



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO**

SECRETARIA DE SALUD

**HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA
DR. ERNESTO RAMOS BOURS**

**“NEUTRALIZACIÓN DE SOLICITACIONES EN FLEXIÓN EN
FRACTURAS DE FÉMUR TRATADAS CON FIJADOR EXTERNO”**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALISTA EN
ORTOPEDIA**

PRESENTA:

DRA. JOVANNA OCAMPO VILLALOBOS

ASESOR MÉDICO

DR. DAVID LOMELÍ ZAMORA

ASESOR METODOLÓGICO

M. C. NOHELIA PACHECO HOYOS

HERMOSILLO, SONORA. NOVIEMBRE 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.

DEDICATORIA

A mi madre, por ser el pilar más importante de mi vida, por demostrarme siempre su cariño y apoyo incondicional sin importar nuestras diferencias de opiniones, por ser la persona que hizo todo en la vida para que yo pudiera lograr mis sueños, por motivarme y darme la mano cuando sentía que el camino se terminaba, a ti por siempre mi corazón y agradecimiento.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar doy infinitamente gracias a *Dios*, por haberme dado fuerza y valor para culminar esta etapa de mi vida.

Agradezco también la confianza y el apoyo brindado por parte de *mi madre*, que sin duda alguna en el trayecto de mi vida me ha demostrado su amor incondicional apoyándome en mis caídas y celebrando mis triunfos.

A mi *hermana gemela Jessy*, por ser mi gran amiga y confidente, por su apoyo durante esta etapa de nuestras vidas, por siempre motivarme a luchar y seguir adelante, por estar siempre a mi lado, en las buenas y en las malas.

A mis *hermanos Glenda y Víctor*, por apoyarme en todo momento a pesar de la distancia.

A *mi novio Eduardo*, por su paciencia, por su sacrificio para poder estar a mi lado, por permanecer conmigo en altibajos durante esta etapa, porque tu cariño y comprensión han sido parte fundamental en mi vida.

A *mis grandes maestros del servicio de Traumatología y Ortopedia*, que a lo largo de todo este tiempo me han transmitido sus conocimientos y experiencias. A mi maestro y asesor *Dr. David Lomelí Zamora*, por su esfuerzo por intentar hacer siempre de nosotros los mejores profesionistas.

ÍNDICE

• Resumen	1
• Marco teórico	2
○ Introducción	2
○ Fémur. Descripción.....	3
○ Forma externa	5
○ Arquitectura ósea	7
• Rigidez a la flexión	10
• Mecánica de las fracturas. Esfuerzos de Tensión de los huesos largos:	
Flexión y torsión	11
• Fijación externa	13
○ Ventajas de la fijación externa	13
○ Desventajas	14
○ Complicaciones	15
○ Indicaciones	15
○ Diseño y colocación de los fijadores externos	16
• Fijador externo en fracturas diafisarias de fémur	19
• Fijador externo como tratamiento definitivo	20
• Justificación	22
• Objetivos	23
○ Objetivo general	23
• Hipótesis	23
• Metodología	24
• Planteamiento del problema	24
○ Diseño experimental y toma de muestra	24
○ Criterios de selección	34
○ <i>Criterios de inclusión</i>	25
○ <i>Criterios de exclusión</i>	25
○ <i>Criterios de eliminación</i>	25
○ Descripción general del estudio	25
• Análisis matemático	28
• Recursos humanos y materiales	28
○ Recursos humanos	28
○ Recursos materiales	29
○ Recursos financieros	30
• Aspectos éticos	31
• Cronograma de actividades	31
• Resultados	31
• Discusión	35
• Conclusiones	37
• Anexos	38
• Bibliografía	39

RESUMEN

Se realizó un estudio biomecánico experimental básico, en cuatro huesos fémur de cadáver, a los cuales se les colocó un fijador externo unilateral uniplanar de doble barra, tipo Charnley-Müller, con 6 clavos schanz 6.0; 3 a cada lado del trazo de fractura, separados 3 cm entre cada uno de ellos, con dos barras roscadas de acero inoxidable de 35 cm. Posteriormente, se realizó un trazo de fractura simulando dos trazos transversos y dos oblicuos, y se les aplicó compresión, hasta observarse un total contacto entre los fragmentos. En un segundo tiempo, se llevaron los 4 especímenes al taller de mecánica del Instituto Tecnológico de Hermosillo (ITH), para realizar las pruebas biomecánicas en la prensa universal, con el dispositivo de cuatro puntos SQ. Dichas pruebas se realizaron en dos planos, coronal y sagital, sometiendo los modelos a fuerzas progresivas, empezando con 5 kg, hasta alcanzar el inicio de su deformidad y la falla del material de osteotaxis, superando al menos los 500 N. Las medidas de la diáfisis variaron desde 26 hasta 29 cm, y sus diámetros oscilaron entre 10.5 y 9.5 cm. Se obtuvieron la fuerza y la deformidad, y con ello se calculó el área, esfuerzo longitudinal, la deformidad longitudinal y el módulo de Young. Todos los modelos toleraron más de 500 N de fuerza, desde 882 N para el fallo de material de osteotaxis, hasta 1470 N, iniciando su deformidad que varió de 539 N hasta 735 N. Por lo tanto, con este estudio observamos que el fijador externo con barras roscadas, neutraliza las solicitaciones en flexión en fémur cadavérico, sometidos a 500 N, probado con un dispositivo de 4 puntos SQ.

MARCO TEÓRICO

Introducción

El método de fijación externa es ampliamente utilizado en el servicio de Traumatología y Ortopedia, sobre todo en el área de urgencias. Se emplea con mucha mayor frecuencia en pacientes con fracturas expuestas, con gran pérdida cutánea, lesiones neurovasculares o en fracturas multifragmentadas, las cuales no tienen soporte óseo. Esto permite que se pueda evitar lesionar los tejidos blandos, y vigilar más estrechamente la evolución de la curación de los tejidos (Rockwood, 2004). Además, colocados por personal capacitado, puede realizarse de forma rápida en pacientes politraumatizados, como control de daños, para posteriormente realizar un tratamiento definitivo.

En la actualidad debido al aumento del índice de accidentes automovilísticos, las fracturas expuestas de huesos largos han incrementado. Entre ellas, las fracturas de fémur, lo que ha llevado a la necesidad del uso del fijador externo como manejo inicial en estos pacientes. Con los debidos cuidados, para su seguimiento, control y vigilancia, pueden evitarse algunas de las complicaciones más frecuentes, como la infección del trayecto de los clavos. Sin embargo, el fabricante no tiene estudios con pruebas biomecánicas, y no hay otros estudios que prueben biomecánicamente la estabilidad del fijador externo con barras roscadas, en modelos cadavéricos de fémur. La literatura reporta el uso de tratamiento definitivo con fijador externo en fracturas expuestas de tibia, con buenos resultados (Patiño et al., 2011).

Por tal motivo, el objetivo de este estudio es demostrar que el fijador externo con barras roscadas, neutraliza las solicitaciones en flexión en modelos cadavéricos de fémur, probándolo con un dispositivo de 4 puntos, sometiéndose a fuerzas de 500 N, lo que simula las cargas fisiológicas del fémur de forma estática.

Fémur

Descripción. El fémur es el hueso más grande y resistente del esqueleto humano y se encuentra entre la cadera y la rodilla (Figura 1). En la zona superior, ambos fémures, están separados una distancia definida por la anchura de la pelvis, en la parte baja esa distancia se reduce. Así pues, en la postura erecta del cuerpo el fémur forma un cierto ángulo con la vertical que en promedio es de 135 grado pero que varía entre los individuos (Campbell, 2004).

Como otros huesos largos, el fémur puede dividirse tanto por su forma como por su arquitectura ósea en un cuerpo o tallo (diáfisis) y dos extremos (las epífisis). Antes de entrar a describir este hueso es conveniente aclarar el significado de dos términos muy usados al referirse a las extremidades del cuerpo humano. Proximal significa más cercano al tronco y distal más alejado. En el fémur, proximal equivale a superior y distal a inferior (Oliva, 2007).

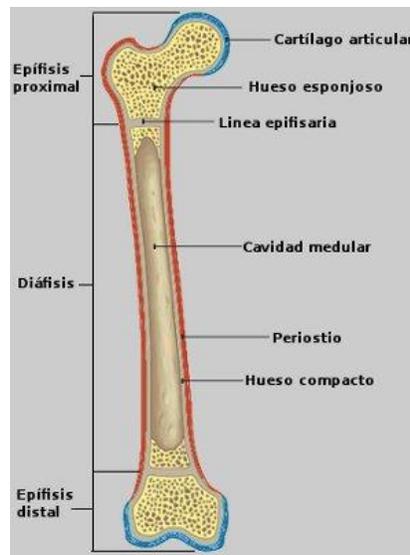


FIGURA 1. Ejemplo de hueso largo. Fémur, muestra sus partes, dos epífisis y una diáfisis. Tomado de Netter, (2011).

También es conveniente definir los planos y direcciones de referencia del cuerpo humano. Un plano frontal es un plano vertical y paralelo a la línea que une los hombros. Un plano sagital es un plano vertical y perpendicular a los planos frontales. Un plano transversal es un plano horizontal, por tanto, es perpendicular a los frontales y a los sagitales (Figura 2). Los adjetivos anterior y posterior se refieren a la parte delantera y trasera, respectivamente. Medio y lateral son las zonas más y menos cercanas al centro del cuerpo. Superior es la zona más cercana a los pies (Oliva, 2007).

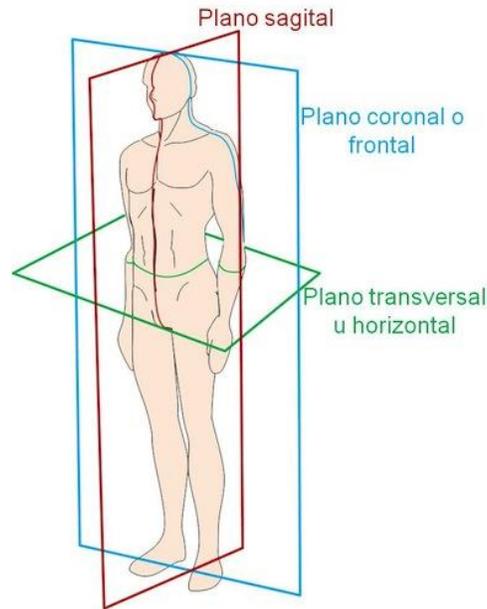


FIGURA 2. Planos anatómicos: Sagital, frontal y transversal. Tomado de Anatomía aplicada, (2012).

Forma externa. La parte central del fémur, la diáfisis, es prácticamente cilíndrica y se hace más ancha a medida que nos acercamos a los extremos. Además, está ligeramente arqueada en el plano sagital con la concavidad dirigida hacia la parte posterior (Oliva, 2007).

La región proximal es la zona más compleja de la pieza y presenta cuatro partes claramente diferenciadas: la cabeza, el cuello y los trocánteres mayor y menor. La cabeza es aproximadamente una esfera y sirve para articular el fémur con el acetábulo. Está ubicada en dirección superior, media y anterior respecto a la zona proximal de la diáfisis.

El cuello conecta la cabeza con el tallo del hueso (diáfisis) y forma con éste en el plano frontal un ángulo obtuso de valor cercano que varía entre 125° - 130° en el individuo adulto. La medida de ese ángulo se mantiene constante a lo largo de la vida del individuo aunque varía considerablemente entre distintas personas. En planta

también el cuello se aparta ligeramente del plano frontal que contiene a la diáfisis, formando con él un ángulo de entre 10° y 15° en dirección anterior. A medida que se acerca a la diáfisis el cuello se hace más ancho (Oliva, 2007).

Los trocánteres son regiones prominentes en las que se insertan ciertos músculos. El fémur presenta dos trocánteres, el trocánter mayor y el trocánter menor. El trocánter mayor es grande e irregular y se encuentra donde el cuello se une a la parte proximal del cuerpo del fémur. Está ligeramente orientado hacia la parte posterior de la pieza y su punto más alto está aproximadamente 1 cm por debajo del de la cabeza (Oliva, 2007).

El trocánter menor es más pequeño, como indica su nombre, y está situado en la parte baja de la confluencia entre la diáfisis y el cuello ligeramente hacia la parte posterior. Uniendo el trocánter menor y la zona superior del mayor hay dos accidentes reseñables.

En la parte anterior encontramos la línea intertrocantérea y en la posterior la cresta intertrocantérea más marcada que la línea anterior. La zona distal se articula con la rodilla estando en contacto con los meniscos y la tibia. Además, es mayor transversalmente que en la dirección antero-posterior. Esta región muestra dos grandes prominencias denominadas cóndilos que sobresalen ligeramente en la zona anterior y mucho más claramente en la parte posterior. Las depresiones que se forman entre ellos se llaman superficie rotular en la parte anterior y fosa intercondílea en la posterior. Si sujetamos la pieza de forma que la diáfisis quede vertical, el cóndilo medio llega más abajo que el lateral, pero cuando el hueso se encuentra en la posición inclinada en la

que está en el cuerpo, las superficies inferiores de ambos cóndilos quedan prácticamente en el mismo plano horizontal (Oliva, 2007).

Arquitectura ósea

Los distintos tipos de tejido óseo se distribuyen en el fémur de forma que las cargas se transmitan desde el acetábulo a la tibia de forma creciente (Figura 3). La diáfisis del fémur es un tubo hueco aproximadamente cilíndrico formado por hueso compacto. Esa arquitectura interior es apropiada para resistir los esfuerzos axiales, flexores y de torsión, a los que se ve sometida esta parte del hueso. El espesor de la pared de la diáfisis se va reduciendo a medida que nos acercamos a los extremos proximal y distal quedando sólo una fina capa de hueso compacto en las partes más extremas (Oliva, 2007).

Tanto la región proximal como la distal están formadas principalmente por hueso esponjoso envuelto en una fina capa de hueso compacto.

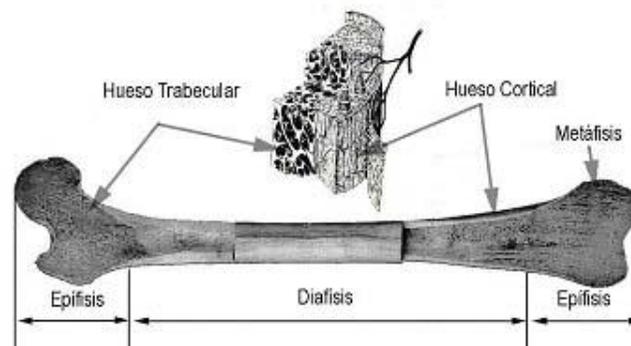


FIGURA 3. Estructura interna del hueso, compacto en la diáfisis y trabecular en las epífisis. Tomado de Muller y Cerralzoa, (2001).

A simple vista puede comprobarse que las trabéculas de la zona proximal están alineadas siguiendo ciertas direcciones que vienen determinadas por el tipo de sollicitación habitual a la que se encuentra sometido el hueso. En la región distal el hueso esponjoso aparece aproximadamente en los 15 cm inferiores. Aparecen también ciertas direcciones preferentes de orientación trabecular.

Ensayos clásicos de caracterización mecánica. La caracterización mecánica del fémur humano se realiza habitualmente mediante el estudio de su comportamiento a flexión, a torsión y bajo la acción de una carga cuasi axial aplicada en su cabeza, compresión.

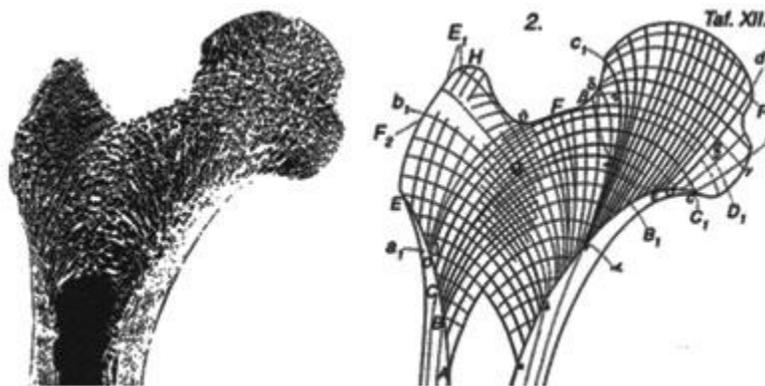


FIGURA 4. Muestra la orientación de las fuerzas de compresión y tensión según Wolf, Tomado de Müller y Cerralzo, (2001).

La flexión es causante de un elevado porcentaje de las deformaciones que aparecen en el fémur durante la marcha (Lanyon, 1980). Generalmente se analiza mediante dos ensayos de flexión en cuatro puntos. En uno de ellos la flexión tiene lugar en el plano coronal (con los cóndilos alineados en la dirección de la carga) y ocurre de forma que la cara lateral es traccionada y la media comprimida.

En el otro, el hueso se flexiona en el plano sagital (con la línea que une ambos cóndilos a la dirección de carga), quedando en tracción la cara anterior y en compresión la posterior. La dirección de la flexión en cada uno de los planos no se elige al azar, se busca reproducir la dirección de las flexiones que tienen lugar cuando el individuo está en pie y apoyado sobre una sola pierna (Crowninshield et al., 1980). A partir de esos ensayos se obtiene la rigidez a flexión en cada uno de los planos. Es necesario entonces, la medición de los desplazamientos bajo cargas estáticas, con los estáticos correspondientes a tres direcciones de movimiento del fragmento y el dinámico que simula la marcha humana (Pavic et al., 2013).

En la figura 5 se muestra la preparación de dos ensayos a flexión, uno de ellos en el plano coronal (izquierda) y otro en el plano sagital (derecha). En estos ensayos de flexión en cuatro puntos las piezas se sujetan en dos puntos y se aplican dos cargas iguales en otros dos puntos interiores a esos apoyos. Los cuatro puntos se sitúan a intervalos regulares, de forma que el hueso se ve sometido a la actuación de cuatro cargas interiores y dos reacciones exteriores aplicadas en puntos equidistantes. El hueso se coloca de manera que su punto medio quede a igual distancia de ambos apoyos exteriores.

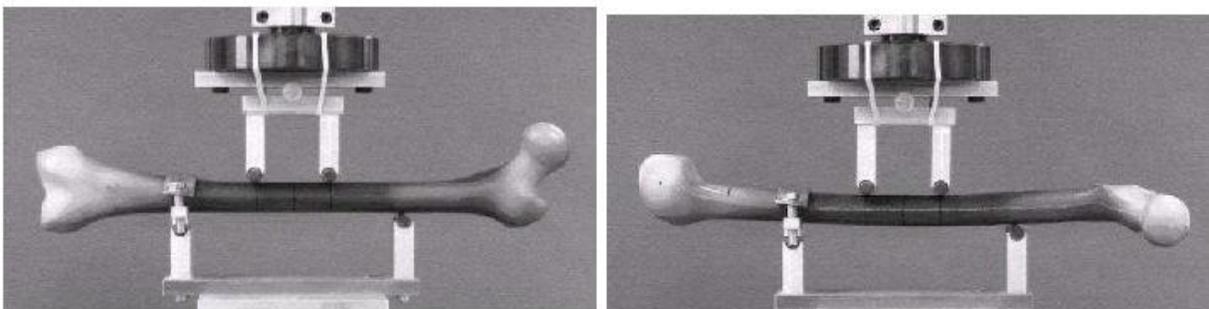


FIGURA 5. Ensayos a flexión en el plano coronal y sagital del fémur humano. Tomado de Oliva, 2007.

Tanto los apoyos como los puntos de aplicación de carga son rodillos. De esa forma se evita la aparición de fuerzas horizontales durante el ensayo. Los dos rodillos interiores son ajustables en altura para permitir un reparto equitativo de la carga a pesar de la irregular geometría del fémur. Además, uno de los apoyos exteriores se sujeta de forma que se evita el desplazamiento horizontal de la pieza en la dirección de su eje y el giro del hueso alrededor de su eje longitudinal. La rigidez a flexión en cada uno de los planos se obtiene a partir del movimiento del punto medio entre apoyos. Para ello se asimila el hueso a una 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 (Figura 6).

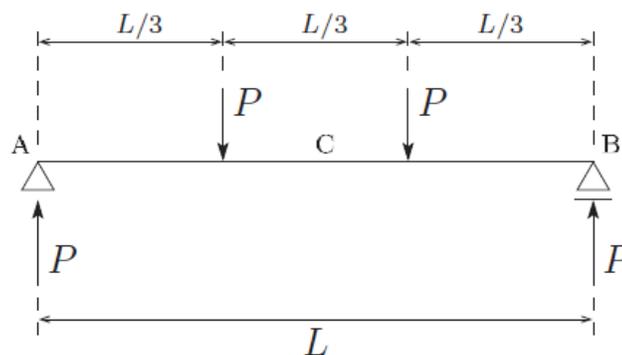


FIGURA 6. Flexión en cuatro puntos de una viga simplemente apoyada. Tomado de Oliva, (2007).

Rigidez a flexión

Estudios han usado vanos iguales de 186 mm en los ensayos a flexión en cuatro puntos. Las cargas máximas empleadas fueron de 550 N (Cristofolini et al., 1996) y de 500 N (Brown, 2001; Heiner, 2001), tanto para los ensayos en el plano frontal como para los ensayos en el plano sagital; así las tensiones producidas en las piezas ensayadas no comprometían su integridad.

Mecánica de las fracturas. Esfuerzos de Tensión de los huesos largos: Flexión y torsión

En general, cuando se somete a un hueso a una carga continua, se presentan dos momentos adversos. Uno de ellos es el flujo plástico o viscoso, en el cual los átomos o moléculas se deslizan uno sobre el otro causando una deformación, la cual es ocasionada exclusivamente por un esfuerzo cortante. Y el segundo es la fractura, en la cual una fisura microscópica crece hasta alcanzar gran tamaño, la cual es causada por esfuerzos de tensión. Por lo tanto, los esfuerzos de tensión que en general producen una fractura, no son ocasionados por cargas de tensión si no por flexión o torsión (Radin, 1981).

Las actividades normales de la vida, generan esfuerzos significativos en los huesos, ya sea a la deambulación, al subir las escaleras o en bipedestación. Así el esqueleto de las extremidades se somete a compresiones asimétricas, produciendo flexión. Cualquier carga excéntrica, produce flexión, mientras se sube una escalera o se camina, y aún sin movimiento, el apoyo bipodálico, crea un esfuerzo de flexión en las extremidades inferiores. Por lo tanto, una estructura sometida a flexión tiene un eje neutro, lo que significa que el material del lado cóncavo está en compresión mientras que el convexo en tensión. En un sólido, como el hueso, la tensión es un esfuerzo potencialmente más destructivo que la compresión, y es el esfuerzo de tensión, el que inicia la fractura por compresión.

Uno de los mecanismos primarios del cuerpo para proteger al hueso de los esfuerzos de flexión son las articulaciones, el otro, los grupos musculares, actuando

como tirante, para reducir la flexión, al actuar así los músculos aumentan los esfuerzos de compresión. Durante actividades tales como permanecer de pie, caminar, cargar, arrojar y golpear, producen un esfuerzo de tensión predominante en el lado convexo de los huesos largos a medida que se crean esfuerzos de flexión en el interior del hueso. En la marcha, con el pie en apoyo total, el esfuerzo máximo de tensión en el fémur es la cara lateral, porque se desvía hacia adentro, desde el área trocantérea.

La caracterización mecánica del fémur humano se realiza habitualmente mediante el estudio de su comportamiento a flexión, a torsión y bajo la acción de una carga axial. 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, con apoyo monopodálico, bipodálico y a la marcha. Las cargas máximas que se emplean, alcanzan los 500 N/mm^2 , tanto para el plano coronal y sagital, así las tensiones producidas no comprometen su integridad (Oliva, 2007).

El acero inoxidable se ha utilizado para implantes desde hace más de 50 años, la mejor aleación inoxidable para el uso quirúrgico es el tipo 316L la cual tiene del 17 a 20 % de cromo, del 10 al 14% de níquel y del 2 al 4 % de molibdeno, muy poco carbono (menos del 0.08 %) y el resto es hierro. Así en el acero inoxidable el límite elástico puede ser tan elevado como 875 Newton/m^2 . Para implantes que soportan cargas, generalmente se requiere acero inoxidable forjado cuyo límite elástico es de $210 \text{ de newtons/m}^2$.

El método de fijación externa, nos proporciona de estabilidad y rigidez, para su mayor rigidez, es necesario que la distancia de los clavos schanz esté lo más próxima

al trazo de fractura, la barra entre más próxima al hueso, proporciona mayor rigidez, en cuanto el número de barras, dos es mejor que uno, y es mejor la configuración unilateral, en V o triangular.

Fijación externa

Se le denomina fijación externa a la técnica que los cirujanos utilizan para fijar las fracturas por medio de clavos o agujas colocados en los extremos óseos y conectados entres si por barras externas. Este ensamblaje mantiene los fragmentos en la posición deseada (Rookwood, 2006).

Ventajas de la fijación externa. Los principios de la fijación externa han permanecido constantes. El fijador externo continúa utilizándose porque:

1. Proporciona una fijación estable con bajo riesgo en fracturas o articulaciones.
2. Es regulable, permitiendo la corrección en la traslación, rotación, angulación y en el eje.
3. Permite el acceso a la extremidad para facilitar el cuidado de la herida y reconstrucción quirúrgica.

El método proporciona una fijación externa de los huesos en los casos en que otras formas de inmovilización, por una u otra razón, son inapropiadas. Esto es más frecuentes en fracturas expuestas II y III en las cuales el yeso u otros medios de fijación no permitían el acceso adecuado para el tratamiento de las lesiones de partes blandas, y en las cuales la exposición y disección para la colocación del dispositivo interno desvitalizaría y contaminaría áreas mayores aumentando así el riesgo de infección o la perdida de la extremidad.

Con la fijación externa es posible la compresión, neutralización o la distracción fija 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 en el fragmento proximal y distal, o se puede realizar una distracción fija en fracturas con pérdida de hueso en uno de los huesos pareados en los procesos de alargamiento.

El método permite además la vigilancia del miembro y del estado de la herida, cicatrización y estado neurovascular, la viabilidad de los tejidos y la tensión de los compartimientos, así como un tratamiento simultáneo y agresivo del hueso y los tejidos blandos (Campbell, 2004). También nos ayuda a mantener la movilidad inmediata de las articulaciones, a disminuir el edema y a la nutrición de las superficies articulares, retrasa la fibrosis capsular y la rigidez articular, atrofia muscular y la osteoporosis. Además se puede emplear como una fijación rígida en fracturas agudas o en pseudoartrosis infectadas y los fijadores externos modernos pueden proporcionar una rigidez no lograda por otros métodos. Y por último proporciona rigidez en artroplastias fallidas o infectadas en las cuales no es posible una construcción de la articulación o en las que se pretende conseguir una artrodesis (Rockwood, 2004).

Desventajas de la fijación externa. 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. Los Clavos y las barras del fijador pueden ser desde el punto de vista mecánico, difícil de montar para un cirujano inexperto. La barra puede ser aparatosa y el paciente puede rechazarlo por razones estéticas. Puede producirse

además fractura en el trayecto del clavo, si el paciente no cumple con las indicaciones puede alterar los ajustes del fijador.

Complicaciones. Su uso extendido ha dado lugar a una serie de complicaciones singulares. Sin embargo, la observación de los principios básicos y el uso de una técnica adecuada reducen las complicaciones al mínimo. Entre las complicaciones se encuentran: Infección del trayecto de los clavos, transfixión vasculonerviosa, transfixión de músculos o tendones, retardo en la consolidación, síndrome compartimental y refractura.

Indicaciones. Las indicaciones de la fijación externa son relativamente específicas, pero no existen indicaciones absolutas. Cada caso debe ser individualizado. El uso rutinario de fijador externo no está justificado en pacientes en los que son aplicables otros métodos convencionales comprobados. Las indicaciones se pueden incluir en 2 categorías: Aceptadas y posibles (Tabla 1) (Andrew, 2010; Eben, 2010).

Tabla 1. Indicaciones para la colocación de fijadores externos

Indicaciones	
Aceptadas	Posibles
Fracturas expuestas grado II y III	Ciertas fracturas y luxaciones de pelvis
Fracturas asociadas a quemaduras graves	Pseudoartrosis infectadas
Fracturas que requieren colgajos pediculados de la otra pierna, injertos libres vascularizados u otros procedimientos reconstructivos ulteriores.	Fijación tras excéresis radical de un tumor con injerto más reemplazo con autoinjerto
Fracturas que requieren distracción, como	Fracturas asociadas a reparación neurovascular y

fracturas con pérdida ósea significativa o las de huesos pareados.	Fracturas múltiples cerradas
Alargamiento de extremidades	Ligamentotaxis
Artrodesis	Fijación de fracturas de pacientes con traumatismo craneoencefálico
Pseudoartrosis o fracturas infectadas	Fijación de pacientes que requieren traslados frecuentes para pruebas diagnósticas, o tratamientos.
Fracturas de meseta tibial de alta energía, femoral distal o la tibia distal, fracturas en las que hay heridas que impiden que los tejidos blandos den cobertura o que la piel sea adecuada para la reducción definitiva.	Rodilla Flotante

Diseño y colocación de fijadores externos. Los fijadores externos están compuestos por un sistema de fijación al hueso en forma de agujas o clavos, articulaciones y barras longitudinales. Behrens (1989) divide los fijadores externos en dos tipos: De aguja o clavos y de anillo. Los fijadores de clavos se subdividen en simples que permiten la colocación independiente de cada aguja individual y los fijadores de cabezales que permiten la colocación independiente de grupos de clavos fijos entre sí. Los cabezales suelen estar conectados a los elementos de

soporte a través de articulaciones universales que permiten efectuar ajustes tras la colocación.

Los fijadores de clavos pueden usarse en cuatro configuraciones básicas. Un marco unilateral con un elemento de soporte y clavos en un plano, constituye una configuración unilateral, monoplanar, la adición de un segundo elemento de soporte y un segundo plano de clavos da lugar a una configuración unilateral biplanar (Rockwood, 2004). La configuración bilateral monoplanar se construye mediante agujas transfixiantes conectadas a sendos elementos de soporte en sus extremos. La suma de un segundo plano de clavos o con mayor probabilidad, de agujas transfixiantes, genera una configuración bilateral biplanar (Figura 7). Los fijadores de aro consisten en aros parciales o completos conectados mediante barras o elementos articulados. Los anillos se anclan en el hueso mediante hemipines o alambres a gran tensión de 1,5-2mm de diámetro. Aparte de la fijación de las fracturas agudas, se pueden crear elaborados marcos con bisagras para el tratamiento de las pseudoartrosis y consolidaciones viciosas (Rockwood, 2004).

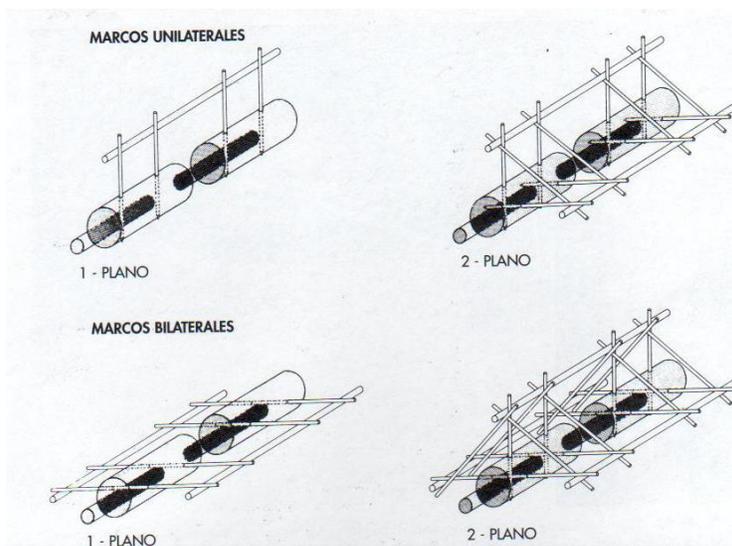


FIGURA 7. Tipos de fijador externo, según sus planos. Tomado de Campbell, (2004).

Acciones. El fijador externo actúa sobre el tejido blando y la alineación ósea por medio de fuerzas ejercidas por los conjuntos mordazas clavos situados a ambos lados de la estructura anatómica inestable. El diseño de la fijación externa puede variar para producir compresión o distracción y neutralizar los momentos flexores y rotaciones.

Compresión. Un marco compresivo puede utilizarse para incrementar la estabilidad de las fracturas transversales, para reducir una fractura anteroposterior pélvica y para conseguir una artrodesis de la rodilla o del tobillo (Rockwood, 2004).

Distracción o tracción. Normalmente el fijador externo se aplica con tracción longitudinal, de esta forma se tensan los ligamentos o el tejido blando facilitando la reducción de las fracturas diafisarias, metafisarias y articulares. Durante la aplicación de fuerzas de distracción, se corrigen las deformaciones angulares y rotatorias hasta lograr la alineación deseada. Clínicamente, la ligamentotaxia se emplea para el tratamiento de fracturas complejas de las mesetas, pilon tibial y distales de radio (Rockwood, 2004).

Neutralización. En algunos casos desempeña la misma función biomecánica que una placa de neutralización. Estabilizando las fuerzas que actúan sobre el foco de la fractura. En el caso de la neutralización, la fijación se utiliza normalmente en conjunto con algún tipo de fijación interna.

Flexión y rotación. La reconstrucción de la deformidad postraumática, requiere técnicas que corrijan desplazamientos angulares y rotacionales. La técnica Ilizarov utiliza la fijación externa para corregir la deformación gradualmente.

Fijador externo en fracturas diafisarias de fémur

La fijación externa es un recurso y método mínimamente invasivo para el tratamiento las fracturas de los huesos largos y su estabilización. Se reserva para fracturas expuestas graves, estabilización de fracturas conminutas cerradas, y para estabilización de fracturas en pacientes con múltiples lesiones.

La fijación esquelética externa es útil en el tratamiento de fracturas femorales expuestas Grado II y III, ya que estabiliza la fractura y permite que las heridas de tejidos blandos se traten diariamente, además en las fracturas expuestas altamente contaminadas, el riesgo de infección es grande, por lo que la fijación interna no esta indicada. También es útil en las fracturas expuestas en las que el daño de los tejidos blandos se combina con multifragmentación del sitio de fractura, fracturas segmentarias o con pérdida ósea de diafisis femoral.

Hay muchos beneficios en la estabilización temprana de fracturas diafisarias de fémur en pacientes con múltiples, el procedimiento facilita la movilidad del paciente, mejora la limpieza pulmonar, disminuye el dolor y por lo tanto la necesidad de narcóticos, disminuye mediadores inflamatorios, y disminuye los fenómenos tromboembólicos.

La estabilización precoz de las fracturas femorales ha demostrado que disminuye la morbilidad y mortalidad. Sobre la base de los conceptos de control de daños, la aplicación de los mismos principios al manejo del paciente se multiplican con lesiones con fracturas asociadas de los huesos largos y la pelvis. El control de daños, consta de tres etapas. La primera consiste en una pronta estabilización temporal de las fracturas inestables y el control de la hemorragia y, si está indicado

descompresión de lesiones intracraneales. La segunda etapa consiste en la reanimación del paciente en la unidad de cuidados intensivos y la optimización de su condición. En la tercera etapa, retrasar el tratamiento definitivo de la fractura, hasta que el paciente mejore condiciones (Stojiljkovic et al., 2007).

Fijador externo como tratamiento definitivo

El tratamiento estándar de las fracturas expuestas es la fijación externa como procedimiento inicial y en un segundo tiempo la colocación de clavo centromedular o placa DCP. Sin embargo, en gran parte del mundo se ha utilizado desde hace varios años la fijación externa con fijador tipo Charnley-Müller como tratamiento definitivo, debido a las restricciones financieras con aparentemente buenos resultados (Zlowodzki et al., 2007). Estudios han evaluado si el fijador tipo Charnley-Müller es útil como tratamiento definitivo en las fracturas expuestas diafisarias de tibia y muestran que tiene una alta tasa de éxito (93.47%) y una morbilidad aceptable, ya que sólo se presentó infección en un 13% de los casos y ésta fue en el sitio de inserción de los clavos, lo cual no aumenta considerablemente el riesgo de desarrollar osteomielitis.

La fijación externa requiere menos días de hospitalización y su costo es mucho menor. Además de que no requiere reintervención quirúrgica para el retiro del fijador. Se considera que las fracturas diafisarias expuestas tipo I y II de Gustilo-Anderson, pueden ser tratadas en forma definitiva con un fijador externo tipo Charnley-Müller, ya que técnicamente es un procedimiento fácil, seguro, disminuye costos y no requiere cirugía para su retiro (Patiño et al., 2011).

La estabilidad inherente del dispositivo utilizado, la dinamización de la fractura, la técnica quirúrgica, la adhesión a principios quirúrgicos básicos y un esfuerzo por

lograr una reducción anatómica, incluyendo la compresión axial y de solicitaciones en flexión, hacen del fijador externo una opción de tratamiento definitivo.

Con respecto a la calidad de la barra lateral rígida suelen ser 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, no importa qué tipo de fijador se aplica, ya que es a menudo sorprendentemente difícil de lograr una reducción secundaria si la reducción primaria no tiene éxito. Por otra parte, el marco debe mantenerse el tiempo suficiente para evitar la pérdida secundaria de reducción de la fractura, notando un significativo tiempo de curación más rápido en pacientes con reducciones exactas en comparación con fracturas con más de 2 mm de traslación desplazamiento (Beltsius, 2009).

JUSTIFICACIÓN

Debido al incremento de los accidentes automovilísticos, en vehículos modernos, con bolsas de aire, y el uso del cinturón de seguridad, se ha observado un aumento en las lesiones de las extremidades inferiores, entre ellas, las fracturas diafisiarias de fémur.

En el servicio de traumatología y ortopedia, del Hospital general del Estado, es frecuente el uso del fijador externo tipo Charnley-Müller (barras roscadas), en pacientes politraumatizados, para el control de daños. También es frecuente su transformación en tratamiento definitivo, ya sea por su largo periodo de recuperación antes de poder realizar un tratamiento definitivo, o por cuestiones económicas, evitando así un segundo procedimiento quirúrgico. Por lo tanto, es necesario demostrar si realmente este fijador es estable ante las solicitaciones en flexión, y determinar cuánta fuerza es capaz de soportar en un fémur fracturado, con trazo único, y así con bases científicas, extender su uso como tratamiento definitivo en fracturas expuestas o sin soporte óseo de fémur, beneficiándonos de su bajo costo y fácil accesibilidad.

OBJETIVOS

Objetivo general

Determinar si el fijador externo con doble barra roscada, neutraliza las sollicitaciones en flexión, en fémur cadavérico con trazo único, sometido a fuerzas de 500 Newton, probado en un dispositivo de 4 puntos SQ.

HIPÓTESIS

Se espera encontrar que el fijador externo con doble barra roscada, neutralice las sollicitaciones en flexión, en fémur cadavérico, con trazo único sometido a fuerzas de 500 newton, probado en un dispositivo de 4 puntos SQ.

METODOLOGÍA

Planteamiento del problema

Las fracturas de fémur en la actualidad son muy frecuentes, principalmente secundaria a accidentes automovilísticos. En pacientes politraumatizados, con fracturas expuestas o fracturas multifragmentadas, el uso del fijador externo es la elección, en el Hospital General del estado de Sonora, usamos con regularidad fijadores externos con barras roscadas, ya sea por el tipo de fractura o como control de daños, y en repetidas ocasiones permanecen como tratamiento definitivo de las fracturas de fémur. Por lo tanto, en la presente investigación se plantea la siguiente pregunta de investigación: ¿el fijador externo con doble barra roscada neutraliza las solicitaciones en flexión, probándolo con un dispositivo de cuatro puntos, en fémur cadavérico con trazo único? De esta manera será posible tener uno de los puntos de partida para definir si su uso, es posible como tratamiento definitivo para fracturas diafisiarias de fémur que así lo requieran.

Diseño experimental y toma de muestra

- a. *Descripción del tipo de estudio.* Se realizó un estudio de tipo experimental básico ya que el investigador interviene o manipula las condiciones de la investigación
- b. *Descripción, tamaño de la muestra y periodo de realización del estudio.* Fueron obtenidos 4 huesos fémur de cadáver fresco congelado de humano de género masculino, durante un periodo de 2 meses, del 20 de abril al 20 de junio de 2014, con un rango de edad de 30 a 60 años. Posterior a su obtención se mantuvieron en refrigeración a -5 grados Celsius.

c. Criterios de selección.

I. Criterios de inclusión.

1. Hueso fémur sin datos de osteoporosis radiológica.
2. Hueso fémur sin antecedentes de enfermedad metastásica ósea.
3. Hueso fémur sin antecedentes de fracturas o aplicación de material de osteosíntesis.
4. Hueso fémur sin antecedentes de osteomielitis.

II. Criterios de exclusión

1. Donador con antecedentes de enfermedades infectocontagiosas.
2. Donador con enfermedades óseas congénitas.

III. Criterios de eliminación

1. Hueso fémur con fractura accidental durante colocación de fijador externo.

Descripción general del estudio

Se obtuvieron cuatro huesos fémur 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 la colocación del fijador externo y la aplicación de las pruebas biomecánicas.

Se marcaron los cuatro especímenes numerándolos del uno al cuatro (Figura 8). Se midió la longitud del fémur de la porción más alta de la cabeza a la porción más saliente del cóndilo medial. Posteriormente, se midió exclusivamente la diáfisis femoral, la distancia 3 cm inferior al trocánter menor hasta la zona esponjosa supracondílea, se delimitó la diáfisis con un marcador, y se localizó el punto medio de la diáfisis. Se

colocaron en cada fémur seis clavos schanz 6.0 de lateral a medial siguiendo las zonas de seguridad para la aplicación de fijador externo en fémur según Hoppenfeld (2010), iniciando 3 cm a cada lado del punto medio de la diáfisis, separados uno del otro 3 cm, 3 clavos schanz proximales y 3 distales, atravesando las dos corticales. Se colocaron dos barras roscadas de 35 cm en la región lateral, las cuales se mantuvieron con seis abrazaderas y 12 tuercas en cada barra, separadas 5 cm de la diáfisis femoral, simulando así el espacio ocupado por tejidos blandos, (Figura 9). Además, se realizaron osteotomías al fémur en el tercio medio de la zona diafisiaria con sierra para hueso previamente marcada con broca 2.7 mm, simulando un trazo transverso en dos especímenes y un trazo oblicuo corto en los otros dos especímenes, para finalmente dar compresión del trazo de fractura deslizando las abrazaderas sobre las barras roscadas, antes de presentar un gap medial (Figura 10).



FIGURA 8. Especímenes de huesos fémur de cadáver, numerados del 1 al 4.



FIGURA 9. Técnica de colocación de fijador externo uniplanar monolateral doble barra.



FIGURA 10. Fijador externo uniplanar monolateral doble barra, con osteotomía simulando trazo de fractura transverso y oblicuo.

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 SQ a la prensa universal, para someterlo a cargas de compresión, provocando así un esfuerzo de flexión sobre el área a estudiar. La cual deberá soportar una carga en flexión de por lo menos 500 N antes de presentar pérdida de la reducción del trazo de fractura y/o fatiga del fijador externo colocado (Figura 11).



FIGURA 11. Prueba biomecánica en flexión en el plano coronal y sagital.

Análisis matemático

Con base en los datos obtenidos de las mediciones de longitud de la diáfisis, diámetro, la fuerza a la que fueron sometidos, y la deformidad que presentaron durante la prueba biomecánica en flexión, se obtuvieron datos de su deformidad y esfuerzo, con las siguientes fórmulas:

1. Área de un cilindro: $A=2\pi \times r \times \text{longitud}$
2. Esfuerzo longitudinal: $E=F/A \text{ N/m}^2$
3. Deformidad longitudinal: $D= \text{longitud máxima}/\text{Longitud inicial}$
4. Módulo de Young: $E/D \text{ Pascales}$

Recursos humanos y materiales

a) 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.

b) 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. En la parte experimental el material biológico constó de cuatro huesos fémur de cadáver. Se utilizaron cuatro fijadores externos, los cuales constaron cada uno de dos barras roscadas de acero inoxidable de 35 cm, 6 clavos schanz 6.0, 12 abrazaderas y 24 tuercas. El equipo de colocación del fijador externo el cual constó de un perforador eléctrico, dos llaves españolas de $\frac{1}{2}$, una llave allen de 4 mm, un goniómetro y un marcador negro (Figura 12). Además de la prensa universal (Tokio Testing Machine NFE Co, LM2), y el dispositivo de 4 puntos SQ (Quintanar, 2014). (Figuras 13 y 14).



FIGURA 12. Recursos físicos utilizados para la colocación del fijador externo.



FIGURA 13. Prensa universal (Tokio Testing Machine NFE Co, LM2)



FIGURA 14. Dispositivo de 4 puntos SQ.

c) Recursos financieros

Los recursos biológicos fueron obtenidos en el departamento de patología del Hospital General del Estado de Sonora, el equipo de colocación del Fijador Externo también fue proporcionado por la central de equipos del hospital. Los fijadores externos fueron proporcionados por el autor, el equipo para las pruebas biomecánicas fueron proporcionados por el Instituto tecnológico de Hermosillo y

el dispositivo de 4 puntos por Dra. Saily Quintanar Residente de 4to año del Traumatología y Ortopedia del HGE.

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.

Cronograma de actividades

ACTIVIDADES	ENERO	FEBRERO	MARZO	ABRIL	MAYO	JUNIO	JULIO	AGOSTO
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								

RESULTADOS

Se obtuvieron 4 huesos fémur que pertenecían a cadáveres del género masculino, en un rango de edad de 30 a 60 años, (30 y 58 años). Se rotularon los especímenes del uno al cuatro y se tomaron medidas de longitud total, longitud de la diáfisis, diámetro en su tercio medio y posteriormente se pesaron con una báscula. La longitud de la diáfisis

de los huesos varía entre 26 y 29 cm, sus diámetros entre 9.5 cm y 11 cm, y los pesos de los huesos fueron aproximadamente de 550-600 g (Tabla 2).

Tabla 2. Medidas de variables generales para los huesos analizados

Variable	Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4
Longitud total	37 cm	37 cm	36.5 cm	35.5 cm
Longitud de diáfisis	26 cm	29 cm	27.5 cm	28 cm
Diámetro de tercio medio	10 cm	11 cm	10 cm	9.5 cm
Peso	600 g	630 g	570 g	550 g

El fémur número 1 presentó un desplazamiento en el trazo de fractura a los 735 N (75 kg), mientras que la falla del material de osteotaxis fue a los 1470 N (150 kg). Para esta prueba se consideró la falla del material de osteotaxis una angulación sagital mayor a 30 grados, frontal mayor a 10 grados, rotación mayor a 10 grados y un contacto menor a 50 %.

El fémur 2 presentó un desplazamiento en el trazo de fractura a los 539 N (55 kg) inicial, y una falla del material a los 1225 N (125 kg). El fémur 3, presentó un desplazamiento en el trazo de fractura a los 686 N (70kg), y una falla del material a los 921 N (95 kg). El fémur 4 presentó un desplazamiento en el trazo de fractura a los 686 N (70kg) y una falla del material a los 882 N (90 kg) (Figura 14).



FIGURA 14. Modelos posterior ser sometidos a pruebas biomecánicas en flexión, con dispositivo de 4

A cada uno de los especímenes se les calcularon las siguientes variables: 1) El área de la diáfisis, la cual obtuvimos multiplicando 2π por el radio de la diáfisis por la longitud, en esta caso a la longitud de esta diáfisis se le dio una constante de 9 cm ya que al ser sometida la diáfisis a una fuerza con el dispositivo de 4 puntos, la parte central de este dispositivo es de 9 cm, sobre la cual, actúa la fuerza; se expresó en metros cuadrados. 2) El esfuerzo longitudinal, el cual obtenemos al dividir la fuerza expresada en Newton y el área expresada en metros cuadrado, así $EL= F/ m^2$. 3) Deformidad longitudinal, la cual obtenemos al dividir la longitud máxima de la diáfisis del hueso, siendo ésta los cm desplazados al someter el hueso a cargas, es decir la longitud de la diáfisis más la deformidad presentada, dividida entre la longitud inicial $DL= \frac{\text{Longitud máxima} + \text{deformidad}}{\text{longitud inicial}}$.

Por último, 4) El Módulo de Young, que equivale a la medida de la rigidez relativa, y se determina dividiendo el esfuerzo longitudinal (N/m^2) entre la deformidad

longitudinal, su equivalencia es en pascales. En la tabla 3, se enlistan los resultados obtenidos de cada espécimen en estas variables.

Tabla 3. Variables de esfuerzo y deformidad obtenidas en los huesos analizados.

VARIABLE	FEMUR 1	FEMUR 2	FEMUR 3	FEMUR 4
AREA (m2)	0.00944m2	0.00989 m2	0.00899 m2	0.0085 m2
ESFUERZO	155.720 N/m2	113.751 N/m2	103.55 N/m2	103.764 N/m2
LONGITUDINAL				
DEFORMIDAD	1.153	1.103	1.18	1.142
LONGITUDINAL				
MODULO DE YOUNG	135.05 pascales	103.12 pascales	87.75 pascales	90.86 pascales

DISCUSIÓN

El Fijador externo con doble barra roscada, es ampliamente utilizado en El Hospital General del Estado de Sonora, para fracturas expuestas o pacientes politraumatizados. No encontramos estudios previos, que demuestren que este fijador evita las solicitaciones en flexión bajo las cargas fisiológicas.

Según los resultados obtenidos en este estudio biomecánico, encontramos que el fijador externo con barras roscadas, si neutraliza las solicitaciones en flexión en huesos fémur cadavérico, sometidos a cargas de 500 N, probándolo con un dispositivo de 4 puntos, con trazos únicos. Patiño-Domínguez (2011) estudió el uso fijador externo tipo Charnley-Müller como tratamiento definitivo en fracturas expuestas de tibia, obteniendo una tasa de éxito de 93.4%. Buscamos por ello, éxito en nuestros resultados en modelos de fémur.

Olivas (2007), menciona en su estudio de modelos de cálculo para las solicitaciones estáticas y dinámicas de los huesos, el cual realizó en modelos de *sawbone* de fémur, midiendo las solicitaciones en flexión sometiendo el modelo a 500 N ya que a estas cargas no se compromete la integridad del hueso. Por ello, en este estudio sometimos a huesos fémur de cadáver en los que se simulo una fractura de fémur y se trató con un fijador externo tipo Charnley -Müller, a 500 N de fuerza y más, hasta el fallo del fijador, y así determinar si neutraliza estas solicitaciones, lo suficiente para poder usarlo como tratamiento definitivo.

Por otra parte, para dar estabilidad y rigidez a las fracturas, se requiere de materiales con características definidas. Según Ruedi (1981), el material y el diseño

deben tener resistencia mecánica y a la fatiga, adecuada. Puesto que el hueso tiene una resistencia a la tensión de cerca de 70 Newton/m^2 ; una resistencia a la compresión de casi el doble de ese número, y que el tamaño del implante es restringido, el material debe tolerar esfuerzos de 700 newton/m^2 . La resistencia a la corrosión tiene que ser muy buena y no debe ser tóxico, cancerígeno o provocar reacciones alérgicas. En este estudio nos basamos en las cargas fisiológicas, tratando de reproducir la flexión, ya que el fémur constantemente se ve sometido a esfuerzos de flexión durante la marcha, siendo su tolerancia mínima a 500 N.

Encontramos que los cuatro especímenes, soportaron desde 882 N hasta 1470 N, superando todos ellos las cargas fisiológicas, hasta más del doble y lo necesario tolerable por el material. De esta manera se demuestra que el fijador externo con barras roscadas, si neutraliza las solicitaciones en flexión, y podría usarse como tratamiento definitivo en fracturas de fémur expuestas en paciente politraumatizados que así lo requieran; los cuales, por estancias intrahospitalarias prolongados por el tipo de lesiones, llegan a presentar consolidación durante este proceso. De esta forma se evitarían segundos procedimientos quirúrgicos reduciendo riesgos al paciente y disminuyendo así los costos del tratamiento. Sin embargo, dentro de las limitaciones de este estudio tenemos, que está enfocado específicamente a las solicitaciones en flexión, por lo que es necesario demostrar si neutraliza las solicitaciones en compresión y en rotación, para así, cumplir la caracterización mecánica del fémur humano, la cual se realiza habitualmente mediante el estudio de su comportamiento en estas solicitaciones.

Por otra parte, otra de las limitaciones son los tipos de trazos simulados, ya que no se simularon trazos multifragmentados o sin soporte óseo. Finalmente, como limitante, también existen modificaciones histológicas en el hueso cadavérico, lo que disminuye su resistencia, aun manteniéndolos a una temperatura de -5 grados.

CONCLUSIONES

Después de realizar el estudio biomecánico en los huesos fémur cadavéricos, sometiendo al fijador externo a las cargas esperadas necesarias para cumplir con la neutralización de las solicitaciones en flexión, podemos concluir, que el fijador externo con doble barra roscada tipo Charnley – Müller, neutraliza las solicitaciones en flexión en trazo único, a más de 500 N de fuerza, utilizando un dispositivo de cuatro puntos SQ. La resistencia a las fuerzas a las que se sometió, superan las descritas en la literatura.

Por lo que se logró demostrar así, la tolerancia a las cargas fisiológicas de un fémur fracturado con trazo único, midiendo sus solicitaciones en flexión, siendo una de las deformidades a las que diariamente se ve sometido el fémur durante la marcha. Con estudios con resultados similares pero sometidos a esfuerzos en torsión y compresión, se podría cumplir la caracterización mecánica del fémur mediante pruebas biomecánicas, y así utilizar el fijador externo con doble barra roscada, como tratamiento definitivo en fracturas de fémur que así lo requieran.

BIBLIOGRAFÍA

1. 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-A: 68-78.
2. Lanyon, I. E. 1980. Bone remodelling, mechanical stress and osteoporosis. *Osteoporosis*, 129-138.
3. 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.
4. 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.
5. Rupp, J. D. y L. W. Schneider, 2004. Injuries to the hip joint in frontal motor-vehicle crashes: biomechanical and real-world perspectives. *Orthopedic Clinics of North America*, 35: 493-504.
6. Viano, D. C. 1977. Considerations for a femur injury criteria. En 21th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers, 445- 473.
7. Rupp, J. D., Reed, M. P., van Ee, C. A., Kuppa, S., Wang, S. C. y J. A. Goulet. 2002. The tolerance of the human hip to dynamic knee loading. *Stapp Car Crash Journal*, 45: 211-228.
8. Rupp, J. D., Reed, M. P., Jeffreys, T. A. y L. W. Schneider, 2003. Effects of hip posture on the frontal impact tolerance of the human hip joint. *Stapp Car Crash Journal*, 47: 21-33.
9. Huelke, D. 1991. Lower extremity injuries in frontal crashes: injuries, locations, ais and contacts. Society of Automotive Engineers, Paper No. 910811.
10. Dischinger, P. C., Read, K. M., Kufera, J. A., Kerns, T. J., Ho, S. M., Burch, C. A., Jawed, N. y Burgess, A. R. 2005. Consequences and costs of lower-extremity injuries. *Inf. téc., National Study Center for Trauma and EMS*. 28-30.
11. 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.
12. Doblaré, M. y J. M. García-Aznar, 2000. Simulación del comportamiento óseo. *Informes a la Academia de Ingeniería*, 3: 2000.
13. Wolff, J. *Das gesetz der transformation der knochen*. 1892. Hirschwald, Berlin.

14. Carter, D. R. 1984. Mechanical loading histories and cortical bone remodelling. *Calcified Tissue International*, 36: 19 – 24.
15. Cowin, S. C. 2001. *Bone mechanics handbook*, cap. 30 - The false premise in Wolf's law. CRC Press, Florida, 2 edón.
16. Roux, W. 1985. *Gesammelte abhandlungen uber entwicklungsmechanik der organismen*. Wilhelm Engelmann, Leipzig.
17. Pauwels, F. 1965. *Gesammelte abhandlungen sur funktionellen anatomie des bewegungsapparates*. Springer Verlag, Berlín.
18. Robert W., J. D. Heckman y C. M. Court-Brown. 2006. *Rockwood & Green's Fractures in adults*, 5ta Edición.
19. P. Dougherty, M.D. Craig Silverton, DO Yener Yeni, Scott Tashman, PhD Robb Weir, MD. 2006. Conversion from Temporary External Fixation to Definitive Fixation: Shaft Fractures. *Journal of American Academy Orthopedics Surgery*; 14: S124-S127.
20. 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.
21. 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.
22. 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.
23. M. Zlowodzki, J. S. Prakash y N. K. Aggarwal, 2007. External fixation of complex femoral shaft fractures. *International Orthopaedics (SICOT)* 31:409–413.
24. Predrag Stojiljkovic, et al. 2007. Fijación externa primaria, en el tratamiento de pacientes con fractura de la diafisis femoral. *acta facultad medicine naiss*, 2007; 24 (1): 21-26.
25. A. Pavica, 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 favourable performance in dynamic loads. *Injury, Int. Journal Care Injured*, 44 S3 S52–S55.