



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

T E S I S

**VALORACIÓN DE LAS SOLICITACIONES EN FLEXIÓN EN TIBIA CON
DIFERENTE CONFIGURACIÓN DE FIJADOR EXTERNO TIPO CHARNLEY-
MÜLLER: ESTUDIO BIOMECÁNICO**

QUE PARA OBTENER LA ESPECIALIDAD DE ORTOPEDIA

PRESENTA:
Abelardo Fierro Santos

Dr. David Lomelí Zamora
Director médico de tesis

Biol. Nohelia G. Pacheco Hoyos
Director metodológico de tesis

Hermosillo, Sonora. Noviembre 2015



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 HOSPITAL SEDE

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

DR. JORGE ISAAC CARDOZA
AMADOR
DIRECTOR MÉDICO
Hospital General del Estado de Sonora
Tel. (662) 259-25-00
jicardozaa@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

DR. JOSE MANUEL SERRANO BON
JEFE DEL SERVICIO DE ORTOPEDIA
Hospital General del Estado de Sonora
Cel. (662) 113-0514
serranobon@yahoo.com

DR. DAVID LOMELI ZAMORA
ORTOPEDISTA
DIRECTOR MÉDICO DE TESIS
Hospital General del Estado de Sonora
Cel. (662) 223-1204
d_lomeli@hotmail.com

BIOL. NOHELIA G. PACHECO HOYOS
DIRECTOR METODOLÓGICO 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

DR. ABELARDO FIERRO SANTOS
RESIDENTE DE CUARTO AÑO DE ORTOPEDIA
Hospital General del Estado de Sonora
Tel. (662) 340-2729
abelardo2005@hotmail.com

FIRMAS DE AUTORIZACIÓN DEL CÓMITE DIRECTIVO DE TESIS

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

David Lomelí Zamora
Médico adscrito del servicio de ortopedia
Hospital General del Estado de Sonora

MC. Nohelia G. Pacheco
Laboratorio de Ecología Molecular
Departamento de Investigaciones
Científicas y Tecnológicas
Universidad de Sonora

Ing. Francisco Javier Valdez García
Laboratorio de Ingeniería mecánica
Instituto Tecnológico de Hermosillo

Ing. Candelario Moreno Hernández
Laboratorio de Ingeniería mecánica
Instituto Tecnológico de Hermosillo

AGRADECIMIENTOS

- A mi familia
- A la Universidad Nacional Autónoma de México.
- A mi sede de trabajo, el “Hospital General del Estado, Dr. Ernesto Ramos Bours”
- A la Secretaria de Salud del Estado de Sonora.

DEDICATORIA

Dedicada a mi hijo.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO	3
1.1 Descripción General de la tibia	3
1.2 Arquitectura ósea de la tibia	4
1.3 Biomecánica del impacto	5
1.4 Conceptos físicos dinámicos aplicados a la biomecánica del impacto en las fracturas	6
1.5 Fijación externa	8
1.6 Ventajas de la fijación externa	9
1.7 Desventajas de la fijación externa	10
1.8 Complicaciones del uso del fijador externo	10
1.9 Indicaciones para la colocación de un fijador externo	10
1.10 Componentes de los fijadores externos estándar	11
1.11 Rigidez del montaje	12
1.12 Fijador externo en fracturas diafisarias de tibia	12
JUSTIFICACIÓN	15
OBJETIVOS	16
HIPÓTESIS CIENTÍFICA	17
CAPÍTULO II. MATERIALES Y MÉTODO	18
2.1 Planteamiento del problema	18
2.2 Pregunta de investigación	18
2.3 Diseño de estudio	19
2.4 Especificaciones de la muestra	19
2.5 Periodo de estudio	19
2.6 Tamaño de la muestra	20
2.7 Criterios de selección	20
2.8 Aspectos éticos	21
2.9 Recursos empleados	22
2.10 Análisis de debilidades y fortalezas	24
2.11 Descripción de variables	25
2.12 Descripción general del estudio	26
2.13 Análisis matemático	30
CAPÍTULO III	
RESULTADOS	33
DISCUSIÓN	39
CONCLUSIONES	41
LITERATURA CITADA	42

RESUMEN

Con el objetivo de determinar cuál es la mejor configuración de fijador externo en el manejo de las fracturas de tibia, se realizó un estudio biomecánico donde se prepararon 14 modelos cadavéricos de tibia y se dividieron en tres grupos de estudio (A, B y C) con el propósito de encontrar cual es la configuración que neutralice las sollicitación en flexión de este hueso. Se les practicó un trazo transverso y se realizó reducción manual. En el grupo A se colocó un fijador externo de barra uniplanar unilateral y se colocaron dos clavos tipo Schanz en cada fragmento de la tibia, a dos cm del trazo de fractura y los otros dos lo más alejado que permitió el fijador. En el grupo B se utilizaron dos clavos tipo Schanz en cada fragmento de la tibia, colocados de forma equidistante entre si y al trazo de fractura. El grupo C consto de tres clavos tipo Schanz en cada fragmento de la tibia, ubicados a dos centímetros del trazo de fractura y lo más cercano posible entre sí de forma equidistante al trazo de fractura. Como resultado de las pruebas biomecánicas se encontró que los constructos del grupo A, neutralizan la sollicitación en flexión en tibias con trazo único transverso sometidos a una carga de 200N, la tibia 2A soporto 245N, tibia 3A 441N, tibia 4A 343N y la tibia 5A 390N, con una media de 354.75N, en el grupo B numerados del 1 al 4 soportaron 147N, 441N, 147N y 147N respectivamente, con un promedio de 159.25N, en el grupo C con muestras numeradas del 2 al 5 se obtuvo que soportaron cargas de 245N, 343N, 294N y 441N respectivamente con una media de 330.75N. El fijador externo del grupo A logra neutralizar la sollicitaciones en flexión en tibias con trazo único transverso sometidos a una carga de compresión de 200N. El grupo B presenta un desplazamiento de dos milímetros o más con cargas menores a los 200N. No existe una diferencia importante en cuanto estabilidad y el soporte de cargas entre el grupo A y el C.

Palabras clave: *Fijación externa, tibia, biomécanico, Charnley-Muller.*

ABSTRACT

In order to determine the best configuration of external fixation in the management of fractures of the tibia, a biomechanical study in which 14 cadaveric tibia models were prepared and were divided into three groups (A, B and C) in order to find the configuration which is to counteract the bending stresses on the bone. They performed a transverse line and manual reduction was made. In group A unilateral uniplanar external fixator was placed with a bar and two Schanz nails are placed in each fragment of the tibia, two cm from the fracture line and the other two so far allowed the fixer. In group B type, two Schanz nails in each fragment of the tibia, placed equidistant from each other and the fracture line were used. Group C consisted of three Schanz nails in each fragment of the tibia, located two centimeters of the fracture line and as close together as possible equidistant to the fracture line. As a result of biomechanical testing constructs was found that group A, neutralize stress in bending transverse tibias with single stroke under a load of 200N, 245N stand tibia 2A, 3A warm 441N, 343N tibia and tibia 4A 5A 390N, with an average of 354.75N, in the B group numbered 1 to 4 endured 147N, 441N, 147N and 147N respectively, with an average of 159.25N, in group C with samples numbered 2 to 5 was obtained that withstood loads of 245N, 343N, 294N and 441N respectively with an average of 330.75N. The external fixator group A achieves neutralize the stresses in bending transverse tibias with single stroke under a compressive load of 200N. The B group has a displacement of two millimeters or more at lower loads to 200N. There is no significant difference in stability and load bearing between group A and C.

Keywords: External fixation, tibia, biomechanical, Charnley-Muller.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, existen diversos métodos para la fijación de las fracturas diafisarias de la tibia como son las osteosíntesis por medio de placas, el enclavado centromedular y la fijación externa. La fijación externa se emplea con mayor frecuencia en pacientes con fracturas expuestas, con gran pérdida cutánea, lesión neurovascular o en fracturas multifragmentadas en las que el fijador externo evita lesionar más los tejidos blandos y vigilar estrechamente la evolución de los mismos (Rockwood, 2004).

Existen diversos diseños de fijadores externos, pero en las fracturas diafisarias de tibia, el diseño más fácil de aplicar son las estructuras uniplanares (Figura 1). Las cuales, se colocan normalmente sobre la cara anteromedial subcutánea de la tibia. Algunos autores como Campbell o Patiño-Domínguez mencionan que con tres clavos de Schanz en cada fragmento de la fractura, es suficiente para lograr estabilidad, otros como Ruedi y Murphy mencionan que con sólo dos clavos en cada lado de la fractura se obtiene suficiente estabilidad.

Es limitada la información de artículos o bibliografía que mencionen cuál es la mejor configuración para su colocación, por lo que se diseñó este estudio en el cual se realizan pruebas biomecánicas en 12 modelos cadavéricos de tibia con tres tipos diferentes de constructo divididos en grupos A, B y C, con el propósito de encontrar cual es la mejor configuración de constructo para las fracturas diafisarias de tibia que logre neutralizar la sollicitación en flexión con una carga de 200N.

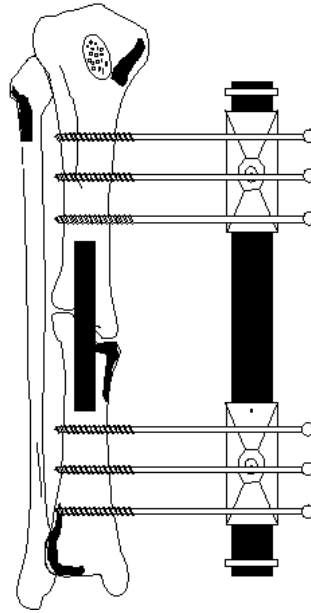


Figura 1. Representación gráfica de fijador externo moderno. Tomada de Revista cubana de ortopedia y traumatología, 1997.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Descripción general de la tibia

La tibia es después del fémur, el segundo hueso más grande del organismo (Figura 2). Se encuentra situada en la cara anteromedial de la pierna, casi paralela al peroné. Como otros huesos largos, este hueso se divide por su arquitectura ósea en un cuerpo (diáfisis) y dos extremos (epífisis). El extremo proximal de la tibia es ancho, porque su epífisis proximal está formada por dos cóndilos medial y lateral, los cuales se articulan con los grandes cóndilos femorales. En la superficie articular de la tibia presenta una espina o eminencia intercondilea (Moore, 2003).

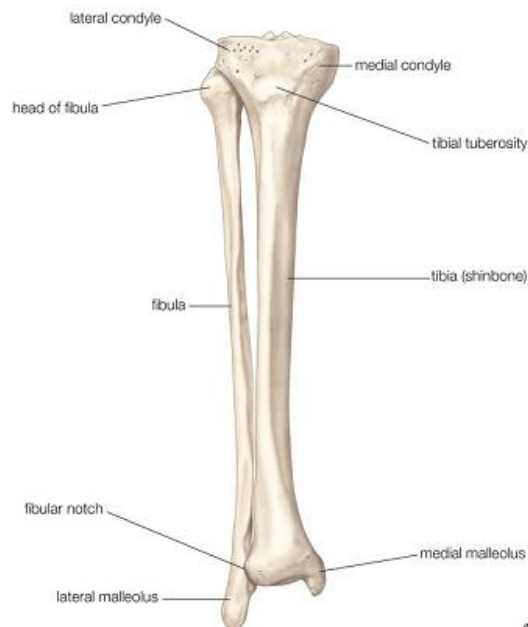


Figura 2. Representación esquemática de una tibia humana derecha. Tomada de: Encyclopedia Britannica, Inc. 2007.

El cuerpo de la tibia en su parte proximal tiene una forma triangular, posee tres caras una medial, lateral y posterior. Su borde o cresta anterior cuenta con una tuberosidad en la parte superior y anterior para la inserción del ligamento rotuliano. En la unión del tercio medio y distal el cuerpo se adelgaza, el tercio distal dispone de carillas para la articulación con el astrágalo y el peroné.

El maléolo medial es una proyección inferior de la cara medial del extremo inferior de la tibia y en su superficie lateral posee una cara para la articulación del astrágalo, el borde interóseo de la tibia sirve para la inserción de una densa membrana fibrosa, llamada membrana interósea, la cual la une firmemente al peroné. En su cara posterior, presenta una cresta diagonal rugosa para la inserción del musculo soleo, aproximadamente en la unión del tercio proximal y medio, presenta un surco vascular, el cual conduce al orificio nutricio (Moore, 2003).

1.2 Arquitectura ósea de la tibia

La tibia, como todos los huesos largos, está compuesta por sales minerales, principalmente la hidroxiapatita (Fosfato tricalcico) y carbonato cálcico. Además, se puede encontrar en menor cantidad hidróxido de magnesio, cloruro y sulfato magnésico. El hueso no es totalmente sólido, cuenta con pequeños espacios, formando pequeños canales por donde circulan los vasos sanguíneos encargados del intercambio de nutrientes. En función del tamaño de estos espacios, el hueso se clasifica en compacto y esponjoso.

El hueso Compacto o cortical constituye la mayor parte de la diáfisis de los huesos largos así como la parte externa de todos los huesos del cuerpo. Presenta una estructura de láminas o anillos concéntricos alrededor de canales centrales llamados Canales de Havers

que se extienden longitudinalmente, estos canales de Havers están conectados con otros canales llamados canales de Volkman que perforan el periostio. El conjunto de un canal central, las láminas concéntricas que lo rodean, canalículos y osteocitos incluidos en ellas recibe el nombre Osteona o sistema de Havers. Ambos canales son utilizados por vasos sanguíneos, linfáticos y nervios para extenderse por el hueso e intercambiar nutrientes con el líquido intersticial.

El hueso esponjoso a diferencia del hueso compacto, no contiene osteonas, sino que las láminas intersticiales están dispuestas de forma irregular formando unos tabiques o placas llamadas trabéculas. Estos tabiques forman una estructura esponjosa dejando huecos que están llenos de medula ósea roja. Dentro de las trabéculas hay osteocitos que yacen en sus lagunas con canalículos que irradian desde las mismas, permitiendo que los vasos sanguíneos penetren directamente en el hueso esponjoso y se logre el intercambio de nutrientes con los osteocitos. El hueso esponjoso es el principal constituyente de la epífisis de los huesos largos y del interior de la mayor parte de los huesos (CMO, 2015).

1.3 Biomecánica del Impacto

La biomecánica del impacto conocida también como biomecánica de las lesiones, es la parte de la ciencia que estudia las solicitaciones mecánicas aplicada sobre el material biológico (fuerzas, momentos, etc.) centrándose en el daño producido en dichos tejidos. Este daño puede ser tanto un fallo en la mecánica o una ruptura, creando una discontinuidad en el material, como es en el caso de las fracturas (Delgado, 2011; Tippens, 2009).

Los pilares fundamentales de esta disciplina son identificar y definir los mecanismos de daño, es decir, el mecanismo que ha producido una lesión determinada, como lo son las sollicitaciones (flexión, torsión, distracción, cizallamiento, compresión) a las cuales se someten los huesos y que producen los diferentes tipos de fractura (transversas, oblicuas, espiroideas, en cuña, segmentarias, complejas o multifragmentadas).

1.3.1 Conceptos físicos dinámicos aplicados a la biomecánica del impacto en las fracturas

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:

$$F \cdot \Delta t = m \cdot \Delta v$$

Tercera Ley de Newton: “Si una partícula A ejerce una fuerza sobre B, la partícula B ejerce sobre A una fuerza igual en magnitud y dirección, pero en sentido contrario” (Newton, 1687).

De acuerdo a esta ley, las fuerzas no aparecen nunca solas, si no en pares, pero teniendo en cuenta que estos pares de fuerza actúan sobre cuerpos diferentes, estas fuerzas son conocidas como acción y reacción (Delgado, 2011; Tippens, 2009).

En general, el hueso es un material anisótropo y viscoelástico, 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 (Meyrueis, 2004).

Las actividades de la vida cotidiana, generan esfuerzos significativos en los huesos por medio de los compartimentos musculares agonistas y antagonistas, desde la bipedestación, deambulación y al momento de correr, el esqueleto se somete a compresiones asimétricas, produciendo solicitaciones en flexión, torsión, compresión, cizallamiento, cualquiera carga que se realice en el organismo de forma excéntrica producirá una carga en flexión.

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; Oliva, 2007).

Actualmente se utiliza el acero inoxidable, como la mejor aleación para el uso quirúrgico, la aleación más utilizada es la tipo 316 L la cual tiene del 17 a 20% de cromo, del 10 al 14% de níquel y del 2 al 4 % de molibdeno, poco carbono (menos del 0.08 % y el resto es hierro. De esta forma, en el acero inoxidable el límite elástico puede ser tan elevado como 875N/mm^2 . Para implantes que soportan cargas, generalmente se requiere acero inoxidable forjado cuyo límite elástico es de 210N/mm^2 .

1.4 Fijación externa

La estabilización de los fragmentos del hueso fracturado por medio de un dispositivo compuesto por agujas, tornillos, o clavos conectados a una o más barras o tubos longitudinales se conoce como Fijación Externa (Fernández Dell Oca, 2002).

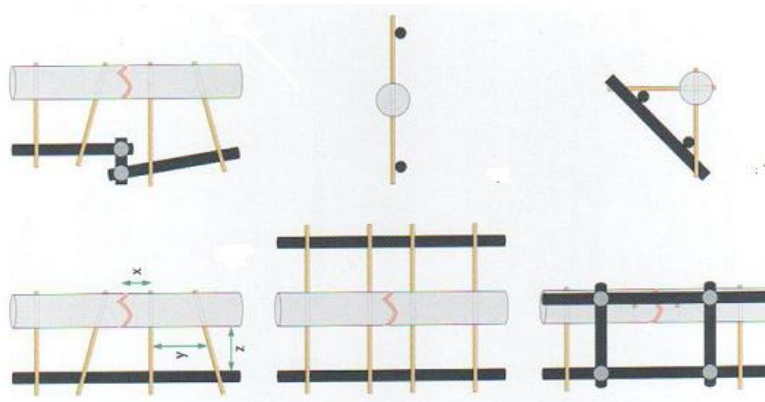


Figura 3. Representación esquemática de diferentes tipos de configuraciones de un fijador externo. Tomada de Ruedi, 2002.

1.4.1 Ventajas de la fijación externa

Según Ruedi (2002), los principios de la fijación externa han permanecido constantes debido a que proporciona las siguientes ventajas:

1. Se produce una menor lesión de la vascularización ósea.
2. Existe una mínima interferencia con los tejidos blandos.
3. Es muy útil en la estabilización de las fracturas abiertas.
4. Se puede obtener una rigidez ajustable de la fijación sin reintervención.
5. Permite el acceso a la extremidad para facilitar el cuidado de la herida y reconstrucción quirúrgica.

Con la fijación externa es posible dar compresión, neutralización o la distracción de los fragmentos de la fractura, según dicte la configuración de la misma. Las fracturas transversas pueden ser comprimidas de manera óptima, se puede mantener la longitud de las fracturas conminutas mediante agujas o se puede realizar una distracción fija en fracturas con pérdida de hueso. Además, el método permite la vigilancia de la herida, la cicatrización, el estado neurovascular, la viabilidad de los tejidos y la tensión de los compartimientos (Campbell, 2004).

La fijación externa, al permitir al paciente una movilidad temprana, ayuda a disminuir el edema y mejora la nutrición de las superficies articulares, retrasa la fibrosis capsular y la rigidez articular, atrofia muscular y la osteoporosis (Rockwood, 2004).

1.4.2 Desventajas de la fijación externa

Según Ruedi (2002), la fijación externa puede presentar ciertas desventajas, entre las que se pueden mencionar:

1. La penetración de las agujas o tornillos se hace a través de los tejidos blandos.
2. Origina una restricción en la movilidad articular.
3. Es incómodo y en ocasiones no es bien tolerado por los pacientes.
4. Se requiere una técnica meticulosa para la inserción de los clavos y un cuidado continuo de la piel y de la entrada de los clavos para prevenir infecciones.
5. Puede producirse fractura en el trayecto del clavo, si el paciente no cumple con las indicaciones puede alterar los ajustes del fijador.

1.4.3 Complicaciones del uso de fijador externo

Entre las complicaciones más comunes y frecuentemente asociadas al uso prolongado del fijador externo se encuentran la infección del trayecto de los clavos, transfixión vasculonerviosa, transfixión de músculos o tendones, retardo en la consolidación, síndrome compartimental y refractura.

1.4.4 Indicaciones para la colocación de fijador externo

Las indicaciones de la fijación externa se pueden incluir en dos categorías:

Aceptadas

Valoración de las solicitaciones en flexión en tibia con diferente configuración de fijador externo tipo Charnley-Müller: Estudio biomecánico

- Fracturas expuestas GA grado II y III.
- Fracturas asociadas a quemaduras graves.
- Fracturas con pérdida ósea que requieren distracción.
- Fracturas que requieren colgajos pediculados.
- Alargamiento de extremidades.
- Artrodesis.
- Pseudoartrosis o fracturas infectadas.
- Fracturas de alto impacto que impiden cobertura por los tejidos blandos.

Posibles

- Algunas Fracturas y luxaciones de pelvis.
- Fijación tras excéresis radical de una tumoración más reemplazo con autoinjerto.
- Fracturas asociadas a reparación vascular y fracturas múltiples cerradas.
- Ligamentotaxis.
- Fijación de fracturas de pacientes con TCE.
- Pacientes que requieren traslados frecuentes
- Rodilla flotante (Andrew, 2010; Eben, 2010, Ocampo, 2014)

1.4.5 Componentes de los fijadores externos estándar

Los fijadores externos están compuestos por:

- Tornillos de Schanz o clavos Steinman.
- Tubos o barras de acero inoxidable o de fibra de carbono.
- Gran variedad de rotulas para fijar agujas o tornillos a las barras.

- Gran variedad de rotula conectar barras o tubos entre sí.

1.4.6 Rigidez del montaje

La rigidez depende de los siguientes factores:

- La distancia de los clavos Schanz:
 1. Los clavos más cercanos al trazo de fractura, mientras más cercanos es mejor.
 2. En cada fragmento principal, el clavo de Schanz más alejado, mientras más alejado es mejor.
- El número de barras o tubos, a mayor número mayor rigidez.
- Combinación de una fijación interna limitada con fijación externa.
- La distancia entre la barra o tubo al hueso, a mayor cercanía mayor rigidez.
- Configuración: unilateral, en V bilateral o tipo delta (Ruedi, 2002).

El fijador externo actúa sobre el tejido blando y la alineación ósea por medio de fuerzas ejercidas por los conjuntos de abrazaderas y clavos situados a ambos lados de la estructura anatómica inestable.

Mediante la aplicación de fuerzas de distracción, se corriegan las deformaciones angulares y rotatorias hasta lograr la alineación deseada. La ligamentotaxia se emplea para el tratamiento de fracturas complejas (Rockwood, 2004).

1.5 Fijador externo en fracturas diafisarias de tibia

Existen diferentes tipos de constructos que se utilizan en la tibia, que por sus aspectos generales y grado de complejidad se pueden dividir en tres grupos.

1. Uniplanares: Los cuales se colocan sobre la cara subcutanea de la tibia y se pueden mantener mediante cuatro o seis clavos (Figura 4).
2. Biplanares: Los cuales se colocan de forma triangular actuando sobre dos planos aumentando la rigidez y neutralizando mejor las sollicitaciones mecanicas.
3. Circulares: También llamados Ilizarov, son los fijadores con las estructuras más complejas para su colocacion, que consiste en una serie de anillos completos o semianillos que se fijan a la tibia mediante varias agujas. Este sistema se considera que es el que brinda mayor estabilidad dada su configuración multiplanar.

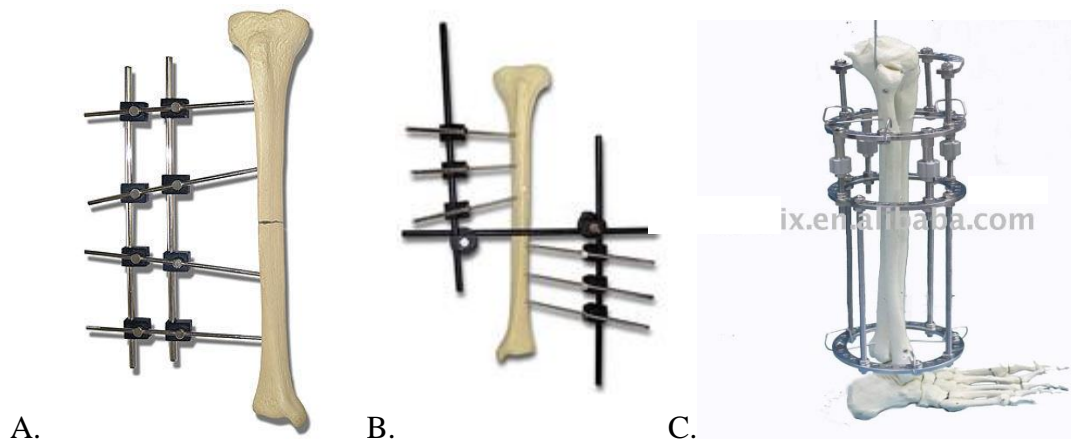


Figura 4) Representación esquemática de los tipos de fijador externo. Donde: A) Fijador uniplanar, B)Fijador biplanar, C)Fijado tipo Ilizarov. Tomado de Implantes ortopédicas IMECO, Shanghai Carefix Medical Instrumen Co, IVOT.

De acuerdo a el tipo y calidad de la barra lateral que se utilice, los fijadores serán más difíciles de ajustar y el cirujano debe tener cuidado para garantizar una reducción

satisfactoria antes de aplicar el fijador externo. Una buena reducción inicial es importante, ya que a menudo es difícil de lograr una reducción secundaria si la reducción primaria no tiene éxito. (Beltsius, 2009).

La colocación de un fijador externo para estabilizar una fractura ya sea abierta o cerrada obliga a tener una serie de cuidados como son la limpieza de los orificios de entrada de los clavos con solución antiséptica cuantas veces sea necesario al día y la verificación diaria del ajuste de cada una de las tuercas (Bernal, 1999).

JUSTIFICACIÓN

El fijador externo es un dispositivo que se utiliza en fracturas de la tibia, fundamentalmente cuando los tejidos blandos se encuentran muy dañados y existe pérdida o exposición ósea. Los fijadores externos requieren atravesar tejidos blandos y hueso para anclarse en las corticales y ejercer su función por lo que es prudente colocar el mínimo de clavos requeridos para que el fijador estabilice los fragmentos fracturados. Sin embargo, los traumatólogos lo siguen colocando de forma discrecional debido a que no existe literatura la cual solviente este problema. Por lo tanto, éste trabajo tiene como objetivo principal analizar cuál configuración de constructo es la mejor para neutralizar las solicitaciones a las que se ve sometida la tibia, cuántos clavos se necesitan, y cuáles son las distancias a las que deben ser colocados los mismos. La investigación brinda un aporte mecánico y técnico más completo sobre la colocación de los fijadores externos y los resultados obtenidos servirán de base para la toma de decisiones en la práctica quirúrgica cotidiana.

OBJETIVO GENERAL

Determinar cuál es la mejor configuración de fijador externo con sustentación teórica mecánica para neutralizar las sollicitaciones en flexión a 200 N en modelos cadavéricos de tibia.

OBJETIVOS SECUNDARIOS

- Determinar si existe una diferencia importante en estabilidad del constructo entre los grupos A y B al ser sometidos a cargas de flexión.
- Comparar la fuerza que toleran entre los constructos A y B los cuales constan de 4 clavos y el grupo C el cual consta de 6 clavos, al ser sometidos a cargas de flexión.

HIPÓTESIS CIENTÍFICA

Si se somete a flexión una serie de cuatro constructos de hueso cadavérico de tibia con trazo de fractura transverso, con una barra roscada colocada a 3cm del hueso con cuatro clavos Schanz de 5.0mm colocados de forma equidistante al trazo de fractura, soportará una carga de 200N en promedio, sin desplazar los fragmentos más de 2 milímetros.

CAPÍTULO II: MATERIALES Y MÉTODO

2.1 Planteamiento del problema

Las fracturas diafisarias de tibia presentan una alta incidencia y el fijador externo es ampliamente utilizado para su manejo, estos fijadores siguen colocándose de forma discrecional basándose en la escasa literatura que existe en cuanto a las especificaciones técnicas de la configuración del constructo, por lo que se realizó una simulación de constructos en un software de computadora, simulando la sollicitación flexión de los constructos y posteriormente las pruebas biomecánicas en constructos cadavéricos tratando de responder las siguientes preguntas de investigación:

2.1.1 Preguntas de investigación

¿El constructo del fijador externo Charnley-Müller para tibia con cuatro clavos Schanz y una barra roscada colocados de forma equidistante entre si y el trazo de fractura, es suficiente para neutralizar la sollicitación a flexión sin carga?

¿Cuál es la distancia a la que deben ser colocados los clavos de Schanz en la tibia para lograr la suficiente estabilidad?

¿Existe una diferencia importante en la estabilidad de los constructos A y B, comparándolos con el grupo C?

¿Cuánta fuerza es capaz de soportar una tibia con un trazo de fractura tras la fijación externa con los diferentes diseños de fijador (grupo A, B y C)?

Metodología

2.2.1 Diseño del estudio

Tipo de estudio	Descripción
<i>Experimental</i>	Estudio donde el investigador manipula y controla el factor de estudio. Existe por lo general, un grupo de análisis control y uno o más grupos experimentales.
<i>Biomecánico</i>	Tipo de estudio experimental donde los sujetos son pacientes ya sea vivos o modelos cadavéricos y se evalúa uno o más tratamientos para el control de un padecimiento.
<i>Analítico</i>	Estudio donde se pueden establecer relaciones entre variables.
Especificaciones Generales	
<i>Método de observación:</i>	Transversal.
<i>Temporalidad:</i>	Prospectivo
<i>Diseño de estudio:</i>	Asignación no probabilística, sin aleatorización de tres grupos paralelos de muestro.
<i>Tipo de análisis empleado:</i>	Mecánico.
<i>Alcance del estudio:</i>	Exploratorio, descriptivo, correlacional y explicativo.

2.2.2 Especificaciones de la muestra

El protocolo se realizó con modelos cadavéricos de tibia, se trabajó con 14 ejemplares pertenecientes a pacientes fallecidos en el Hospital General del Estado de Sonora y que cumplieron con los criterios de inclusión establecidos para esta investigación (punto 2.3).

2.2.3 Periodo de estudio

El periodo para la realización del protocolo de investigación comprendió de enero a julio de 2015.

2.2.4 Tamaño de la muestra

Para seleccionar la muestra se consideraron tres grupos experimentales, dos grupos de cinco tibias y un grupo con cuatro. El criterio para elección de muestra ha sido evaluado tras una revisión bibliográfica comparativa con estudios biomecánicos previos realizados en huesos cadavéricos (McInnes K., 2014, Chiodo C., 2003).

2.3. Criterios de selección

2.3.1 Criterios de inclusión de material óseo

- Tibia sin antecedentes de enfermedad metastásica ósea.
- Tibia sin antecedente de fractura previa.
- Tibia sin antecedente de osteomielitis.
- Tibia sin malformaciones congénitas.
- Tibia sin antecedente de osteoporosis.

2.3.2 Criterios de exclusión de material óseo

- Tibia de donador con antecedentes de enfermedades infectocontagiosas.
- Tibia de donador con enfermedades óseas deformantes congénitas.

2.3.4 Criterios de eliminación de material óseo

- Tibia con fractura accidental durante la colocación del fijador.
- Tibia con un trazo de fractura incorrecto.
- Tibia con migración de material debido a colocación incorrecta inicial del fijador.

2.4 Aspectos éticos de la investigación

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.

2.4.1 Recursos empleados

Recursos humanos:

- Médicos especialistas en Traumatología y Ortopedia.

- Personal médico residente del cuarto año de Traumatología y Ortopedia
- Director médico de tesis.
- Director metodológico y estadístico de tesis.
- Ingenieros en Mecánica del Instituto Tecnológico de Hermosillo.
- Personal de la morgue del Hospital General del Estado de Sonora.

Recursos físicos:

Para la elaboración de la investigación se requirió de material quirúrgico y mecánico

(Figura 5). A continuación se presenta la lista exacta de material empleado:

- 14 barras roscadas de 25 cm.
- 66 clavos tipo Schanz de 5.0 X 15.
- 66 abrazaderas.
- 132 tuercas.
- Sierra *Stryker*.
- Marcador de tinta permanente.
- Cinta métrica.
- Dispositivo de cuatro puntos SQ (Quintanar Fernández, 2014).
- Prensa Hidráulica del Instituto Tecnológico de Hermosillo.
- Dos llaves españolas de media.
- Perforador eléctrico.
- Llave Allen.
- Computadora Portatil



Figura 5: Prensa Hidráulica utilizada para el análisis mecánico del material óseo. Laboratorio de ingeniería mecánica, Instituto Tecnológico de Hermosillo.

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.

2.4.2 Análisis de debilidades y fortalezas

Previo a la elaboración del protocolo de investigación, se realizó un análisis FODA para identificar los puntos fuertes y débiles del proyecto. En el análisis se encontró que la realización del proyecto se ajusta a las necesidades y objetivos del investigador donde la cantidad de oportunidades y fortalezas del proyecto es superior a la cantidad de debilidades y amenazas.

La evaluación generó la siguiente matriz FODA:

Fortalezas	Oportunidades	Debilidades	Amenazas
<ul style="list-style-type: none"> - Libre acceso a información científica en journals y biblioteca digital UNAM. - Infraestructura funcional del área de trabajo. - Experiencia profesional académica por parte de los directores de tesis. - Ajuste de tiempo académico adecuado. - Proyecto de alto alcance. - Proyecto experimental. 	<ul style="list-style-type: none"> - Proyecto de alcance alto con posibilidad de publicación. - Implementación de nuevas técnicas de uso para el servicio. - Participación en congresos de ciencias médicas. - Continuación de línea de investigación en estudios biomecánicos. 	<ul style="list-style-type: none"> - Posibilidad de muestras con valores bajo de N. - Proyecto de costo económico. 	<ul style="list-style-type: none"> - Posibilidad de fallo experimental anexo a la baja cantidad de muestra.

2.5 Definición de las variables según la metodología

Conceptos generales de las variables

Variables dependientes: Deformidad longitudinal, esfuerzo longitudinal, módulo de Young, y grado de soporte al punto de fractura.

- *Deformidad longitudinal:* En biomecánica, se define como el cociente entre la longitud que posee un cuerpo longitudinal tras la implementación de una fuerza dividido entre la longitud inicial del objeto.
- *Esfuerzo longitudinal:* Es una medida mecánica que se calcula dividiendo la intensidad de la fuerza con el área de la sección transversal. La unidad práctica del esfuerzo es kgf/cm^2 (kilogramo fuerza sobre centímetro cuadrado). La unidad internacional es N/m^2 (Newton / metro cuadrado) y se permite expresarla en pascales.

- *Módulo de Young*: es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza.

Variables independientes: Longitud total de tibia, longitud de diáfisis, área de tibia.

- *Longitud*: es la magnitud física que determina la distancia, es decir, la cantidad de espacio existente entre dos puntos.
- *Área*: El área es una medida de extensión de una superficie, expresada en unidades de medida denominadas unidades de superficie. El área es un concepto métrico que requiere que el espacio donde se define se haya definido una medida.

Especificaciones de las variables:

Variable	Tipo de variable	Definición operacional	Escala de medición	Indicador
L total	Independiente	Longitud total de la tibia	Cuantitativa Continua	cm
L diáfisis	Independiente	Longitud total de la diáfisis	Cuantitativa Continua	cm
Área	Independiente	Área de un cilindro (tibia)	Cuantitativa Continua	cm ²
Deformidad	Dependiente	Deformidad longitudinal	Cuantitativa Continua	cm
Esfuerzo	Dependiente	Esfuerzo longitudinal	Cuantitativa Continua	N/m ²
Módulo de Young	Dependiente	Parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico	Cuantitativa Continua	Pa

2.5 Descripción general del estudio

Para establecer los modelos de configuración de manera exacta se modularon las configuraciones en el Software Solid Works. Se introdujeron medidas, diámetros y distancias de la Tibia, de la barra roscada, de los clavos de Schanz y del dispositivo de

cuatro puntos (Quintanar-Fernández, 2014), así como densidad ósea promedio y de la aleación del acero. Para las modulaciones se utilizó el acero AISI 347 el cual es inoxidable y presenta una resistencia de fluencia de 635Mpa. De esta forma, se pudo obtener la mejor configuración de manera virtual y previa a la prueba biomecánica física.

El estudio físico se realizó en el Hospital General del Estado de Sonora y el Instituto Tecnológico de Hermosillo. En un primer tiempo y después de la aprobación del protocolo de investigación, se prepararon cinco modelos cadavéricos de tibia (grupo experimental A), liberándolos de todas sus partes blandas (Figura 6). Se marcaron los cinco especímenes con la letra A del primer grupo enumerándolos del uno al cinco (Figura 7). Posteriormente, se midió el diámetro de la superficie articular proximal de la tibia y se delimitó la epífisis. Este procedimiento se realizó de igual forma para obtener la epífisis en la parte distal de la tibia y el diámetro total de la diáfisis. Además, se localizó el punto medio de la diáfisis y se les practicó un trazo transversal utilizando una sierra *Stryker*.

Posteriormente, se realizó reducción manual de la fractura y se colocó un fijador externo de barra uniplanar unilateral en la superficie anteromedial de la tibia. Después, se colocaron dos clavos tipo Schanz en cada fragmento de la tibia, los dos primeros a 2cm del trazo de fractura, y los otros dos clavos Schanz lo más alejado del trazo de fractura que permitió el fijador. Posteriormente, se ajustaron los opresores de las abrazaderas y las tuercas a la barra, manteniendo la reducción (Figura 8).

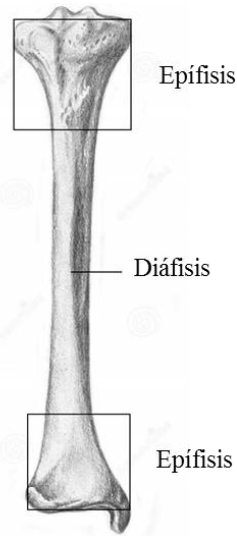


Figura 6. Modelo esquemático de una tibia y sus partes principales.

En un segundo tiempo se prepararon cuatro modelos cadavéricos de tibia correspondientes al grupo experimental B. Del mismo modo que las primeras cinco tibias, se les practicó un trazo transversal en el tercio medio de la diáfisis utilizando una sierra *Stryker*, se realizó la reducción manual de la fractura y se colocó el fijador externo de barra uniplanar unilateral en la superficie anteromedial de la tibia. Para la fijación del grupo experimental B, se utilizaron dos clavos tipo Schanz en cada fragmento de la tibia, colocados de forma equidistante al trazo de fractura. Del mismo modo que el modelo anterior, se ajustaron los opresores de las abrazaderas y las tuercas a la barra, manteniendo de igual forma la reducción la reducción.

En un tercer tiempo se prepararon otros cinco modelos cadavéricos de tibia correspondientes al grupo experimental C. También se les practicó un trazo transversal en el tercio medio de la diáfisis utilizando una sierra *Stryker*, se realizó la reducción manual de la fractura y se colocó el fijador externo de barra uniplanar unilateral en la superficie

anteromedial de la tibia. Para el grupo experimental C, en el fijador se utilizaron tres clavos tipo Schanz en cada fragmento de la tibia, ubicados a dos cm del trazo de fractura y lo más cercano posible entre sí, que permita el fijador y de forma equidistante al trazo de fractura. De igual forma, se ajustaron los opresores de las abrazaderas y las tuercas a la barra, manteniendo de igual forma la reducción la reducción (Figura 8).



Figura 7. Especificaciones de marcaje de los modelos cadavéricos implementados en la investigación.



Figura 8. Colocación de fijador externo en modelo cadavérico.

Las tibias fueron sometidas a cargas para la realización de las pruebas biomecánicas en el Laboratorio de Ingeniería Mecánica del Instituto Tecnológico de Hermosillo. Se colocaron los especímenes en la prensa biomecánica utilizando el dispositivo de cuatro puntos (Quintanar Fernández ,2014) y se les aplicó una fuerza de flexión hasta obtener un desplazamiento del material a 2mm (Figura 9).



Figura 9. Aplicación de prueba biomecánica utilizando dispositivo de cuatro puntos (Quintanar 2015).

2.6 Análisis de datos

Todas las variables se depositaron en una hoja de cálculo de Excel. Posteriormente, se procesó la información en la hoja de cálculo del programa IBM SPSS V.22 para Windows para obtener las medidas de tendencia central de las variables.

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

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

Donde:

F= Fuerza aplicada medida en Newton.

m²= = 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 o altura máxima del hueso valorado desde la base de las mesetas tibiales hasta la superficie articular inferior. La longitud máxima se obtiene al observar los centímetros desplazados al someter el hueso a cargas. Es decir; la longitud de la altura de la tibia sumada a la deformidad presentada. También se puede determinar en la lectura directa en la hoja de registro de esfuerzo y deformación de la maquina universal.

Por último, se calculó el valor del módulo 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^2) entre la deformidad longitudinal. Las unidades de medición para ésta variable son los Pascales.

A continuación se presenta un resumen general de análisis matemático para cada objetivo y sus especificaciones de diseño.

Objetivo	Definición	Prueba estadística
General	Encontrar la mejor configuración de fijador externo con sustentación teórica mecánica determinando si el grupo B es capaz de neutralizar las solicitaciones en flexión a 200N en modelos cadavéricos.	<p>Análisis descriptivo y medidas de tendencia central para variables numéricas de datos generales. Programa IBM SPSS V.22 para Windows.</p> <p>Prueba biomecánica de flexión en dispositivo de cuatro puntos SQ (Quintanar Fernández, 2014) a 200 Newton.</p> <p>Esfuerzo longitudinal:</p> $\sigma = \frac{F}{m^2}$ <p>Deformidad longitudinal:</p> $DL = \frac{\text{Longitud del hueso}}{\text{Longitud inicial}}$ <p>Módulo de Young</p> $Y = \frac{\sigma}{DL}$

CAPÍTULO III. RESULTADOS, DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

RESULTADOS

Análisis de simulación digital con modelos cadavéricos

En el Instituto Tecnológico de Hermosillo, previo a los ensayos en las muestras cadavéricas, se realizó mediante un Software llamado Solid Works la simulación digital de las pruebas biomecánicas. Se introdujeron medidas y distancias a las cuales se colocaron los soportes. El acero utilizado para las modulaciones fue AISI 347 inoxidable con una resistencia de fluencia de 635Mpa. La primera simulación cuenta con un soporte de 9.52mm primario (barra roscada) y cuatro soportes secundarios (clavos de Schanz) de 5mm. Se les aplicó una fuerza de 200N (20.39kg) y se obtuvo una deformación de 2.486mm. El esfuerzo en el material fue de 7.639Mpa con un límite elástico de 275Mpa (Figura 10).

La segunda simulación cuenta con un soporte de 9.52mm primario y seis soportes secundarios de 5mm. Se les aplicó una fuerza de 200N (20.39kg), presentando una deformación de 2.463mm. El esfuerzo en el material presentó un valor de 7.561Mpa con un límite elástico de 275Mpa (Figura 11).

Por último, se moduló un soporte de 9.52mm primario y seis soportes secundarios de 5mm separados los del centro a 4cm y los siguientes a 8cm de centros. Se le aplicó una fuerza de 200N (20.39 kg), presentando una deformación 2.438mm con un esfuerzo en el material de 7.478Mpa y un límite elástico de 275Mpa. Estos datos, colocan a la tercer simulación como la que alcanza menor deformación y por lo tanto resulta más estable (Figura 12).

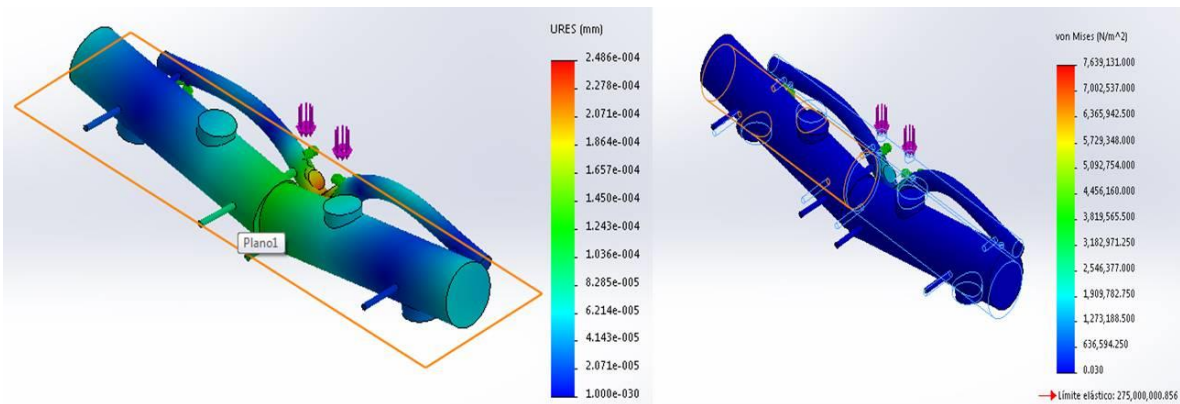


Figura 10. Primera modulación de configuración de fijador calculada con Solid Words.

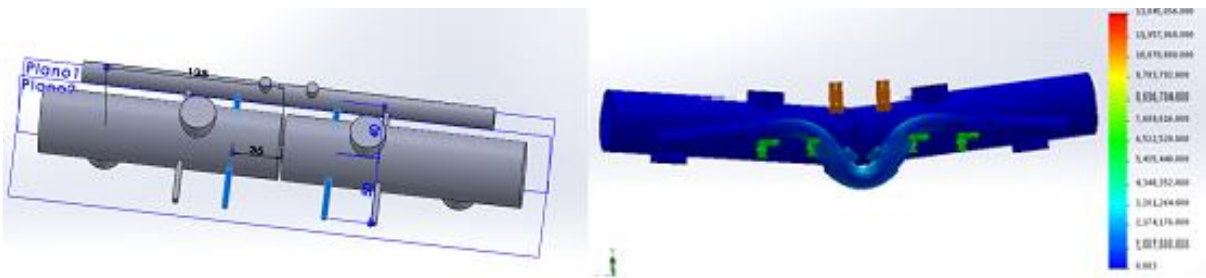


Figura 11. Segunda modulación de configuración de fijador calculada con Solid Words.

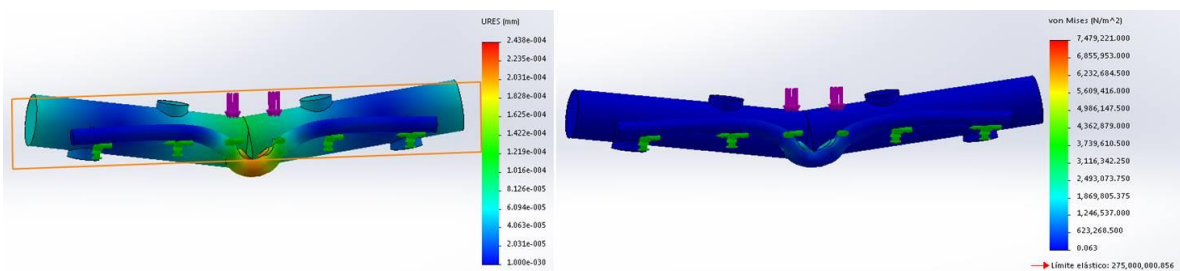


Figura 12. Tercera modulación de configuración de fijador calculada con Solid Words.

Análisis biomecánico de tibias

Se obtuvieron 14 tibias de cadáveres del género masculino, con un intervalo de edad entre 45 y 65 años. Se trabajó con tres grupos previamente descritos (A, B y C). La longitud total media de las muestras presentó variaciones entre 32 y 38cm con una media aritmética de 35cm. La longitud de la diáfisis varió entre 20.5 y 26.5cm con un promedio de 23cm en el total de tibias. El diámetro del tercio medio presentó medidas entre 3.3 y 3.8cm con una media de 3.5cm. (Cuadro 1). Durante la colocación de los fijadores externos se excluyó la tibia 1 del grupo A y la tibia 1 del grupo C ya presentaron trazo de fractura al momento de la colocación del fijador externo.

Cuadro 1. Medidas generales para los ejemplares analizados.

Ejemplar analizado	Longitud total (cm)	Epífisis proximal (cm)	Diáfisis total (cm)	Epífisis distal (cm)
Tibia 1 A	-----	-----	-----	-----
Tibia 2 A	33	7.5	21	4.5
Tibia 3 A	38	7.5	26	4.5
Tibia 4 A	37	8	24.5	4.5
Tibia 5 A	32	7	20.5	4.5
Tibia 1 B	33	7.5	21	4.5
Tibia 2 B	33	7.5	21	4.5
Tibia 3 B	36.5	7.5	24	5
Tibia 4 B	37	8	24.5	4.5
Tibia 1 C	-----	-----	-----	-----
Tibia 2 C	32.5	7	21	4.5
Tibia 3 C	38	7.5	26	4.5
Tibia 4 C	36.5	7.5	24	5
Tibia 5 C	32.5	7.5	26.5	4.5

Una vez que se solicitaron los especímenes con el dispositivo de cuatro puntos (Quintanar 2014) se obtuvo que en el grupo A la fuerza necesaria osciló entre 25 a 45 kg con un promedio de 36.25kg. En el grupo B la fuerza implementada presentó variaciones entre 15 y 20kg con un promedio de 16.25 kg mientras que en el grupo C la fuerza obtenida presentó una variación entre 25 y 45 kg con un promedio de 33.75 kg (Cuadro 2).

En el grupo A el cual constaba de la configuración de dos clavos de Schanz a cada lado de la fractura, dos colocados lo más cercano al trazo de fractura y dos lo más alejado del trazo, se realizó el cálculo de las variables dependientes. El área de las tibias presentó valores que varían entre 0.0351m² y 0.0468m² con un promedio de 0.0399m². El esfuerzo longitudinal de las cuatro muestras muestra valores entre 6,772.54N/m² y 11,175.49N/m² con un promedio de 6,323.14N/m² mientras que la deformidad longitudinal encontrada en este grupo se encuentra entre 1.0052mm y 1.0062mm con un promedio de 1.0057mm. El módulo de Young osciló entre 6,732.14 y 11,106.62Pa con un promedio de 8,915.26Pa (Cuadro 3).

Cuadro 2. Fuerza aplicada en la que se encontró un GAP de 2mm en trazo de fractura.

Modelo cadavérico	Fuerza aplicada (Kg) durante prueba de flexión
Tibia 1 A	Excluida por presentar fractura
Tibia 2 A	25 kg
Tibia 3 A	45 kg
Tibia 4 A	35 kg
Tibia 5 A	40 kg
Tibia 1 B	15 kg
Tibia 2 B	20 kg
Tibia 3 B	15 kg
Tibia 4 B	15 kg
Tibia 1 C	Excluida por presentar fractura
Tibia 2 C	25 kg
Tibia 3 C	35 kg
Tibia 4 C	30 kg
Tibia 5 C	45 kg

Cuadro 3. Cálculo de las variables dependientes en el grupo A.

Variable	Tibia 2ª	Tibia 3ª	Tibia 4ª	Tibia 5A
Área (m²)	0.0362m ²	0.0417m ²	0.0468m ²	0.0351m ²
Esfuerzo longitudinal	6,772.54N/m ²	10,582.49N/m ²	7,333.97N/m ²	11,175.49N/m ²
Deformidad Longitudinal	1.0060mm	1.0052mm	1.0054mm	1.0062mm
Módulo de Young	6,732.14Pa	10,527.74Pa	7,294.57Pa	11,106.62Pa

En el grupo B el cual constaba de dos clavos de Schanz a cada lado de la fractura colocados de forma equidistante al trazo, se calculó el área, la cual variaba entre 0.0362 m² y 0.0468m² con un promedio de 0.0398m². El esfuerzo longitudinal osciló entre 3,142.94N/m² y 5,417.95N/m² con un promedio de 4,073.05N/m² mientras que la deformidad longitudinal presentó variaciones entre 1.0054mm y 1.0060mm con un promedio de 1.0057mm. Las tibias de este grupo muestran variaciones del módulo de Young entre 3,126.05Pa y 5,385.63Pa con un promedio de 4,049.76Pa (Cuadro 4).

Cuadro 4. Cálculo de las variables dependientes en el grupo B.

Variable	Tibia 1B	Tibia 2B	Tibia 3B	Tibia 4B
Área (m²)	0.0362m ²	0.0362m ²	0.0401m ²	0.0468m ²
Esfuerzo longitudinal	4,063.25N/m ²	5,417.95N/m ²	3,668.07N/m ²	3,142.94N/m ²
Deformidad Longitudinal	1.0060mm	1.0060mm	1.0054mm	1.0054mm
Módulo de Young	4,039.0Pa	5,385.63Pa	3,648.36Pa	3,126.05Pa

Por último el grupo C, el cual estaba conformado por tres clavos de Schanz colocados a cada lado de la fractura de forma equidistante al trazo, se calcularon también las variables dependientes obteniendo un área con medidas que varían entre 0.0357m² y 0.0417m² con un promedio de 0.0383m². El esfuerzo longitudinal para los especímenes de

este grupo presentó variaciones entre 6,867.22N/m² y 12,361.06N/m² con un promedio de 8,698.96N/m².

La deformidad longitudinal resultante osciló entre 1.0052mm y 1.0061mm con un promedio de 1.0057mm mientras que el módulo de Young varía entre 6,825.58Pa y 12,280.11Pa, con un promedio de 8,647.8Pa (Cuadro 5).

Cuadro 5. Cálculo de las variables dependientes en el grupo C.

Variable	Tibia 2C	Tibia 3C	Tibia 4C	Tibia 5C
Área (m ²)	0.0357m ²	0.0417 m ²	0.0401 m ²	0.0357 m ²
Esfuerzo longitudinal	6,867.22N/m ²	8,230.93 N/m ²	7,336.63 N/m ²	12,361.06 N/m ²
Deformidad Longitudinal	1.0061mm	1.0052mm	1.0054mm	1.0061mm
Módulo de Young	6,825.58Pa	8,188.35Pa	7,297.22Pa	12,280.11Pa

DISCUSIÓN

En los fijadores externos además de la rigidez y estabilidad, es necesaria una configuración y características adecuadas de los materiales para la resistencia mecánica y la fatiga. En estudio realizado por Behrens y Searls (1986) se encontró que una estructura unilateral y uniplanar simple es adecuada mecánicamente para el 80% de los casos. Court- Brown y Hughes (1985) obtuvieron buenos resultados reportando que el éxito dependía de la reducción inicial y de la duración del fijador externo, y era independiente de la angulación y la distancia de colocación de los clavos.

La utilización del fijador de barras roscadas como tratamiento definitivo ha reportado tasas de éxito de 93.4% (Patiño y Domínguez, 2011). La presente investigación muestra que la configuración del fijador externo del grupo B no logra neutralizar las sollicitaciones en flexión sometidos a 200N. Además, se encontró que los cuatro especímenes presentaron un desplazamiento de 2mm o más con las cargas de 147N, 441N, 147N y 147N para cada tibia. Por lo tanto, la colocación de 2 clavos de Schanz en cada fragmento principal equidistantes entre si y el trazo de fractura, no son suficientes para neutralizar las sollicitaciones en flexión a 200N. Por otro lado, se encontraron resultados muy similares entre los grupo A y C, en el grupo A la tibia 2A soportó 245N, tibia 3A 441N, tibia 4A 343N y la tibia 5A 390N, con una media de 354.75N, y en el grupo C con muestras numeradas del 2 al 5 se obtuvo que soportaron cargas de 245N, 343N, 294N y 441N respectivamente con una media de 330.75N, por lo que ambos grupos presentaron tolerancia a cargas mayores a 200N con una ligera ventaja del grupo A sobre el C. A pesar de rechazarse la hipótesis inicial del estudio se ha logrado demostrar que la configuración del fijador externo del grupo A, neutraliza las sollicitaciones en flexión a 200 N.

Realizando una comparación entre el estudio desarrollado en el software Solid Works y las pruebas realizadas en cadáveres, se observó una diferencia ya que en la simulación al someter a carga los constructos a 200N, en el grupo A se presentó un esfuerzo en el material de 7.6MPa de presión y se logró una deformación en la estructura de 2.4mm, en el grupo B el esfuerzo sobre la barra aumentó hasta 13.04MPa y desplazamiento de 12.2 mm, la simulación del constructo del grupo C reportó un esfuerzo en el material de 7.4 MPa obteniéndose una deformación de 2.4 mm, lo que se deduce en la simulación es que el constructo del grupo C presenta la misma deformación de 2.4mm que la presentada en el grupo A, pero presentando menos esfuerzo en el material del constructo; por lo que en la simulación el constructo C presentó una mínima ventaja sobre el constructo A, tan mínima que resultaron casi equivalentes.

Ya que la tibia está sometida a diferentes sollicitaciones como son la compresión, cizallamiento y la rotación; este trabajo es la pauta para realizarse estudios posteriores siguiendo la misma línea de investigación con diferentes tipos de sollicitaciones o trazos de fractura.

CONCLUSIONES

El fijador externo tipo Charnley- Muller del grupo A logra neutralizar la sollicitaciones en flexión en tibias con trazo único transverso sometidos a una carga de compresión de 200N.

Se rechaza la hipótesis inicial del constructo del grupo B al presentar un desplazamiento de dos milímetros o más con cargas menores a los 200N.

No existe una diferencia importante en cuanto estabilidad y el soporte de cargas entre el grupo A y el C tanto en la simulación en software, como en las pruebas biomecánicas, y ya que en la práctica quirúrgica es difícil colocar los clavos tan cerca del trazo de fractura, el fijador del grupo C representa una buena opción para la configuración del constructo en las fracturas diafisarias de tibia.

LITERATURA CITADA

- Arregui Dalmases, P. 2011. Biomecánica en la valoración médico legal de las lesiones. Editorial ADEMÁS Comunicación, s.l. pag: 37-38
- Bernal Sortier S., Estrada S. F., 1999. Diagrama de flujo para el tratamiento de las fracturas expuestas en urgencias. Revisión epidemiológica y revisión de costos. Rev Mex Ortop Traum 1999; 13 (5): Sep-Oct. Pag: 437.
- Carter, D. R. 1984. Mechanical loading histories and cortical bone remodelling. Calcified Tissue International, 36: 19 – 24.
- Court-Brown C., Hughes S.P., 1985. Hughes external fixator in treatment of tibial fractures. Journal of the royal society of medicine. Oct; 78(10): 830-837
- Cowin, S. C. 2001. Bone mechanics handbook, cap. 30 - The false premise in Wolf's law. CRC Press, Florida, 2 edón.
- Doblaré, M. y J. M. García-Aznar, 2000. Simulación del comportamiento óseo. Informes a la Academia de Ingeniería, 3: 2000.
- Dougherty, P. Silverton Craig, DO Yener Yeni, Tashman Scott, PhD Robb Weir, 2006. Conversion from Temporary External Fixation to Definitive Fixation: Shaft Fractures. Journal of American Academy Orthopedics Surgery; 14: S124-S127.
- E. A. Carroll, MD, y L.A. Koman. External Fixation and Temporary. Stabilization of Femoral and Tibial Trauma. 2011. Journal of surgical orthopaedic advances, volume 20, number 1- p75.
- Guede, D. González, P. y J.R. Caeiro, 2013. Biomecánica y hueso: Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos. Pag: 48-49

- Huelke, D. 1991. Lower extremity injuries in frontal crashes: injuries, locations, ais and contacts. Society of Automotive Engineers, Paper No. 910811.
- Newton, I. 1687. *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*. Universidad de Cambridge. 1031 pp.
- M. Beltsios, O. Savvidou, J. Kovanis, Panagiotis Alexandropoulos, Panagiotis Papagelopoulos. 2009. External fixation as a primary and definitive treatment for tibial diaphyseal fractures. *Strategics Trauma Limb Reconstruction* 4:81–87.
- Patiño-Domínguez, Reyes-Pantoja R, Silva-Méndez JA, Vargas-Espinosa JM. 2011. Uso de fijador externo en fracturas diafisarias de tibia expuestas como tratamiento definitivo. *Acta Ortopédica Mexicana*; 25(1): Ene-Feb: 45-49.
- Pauwels, F. 1965. *Gesammelte abhandlungen sur funktionellen anatomie des bewegungsapparates*. Springer Verlag, Berlín.
- Pavica, A. et al., 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 favorable performance in dynamic loads. *Injury, Int. Journal Care Injured*, 44 S3 S52–S55.
- Radin E. et. al, 1981. *Biomecánica Práctica en Ortopedia. Mecánica 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.
- Roux, W. 1985. *Gesammelte abhandlungen uber entwicklungsmechanik der organismen*. Wilhelm Engelmann, Leipzig.

Rüedi, T. y W. M. Murphy 2002. Principios de la AO en el tratamiento de las fracturas.

Pag: 233-235

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.

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

