valor implica que la respuesta en la deformación sea no lineal donde las pequeñas cargas adicionales producen un gran aumento de la tensión como resultado de la acumulación de daño (micro fisuras) en el material. Esto provoca una disminución de la rigidez resultante. Se dice entonces que el material se empieza a deformar plásticamente en ese punto. Si la tensión sigue aumentando el producto final es la rotura de la muestra y, el valor de la tensión en ese punto se denomina tensión máxima, la cual representa la resistencia del material.

Módulo de Young

Para un material elástico e isotrópico, el Modulo de Young (E) representa la relación entre tensión aplicada (σ) y la deformación resultante (ϵ)

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

El módulo de Young puede determinarse experimentalmente sometiendo a una carga controlada el material de estudio y analizando los valores de tensión y deformación conjuntamente. Este valor corresponde a la pendiente de la curva de tensión-deformación dentro de la zona elástica del diagrama.

El Modulo de Young representa la rigidez del material, cuanto mayor es su valor, más rígido es el material y por lo tanto se necesita más fuerza para producir la misma deformación en comparación con un material menos rígido. ^(GALLARDO, 2016) Para materiales, transversalmente isótropos esta relación depende de si la muestra se carga en la dirección axial o en la dirección transversal. La mayoría de los estudios realizados, determinan que el modulo axial de hueso cortical es de entre 15000 y 25000 MPa, alrededor de dos veces mayor que el modulo transversal citado por Gallardo 2016 del artículo original de Sharir et al 2008.

1.3.3 MECANICA DE LAS FRACTURAS

En general cuando se somete un hueso a carga continua se presenta o bien flujo plástico o bien una fractura en la cual una fisura microscópica, la cual en materiales resistentes y duros como es el hueso es causada por esfuerzos de tensión. Los esfuerzos de tensión que en general producen una fractura no son ocasionados por cargas de tensión (o tracción) sino por flexión o por torsión. ^(ERIC L. RADIN, 1989)

1.3.4 FRACTURAS DE MARCHA

Aún con bajos niveles de esfuerzo muy por abajo de los esfuerzos necesarios para causar fallas catastróficas hay posibilidad de fallas. El tipo más común de carga es cíclico o

intermitente; la locomoción somete a las extremidades inferiores a esfuerzos repetidos o cíclicos. Cada vez que se replica el esfuerzo la fisura avanzará otras micras más y finalmente será lo suficientemente grande para tener consecuencias catastróficas. Así, mientras mayor sean los esfuerzos cíclicos más rápido será el crecimiento y la falla final.

(ERIC L. RADIN, 1989)

1.4 Defectos óseos

Los tumores superficiales de bajo grado pueden teóricamente ser tratados mediante resección hemicortical reteniendo una parte de la circunferencia de la cortical y posteriormente se puede utilizar la colocación de un al injerto. En un estudio realizado en los países bajos en donde se trató a 22 pacientes entre los que presentaron condrosarcoma periférico, adamantinoma y osteosarcoma paraostal. Se les realizó resección de tumoración dejando en diferentes proporciones tejido óseo sano en el sentido transversal, posteriormente se les colocó aloinjerto con algún material de sostén. Se obtuvieron como resultados fractura del cortical restante en seis de ellos. Sin embargo, no se define a qué cantidad de pérdida ósea fue biomecánicamente necesaria la colocación de material de osteosíntesis (DEIJKERS, 2002)

Al encontrarse ante tumoraciones óseas, el dilema para el médico a cargo de estos pacientes es multifacético. En primer lugar, se debe decidir si la lesión es benigna o maligna y en segunda si el defecto ha debilitado el hueso y causar fractura, investigaciones anteriores ha considerado la geometría del defecto el dolor, la localización anatómica, el tipo de lesión y la actividad para ser predictores de riesgo de fractura para el esqueleto apendicular. Varios investigadores han utilizado directrices basadas únicamente en mediciones geográficas

simples, dos de tales directrices se citan con frecuencia, I) un defecto mayor de 2.5cm de diámetro deben ser considerados en riesgo de fractura y II) superior al 50%, siendo la destrucción cortical la indicación para la estabilización profiláctica, sin embargo estas directrices nunca se han demostrado que sean específicas para la predicción de fracturas y que también son insensibles al modo de carga y ubicación relativa del defecto^(HONG, 2004)

Existe un trabajo que se realizó para valorar un modelo de defecto óseo no crítico entendiéndose por defecto óseo no crítico aquel que tiene la capacidad de repararse espontáneamente. Este se realizó por medio de análisis biomecánico destructivo de flexión a tres puntos en tibia de ratas^(C.HERNANDEZ, 2011) El hueso posee una buena capacidad de cicatrización y la gran mayoría de los defectos óseos, cuando es estimulado por las condiciones biológicas y micros ambientales bien balanceados tienden a la curación espontáneamente ya sea por traumatismo, o resecciones quirúrgicas de tumores. La diáfisis de la tibia es el sitio más común para defectos óseos segmentarios debido a que carece de cobertura de los tejidos blandos.

Un defecto crítico ha sido definido como una deficiencia segmentaria de una longitud superior a 2-2.5 veces el diámetro del hueso afectado.^(REICHERT, 2009) En la cirugía ortopédica a menudo hay que abrir una ventana en la región cortical de los huesos largos para tener accesos a diversos procesos infecciosos, inflamatorios o neoplásicos. Por lo tanto, es común para la fabricación de ventana cortical de drenaje quirúrgico de la osteomielitis aguda o crónica como un método de diagnóstico para lesiones óseas, e incluso con el objetivo de las lesiones pseudoneoplásicas legrado y tumores benignos, en todas estas eventualidades produce un defecto de tamaño variable que a menudo puede producir a la aparición de una fractura patológica en particular el fémur o la tibia. Incluso se han reportado casos de

Resistencia de la tibia con pérdida ósea: Estudio biomecánico aplicando cargas cíclicas

fracturas en paciente pos operados y que han deambulado. Especialmente a nivel diafisiario la cual ha condicionado a una nueva intervención quirúrgica con el objetivo de la reducción y fijación de la fractura, al presentar un orificio de cualquier proporción puede debilitar al tejido óseo, pero si es mayor del 30% de diámetro transversal óseo lo debilita de manera exponencial. (CAMARGO, 2002)

Los defectos óseos y pseudoartrosis imponen un costo tremendo para la sociedad el costo promedio para los pacientes que sufren pseudoartrosis equivale a alrededor de 25000 dólares, es conocida por causar periodos más largos de tratamiento. (PAPE, 2010)

Rockwood 1966 menciona que con una pérdida de 10% del diámetro no hay ningún cambio en la resistencia del hueso y al llegar el defecto a un 30% del diámetro, la resistencia disminuye un 50%, refiriéndose con esto a la resistencia en torsión. Por otro lado, Monreal 2005 somete dos grupos de tibias a cargas catastróficas en compresión axial uno con una pérdida ósea transversal de 50% y otro de tibias integra en el cual se observó que el comportamiento fue muy similar entre ambos grupos (figura8). De igual forma es visto en el trabajo de Rivera 2012 en donde una tibia integra soporto carga de 400 kg.

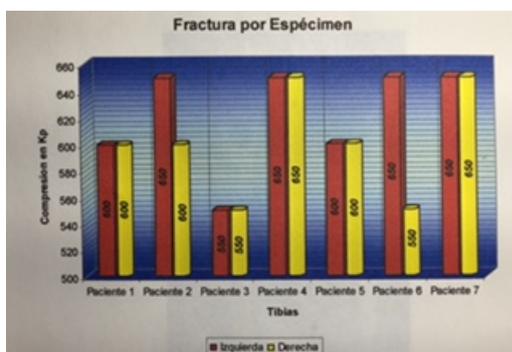


Figura 8 comportamiento de tibias integra y con pérdida ósea ante cargas catastróficas, tomada de Monreal 2005

Se sabe que la tibia es sometida mayormente a cargas en flexión durante las estepas de la marcha por lo que se ha buscado simular dicha sollicitación con diversos dispositivos y sistemas. Se ha llevado a cabo con dispositivo de tres puntos con lo que se ha visto que presenta más sollicitación en cizallamiento por la concentra de la fuerza en un solo punto menciona Sahrir en su trabajo Whole bone mecánicas and mechanical testing que la fuerza se reparte de manera uniforme en el brazo de momento que existe entre los dos puntos de aplicación de la fuerza por lo que un dispositivo de 4 puntos es el ideal para reproducir sollicitaciones en flexión en un hueso largo. También se conoce que una fuerza repetida en un hueso va a producir micro fracturas hasta llevarlo a la ruptura total como pasa en las llamadas fracturas por estrés aun con fuerzas muy por debajo de lo que pudiera romper al hueso con un solo impacto por lo que se lleva a cabo sollicitaciones en flexión en un dispositivo de 4 puntos con cargas cíclicas sometiéndolo a cargas de magnitudes similares a las fisiológicas y con un defecto óseo provocado del 50%.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Qué cantidad de la tibia puede ser resecada sin que se fracture al ser ésta sometida a cargas fisiológicas? Fue la pregunta de investigación planteada en el presente estudio. Normalmente, cuando tenemos un paciente que presenta una pérdida ósea en la tibia se le tiene que diferir del apoyo durante el tiempo que tarde en regenerar el hueso. Sin embargo, la inmovilidad prolongada trae como consecuencia problemas como osteopenia, trastornos en la piezoelectricidad. Por otro lado, la opción es colocarle algún implante ortopédico, aunque esto conlleva también efectos colaterales por eso es importante que el paciente

pueda caminar sin ningún dispositivo cuando no sea necesario. Han sido frecuentemente manejados de manera discrecional mediante la colocación de implantes ortopédicos basándose en la escasa literatura que existe en cuanto a la resistencia de la tibia, sin considerar que en muchas ocasiones se puede estar indicando dichos materiales sin ser estos realmente necesarios y sin tomar en cuenta los riesgos que los equipos de osteosíntesis mencionados traen consigo. Entre los más frecuentes tenemos infecciones, rechazo a material, además de el alto costo y la incomodidad que implica el tenerlos tanto en las actividades cotidianas como laborales. Por lo que se encuentra como un verdadero problema el no conocer a ciencia cierta la resistencia con la que se comporta la tibia bajo cargas fisiológicas una vez contando con un defecto óseo determinado.

En el presente estudio se realizó una simulación de fuerzas de flexión aplicadas a la tibia con pérdida ósea mediante un dispositivo de cargas cíclicas. Considerando el peso promedio de una persona y restando a este el propio peso de la extremidad se le aplico cargas de 600N con una cantidad de 14000 ciclos considerando que la persona promedio camina de 3000 a 4000 pasos diarios siendo estos el número de pasos requeridos para la rehabilitación.

JUSTIFICACIÓN

Permitir que el paciente que se encuentre bajo las circunstancias de una pérdida ósea de la tibia de menos del 50% sea protegida al ser incorporada a la marcha normal y a la rehabilitación sin la necesidad de la colocación de ningún implante ortopédico.

Dar pie para seguir con las líneas de investigación en cuanto al comportamiento de la tibia a otras sollicitaciones y el comportamiento biomecánico de otros de los huesos largos.

No existe en la literatura datos que nos hable con certeza sobre el comportamiento biomecánico de la tibia humana, bajo las condiciones de defectos óseos, al ser sometidas a cargas fisiológicas, por lo que no se conoce una indicación exacta, referente a la cantidad de pérdida ósea para la colocación de material de osteosíntesis siendo que éstos son colocados en muchas ocasiones sin ser necesarios y sin embargo exponiendo a un riesgo mayor de presentar efectos colaterales, además de incrementar el costo de la atención médica ortopédica.

En este trabajo se pretende determinar qué cantidad de pérdida ósea debe tener la tibia, para que requiera la colocación de un implante y hasta que cantidad de pérdida ósea, la tibia es resistente para soportar el peso de una persona de peso promedio al realizar la marcha sin tener riesgo de fractura.

Existe el antecedente de estudios previos realizados en el Hospital General del Estado en el servicio de ortopedia, los cuales fueron con cargas catastróficas las cuales simularían el impacto recibido en un choque o algún tipo de contusión directa a la tibia en algún accidente, mas no a las cargas que asemejen las fuerzas fisiológicas recibidas al realizar la marcha por lo que para simular tales fuerzas se requeriría aplicar cargas repetitivas y a una fuerza similar al peso de una persona promedio, siendo el motivo por el cual se muestra interés en realizar el trabajo.

Es bien conocido que las solicitaciones en flexión de la tibia a las que ésta se somete al realizarse la marcha, son perfectamente bien suplidas al someterlas a flexión con un dispositivo de 4 puntos por lo que se utilizó el ya existente en el servicio y se les realizaron adaptaciones para realizar cargas cíclicas.

OBJETIVOS

Objetivo general:

Determinar la cantidad de hueso que se puede resear a una tibia sin que se rompa al ser sometida a cargas fisiológicas cíclicas.

Objetivos particulares:

- Evaluar la cantidad de carga que fracturara a la tibia con defecto óseo de 50%.
- Determinar el número cargas cíclicas en flexión de 600 N que soporta la tibia con pérdida ósea transversal de 50%

HIPÓTESIS CIENTÍFICA

Al someter modelos cadavéricos de tibia con una resección del 50% de su área circunferencial a 7000 ciclos de flexión con 600 N de fuerza no se fracturarán estas estructuras.

II.- MATERIALES Y MÉTODO

2.1 Diseño del estudio

Es un estudio experimental. Un estudio experimental es una serie de investigaciones efectuadas en forma controlada por el investigador, el investigador controla los factores que contribuyen a la variabilidad, sesgos, tratamiento, evaluación del desenlace y el análisis (MORENO, 2013)

Es un estudio biomecánico porque es un tipo de estudio experimental donde los sujetos son pacientes vivos o modelos cadavéricos y se evalúa uno o más tratamientos para el control de un padecimiento

Tipo de estudio	Descripción
Experimental	Serie de investigaciones efectuadas en forma controlada por el investigador
Biomecánico	Tipo de estudio experimental donde los sujetos son pacientes vivos o modelos cadavéricos y se evalúan uno o más tratamientos para el control de un padecimiento
Analítico	Estudio donde se pueden establecer relaciones entre variables

Especificaciones generales	
Según el seguimiento	Transversal: no hay seguimiento, las variables se miden una sola vez
Alcance de estudio	Exploratorio, descriptivo, correlacional y explicativo

2.2 Población

Estuvo constituida por cinco cadáveres de sexo masculino de entre 42, 44, 56, 60 y 61 años obtenidos del servicio de patología del Hospital General del estado que cumplieran con los criterios de inclusión establecidos.

2.3 Periodo de estudio

Se extrajeron los huesos de tibia de cadáver. Se diseñó y elaboró el dispositivo de cargas cíclicas además de que se realizaron las pruebas biomecánicas de cargas cíclicas en flexión en un periodo de tres meses, comprendido entre el 1 de abril de 2016 y el 22 de julio de 2016.

2.4 Tamaño de la muestra

Se consideraron 10 huesos de tibias de cadáver fresco congelado las cuales se mantuvieron cubiertos con compresas humedecidas con solución fisiológica en refrigeración a 3° C hasta su uso para la prueba biomecánica.

2.5 criterios de selección

2.5.1 Criterios de inclusión

- Huesos tibias sin antecedentes de osteoporosis diagnosticados previamente.
- Huesos tibias sin antecedentes de fracturas previas y/o realización de osteosíntesis.
- Huesos tibias sin antecedente de tumores primarios o metástasis.
- Huesos tibias sin antecedentes de malformaciones congénitas.
- Huesos tibias sin antecedentes de osteomielitis.

2.5.2 Criterios de exclusión

- Huesos de tibias provenientes de cadáver con antecedente de enfermedades infectocontagiosas.

2.5.3 Criterios de eliminación.

- Osteotomía de tibias mal realizada.
- Cálculos inadecuados de cargas utilizadas.

2.6 Aspectos éticos de la investigación

Se obtiene la autorización del comité de ética y del departamento de enseñanza e investigación del Hospital General del Estado Ernesto Ramos Bours además de llevar apego a la normativa de la Ley General de Salud para llevar a cabo la obtención de los especímenes cadavéricos del departamento de patología del mismo Hospital.

La investigación médica con cadáveres debe ser siempre manejada conforme a lo establecido por la legislación mexicana. Por lo tanto, el presente protocolo ha sido elaborado siguiendo la normatividad indicada en la fracción I del artículo 89 de la Constitución Política de los Estados Unidos Mexicanos, y con fundamento en los artículos 1o.; 2o.; 3o., fracción XXVI; 4o.; 7o.; 13 "A", fracciones I, II y X; 14; 18; 23; 24, fracción I; 27, fracción III; 32; 33; 45; 47; 100; 313 a 350 y demás relativos de la Ley General de Salud.

El reglamento de la Ley General de Salud en materia de control sanitario de la disposición de órganos, tejidos y cadáveres de seres humanos presenta dos capítulos referentes a la disposición y la investigación con cadáveres. El capítulo IV aborda la disposición de

órganos, tejidos y sus derivados; productos y cadáveres de seres humanos, incluyendo los embriones y fetos. Mientras que el capítulo V incluye la normatividad para el estudio e investigación relacionados con la disposición de órganos, tejidos y sus derivados, productos y cadáveres de seres humanos.

La investigación se ha planeado conforme a lo especificado en el capítulo IV artículos 59 y 62 y capítulo V artículos 79 y 88 de la Ley General de Salud. Las especificaciones legales para cada artículo se presentan a continuación:

CAPÍTULO IV De la Disposición de Cadáveres

ARTÍCULO 59.- La disposición de cadáveres para efectos de investigación o docencia sólo podrá hacerse previa la certificación de la pérdida de la vida de acuerdo con lo prescrito en el artículo 317 de la Ley.

ARTÍCULO 62.- Para la realización de cualquier acto de disposición de cadáveres deberá contarse previamente con el certificado de defunción, que será expedido una vez comprobado el fallecimiento y determinadas sus causas por profesionales de la medicina o por personas autorizadas por la autoridad sanitaria competente.

CAPÍTULO V De la Investigación y Docencia

ARTÍCULO 79.- Para la utilización de cadáveres o parte de ellos, de personas conocidas con fines de investigación o docencia, se requiere permiso del disponente originario otorgado ante la fe del notario público o en documento privado, expedido ante dos testigos idóneos.

ARTÍCULO 88.- Las instituciones educativas serán responsables del uso adecuado y ético de los cadáveres. Sólo se podrá entregar anualmente y como máximo, el número de cadáveres que expresamente les haya autorizado la Secretaría, y para el empleo de un número mayor, la institución respectiva deberá presentar solicitud en la que exprese los motivos que los justifiquen.

Además, la investigación cuenta con la aprobación del comité de bioética del Hospital General del Estado de Sonora y la División de Enseñanza e Investigación.

2.7 Recursos empleados

Recursos humanos:

Personal residente del 4° año de T y O

Asesor general de tesis

Asesor metodológico y estadístico de tesis

Asesor de biomédica y mecatrónica.

Estudiantes de mecatrónica

Personal de la morgue del Hospital General del estado de Sonora

Recursos físicos:

Se muestra a continuación el material utilizado para realización del presente trabajo:

- 1) 10 Modelos cadavéricos de tibia.
- 2) 20 Hojas de bisturí # 15.
- 3) Mango de bisturí.
- 4) Cinta métrica.

- 5) Goniómetro.
- 6) Marcador indeleble.
- 7) Cuaderno de anotaciones.
- 8) Equipo de protección médico.
 - Guantes
 - Cubre bocas
 - Lentes de protección
 - Bata quirúrgica.
- 9) Sierra oscilante Stryker.
- 10) 1 Clavo Kirshner
- 11) Perforador eléctrico
- 12) Dispositivo de cuatro puntos SQ con modificaciones HC
- 13) Computadora portátil
- 14) Compresor hidráulico Feston TN1529C2
- 15) Pistón hidráulico Feston 152857
- 16) Controlador PLC
- 17) Válvulas 43 de flujo



□ Figura 9.- Espécimen de tibia en dispositivo de 4 puntos SQ modificado, siendo recibiendo solicitaciones a flexión por el pisto y compresor hidráulico.



□ Figura 10.- sierra stryker y modelo cadavérico de tibia

Recursos financieros:

El material para análisis de datos y manejo de información, así como los expedientes e informes de pacientes fueron proporcionados por personal de la institución de atención médica. Los costos económicos fueron solventados por el médico residente investigador.

2.8 Categorización de las variables según la metodología

Variables dependientes:

- Grado de resistencia al punto de fractura: se refiere a la cantidad de Newton y la cantidad de ciclos que recibirá la tibia antes de llegar a la fractura.

Variables independientes:

- Longitud de la diáfisis: es la magnitud física que determina la distancia, es decir, la cantidad de espacio existente entre dos puntos en este caso entre el punto del término de una metáfisis y el punto del inicio de la metáfisis del extremo contrario.
- Longitud total: se refiere a la suma de la longitud de la diáfisis de la tibia + longitud de ambas metáfisis, es decir la medida de cortical.
- Longitud circunferencia: es medida la circunferencia de la diáfisis de la tibia a nivel de donde se realiza el corte de la pérdida ósea
- Área total de la tibia: la cual se obtiene sumando el área lateral (Al) + el área de la base del cilindro (Ab) teniendo que:

$$Al = 2\pi r \cdot h$$

$$Ab = 2\pi r^2$$

$$\text{Por lo tanto, } A_{\text{total}} = 2\pi r \cdot h + 2\pi r^2$$

Teniendo que el radio se puede sacar con la siguiente fórmula:

$$r = L / 2\pi$$

Siendo L la longitud de la circunferencia del cilindro (la tibia)

- Cortical: se refiere al grosor de la cortical que se expone a nivel del defecto óseo provocado tanto cefalocaudal como anteroposterior.
- Canal medular: distancia que hay entre una cortical y otra en el sentido anteroposterior.

Cuadro 1. Definición de variables

Variable	Tipo de variable	Definición operacional	Escala de medición	Indicador
L diáfisis	Independiente	Longitud total de la diáfisis	Cuantitativa	<i>cm</i>
L Total	Independiente	Suma de L diáfisis y Metáfisis	Cuantitativa	<i>cm</i>
L circunferencia	Independiente	Longitud de la circunferencia a nivel del defecto óseo	Cuantitativa	<i>cm</i>
Área	Independiente	Área total de la diáfisis de la tibia	Cuantitativa	<i>Cm²</i>
Cortical	Independiente	Grosor de la cortical a nivel del defecto óseo	Cuantitativa	<i>mm</i>
Canal medular	Independiente	Distancia entre superficie interna de cortical a cortical	cuantitativa	<i>mm</i>
Resistencia	Dependiente	Grado de resistencia de la tibia al punto de la fractura	Cuantitativa	<i>N</i>

2.9 Descripción general del estudio

Se realizó primeramente el protocolo de estudio el cual fue presentado ante el comité de investigación del HGE, una vez que este fue aprobado se procedió a realizar reuniones con ingenieros de meca trónica para llevar a cabo el diseño y realización de la modificación de dispositivo de cuatro puntos SQ, el cual consistió en la colocación de una base en la cual se acopla el dispositivo SQ y a la cual se unieron 4 columnas unidad por dos travesaños en su extremo superior y a los cuales se ensambla la segunda parte del dispositivo SQ para mantenerlo equilibrado (figura 11) . Posteriormente al contar con cadáveres disponibles y bajo las reglas según la norma general de salud para el manejo de cadáveres se procedió a la extracción de los huesos tibias los cuales se despojaron por completo de todas sus inserciones tendinosas además dela separación del hueso peroné, fueron envueltas en compresas y humedecidas en solución fisiológica se sometieron a refrigeración bajo 3° C.

Al contar con el espacio adecuado se prepararon las tibias enumerando los 3 pares de tibias con el número del 1 al 3 y con la letra correspondiente según fuera derecha o izquierda (figura 12) respectivamente y con la letra d o i según fuera derecha o izquierda. Se les realizaron las medidas establecidas previamente como longitud total del hueso, longitud de las metáfisis longitud de las diáfisis longitud circunferencial, se realizó osteotomía en sentido transversal de 2cm de ancho y de 50% del plano transversal con sierra Stryker, se midió el grosor de la cortical, cefálica, podálica, anterior y posterior a nivel de la osteotomía, una vez completada la preparación de los especímenes, estos fueron llevados a un laboratorio de biomecánica en el ITH para llevar cabo las pruebas.

Se colocó el hueso tibia en sentido transversal en el dispositivo de flexión de cuatro puntos SQ, con osteotomía dirigida hacia caudal, y en un punto equidistante a los puntos de fuerza superiores, se hicieron los cálculos considerando el peso corporal de una persona promedio la cual es de 60kg (hombre de Fisher) a los cuales se le resto e propio peso de la pierna (10 kg) lo que da como resultado 600N, sin embargo se inició con una carga de 500 N y 5000 ciclos, posteriormente se le dieron 2500 ciclos más con carga de 600N y posteriormente se aumentó la carga a 800 N además de que se le aumento la osteotomía a 75% de superficie transversal.

Las 5 tibias restantes fueron sometidas a 50 % de pérdida ósea transversal y se les aplicó cargas de 600 N en una cantidad de 7000 ciclos. Posteriormente se sometieron a osteotomía de 75% y con la misma cantidad de carga. En un segundo tiempo se obtuvieron 4 tibias más las cuales se sometieron a la misma preparación realizándoles antes de someterlas a cargas una ostectomía de 75% a una de ellas y del 50% a los tres restantes, se aplicó cargas

cíclicas de 600 N a la de 75% y a una de las de 50% de osteotomía posteriormente a las dos restantes se les aplico choclos con carga de 700 N y 800N respectivamente.



□ Figura 11.- dispositivo SQ modificado



□ Figura 12.- Especímenes marcados y con osteotomía

2.10 Análisis de datos

Todas las variables se depositaron en una hoja de cálculo de Excel para posteriormente procesar la información en este mismo programa y se obtuvieron las medidas de tendencia central de las variables.

Para cada uno de los especímenes se calculó el área de la diáfisis, su diámetro y su radio y se registró la cantidad de Newton a la que se aplicó la fuerza el número de ciclos a los que se rompieron o bien los que soportaron según haya sido e caso.

RESULTADOS

Análisis biomecánico de la tibia

Se obtuvieron 10 tibias de cadáveres del género masculino con un intervalo de edad entre 42 y 62 años. La longitud total media de las muestras presento variaciones entre 23 y 39 cm con una media aritmética de 36.1 cm. La longitud de la diáfisis vario entre 25 y 29 cm con un promedio de 27.8 en el total de las tibias. El diámetro en el punto del corte presentó medidas entre 7.4 y 9.4cm con una media de 8.3. La cortical anterior y posterior a nivel de la osteotomía realizada presento variaciones entre 4 y 7 mm con una media de 5.1mm (tabla 1) y (grafica 1). Durante la realización de las pruebas fue excluida la tibia 1D por cálculos de fuerza aplicada inadecuados.

Grafica 1.-medidas de los especímenes analizados

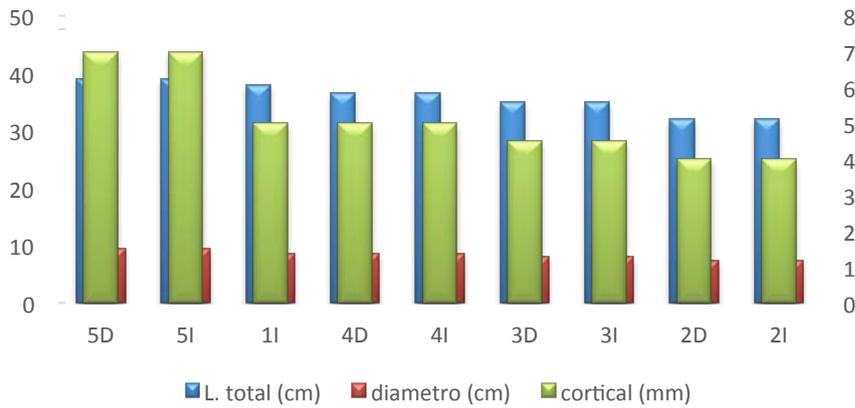


Tabla 1.-medidas para los especímenes analizados.

<i>Especimen</i>	<i>Diámetro circunferencial (cm)</i>	<i>Longitud diafisaria (cm)</i>	<i>Longitud total (cm)</i>	<i>Cortical (mm)</i>
Tibia 1D	8.5	29	38	5
Tibia 1I	8.5	29	38	5
Tibia 2D	7.4	25	32	4
Tibia 2I	7.4	25	32	4
Tibia 3D	8	27.5	35	4.5
Tibia 3I	8	27.5	35	4.5
Tibia 4D	8.6	28.5	36.5	5
Tibia 4I	8.6	28.5	36.5	5
Tibia 5D	9.4	29	39	7
Tibia 5I	9.4	29	39	7

Una vez que se les realizó la osteotomía a las tibias con 50 % en el sentido transversal se obtuvo que al aplicarles 600 N el total de ellas soportaron más de 7000 ciclos sin romperse.

A la tibia que se le aplicó mayor carga con la misa perdida se observó que soporto hasta 700 N durante 14000 ciclos y a la que se le elevó la carga a 800N presento falla a los 3200 ciclos. También se observó que la 50% de la pérdida transversal es capaz de soportar hasta 700 N en hasta 14000 ciclos sin llegar a la falla. (Tabla 2 y 3)

En cuento a las variables que se calcularon de las tibias estudiadas se obtuvo un diámetro de la diáfisis que varió entre 2.356 y 2.992 cm con una media aritmética de 2.666 cm, el radio obtenido se presentó en un rango de 1.178 y 1.496 con un promedio de 1.333, así como el cálculo de la diáfisis la cual se presentó con una variación de 193 a 286 cm² con un promedio de 244 (tabla4).

Tabla 2.- Magnitud de carga y número de ciclos aplicados a las sollicitaciones en flexión de las tibias.

<i>Espécimen</i>	<i>Fuerza aplicada (Newton)</i>	<i>Defecto óseo transversal (%)</i>	<i>Numero de ciclos</i>	<i>Fractura</i>
<i>1D</i>	---	---	---	---
<i>1I</i>	600	50	7000	NO
<i>2D</i>	600	50	7000	NO
<i>2I</i>	600	50	7000	NO
<i>3D</i>	600	50	7000	NO
<i>3I</i>	600	50	7000	NO
<i>4D</i>	600	50	14000	NO
<i>4I</i>	600	75	1	SÍ
<i>5D</i>	700	50	14000	NO
<i>5I</i>	800	50	3200	SÍ

Tabla 3.- Rango y media aritmética de la magnitud de carga y número de ciclos aplicados a las sollicitaciones en flexión de las tibias.

	<i>Fuerza aplicada (Newton)</i>	<i>Defecto óseo transversal (%)</i>	<i>Numero de Ciclos</i>	<i>Fractura</i>
<i>Rango</i>	600-800	50	7000-14000	
<i>Media aritmética</i>	637.5	50	8275	14.2 %

Tabla 4.- Calculo de variables independientes.

<i>Variable</i>	<i>T 1 D</i>	<i>T 1 I</i>	<i>T 2 D</i>	<i>T 2 I</i>	<i>T 3 D</i>	<i>T 3 I</i>	<i>T 4 D</i>	<i>T 4 I</i>	<i>T 5 D</i>	<i>T 5 I</i>
<i>Diámetro (cm)</i>	2.707	2.707	2.356	2.356	2.54	2.54	2.737	2.737	2.992	2.992
<i>Radio (cm)</i>	1.353	1.353	1.178	1.178	1.27	1.27	1.368	1.368	1.496	1.496
<i>Área (cm²)</i>	257	257	193	193	229	229	256	256	286	286

DISCUSIÓN

La tibia con pérdida ósea obviamente es más frágil que una tibia integra sin embargo frecuentemente presentan perdidas estructurales que no ameritan ningún apoyo mecánico para evitar su fatiga.

Se menciona en dos estudios previos en la que sometieron la tibia a fuerzas en torsión, Edgerton 1990 quien observo en modelos de fémures de ovejas, que un defecto de 50% de la circunferencia disminuyo 62% su resistencia a la torsión. ^(Bradley C. Edgerton, 1990)

Rockwood (2007) quien menciona que cuando la perdida llega al 30 % de la circunferencia la resistencia disminuye la mitad de lo que resiste una tibia integra sin mencionar cuanto puede soportar las cargas fisiológicas sin que se fracture.

En el presente estudio se probaron 9 modelos cadavéricos de tibias a las cuales se les reseco un área de 50% de la circunferencia de su diáfisis, los cuales se sometieron a cargas fisiológicas en flexión en la cuales se observó que se conservó su integridad.

En contraste se observó que resecando más del 50% de la diáfisis el hueso se fractura sin importar el número de ciclos ni la cantidad de carga que se aplique en referente a las solicitaciones en flexión, por lo que sería prudente aplicarle a este procedimiento cargas en torsión y en cizallamiento para completar los esfuerzos en todas las direcciones a que se somete la tibia en cargas fisiológicas

El estudio realizado por Edgerton además de haber sido realizado con solicitaciones en flexión cabe mencionar que los especímenes utilizados correspondían a ovejas por lo que es

difícil extrapolar el comportamiento de las fuerzas a una tibia humana por lo que el tratarse de especímenes cadavéricos humanos en este estudio le da mayor validez.

Considerando que la carga fisiológica corresponde a los 600N se puede decir que las tibias con una pérdida de la mitad de su circunferencia diafisaria soportan las sollicitaciones a flexión, pero al aumentarles la carga en un 30% (200N) estas presentaron fractura lo que nos dice que sería conveniente proteger con un aparato de descarga a una persona que tuviera una pérdida ósea de una tibia y estuviera sometido a esta magnitud de cargas.

En lo que respecta las cargas, las tibias que se sometieron a una mayor carga con el mismo porcentaje de corte transversal se observó que la tibia es capaz de tolerar hasta 700 N de fuerza en flexión cíclica sin llegar a la fractura lo cual está por arriba del peso promedio. Como dato conjunto observamos que fueron capaces de soportar más de 14000 ciclos los cuales están muy por arriba del número de pasos que en promedio realiza una persona al día y aun por arriba del número de pasos recomendados para llevar a cabo un buen estado de salud.

Cabe considerar que la carga fisiológica recibida se refiere únicamente al momento en que el paciente apoyara la extremidad al deambular y no al correr, saltar o caer ya que si esto sucediera y de acuerdo a la segunda ley de Newton nos dice que la fuerza neta aplicada sobre un cuerpo es proporcional a la aceleración que adquiere dicho cuerpo por lo que al verse aumentada la fuerza ante estas situaciones la tibia se fracturaría.

Fioretti 2013 en un trabajo realizado con tibias caninas menciona que tuvieron un mismo comportamiento biomecánico las tibias provenientes de caninos de menores de tres años a las provenientes de mayores de 3 años. Dato con el que se coincide en este trabajo ya que observamos tuvieron las mismas características de resistencia las tibias provenientes de cadáveres de 42 0 44 años que las que fueron extraídas de cadáveres de 60 o 62 años.

Se observó que el grosor de la cortical, el diámetro de la diáfisis y la longitud son proporcionales entre si es decir las tibias que presentan longitudes más cortas proporcionalmente tienen su cortical más delgada y su diámetro más pequeño mostrado en la gráfica 1 teniendo una proporción de 1:7.

CONCLUSIONES

Después de analizar los resultados obtenidos se concluye que una tibia con pérdida del 50% de su circunferencia soporta perfectamente cargas de 600 N de hasta 14 000 ciclos siempre y cuando sean únicamente solicitadas a flexión.

Sin embargo, se necesitan someter la tibia a otras solicitaciones como torsión y cizallamiento con la misma magnitud de la carga y cantidad de ciclos, ya que todas estas pueden suceder en el deambular de la vida diaria de una persona y así determinar que un paciente con una tibia con pérdida ósea del 50% de su diámetro y sin la necesidad de protección con material de osteosíntesis pueda apoyar completamente sin que tenga riesgo de fractura.

LITERATURA CITADA

Bibliografía

- Arlex Leyton Virgen, J. D. (2008). Desarrollo De Una Prensa Para Pruebas Estaticas Y Dinamicas De Elementos Ortopedicos Y Tejidos Bilogicos. *Revista Ingenieria E Investigacion*, 28, 133-137.
- Bradley C. Edgerton, K. N. (1990). Torsional Strength Reduction Due To Cortical Defects In Bone. *Journal Of Orthopaedic Research*, 851-855.
- C.Hernandez. (2011). Evaluacion Biomecanica De Un Modelo De Defecto Oseo En Tibia De Rata. *Revista Mexicana De Ingenieria Biomedica*, 12-19.
- Camargo, O. P. (2002). Comparative Analysis Of Dog Femur Resistance After Receiving Circular And Square Holes. *Acta Ortop Bras* (Págs. 41-47). Artrigo Original.
- Deijkers, R. L. (2002). Hemicortical Allograft Reconstruction After Resection Of Low Grade Malignant Bone Tumours. *The Journal Of Bone & Jointsurgery*, 1009.
- Drake, R. L. (2010). *Gray Anatomia Oara Estudiantes* (Vol. 2). (C. Spanich, Trad.) Elsevier Health Sciences Spine.
- Eric L. Radin, S. R. (1989). *Biomecanica Practica En Ortopedia*. Mexico Df: Editoriales Limusa.
- Fioretti, C. .. (20013). Caracteristicas Mecanicas Dinamicas De La Tibia Aislada De Perro Sometida A Prueba De Impacto. *International Journal Of Morphology*, 562-569.
- Gallardo, D. R. (2016). Caracterizacion Biomecanica Del Hueso De Obeja. *Universidad Politecnica De Catalunya*, 22-25.
- Garzon, A. D.-D. (Junio De 2009). About The Appearance Of Biomechanics And Computation Mechanobiology. *Revista Cubana De Investigacion Biomedica*, 28, 83-101.
- Hong, J. (2004). Failure Of Trabecular Bone With Simulated Lytic Defects Can Be Predicted Non-Invasively By Structural Analysis. *Journal Of Orthopedic Research*, 479-486.
- Latarjete, M. A. (2012). *Anatomia Humana*. Buenos Aires: Editorial Medica Panamericana.
- Monreal, M. R. (22 De Junio De 2005). Comportamiento De La Tibia Solicitado A Compresion, Un Modelo Experimental. *Comportamiento De La Tibia Solicitada A Compresion, Un Modelo Experimental*. Hermosillo, Sonora: Trabajo De Tesis En Hospital General Del Estado De Sonora.
- Moreno, A. L. (2013). *Epidemiologia Clinica*. (3, Ed.) Mexico Df: Mcgraw-Hill Interamericana.
- Moyle, D. (1978). Work To Fracture Of Canine Femoral Bone. *J. Biomechanics*, 435-440.

- Norman, T. L. (1996). Resistance To Crack Growth In Human Cortical Bone Is Greater In Shear Than In Tension. *J. Biomechanics*, 1023-1031.
- Pape, H. C. (2010). Bone Defects And Nonunions-What Role Vascularity Play In Filling The Gap. *Injury Int J Care Injured*, 553-554.
- Pro, E. A. (2014). *Anatomia Clinica*. (2, Ed.) Buenos Aires, Argentina: Editorial Medica Panamericana .
- Reichert, J. C. (2009). The Challenge Of Establishing Preclinical Models Of Segmental Bone Defect Research. *Biomateriales*, 2149-2163.
- Rockwood. (2007). *Frcturas En El Adulto*. Dallas Texas: Marban.
- Roos, M. H. (2014). *Histologia: Texto Y Atlas Color Con Biología Celular Y Molecular* (6 Edición Ed., Vol. 1). Gainesville, Florida, E.U: Editorial Medica Panamericana.
- Santos, A. F. (22 De Junio De 2015). Valoración De Las Solicitaciones En Flexión En Tibia Con Diferente Configuración De Fijador Externo Tipo Charnley-Muller. *Valoración De Las Solicitaciones En Flexión De La Tibia Con Diferente Configuración De Fijador Externo Tipo Charnley Muller*. Hermosillo, Sonora, Mexico: Trabajo De Tesis En El Hospital General De Sonora.
- Sharir, A. (2008). Whole Bone Mechanics And Mechanical Testing. *The Veterinary Journal*, 8-17.
- Tachdjian, J. A. (2002). *Ortopedia Pediátrica* (Vol. 1). Texas, E.U.: Elsevier.
- Tippenes, P. E. (2011). *Física, Conceptos Y Aplicaciones* (Vol. 1). Peru: McGraww Hill .
- Urlich, W. T. (2010). *Sobotta Histología*. Munich: Editorial Medica Panamericana.
- Vaccaro, A. R. (2005). *Orthopedic Knowledge Update*. Rosemont: American Academy Of Orthopedic Surgeons.
- Wolff, J. (1986). *The Law Of Bone Remodelling*. Berlin: Springer Berlin Heidelberg.