



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

**T E S I S**

**USO DE DISPOSITIVO DE CUATRO PUNTOS CON PRENSA UNIVERSAL  
PARA PRUEBAS BIOMECÁNICAS EN FLEXIÓN EN HUESO DE CADÁVER**

Que presenta:

**Dra. Saily Quintanar Fernández**

Residente de cuarto año de traumatología y ortopedia

Asesor Médico

**Dr. David Lomelí Zamora**

Asesor Metodológico

**M.C. Nohelia Pacheco Hoyos**

**Hermosillo, Sonora. Julio 2014**



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

DR. FRANCISCO RENÉ PESQUEIRA FONTES  
DIRECTOR GENERAL  
Hospital General del Estado de Sonora  
Tel (662) 259-25-00  
[rpesqui@gmail.com](mailto:rpesqui@gmail.com)

DR. JOSE MANUEL SERRANO BON  
JEFE DEL SERVICIO DE ORTOPEDIA Y  
TRAUMATOLOGÍA  
Hospital General del Estado de Sonora  
Tel. (662) 259-25-00, Cel. (662) 113-05-14  
[Serranobon@yahoo.com](mailto:Serranobon@yahoo.com)

DR. JORGE ISAAC CARDOZA AMADOR  
DIRECTOR MÉDICO  
Hospital General del Estado de Sonora  
Tel. (662) 259-25-00  
[jicardoza@hotmail.com](mailto:jicardoza@hotmail.com)

DR. DAVID LOMELI ZAMORA  
ASESOR DE TESIS Y PROFESOR TITULAR  
DEL CURSO DE ORTOPEDIA Y  
TRAUMATOLOGÍA. Hospital General del  
Estado de Sonora  
Tel. (662) 259-25-00, Cel. (662) 223-12-04  
[D\\_lomeli@hotmail.com](mailto:D_lomeli@hotmail.com)

DRA. CARMEN A. ZAMUDIO REYES  
JEFA DE LA DIVISIÓN DE ENSEÑANZA E  
INVESTIGACIÓN  
Hospital General del Estado de Sonora  
Tel. (662) 259-25-00  
[ensenanzahge@hotmail.com](mailto:ensenanzahge@hotmail.com)

M.C. NOHELIA G. PACHECO HOYOS  
ASESOR DE TESIS DE LA DIVISIÓN DE  
ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN  
Hospital General del Estado de Sonora  
Tel. (662) 259-25-00, Cel. (662) 113-32-49  
[noheliapachecoh@gmail.com](mailto:noheliapachecoh@gmail.com)

DRA. SAILY QUINTANAR FERNÁNDEZ  
RESIDENTE DE CUARTO AÑO DE ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA  
Hospital General del Estado de Sonora  
Tel. (662) 256-46-58  
[sailyq@hotmail.com](mailto:sailyq@hotmail.com)

## ÍNDICE

• <b>Resumen</b> .....	4
• <b>Marco teórico</b> .....	6
○ Tibia. Descripción.....	6
• <b>Justificación</b> .....	9
• <b>Objetivos</b> .....	10
○ Objetivo general .....	10
○ Objetivo particular .....	10
• <b>Hipótesis</b> .....	11
• <b>Materiales y Método</b> .....	12
• <b>Planteamiento del problema</b> .....	13
○ Diseño experimental y toma de muestra .....	13
○ Universo de trabajo .....	13
○ Recursos humanos.....	14
○ Recursos materiales .....	14
○ Recursos económicos .....	16
○ Criterios de selección .....	17
○ Criterios de inclusión .....	17
○ Criterios de exclusión .....	17
○ Descripción general del estudio .....	17
• <b>Análisis matemático</b> .....	19
• <b>Aspectos éticos</b> .....	19
• <b>Cronograma de actividades</b> .....	20
• <b>Resultados</b> .....	21
• <b>Discusión</b> .....	24
• <b>Conclusiones</b> .....	26
• <b>Recomendaciones</b> .....	27
• <b>Bibliografía</b> .....	28

## RESUMEN

Cuando una estructura se flexiona, las cargas se aplican de modo que se genera una flexión alrededor de un eje. Cuando un hueso se carga en flexión se somete a una combinación de tensión y compresión. Las solicitaciones y deformaciones tensiles actúan sobre un lado del eje neutral, y las solicitaciones y deformaciones compresivas actúan sobre el otro lado, sin existir solicitaciones en el eje neutral. La magnitud de las solicitaciones es proporcional a su distancia hasta el eje neutral del hueso. A solicitaciones más alejadas del eje neutral, mayor es su magnitud. Debido a que la estructura ósea es asimétrica, las solicitaciones pueden no estar igualmente distribuidas.

En el hospital general del estado de Sonora se ha trabajado desde el año 2005 con la realización de estudios biomecánicos con prensa en talleres particulares. Los estudios consisten en el sometimiento de algunos huesos a cargas catastróficas. Entre los huesos con mayor realización de estudios debido a su composición, anatomía y frecuencia de fractura se encuentran los huesos largos como la tibia.

Las solicitaciones biomecánicas a las que se ve sometida la tibia son compresión axial, rotación y flexión. Para probar las distintas solicitaciones a flexión de la tibia o los implantes de osteosíntesis que se colocan en la tibia se realizan pruebas con un dispositivo de cuatro puntos. Para el presente estudios se diseñó un constructo de cuatro puntos siguiendo modelos existentes pero que no se utilizan en el medio laborar del hospital.

La flexión de un hueso puede ser producida por tres fuerzas (flexión de tres puntos) o cuatro fuerzas (flexión de cuatro puntos). Las fracturas producidas por ambos tipos de flexión se observan comúnmente en los huesos largos. En la presente investigación se utilizó el dispositivo de cuatro puntos para realizar pruebas biomecánicas de resistencia a flexión de huesos íntegros de tibia de cadáver fresco congelado. Lo anterior favorece con el uso de este dispositivo la distribución más uniforme de las cargas deformantes sobre el hueso, ya que al sufrir un traumatismo no existe un solo punto de apoyo, sino que es una zona de presión.

Se eligió como material de base acero comercial para la base y baleros compuestos de acero templado, los cuales son capaces de resistir muy por encima de la capacidad del hueso. Así como la disponibilidad de los mismos en nuestro medio. La distancia entre los puntos está determinada por la fórmula ya existente para evaluación de flexión de vigas de Euler-Bernoulli, también mencionada en el trabajo de Oliva en 2007 (Figura 1).

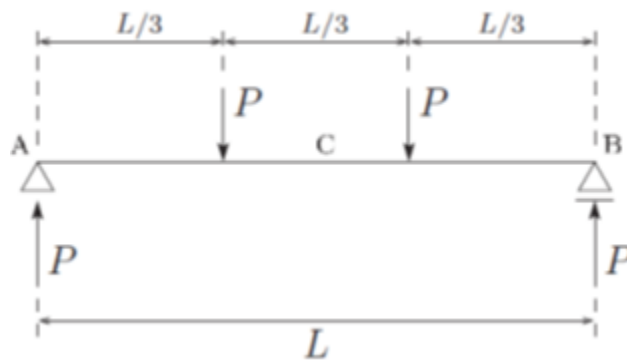


Figura 1. Esquema de distribución de puntos de presión para dispositivo de cuatro puntos.

## MARCO TEÓRICO

La biomecánica es una rama de la ingeniería biomédica que aplica el conocimiento y las leyes de la mecánica a la biología. Nos ayuda a entender el funcionamiento motor de los organismos, a caracterizar el comportamiento estructural de órganos y de los tejidos vivos, a predecir cambios debidos a alteraciones y a proponer métodos de intervención artificial (Doblaré y García-Aznar, 2000).

La biomecánica también trata de predecir el movimiento, deformaciones y tensiones que aparecen en un tejido u órgano como consecuencia de su constitución microestructural y propiedades intrínsecas. Así como restricciones impuestas por otros órganos y las cargas a las que se encuentra sometido.

### **La tibia**

La tibia es el hueso largo que sufre mayor incidencia de fracturas en el cuerpo, esto es debido a la exposición a traumas de alta energía y la poca cobertura muscular de la que está provista. El tipo de fractura va a estar determinado por la cantidad de fuerza a la que está sometida.

Localizada en la parte anteromedial de la pierna, paralela al peroné. Es el segundo hueso más grande del cuerpo. La superficie de sus extremos tanto proximal como distal incrementan el área y se articulan favoreciendo la transferencia de carga (Moore, 2005).

El extremo proximal forma los platillos tibiales lateral y medial cubiertos de cartílago los cuales se articulan con los cóndilos femorales, en el centro de estos platillos se encuentran las espinas tibiales que dan origen a los ligamentos cruzados anterior y posterior

intraarticulares de la rodilla (Moore, 2005). El cuerpo de este hueso es algo triangular y posee caras medial, lateral o intraósea y posterior, su borde o cresta anterior cuenta con una tuberosidad tibial ancha y oblonga para la inserción distal del ligamento rotuliano que se extiende desde la punta y se une en los bordes de la rótula (Moore, 2005). El borde anterior de la tibia es más prominente se localiza inmediatamente debajo de la piel sin cobertura muscular. El cuerpo de la tibia se adelgaza en la unión de los tercios medio y distal, mientras que el tercio distal de la tibia es más pequeño que el proximal y dispone de caras para la articulación con el peroné y el astrágalo formando la articulación de los huesos. El borde intraóseo de la tibia sirve para la inserción de la membrana fibrosa densa que une a los dos huesos de la pierna. La cara posterior en su porción posterior aparece con una línea diagonal rugosa para la inserción del músculo sóleo que discurre en sentido inferomedial hasta el borde medial, inmediatamente debajo de esta línea se encuentra un surco vascular con dirección oblicua que conduce a un gran orificio nutricio, a partir de este surge el conducto nutricio con un trayecto inferior dentro de la tibia antes de abrirse a la cavidad medular (Moore, 2005).

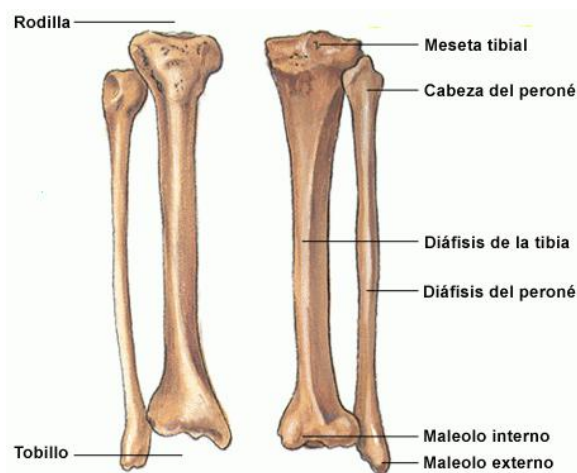


Figura 2. Esquema de tibia vista anterior y posterior.



Para realizar pruebas en flexión de la tibia es necesario entender que las sollicitaciones de la tibia se ejercen sobre el plano frontal, superficie medial y lateral. Estas direcciones no se eligen al azar, sino que se busca reproducir cuando un individuo se encuentra de pie o apoyado en una sola pierna (Crowinshield et al., 1980).

Desde los años de 1989 Bianco y colaboradores, después en los 1990 y 1991 Sziveky colaboradores, Otani en 1993, Harman y colaboradores ya experimentaban en huesos de cadáver y hacían comparativa contra huesos sintéticos sin encontrar una similitud entre los mismos. Lanyon en 1980 y Cristofolini y colaboradores en 1996 destacan la importancia de realizar pruebas biomecánicas en flexión en los huesos de carga (tibia, fémur, entre otros) ya que mediante estas fuerzas sufren el mayor número de deformidades durante la marcha. En 2001 Heiner y Brown realizar ensayos de flexión con dispositivo de 4 puntos en huesos sintéticos encontrando una gran similitud entre las fuerzas deformantes que afectan a los constructos pero jamás siendo idénticas al hueso de cadáver.



**Figura 3. Dispositivo de cuatro puntos utilizado por Heiner en 2001.**

## JUSTIFICACIÓN

Este trabajo pretende ser la primera línea de investigación de otras subsecuentes en cuanto a pruebas biomecánicas a flexión en huesos de cadáver en el Hospital General del Estado de Sonora. Lo anterior es indispensable para entender mejor el comportamiento del hueso normal en sollicitaciones a flexión. Además se realizaran pruebas biomecánicas a los distintos materiales de osteosíntesis comprendiendo mejor la función de los mismos y las limitaciones que estos tienen al ser utilizados.

Para entender el funcionamiento normal de un hueso es necesario saber la capacidad de este y la resistencia que presenta a la deformidad antes de fracasar como estructura. El análisis de los mecanismos de fractura debido a las sollicitaciones estáticas y dinámicas para determinar el riesgo de destrucción nos proporciona una clara visión del como poder neutralizar dichas sollicitaciones y hacer un mejor uso de los distintos materiales de osteosíntesis. Si bien es cierto, las fracturas de la extremidad inferior normalmente no amenazan la vida del paciente pero si requieren un mayor tiempo de hospitalización y periodos de recuperación más largos, además de que pueden conllevar a una discapacidad de larga duración o incluso permanente.

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Evaluar el uso de dispositivo de cuatro puntos con prensa universal para pruebas biomecánicas a flexión en hueso de cadáver

### **OBJETIVOS PARTICULARES**

- Analizar la resistencia que presenta la tibia ante sollicitaciones a flexión antes de la pérdida del equilibrio.
- Continuar una línea de investigación en cuanto a pruebas biomecánicas a flexión en huesos de cadáver así como proporcional al servicio de ortopedia el medio apropiado para realizar otros estudios subsecuentes.

## **HIPÓTESIS**

Se espera que el dispositivo de 4 puntos flexione de forma efectiva una tibia hasta llegar al fallo de la misma. Buscando la deformidad en flexión con una carga de 500 N logrando una deformidad de 1 mm.

## MATERIALES Y MÉTODO

### Planteamiento del problema

En nuestro medio no contamos con un dispositivo para realizar pruebas a flexión por lo que se tiene que confiar en las especificaciones dadas por las casas comerciales de material de osteosíntesis, viendo con mucha frecuencia la fatiga de materiales por lo que suponemos son más débiles de lo que mencionan las especificaciones del fabricante cuando estas existen.

Las fracturas de tibia son las lesiones más frecuentes en el sistema musculoesquelético, lo cual, aunado al tiempo prolongado de consolidación por sus características anatómicas y de aporte vascular, pueden ocasionar con relativa frecuencia deformidad e incapacidad permanentes. Por tal motivo, el médico que trata dichas fracturas debe tomar en cuenta la lesión inicial y el tratamiento a seguir con los riesgos inherentes a este. Debido a la gran variedad de grados de severidad de las fracturas tibiales, no existe un esquema de tratamiento aplicable a todos los pacientes, por lo cual debe individualizarse cada caso. Esto obliga al cirujano ortopédico a realizar una evaluación cuidadosa relacionada con los aspectos de la vida diaria de su paciente, a manera de elegir el mejor tratamiento para éste.

Las fracturas de tibia son fácilmente afectadas por complicaciones ya que carecen de una cobertura muscular extensa y su pobre vascularidad, lo que nos traduce un manejo realmente complicado y sujeto a controversia. Por lo tanto, es indispensable para el médico traumatólogo y ortopedista entender de forma amplia y clara el comportamiento de este

hueso ante las distintas sollicitaciones, así como sus características mecánicas y de resistencia.

Por lo antes descrito, el presente estudio se realizó planteando la siguiente pregunta de investigación: ¿el dispositivo de cuatro puntos muestra una correcta distribución de la carga aplicada a huesos cadavéricos durante pruebas biomecánicas a flexión?

### **Diseño experimental y toma de muestra**

*Descripción del tipo de estudio:* Se realizó un estudio de tipo experimental básico. Se denominan estudios experimentales ya que el investigador interviene o manipula las condiciones de la investigación. Las dos características que definen a un estudio experimental son: la manipulación artificial del factor de estudio por un lado y la aleatorización por el otro. Este tipo de estudios son muy útiles para probar hipótesis de curación y prevención mediante la comparación de los resultados obtenidos en diferentes grupos que reciben pautas distintas.

### **Universo de trabajo**

Aparato diseñado por la autora de esta obra, basado en imágenes y funcionamiento de aparatos ya existentes en el mercado, mismos que no se cuentan disponibles en nuestro medio. Fueron elegidos materiales disponibles en el medio y de bajo costo como son baleros de acero templado de uso comercial, columna de acero de medial pulgada, placa de acero de 4 milímetros.

## Recursos

**Recursos humanos.** Para la realización de este estudio experimental, además del Autor, participó un asesor médico y un asesor metodológico. Dentro de la práctica experimental participó el personal de autopsias del Hospital General del estado de Sonora y un ingeniero mecánico del Instituto tecnológico de Hermosillo.

**Recursos materiales.** Para la realización de la parte teórica se utilizó material de cómputo y material de apoyo didáctico dentro de los cuales contamos con libros de texto y libros electrónicos propiedad de la autora de esta obra. En la parte experimental el material biológico constó de cuatro huesos tibia de cadáver obtenidos del Hospital General del Estado de Sonora. Prensa universal (Tokio Testing Machine NFE Co, LM2), y el dispositivo de 4 puntos diseñado como objeto de esta tesis.

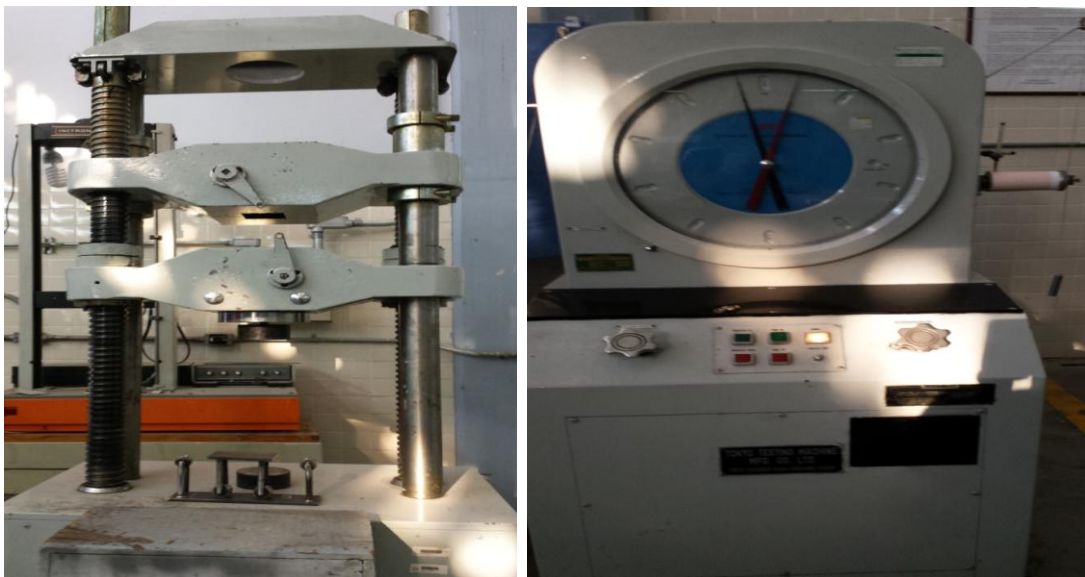


Figura 4. Fotografía de Prensa universal Tokio Testing Machine NFE Co, LM2



**Figura 5. Fotografía de dispositivo de cuatro puntos fabricado como objetivo de esta tesis**



**Figura 6. Fotografía de tibias cadavéricas utilizadas en este estudio**



**Recursos económicos.** Los gastos de materiales y costos de fabricación del dispositivo fueron cubiertos por la autora de este trabajo.

### **Descripción, tamaño de la muestra y periodo de realización del estudio**

Fueron obtenidos cuatro huesos tibia de cadáver fresco congelado de humano, del sexo masculino, durante un periodo de dos meses, del periodo comprendido entre el 20 de abril y el 20 de junio de 2014, con un rango de edad entre los 30 a 60 años.

### **Criterios de selección**

#### **Criterios de inclusión**

1. Hueso tibia sin datos de osteoporosis diagnosticada previamente.
2. Hueso tibia sin antecedentes de enfermedad metastásica ósea.
3. Hueso tibia sin antecedentes de fracturas o aplicación de material de osteosíntesis.
4. Hueso tibia sin antecedentes de osteomielitis u otras infecciones óseas.
5. Hueso tibia sin antecedente de deformidad congénita u anomalías estructurales de la misma.

#### **Criterios de exclusión**

1. Donador con antecedentes de enfermedades infectocontagiosas.
2. Fractura asociada durante la manipulación y preparación del hueso tibia.

### **Descripción general del estudio**

Se obtuvieron cuatro huesos de tibia de cadáver fresco congelado durante el periodo del 20 de abril al 20 de junio de 2014, de los cuales los cuatro especímenes fueron de sexo

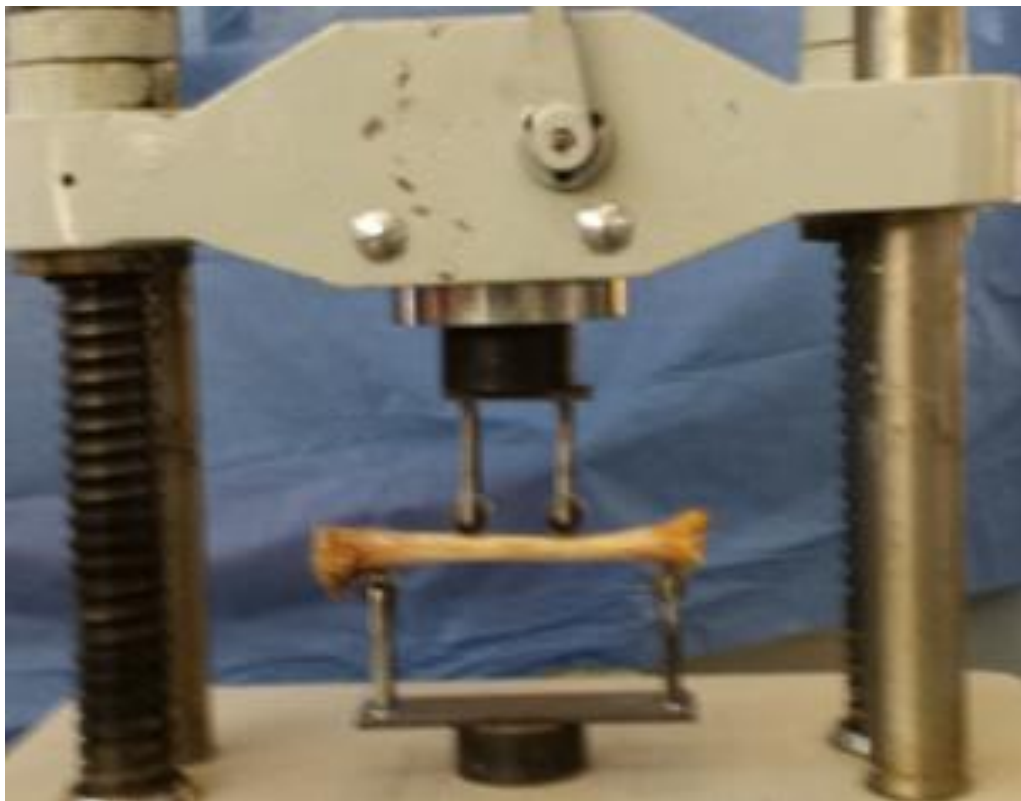
masculino, en un rango de edad de 30 a 60 años, se mantuvieron en refrigeración hasta tres horas previas a realizar las pruebas biomecánicas mismos que fueron descongelados al aire ambiente.

Se marcaron los cuatro especímenes numerándolos del uno al cuatro, se midió la longitud de la tibia de la porción más proximal en las mesetas tibiales a la porción más distal del plafón tibial, posteriormente se midió exclusivamente la diáfisis tibial, 5 cm distal a la superficie articular proximal y 4 cm proximales a la superficie articular distal, se delimito la diáfisis con un marcador, y se localizó el punto medio de la misma.

En un segundo tiempo, se acudió al Instituto Tecnológico de Hermosillo, al taller y laboratorio de ingeniería mecánica, con quien se tiene un convenio para la realización de pruebas biomecánicas. Se colocó un dispositivo de cuatro puntos según los principios para medir la elasticidad en vigas de Euler-Bernouilli, el cual fue adaptado a la prensa universal ya existente en Instituto Tecnológico de Hermosillo, para someterlo a cargas de compresión, provocando así un esfuerzo de flexión sobre el área a estudiar que en este caso el objeto de estudio fue la diáfisis tibial. La cual debió soportar una carga en flexión de por lo menos 500 N antes de presentar un fracaso como estructura traduciendo dicho fracaso como una fractura. Para ello, se asimila el hueso a la viga de Euler-Bernouilli simplemente apoyada sometida a dos cargas verticales que distan entre sí lo mismo que cada una de ellas al apoyo más próximo. Se analizó mediante dos ensayos de flexión en cuatro puntos. En uno de ellos la flexión tuvo lugar en la superficie medial y otra en lateral. Las piezas se sujetaron en dos puntos y se aplicaron dos cargas iguales en los otros dos puntos interiores a esos apoyos. Los cuatro puntos se situaron a intervalos regulares de forma que el hueso se

vio sometido a la actuación de cuatro cargas de igual magnitud aplicadas en puntos equidistantes.

Posteriormente, el hueso se colocó de manera que su punto medio quedó a igual distancia de ambos apoyos exteriores. Tanto los apoyos como los puntos de aplicación de carga son rodillos, de esa forma se evitó la aparición de fuerzas horizontales durante el ensayo. La rigidez a flexión en cada uno de los planos se obtuvo a partir del movimiento del punto medio entre apoyos. Las cargas máximas utilizadas fueron hasta el punto de destrucción del hueso tomando dicha medida como límite máximo de tolerancia a la deformidad antes del fracaso.



**Figura 7. Dispositivo de cuatro puntos durante la prueba de flexión.**

### Aspectos éticos

Durante el procedimiento realizado, se cumplió con los requerimientos de la Ley General de Salud y de los preceptos éticos a la experimentación con muestras cadavéricas. Además, se contó con la autorización del departamento de enseñanza y se mantuvo el anonimato de los modelos cadavéricos.

### Análisis matemáticos

Para cada uno de los especímenes se calculó el área puntual y posteriormente el esfuerzo longitudinal mediante la fórmula:

$$\sigma = \frac{F}{m^2}$$

Donde:

F= Fuerza aplicada medida en Newtons.

m<sup>2</sup> = Área del espécimen en metros cuadrados.

Del mismo modo se calculó la deformidad longitudinal mediante la fórmula:

$$DL = \frac{\text{Longitud o altura máxima del hueso}}{\text{Longitud inicial}}$$

La deformidad longitudinal la obtenemos al dividir la longitud inicial de la diáfisis tibial sumada a la deformidad máxima presentada por esta antes del fracaso.

Por último, se obtuvo el valor del modulo de Young mediante la fórmula:

$$Y = \frac{\sigma}{DL}$$

El Módulo de Young equivale a la medida de la rigidez relativa, y se determina dividiendo el esfuerzo longitudinal (N/m<sup>2</sup>) entre la deformidad longitudinal. Las unidades de medición para ésta variable son los Pascales.

### Cronograma de actividades

ACTIVIDADES	ENERO	FEBRERO	MARZO	ABRIL	MAYO	JUNIO	JULIO
Consulta bibliográfica	X	X	X	X	X	X	
Colecta de datos					X	X	
Análisis de datos						X	X
Seminario de investigación							X
Elaboración de escrito			X	X	X	X	X
Sustentación de tesis						X	

## RESULTADOS

Se estudiaron cuatro modelos cadavéricos de tibia que presentaron una longitud diafisaria inicial entre 25 y 27 cm, y una longitud máxima de 5 y 6 mm. Las tibias presentaron un fallo catastrófico a los 250 y 230 kg equivalentes a 2452.5 N y 2253.3 N. Además, se registraron módulos de elasticidad 3364.37 Pa ó N/ m<sup>2</sup> y 3159.62 Pa ó N/ m<sup>2</sup> (Cuadro 1).

Las pruebas realizadas bajo los lineamientos antes descritos se presentan a continuación de manera desarrollada:

### Tibia 1

Longitud total: 34 cm

Longitud de diáfisis: 25 cm

Área: 0.7001 m<sup>2</sup>

Deformidad máxima: 5 mm

Fractura: 250 kg (2452.5 N)

$$\text{Esfuerzo longitudinal} = \frac{2452.5 \text{ N}}{0.7001 \text{ m}^2} = 3431.66 \text{ Pa}$$

$$\text{Deformidad longitudinal} = \frac{25.5 \text{ cm}}{25 \text{ cm}} = 1.02$$

$$\text{Módulo de Young} = \frac{3431.66 \text{ Pa}}{1.02} = 3364.37 \text{ Pa ó N/ m}^2$$

### Tibia 2

Longitud total: 35.5 cm

Longitud de diáfisis: 27 cm

Área: 0.7068 m<sup>2</sup>

Deformidad máxima: 6 mm

Fractura: 230 kg (2256.3 N)

$$\text{Esfuerzo longitudinal} = \frac{2256.3 \text{ N}}{0.7068 \text{ m}^2} = 3222.82 \text{ Pa}$$

$$\text{Deformidad longitudinal} = \frac{27.6 \text{ cm}}{27 \text{ cm}} = 1.02$$

$$\text{Módulo de Young} = \frac{3222.82 \text{ Pa}}{1.02} = 3159.62 \text{ Pa ó N/m}^2$$

### **Tibia 3**

Longitud total: 35.5 cm

Longitud de diáfisis: 27 cm

Área: 0.7068 m<sup>2</sup>

Deformidad máxima: 6 mm

Fractura: 230 kg (2256.3 N)

$$\text{Esfuerzo longitudinal} = \frac{2256.3 \text{ N}}{0.7068 \text{ m}^2} = 3222.82 \text{ Pa}$$

$$\text{Deformidad longitudinal} = \frac{27.6 \text{ cm}}{27 \text{ cm}} = 1.02$$

$$\text{Módulo de Young} = \frac{3222.82 \text{ Pa}}{1.02} = 3159.62 \text{ Pa ó N/m}^2$$

### **Tibia 4**

Longitud total: 34 cm

Longitud de diáfisis: 25 cm

Área: 0.7001 m<sup>2</sup>

Deformidad máxima: 5 mm

Fractura: 250 kg (2452.5 N)

$$\text{Esfuerzo longitudinal} = \frac{2452.5 \text{ N}}{0.7001 \text{ m}^2} = 3431.66 \text{ Pa}$$

$$\text{Deformidad longitudinal} = \frac{25.5 \text{ cm}}{25 \text{ cm}} = 1.02$$

$$\text{Módulo de Young} = \frac{3431.66 \text{ Pa}}{1.02} = 3364.37 \text{ Pa ó N/m}^2$$

**Cuadro 1. Concentrado de resultados obtenidos para las tibias analizadas**

<b>Tibia</b>	<b>Long D</b>	<b>Área</b>	<b>Def Máx</b>	<b>Fx</b>	<b>Esf Long</b>	<b>Def Long</b>
1 y 4	25 cm	0.7001	5 mm	250 kg	3431.66 Pa	1.02
2 y 3	27 cm	0.7068	6 mm	230 kg	3222.82 Pa	1.02



## DISCUSIÓN

Según los resultados obtenidos en este estudio biomecánico, el dispositivo de cuatro puntos distribuye adecuadamente las cargas en la diáfisis del hueso logrando una prueba fidedigna con respecto a los esfuerzos en flexión, tal como menciona Heiner (2001) en su estudio. Se encontró que los especímenes de las tibias alcanzaron flexión de 1 mm por cada 500 Newtons aplicados a ellas y su fallo catastrófico por encima de los 2000 Newtons de fuerza aplicada sobre su diáfisis. Estos resultados son equiparables a los encontrados en otros estudios con huesos de cadáver.

Según la tercera ley de Newton, para cada fuerza que se aplique en un objeto, existe otra fuerza igual y opuesta. La suma vectorial de todas las fuerzas componentes es igual a la fuerza original. Por lo tanto, la deformación y la reacción debidas a las fuerzas componentes son las mismas que las producidas por la fuerza original. Si la suma de esas fuerzas es distinta a cero, el cuerpo pierde el estado de equilibrio y se genera una flexión o curvatura. En otras palabras, A medida de que se aplica una carga sobre un objeto, se produce la deformación donde generalmente la estructura recupera su forma original cuando se descarga.

Los dispositivos de tres puntos tienen como objetivo lograr la flexión de los huesos con una distribución de carga uniforme. Sin embargo, se ha probado que concentran la fuerza aplicada al hueso en un solo punto y por consecuencia, esto no se presenta de manera uniforme. Siempre que no se exceda el límite elástico, una deformación elástica es directamente proporcional a la magnitud de la fuerza aplicada por unidad de área, es por ello, que el dispositivo probado en la presente investigación cumple con las características

básicas que según la mecánica clásica le permiten una mejor distribución de las fuerzas aplicadas (Tippens, 2006).

Desde los años de 1989 Bianco y colaboradores, después en los 1990 y 1991 Sziveky colaboradores, Otani en 1993, Harman y colaboradores ya experimentaban en huesos de cadáver y hacían comparativa contra huesos sintéticos sin encontrar una similitud entre los mismos. Lanyon en 1980 y Cristofolini y colaboradores en 1996 destacan la importancia de realizar pruebas biomecánicas en flexión en los huesos de carga (tibia, fémur, entre otros) ya que mediante estas fuerzas sufren el mayor número de deformidades durante la marcha.

## CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos con el uso de nuestro dispositivo son equiparables a los obtenidos en la literatura mundial por lo que concluimos que nuestro dispositivo puede seguir siendo utilizado para realizar investigaciones subsecuentes respecto a pruebas biomecánicas en flexión probando así materiales de osteosíntesis en huesos de cadáver o réplicas sintéticas, obteniendo así una idea más cercana del comportamiento biomecánico de los distintos materiales, mismos que en la mayor parte de la literatura no se mencionan sus propiedades de resistencia.

## **RECOMENDACIONES**

El dispositivo resulta útil para realizar nuevas investigaciones biomecánicas y como parte fundamental en el entendimiento del comportamiento de los diversos materiales de osteosíntesis ante sollicitaciones a flexión. Abriendo así grandes posibilidades de continuar esta misma línea de investigación ya que se cuenta con la disponibilidad del dispositivo de cuatro puntos.

## BIBLIOGRAFÍA

- Beltsios, M. Savvidou, O. Kovanis, J. Panagiotis, A. y P. Panagiotis. 2009. External fixation as a primary and definitive treatment for tibial diaphyseal fractures. *Strategies Trauma Limb Reconstruction*, 4:81–87.
- Carroll, E.A. y L.A. Koman. 2011. External Fixation and Temporary. Stabilization of Femoral and Tibial Trauma. *Journal of surgical orthopaedic advances*, 20:1-75.
- Carter, D.R. 1984. Mechanical loading histories and cortical bone remodelling. *Calcified Tissue International*, 36:19–24.
- Cowin, S.C. 2001. Bone mechanics handbook, cap. 30 - The false premise in Wolf's law. CRC Press, Florida.
- Cristofolini, L. Capello, A. McNamara, P. y M. Viceconti. 1996. A minimal parametric model of the femur to describe axial elastic strain in response to loads. *Medical Engineering and Physics*, 18:502-514.
- Crowninshield, R.D. Brand, R.A. Johnston, R.C. y J.C. Milroy. 1980. An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 62:68-78.
- Dischinger, P.C. Read, K.M. Kufera, J.A. Kerns, T.J. Ho, S.M. Burch, C.A. Jawed, N. y A.R. Burgess. 2005. Consequences and costs of lower-extremity injuries. *National Study Center for Trauma and EMS*, 28-30.
- Doblaré, M. y J.M. García-Aznar, 2000. Simulación del comportamiento óseo. Informes a la Academia de Ingeniería, 2000.

- Dougherty, P. Craig Silverton, D.O. Yener Yeni, S.T. y W. Robb. 2006. Conversion from Temporary External Fixation to Definitive Fixation: Shaft Fractures. *Journal of American Academy Orthopedics Surgery*, 14: 124-127.
- Heiner, A.D. y T.D. Brown. 2001 Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *Journal of Biomechanics*, 34:773-781.
- Huelke, D. 1991. Lower extremity injuries in frontal crashes: injuries, locations, ais and contacts. *Society of Automotive Engineers*, Paper No. 910811.
- Lanyon, I.E. 1980. Bone remodelling, mechanical stress and osteoporosis. *Osteoporosis*, 129-138.
- Moore, K.L. 2004. Anatomía con orientación clínica, Ed. Médica Panamericana-Sans Tache-Williams Et Wilkins.
- Nordin M. y V.H. Frankel. 2001. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético, Ed. Lippincott & Wilkins.
- Patiño-Domínguez, Reyes-Pantoja R, Silva-Méndez J.A. Vargas-Espinosa JM. 2011. Uso de fijador externo en fracturas diafisarias de tibia expuestas como tratamiento definitivo. *Acta Ortopédica Mexicana*, 25(1):45-49.
- Pavic, A. Kodvanj, J. Sabalic, S. Cukelj, F. y B. Bakota. 2013. Novel external fixation fracture method with circular locking mechanism compared with the application of dynamic axial external fixator on experimental tibial model ensures better stability in bending and favourable performance in dynamic loads. *Injury International Journal Care Injured*, 44(3):52–55.
- Radin E. 1981. Biomecánica Práctica en Ortopedia. Mecanica de las fracturas y de las osteosíntesis. Cap.2 59-89.

Robert, W. Heckman J.D. y C.M. Court-Brown. 2006. Rockwood & Green's Fractures in adults, 5ta Edición.

Van Rietbergen, B. y R. Huiskes, 2001. Bone mechanics handbook (S. C. Cowin), cap. 15 Elastic constants of cancellous bone. CRC Press, Florida, 2 edición.

Viano, D.C. 1977. Considerations for a femur injury criteria. En 21th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers, 445- 473.

Wolff, J. 1892. Das gesetz der transformation der knochen. Hirschwald, Berlin.