



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

**EVALUACIÓN DE LA ESTABILIDAD ANTEROPOSTERIOR DE TOBILLO CON
FRACTURA DE MALEOLO POSTERIOR MENOR AL 25%: ESTUDIO
BIOMECÁNICO**

QUE PARA OBTENER LA ESPECIALIDAD DE ORTOPEDIA

PRESENTA:

Jorge Alberto Cervantes Aguilar

TUTOR PRINCIPAL DE TESIS:

DAVID LOMELI ZAMORA
Hospital General del Estado de Sonora

CODIRECTOR DE TESIS:

NOHELIA G. PACHECO HOYOS
Hospital General del Estado de Sonora

COMITÉ TUTOR:

JUAN PABLO CONTRERAS FELIX
Hospital General del Estado de Sonora

Hermosillo Sonora; julio 2018



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

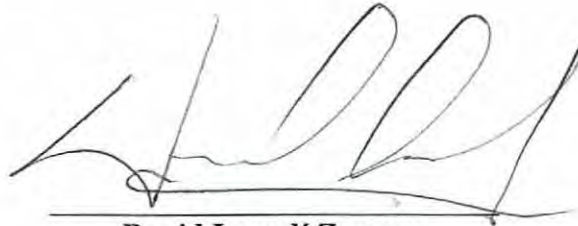
DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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 COMITÉ DIRECTIVO DE TESIS

Los presentes hemos revisado el trabajo del médico residente de cuarto año, **Jorge Alberto Cervantes Aguilar** y lo encuentran adecuado para continuar con su proceso de titulación para obtener su grado de médico especialista en Ortopedia.



David Lomelí Zamora
Tutor principal
Hospital General del Estado de Sonora



Nohelia G. Pacheco Hoyos
Codirector
Departamento de Investigaciones Científicas y Tecnológicas, Universidad de Sonora
Hospital General del Estado de Sonora



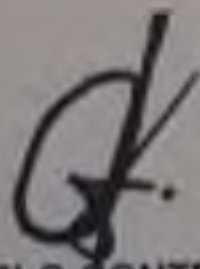
Juan Pablo Contreras Félix
Miembro del comité tutorial
Hospital General del Estado de Sonora

Hermosillo, Sonora a 26 de julio de 2018

LIBERACIÓN DE TESIS

La División de Enseñanza e Investigación del Hospital General del Estado de Sonora hace constar que realizó la revisión del trabajo de tesis del médico residente **JORGE ALBERTO CERVANTES AGUILAR** cuyo título es: "EVALUACIÓN DE LA ESTABILIDAD ANTEROPOSTERIOR DE TOBILLO CON FRACTURA DE MALEOLO POSTERIOR MENOR AL 25%: ESTUDIO BIOMECÁNICO" Con base en los lineamientos metodológicos establecidos por el Hospital General del Estado "Dr. Ernesto Ramos Bours," se considera que la tesis reúne los requisitos necesarios para un trabajo de investigación científica y cumple con los requerimientos solicitados por la Universidad Nacional Autónoma de México. Por lo tanto, la División de Enseñanza e Investigación acepta el trabajo de tesis para ser sustentado en el examen de grado de especialidad médica; aclarando que el contenido e información presentados en dicho documento son responsabilidad del autor de la tesis.

ATENTAMENTE



DR. JUAN PABLO CONTRERAS FÉLIX
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ENSEÑANZA E
INVESTIGACIÓN
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO



M en C. NOHELIA G. PACHECO
COORDINADOR DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA
DIVISIÓN DE ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO

C.c.p. Archivo
NGPH



AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Nacional Autónoma de México.

A la Secretaria de Salud del Estado de Sonora.

A mi sede de trabajo, el Hospital General del Estado “Dr. Ernesto Ramos Bours”.

A los miembros del comité de tesis por su valioso tiempo y dedicación.

AGRADECIMIENTOS A TÍTULO PERSONAL

A mis Padres

Por siempre ser ese apoyo incondicional y creer en mis proyectos de vida y profesionales, y sobre todo por brindarme su amor durante todo ese proceso.

A mis Hermanos David, Julio y Juan.

Por siempre estar presentes en los buenos y malos ratos, muy precisos con sus consejos y amor que me permiten dar cada vez lo mejor de mí.

A mis Maestros

Por su tiempo, paciencia y enseñanza para formarme como médico, buscando siempre la excelencia personal y hacia mis pacientes.

A los ingenieros y alumnos del Instituto Tecnológico de Hermosillo.

Por apoyarme con su valioso conocimiento, tiempo e ideas para que este proyecto se pudiera realizar.

A mis colegas.

Por brindarme una amistad y familia por cuatro años.

DEDICATORIA

A mis padres Carmen y David.

ÍNDICE

- I. RESUMEN**
- II. INTRODUCCION**
- III. PLANTEAMIENTO Y JUSTIFICACION**
- IV. OBJETIVOS**
- V. HIPOTESIS CIENTIFICA**
- VI. MARCO TEORICO**
- VII. MATERIAL Y METODO**
- VIII. RESULTADOS Y DISCUSION**
- IX. CONCLUSION**

I. RESUMEN

Antecedentes. Las fracturas de tobillo son relativamente comunes. Se presentan 187 de cada 100,000 fracturas por año. En la mayor parte de los casos existe fractura unimaleolar (lateral o medial) (67%), bimalleolar (lateral y medial) y en 7% existe compromiso de la porción posterior y distal de la tibia (fractura maleolar posterior o de fragmento de Volkmann). La fisiología del tobillo permite la función de flexo-extensión, así como la pronosupinación, pero poco se ha mencionado de su estabilidad anteroposterior con fractura de maleolo posterior menor al 25%, y el efecto del ligamento tibioperoneo posterior para su estabilidad. Se cuenta con antecedente de estudios biomecánicos de tobillo que evalúan la sindesmosis con dispositivos que ejercen carga axial y pronosupinación, pero por el momento no se han presentado experimentos cadavéricos biomecánicos que evalúan la estabilidad anteroposterior de tobillo con fracturas de maléolo posterior menores al 25%.

Material y métodos: Se realizó un estudio experimental básico con cinco especímenes cadavéricos congelados con desarticulación de la rodilla. Se aplicaron fuerzas cíclicas en sentido posteroanterior con un pistón de presión, midiendo el desplazamiento con referencia con una cámara digital para la evaluación de la estabilidad con una visión posterior del tobillo.

Resultados: Se evaluaron cinco extremidades desarticuladas por debajo de la articulación de la rodilla de 5 especímenes cadavéricos que cumplieron con los criterios de inclusión del estudio. Se obtuvo una media de desplazamiento anteroposterior en la articulación íntegra

de 2.26 ± 0.2 mm y una media máxima de 2.5 ± 0.3 mm. En la articulación que se indujo desarticulación del maléolo posterior se obtuvo una media de desplazamiento de 3.0 ± 0.8 mm en la articulación íntegra y una media de desplazamiento máximo de 3.8 ± 0.7 mm. Se realizó prueba de Wilcoxon por distribución diferente a la normal para valorar significancia entre el desplazamiento anteroposterior entre las medias, no se encontró diferencia significativa entre ambas ($p = 0.276$). Se encontró diferencia estadísticamente significativa entre el desplazamiento anteroposterior máximo en el espécimen cadavérico manipulado y sano ($p = 0.04$).

Conclusión: Se encontró diferencia significativa entre el desplazamiento máximo desde el punto de vista biomecánico en especímenes cadavéricos con fracturas de maléolo posterior menores al 25 %. La inhabilitación del ligamento tibioperoneo posterior por fractura de maléolo posterior provoca una subluxación posterior tibioastragalina.

II. INTRODUCCIÓN

La biomecánica es la rama de la ingeniería biomédica que combina lo fundamental de los múltiples campos para predecir los efectos de la energía y de la fuerza en los sistemas biológicos desde un punto de vista estático, así como el comportamiento dinámico de un cuerpo en respuesta a los factores internos y externos.

Los estudios biomecánicos son de gran ayuda para comprender y predecir los efectos de la energía y fuerza en los sistemas biológicos y traducirlos a la generación de nuevos tratamientos e implantes así como la configuración de los mismos con el fin de mejorar el pronóstico de nuestros pacientes.ⁱ

Durante más de una década el Hospital General del Estado de Sonora con la colaboración del Instituto Tecnológico de Hermosillo ha realizado pruebas biomecánicas en especímenes cadavéricos en el área de Traumatología y Ortopedia con el fin de obtener resultados reproducibles buscando romper nuevos paradigmas y diseñar nuevas terapéuticas.

Como antecedente, en el Hospital General del Estado de Sonora se realizó un estudio biomecánico que determinó el porcentaje de pérdida ósea de la tibia para ocasionar una fractura de la misma (Monreal 2005)ⁱⁱ, complementándose posteriormente con otro estudio que determinó que la pérdida del 50% de la circunferencia de la tibia puede soportar cargas cíclicas de 600 N en sollicitacion de flexion. (Campos 2016).ⁱⁱⁱ

Se han obtenido resultados que demuestran la estabilidad de la tibia bajo sollicitaciones en flexión con un fijador externo tipo Charnley-Muller con distintas configuraciones (Fierro 2015)^{iv}. Otros estudios han demostrado que la inmovilización postquirúrgica inmediata en las fracturas de olécranon tratadas con cerclaje tipo obenque puede resultar perjudicial y retrasar el proceso de rehabilitación a consecuencia de alteraciones en la consolidación y nutrición del cartílago articular (García 2016).^{1v}

Se realizó un estudio con el objetivo evaluar la estabilidad articular tibio-astragalina con lesión del ligamento tibioperoneo posterior así como fracturas menores al 25% de superficie articular, sometiendo especímenes cadavéricos a cargas cíclicas que indiquen el desplazamiento articular en el servicio de Traumatología y Ortopedia del Hospital General del estado de Sonora. Se probó el dispositivo en cinco especímenes cadavéricos congelados con desarticulación de rodilla para conservación del complejo

III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

Las fracturas del maléolo posterior ocurren en 7 a 44% de las fracturas de tobillo. Oglivie y Harris 1994 demostraron en estudios cadavéricos que el ligamento tibioperoneo posterior provee 42% de la estabilidad de la sindesmosis. Esto demuestra que la fractura del componente óseo o ligamentoso confiere inestabilidad y mayor riesgo de osteoartrosis. Un aumento del tamaño del fragmento reduce el área de contacto y aumenta la confluencia y carga. No existe un tratamiento estandarizado hasta el momento para manejo de las fracturas del maléolo posterior.

Se recomienda por consenso la fijación posterior en fragmentos que comprometen 25 a 33% del techo tibial posterior, esto con base en estudios biomecánicos, área de contacto y estabilidad. El diseño del estudio permitirá evaluar el desplazamiento posterior en fracturas de maléolo posterior que abarquen menos de 25% de la superficie articular en el servicio de Traumatología y Ortopedia del Hospital General del Estado de Sonora.

Estudios cadavéricos han demostrado que fracturas de maléolo posterior se asocian con una disminución del área de contacto tibioperoneo lo que predispone a la aparición de osteoartrosis, también se ha observado una distribución de la carga hacia una porción anteromedial de la superficie articular. Estudios de estática previos sugieren que un aumento de la superficie de contacto articular modesto contribuye a la aparición de osteoartrosis, se demostró que cambios en la dosis de carga hacia la porción anterior de la superficie articular pueden ser los contribuyentes para la aparición de cambios

degenerativos. Los estudios biomecánicos hasta el momento no han sido concluyentes.

Es necesaria una perfecta armonía en el movimiento de flexoextensión del tobillo para un correcto funcionamiento de la pinza maleolar. Al producirse una fractura en la región posterior tibial, si no es bien reducida, la inestabilidad articular posterior jugará un papel importante, pues la disminución de la movilidad y la tardía rehabilitación se traducirá en artrosis temprana.

Hasta el momento no existen estudios biomecánicos que evalúen el desplazamiento posterior en pacientes con fractura de maléolo posterior menor del 25%, misma que se relaciona con mayor contacto con fuerzas de presión y carga, y mayor inestabilidad con menos correspondencia de la articulación mismo que a largo plazo se relacionan con presencia de disfunción y osteoartrosis.

Los estudios biomecánicos existentes de tobillo que evalúan la sindesmosis con dispositivos que ejercen carga axial y pronosupinación, pero por el momento no se han presentado experimentos cadavéricos biomecánicos que evalúen la estabilidad anteroposterior de tobillo.

¿Existe desplazamiento anteroposterior significativo en pacientes con fractura de maléolo posterior menor al 25%?

IV. OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL:

Evaluar desde el punto de vista biomecánico en especímenes cadavéricos el desplazamiento anteroposterior de la articulación de tobillo de las fracturas de maléolo posterior menores al 25 %.

OBJETIVOS PARTICULARES:

Valorar el desplazamiento posteroanterior tibioastragalino bajo cargas fisiológicas sin lesión y con lesión de ligamento tibioperoneo posterior.

Valorar el desplazamiento de la articulación tibioastragalina posterior a la sección del ligamento tibioperoneo posterior.

V. HIPÓTESIS CIENTÍFICA

Las fracturas de maléolo posterior por si mismas generan desplazamiento anteroposterior significativo comparado con especímenes sanos.

VI. MARCO TEÓRICO

El tobillo es una articulación compleja estabilizada por varios ligamentos y estructuras. La superficie articular de la tibia distal es cóncava en su forma y el labio posterior se extiende distal al labio anterior. La concavidad articular ayuda a la distribución de las fuerzas de compresión. El labio posterior es el maléolo posterior conocido como fragmento de Volkmann.^{vi}

El complejo sindesmótico tibioperoneo se compone del ligamento tibioperoneo anterior, el ligamento tibioperoneo posterior y el ligamento interóseo (*Figura 1*). El ligamento tibioperoneo posterior se origina en la parte posterior del peroné y discurre de manera oblicua distal a su inserción posterior a la tibia, está compuesto de un componente superficial y profundo brindado estabilidad en la superficie articular y al movimiento anteroposterior del tobillo.^{vii}

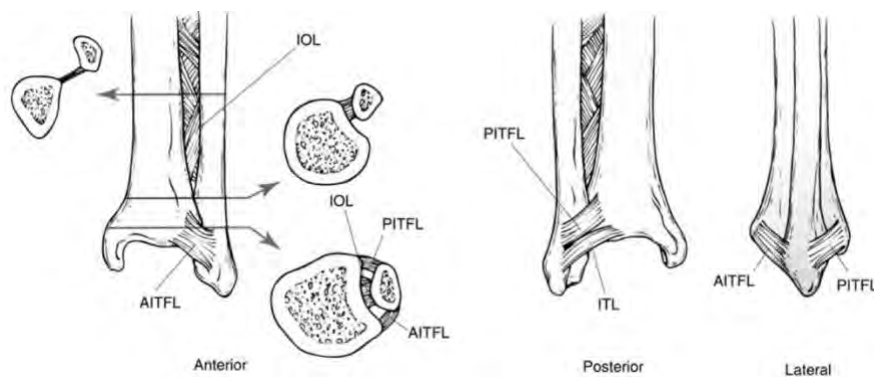


Figura 1. AITFL: Ligamento tibioperoneo anterior; IOL: Membrana Interósea; PITFL: Ligamento tibioperoneo posterior; ITL: Ligamento transversario inferior. Hamilton 1984.

El tobillo presenta un movimiento en plano longitudinal, la flexión plantar y dorsal del pie. Se acepta de 15 a 20 grados de dorsiflexión y 40 a 50 grados de flexión plantar (*Figura 3*). Al iniciar el movimiento existe una descompresión de la articulación que produce deslizamiento. Los maleolos se encuentran articulados con el astrágalo en todo el recorrido articular impidiendo movimientos de lateralidad del astrágalo. El ligamento deltoideo interno controla el valgo del calcáneo y el cajón anterior del tobillo. El ligamento lateral controla la inversión (*Figura 2*). El ligamento y maléolo posterior proveen estabilidad articular y evitan movimientos de traslación anteroposterior. ^{viii}

La tróclea astragalina es más ancha en su porción anterior en el plano horizontal (*Figura 3*), lo que obliga a que en el movimiento de flexión dorsal el peroné, más móvil, se vea obligado a realizar un movimiento de separación o abducción, ascenso y rotación externa (*Figura 2*). Este movimiento ensancha la mortaja tibioperonea aproximadamente 2 mm y permite alojar en su interior a la tróclea, ocurriendo lo contrario a la flexión plantar. ⁶

Las fracturas de maléolo posterior tienen resultados clínicos menos satisfactorios que las uni o bimalleolares. El tamaño del fragmento y el desplazamiento postquirúrgico del fragmento maleolar posterior se ha evaluado pocas veces en la literatura. Se ha demostrado en estudios cadavéricos que el ligamento tibioperoneo posterior confiere aproximadamente 42% de la estabilidad le da una adecuada reducción a la sindesmosis. El pronóstico funcional articular depende de una adecuada reducción.^{ix} En un estudio en

especímenes cadavéricos se encontró que la reducción de la superficie articular en un 25%, 33% y 50% respectivamente reducen el área de contacto tibioastragalina en un 4%, 13% y 22% respectivamente. Esta reducción se asocia a mayor riesgo de osteoartrosis y menor funcionalidad a largo plazo. ^x

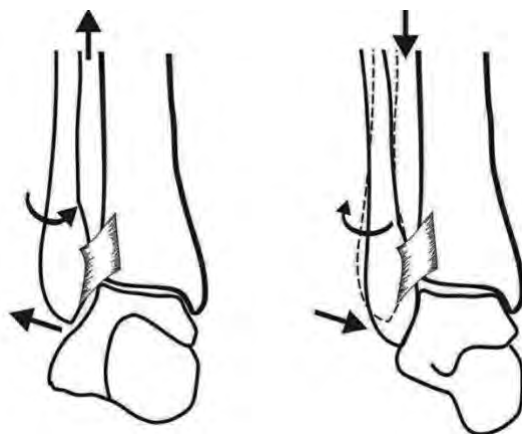


Figura 2. Comportamiento tibioperoneo a la flexion dorsal y plantar, con rotacion interna y elevacion del peroné, y rotacion externa y depresion de peroné. Viladot 2014

Las fracturas de tobillo son relativamente comunes. Se presentan 187 de cada 100,000 fracturas por año. En la mayor parte de los casos existe fractura unimaleolar (lateral o medial) (67%), bimalleolar (lateral y medial) y en 7% existe compromiso de la porción posterior y distal de la tibia (fractura maleolar posterior o de fragmento de Volkmann). En una serie de 9767 casos se reportó una incidencia de fractura trimaleolar en 1123 pacientes correspondiendo al 11% del total de las fracturas de tobillo, el mecanismo principal de lesión fueron caídas, seguidas de lesiones deportivas. ^{xi}

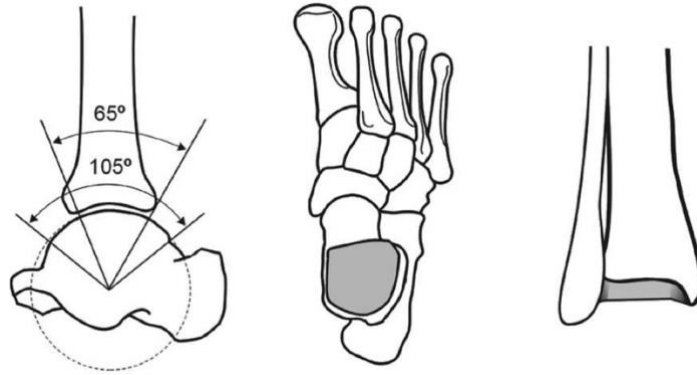


Figura 3. Grados de flexion dorsal y plantar tibioastragalina, anatomia en corte axial de astragalo. Viladot 2014

Las fracturas de maléolo posterior son el resultado de una avulsión del fragmento de Volkmann por medio del ligamento tibioperoneo posterior o por efecto directo del astrágalo sobre el maléolo. Típicamente la fractura de maléolo posterior se produce por lesión rotacional, pronación abducción, carga axial y fractura por cizallamiento. De manera menos común se produce por caídas de altura, traumatismo directo o accidentes en vehículos motorizados así como fracturas de torsión en lesiones tibioperoneales proximales.^{xii} Este evento ocurre de manera sistemática. Primero se lesiona el ligamento anterior (estadio I) y la tibia (estadio II) una falla de la supinación-externa y lesión por rotación genera estrés sobre el ligamento posterior que puede romperse o sufrir avulsión. En lesiones por pronoabducción lesiones en el complejo sindesmótico y fractura tibial por abducción también pueden producir fracturas del maléolo posterior.^{xiii}

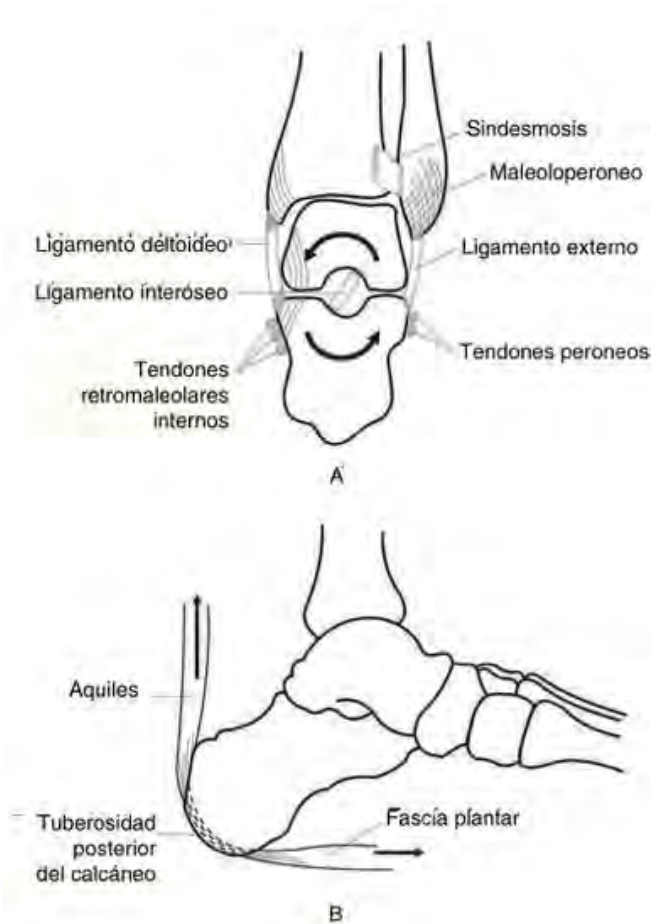


Figura 4. Anatomía ligamentaria posterior y lateral del tobillo, con movimientos de rotación astrágalo-calcáneo. Viladot 2014.

En un estudio de 53 pacientes se encontró que el único predictor pronóstico de adecuada funcionalidad fue una reducción de la sindesmosis ($p = 0.04$) valorada por estudios de imagenología.^{xiv} Una fractura de maléolo posterior puede ser ignorada a menos que constituya un 20, 25 o 30% de la superficie articular de la tibia. Hasta el momento no existe un consenso establecido para el manejo de fracturas de maléolo posterior. Sin embargo, en la literatura médica se han enlistado motivos para la reducción de la misma: 1. El maléolo posterior incluye una porción de la superficie articular de la tibia distal. 2. La relación con la

sindesmosis peroneotibial, la reducción de la fractura corrige la longitud de la tibia distal para brindar apoyo al ligamento tibioperoneal posteroinferior.^{xv} La fijación interna se realiza únicamente si la fractura del fragmento excede 25 a 30% de la superficie articular.⁵

En un estudio biomecánico realizado en especímenes cadavéricos en los que se evaluaron fracturas de menos de 25% de la superficie articular. Se encontró una diferencia significativa en el área de contacto en dorsiflexión contra el grupo de control con una articulación intacta. La fijación anatómica regreso a la normalidad la superficie de contacto. La carga de presión también disminuyó antes y después de la reducción abierta con fijadores internos en los especímenes sometidos a fracturas trimaleolares. No se encontró diferencia significativa entre las superficies de contacto en posición neutral y flexión plantar posterior a la reducción abierta y fijación interna. Este estudio concluye que la fijación del maléolo posterior mejora la distribución de cargas pero no la estabilidad articular.^{xvi}

En otro estudio biomecánico realizado en especímenes cadavéricos se valoraron 8 articulaciones intactas y realizaron diferentes disecciones anatómicas secuenciales y se compararon con el estado intacto de la articulación. Se encontró aumento significativo en el grado de rotación externa en los especímenes con lesión deltoidea y lesión anteroinferior ($p < 0.001$). Se encontró aumento significativo en la rotación astragalina comparado con el control ($p < 0.001$). Se encontró movimiento de traslación posterior significativa tibioastragalina ($p < 0.001$.) La traslación anterior fue menor para las condiciones en los que se lesionó anteroinferior, deltoideo, interóseo y

posteroinferior comparada con el control. Se encontró una diferencia significativa en la presión por contacto y la presión pico y una disminución significativa en el área de contacto cuando se realizó rotación externa y compresión axial en los especímenes sometidos a disección de los tres ligamentos ($p < 0.001$).^{xvii}

En un estudio de cohorte retrospectivo unicéntrico se reclutaron un total de 45 pacientes en los que se realizó fijación quirúrgica trimaleolar valorados mediante escalas de funcionalidad en los que se demostró mejor pronóstico en aquellos con fracturas que involucran menos de 25% de la superficie articular. No se determinó diferencia significativa entre el instrumento de medición en aquellos que tuvieron fracturas que involucran más del 25% de la superficie articular entre los pacientes.^{xviii}

La ruptura de la sindesmosis tibioperonea ocurre cuando existe rotación extrema. Se realizó un estudio en especímenes cadavéricos. Se disecaron los ligamentos de manera secuencial, tibioperoneal anterior, membrana interósea y tibioperonea posterior. Se aplicaron fuerzas de tracción anterior, posterior medial y lateral así como torsión interna y externa. Se analizaron las fuerzas de tracción. Hubo aumento de la diástasis de 1.1 a 2.0 mm ($p = 0.001$), aumento de ángulo de 9.6 a 15.2 (p menor 0.001), la torsión externa aumento la diástasis de 0.5 a 1.8 mm ($p = 0.009$) cuando existió un corte completo, la torsión externa también aumento ángulo rotacional de manera significativa de 7.1 a 9.4 ($p = 0.05$) al disecar el ligamento tibioperoneo anterior. Se encontró una diferencia significativa en la tracción anterior articular de 1.3 ± 0.5 cm cuando existió una completa sección de la sindesmosis

comparad con especímenes sanos ($p = 0.05$).^{xix}

Las fracturas de maléolo posterior no son difíciles de fijar. Después de la reducción y fijación del maléolo posterior la superficie articular de la tibia es restaurada, se estabiliza la sindesmosis lo que ayuda al paciente a una pronta rehabilitación. Aún se desconocen los resultados a largo plazo en pacientes con fracturas de maléolo posterior. En un estudio retrospectivo en pacientes de 18 a 75 años que tuvieron fractura de maléolo posterior se dio seguimiento de 6.9 años. Se dividieron los pacientes en grupos: pequeños menos de 5% de superficie articular, medianos 2 - 25% de superficie articulares y grandes más de 25%. El grupo con un fragmento grande se subdividió en ausencia y presencia de desplazamiento. Se realizaron cuestionarios de funcionalidad y dolor así como escala visual análoga de dolor. Se realizó examen físico de movilidad, estabilidad y postura. Se valoró la movilidad contra articulación sana. Se encontró que los pacientes con fracturas de más de 5% desarrollaron osteoartrosis ($p = 0.006$). No se encontró diferencia significativa en cuanto a funcionalidad o dolor entre el grupo sometido a tratamiento conservador y pacientes que se sometieron a fijación interna.^{xx}

Un estudio retrospectivo multicéntrico se analizaron un total de 102 fracturas con involucró del maleolo posterior, se valoraron escalas funcionales y de dolor, así como estudios de imagen para valorar presencia de artrosis. Se encontró en diferentes grupos sometidos a tratamiento conservador o quirúrgico, bajos puntajes de dolor mediante escala visual análoga (promedio 0.15 en reposo a 0.68 en movimiento). De estos 36 pacientes mostraron

complicaciones relacionadas con proceso inflamatorio articular. No hubo diferencia entre pacientes sometidos a tratamiento conservador o aquellos en los que se ameritaron fijadores. El tamaño de los fragmentos que ameritaron fijación quirúrgica fue de 28.5 ± 9.2 , los de tratamiento conservador fueron de 12.5 ± 4.9 . No hubo diferencia significativa entre los tratamiento en cuanto funcionalidad, dolor o presencia de artritis entre ambos manejos.

xxi

Un estudio prospectivo unicéntrico se reclutaron un total de 456 pacientes con fractura inestable que ameritaron tratamiento quirúrgico de los cuales 54 presentaron fractura de maléolo posterior, de estos 20 ameritaron fijación y el resto se sometió a tratamiento conservador se dio seguimiento a un año y se valoraron escalas de funcionalidad. Se encontró mayor disfunción en pacientes con fractura de maléolo posterior ($p= 0.004$) y mayor dolor ($p = 0.002$) a los dos años. Se valoraron pruebas de funcionalidad y presencia de osteoartritis. No se encontró diferencia estadísticamente significativa en el pronóstico de pacientes en los que se realizó tratamiento convencional contra pacientes en los que se realizó fijación. Sin embargo, se encontró una mayor dislocación y desplazamiento de fractura en aquellas de mayor tamaño. ^{xxii}

VII. MATERIAL Y MÉTODO

Diseño del estudio

Estudio experimental básico.

Población y periodo de estudio

Especímenes cadavéricos que cumplan con criterios de inclusión para el estudio.

Criterios de muestreo y elección del tamaño de muestra

Extremidades inferiores de especímenes cadavéricos sin antecedente de fractura o esguince de tobillo o antecedente de fijación previa que involucre articulación tibioperoneal, peroneo astragalina o fractura previa de pie. Muestreo no probabilístico por conveniencia y disponibilidad de especímenes cadavéricos.

Criterios de selección

Criterios de inclusión

1. Especímenes cadavéricos de extremidades inferiores pareadas obtenidos desde la meseta tibial hasta el pie que no cuenten con antecedentes documentados de lesión o cirugía de pie o tobillo, artrosis o patología que pueda intervenir con el procedimiento.

2. Especímenes cadavéricos de cualquier edad y de ambos sexos.

Criterios de exclusión

1. Antecedente de cirugía de tobillo o pie.
2. Antecedente de fractura de tobillo.
3. Antecedente documentado de lesión ligamentosa.
4. Antecedente de artritis reumatoide, colagenopatía o enfermedad degenerativa articular.

Criterios de eliminación

1. Especímenes cadavéricos en los que no se logre obtener las mediciones.

Descripción metodológica del estudio

Se diseñó y desarrolló un circuito de cargas cíclicas en conjunto con estudiantes de la carrera de mecatronica del Instituto Tecnológico de Hermosillo (*figura 5*). Se utilizó material didáctico, electrónico, software, neumático y mecánico del laboratorio de mecatrónica de dicha institucion.



Figura 5. Modelo anatomico en vision posterior, y Compresor neumatico.

Para generar las fuerzas, el dispositivo cuenta con un cilindro neumático de doble efecto, alimentado por un compresor neumático con capacidad de hasta 10 milibares de presión (*Figura 6*).

La presión generada por este compresor es controlada a través de un manómetro conectado con manejo manual.



Figura 6. Fijador externo en riel de tibia, y Compresor neumatico.

Para llevar a cabo la contabilidad de los ciclos, la fuerza y el desplazamiento se realizó mediante un software de programación OPC test, Labview y RS link 5000 (Figura 7). Una vez diseñado el circuito y dispositivo, y después de la aprobación del protocolo por el comité de investigación y ética, se recabaron los especímenes bajo las reglas de ética y con los criterios de inclusión mencionados.

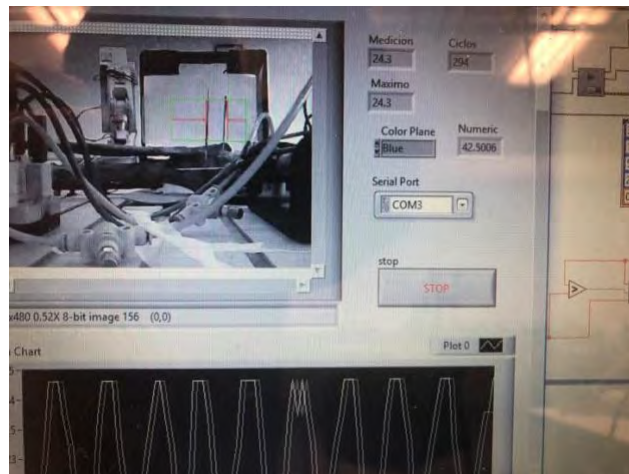


Figura 7. software de programación OPC test, Labview y RS link 5000.

Se realizó una desarticulación de la rodilla y otra a nivel de la articulación de Lisfranc en cada espécimen, se retiraron tejidos blandos hasta conservar los ligamentos tibioperoneos proximales, membrana interosea, cápsula articular y del resto del complejo ligamentario del tobillo.

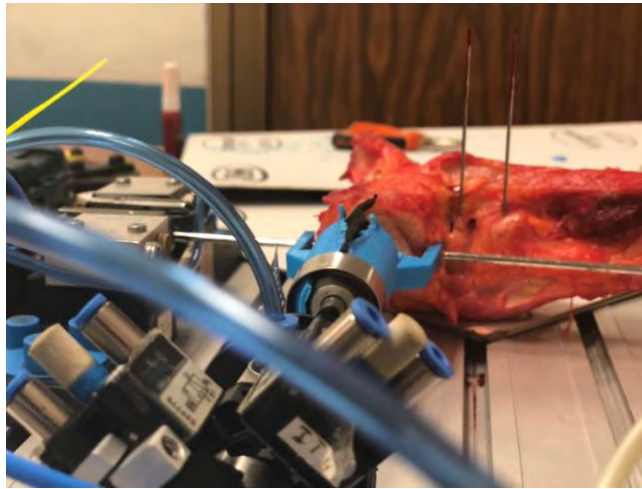


Figura 8. Vista posterior de espécimen de tobillo con los clavillos kirschner de marcación.

Se fijó la tibia a un fijador externo en riel (GPC) con dos clavos de Schanz 5.0, mismo que se fijará a la mesa de pruebas con dos tornillos y tuercas de 7.0; se diseñó y fabricó por parte de los estudiantes del Instituto Tecnológico de Hermosillo un dispositivo cabezal hecho de material PLA (ácido poli-láctico) impreso en una impresora 3D que se adhiere al cilindro neumático (Festo) (*Figura 9*), mismo que cuenta con un orificio que permite la fijación del calcáneo con un clavo de Steinmann de 3.6 mm.

Se colocan dos clavos de kirschner de 1.6 mm paralelos y marcados con pintura roja en la parte posterior del maleolo y del astragalo a una distancia de 30 milímetros (*Figura 8*), Se realizaron 1000 ciclos a 400 N en sentido anteroposterior para valorar la estabilidad en milímetros de la articulacion tibioastragalina posterior, y al concluir dichos ciclos se procede a realizar una osteotomia al maleolo posterior del tobillo menor al 25% de la superficie articular, realizando nuevamente 1000 ciclos a 400 Newtons y valorando el desplazamiento medio y maximo por cada ciclo por medio de una camara digital y un software de medicion (LabView).

Durante la realizacion del estudio se observo que la ostetotomia del maleolo posterior menor al 25% de la superficie articular conlleva un desplazamiento mayor demostrando inestabilidad posterior al ejercer movimientos anteroposteriores de tobillo, mostrando subluxacion articular posterior tibioastragalina.



Figura 9. dispositivo cabezal hecho de material PLA (acido poli-láctico).

Categorización de las variables según la metodología

Variable	Tipo de variable	Definición operacional	Escala de medición	Indicador
I Desplazamiento	Dependiente	Cargas fisiologicas ciclicas con dispositivo biomecanico en sentido anteroposterior sin fractura de maleolo posterior menor al 25% + sin inhabilitacion de LTPP	Cuantitativa continua	Milimetros
II Desplazamiento	Independiente	Cargas fisiologicas ciclicas con dispositivo biomecanico en sentido anteroposterior con fractura en maleolo posterior + sin inhabilitacion de LTPP	Cuantitativa continua	Milimetros

Análisis de datos

Se analizará por medio de tres variables independientes el desplazamiento tibioastrágalo posterior en milímetros al ejercer cargas cíclicas fisiológicas en sentido posteroanterior, con el fin de evaluar la estabilidad y el desplazamiento de la superficie articular posterior de la tibia respecto al astrágalo. Los datos serán capturados en SPSS. Posteriormente se realizará el análisis de los datos con estadística descriptiva de las variables cualitativas y cuantitativa como frecuencias, porcentajes, media, mediana, desviación estándar. Se considerará significativa una $p < 0.05$ e IC de 95%.

Recursos empleados

Recursos humanos:

Médico residente de cuarto año de traumatología y ortopedia.

Médico adscrito del Hospital General del Estado.

Jefa del laboratorio de Mecatrónica del Instituto Tecnológico de Hermosillo.

Cinco Estudiantes del último semestre de la carrera de Ingeniería en Mecatronica del Instituto Tecnológico de Hermosillo.

Recursos físicos:

Seis especímenes cadavéricos de los cuales se utiliza hueso y ligamentos de la articulación del codo

Computadora portátil

Fijador externo en riel (marca GPC)

Clavos Schanz 5.0 (6) (marca GPC)

Clavos Steinmann 1/8 (3) (marca GPC)

Clavos Kirschner 0.062 (6) (marca GPC)

Camara fotografica (iphone X)

Piston de presion. (marca Festo)

Recursos financieros:

Las necesidades financieras para la realización del protocolo de estudio serán absorbidas enteramente por el Médico Residente y asesores a cargo de la investigación

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 28 número mayor, la institución respectiva deberá presentar solicitud en la que exprese los motivos que los justifiquen.

VIII. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se evaluaron cinco extremidades desarticuladas por debajo de la articulación de la rodilla de 5 especímenes cadavéricos que cumplieron con los criterios de inclusión del estudio. Se obtuvo una media de desplazamiento anteroposterior en la articulación íntegra de 2.26 ± 0.2 mm y una media máxima de 2.5 ± 0.3 mm. En la articulación que se indujo desarticulación del maléolo posterior se obtuvo una media de desplazamiento de 3.0 ± 0.8 mm en la articulación íntegra y una media de desplazamiento máximo de 3.8 ± 0.7 mm.

(Tabla 1)

Especímen	Desplazamiento I		Desplazamiento II	
	Media	Máxima	Media	Máxima
1	2.1	2.5	3.0	3.8
2	2.5	2.7	3.0	3.8
3	2.5	2.7	3.0	3.8
4	2.1	1.8	1.2	2.2
5	2.1	2.5	3.1	3.7

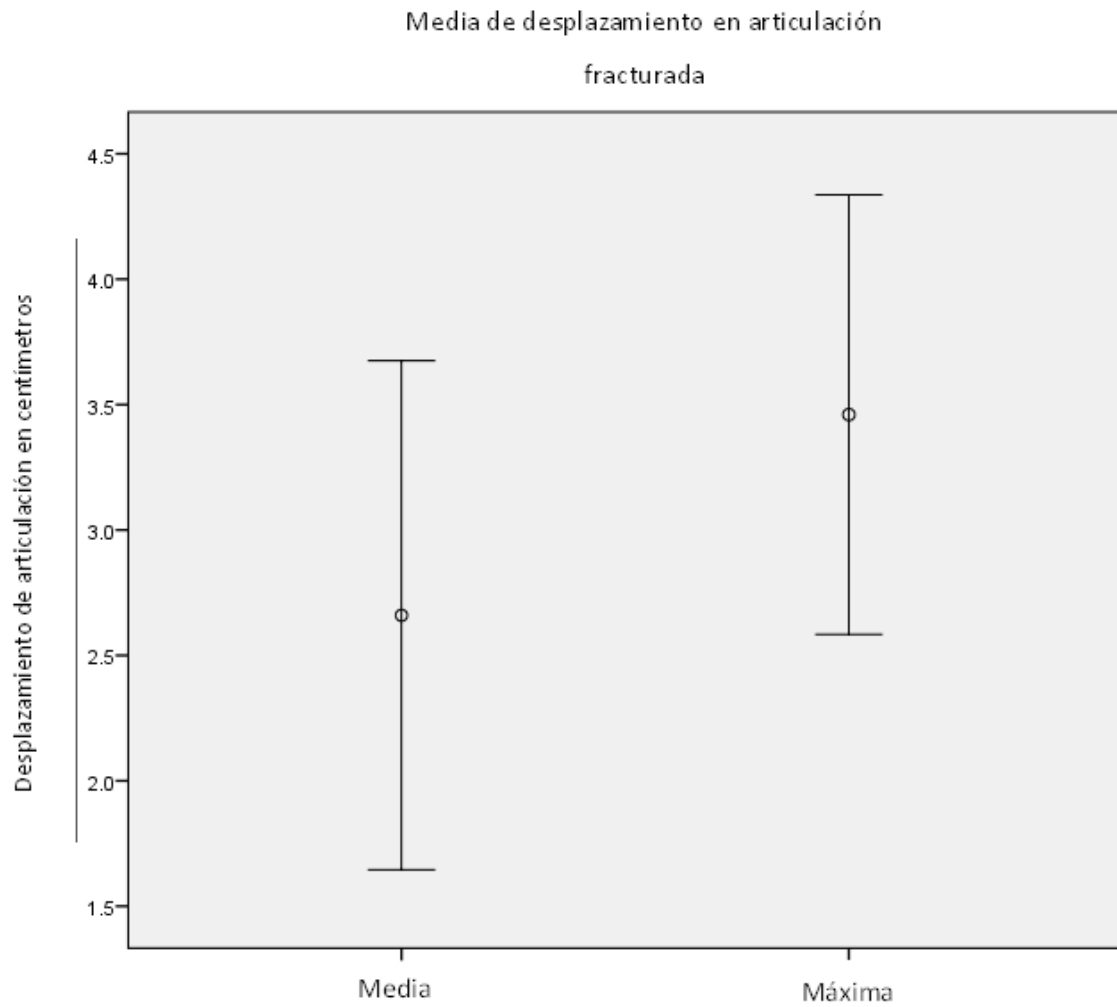
Tabla 1. Resultados de desplazamiento en milímetros de especímenes cadavéricos

sometidos a fuerzas cíclicas

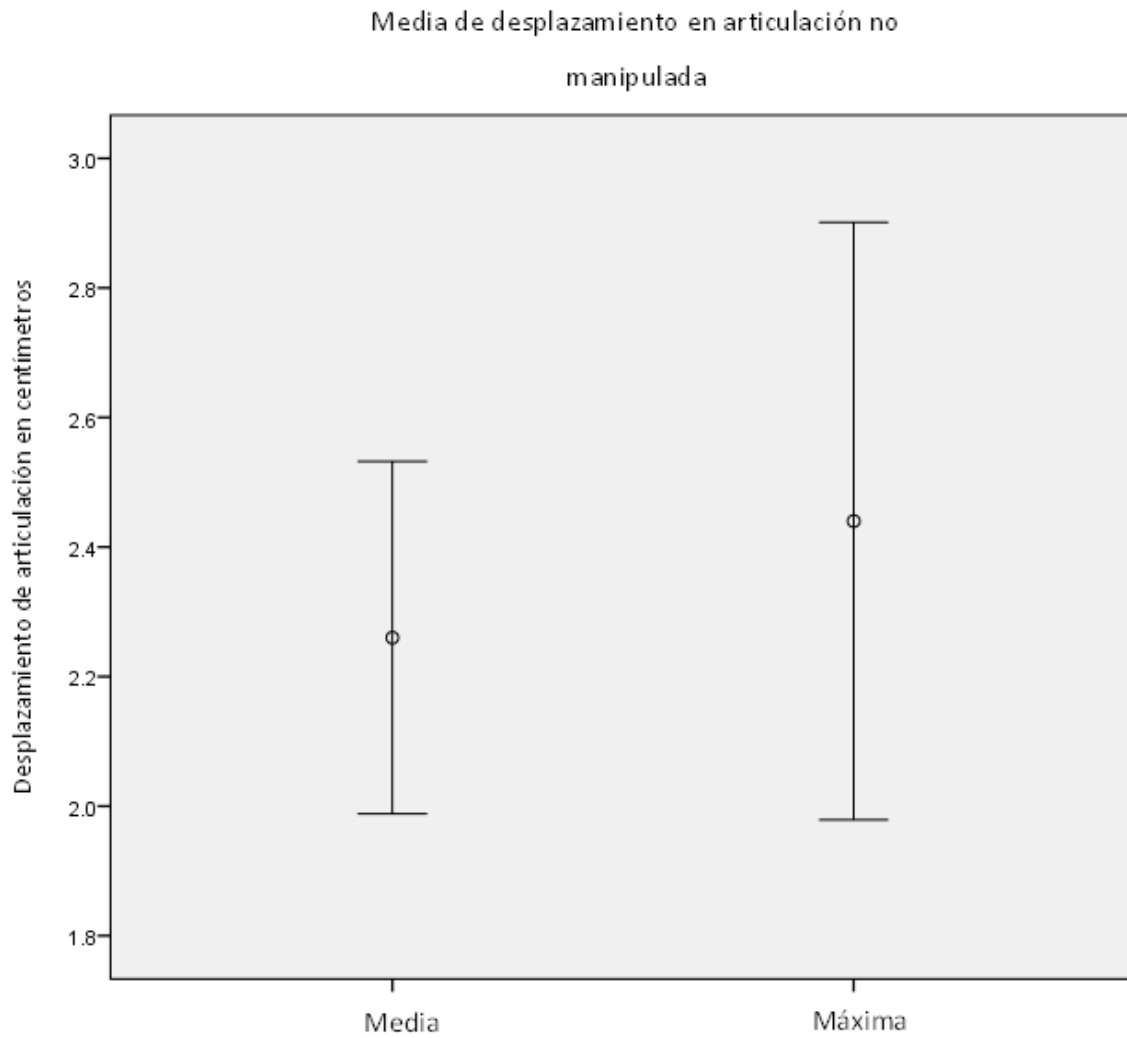
Se realizó prueba de Wilcoxon por distribución diferente a la normal para valorar significancia entre el desplazamiento anteroposterior entre las medias, no se encontró diferencia significativa entre ambas ($p = 0.276$). Se encontró diferencia estadísticamente significativa entre el desplazamiento anteroposterior máximo en el espécimen cadavérico manipulado y sano ($p = 0.04$). Tabla 2. Figura 3 y 4.

	Media de desplazamiento en articulación no manipulada	Media de desplazamiento en articulación fracturada	Nivel de significancia ($p < 0.05$)
Media	2.26 ± 0.2 mm	3.0 ± 0.8 mm	$p = 0.276$
Máximo	2.5 ± 0.3 mm	3.8 ± 0.7 mm	$p = 0.04$

Tabla 2. Comparación de media y máxima de desplazamiento anteroposterior en articulación no manipulada vs media de desplazamiento con fractura de maléolo posterior.



Gráfica 1. Comparativa de medias de desplazamiento en articulación fracturada ($p = 0.276$)



Gráfica 2.. Comparativa de medias de desplazamiento en articulación no manipulada ($p = 0.04$)

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las estructuras de la sindesmosis articular proveen estabilidad no solo rotacional si no posteroanterior a la articulación del tobillo dentro de un rango fisiológico de movimiento. Dentro de estas estructuras, el maléolo posterior provee estabilidad para la traslación anteroposterior cuando se aplican cargas ciclas al tobillo. En este estudio se logró demostrar que existe un movimiento posteroanterior significativo máximo durante la aplicación de cargas cíclicas. Se observó un desplazamiento Medio al realizar la osteotomía del maléolo posterior de 3.0 ± 0.8 mm ($p = 0.276$), así como un desplazamiento Máximo de 3.8 ± 0.7 mm ($p = 0.04$). Como se mencionó previamente, el tratamiento de fracturas de maléolo posterior se basa por consenso en estudios biomecánicos cadavéricos de poblaciones pequeñas.^{xxiii} El estudio representativo de Hartford et al. encontró una disminución del contacto de la superficie articular con fracturas mayores al 25%, sin embargo se menciona la realización de estudios biomecánicos en fracturas menores e inclusive el tratamiento quirúrgico y correctivo es debatible debido a que se ha demostrado disminución de la movilidad y pérdida de funcionalidad a largo plazo. En otro estudio biomecánico de Evers y colaboradores, sugieren la fijación del maléolo posterior menor al 25% debido a la distribución de cargas de la superficie articular^{xxiv}, mismas que juegan un papel importante en el desarrollo de complicaciones a largo plazo.^{xxv} Nuestro estudio biomecánico demuestra que existe una diferencia significativa en el desplazamiento posterior articular en especímenes cadavéricos mismo que se puede traducir a una mayor distribución de fuerzas

a la parte posterior de la articulación, mayor presión de contacto y riesgo de pérdida de funcionalidad, dolor y riesgo de artrosis articular.

IV. CONCLUSIÓN

La inhabilitación del ligamento tibioperoneo posterior por fractura de maléolo posterior provoca una subluxación posterior tibioastragalina.

Se encontró diferencia significativa entre el desplazamiento máximo desde el punto de vista biomecánico en especímenes cadavéricos con fracturas de maléolo posterior menores al 25 %.

SUGERENCIAS.

Por los resultados mostrados en este experimento, se sugiere la fijación de las fracturas de maléolo posterior menores al 25% para habilitar el ligamento tibioperoneo posterior.

REFERENCIAS

- ⁱ Vijay K., et al. Biomechanics.AAOS: Comprehensive Orthopaedic Review. 2009; 14-18.
- ⁱⁱ Campos Reyes H. Resistencia de la tibia con pérdida ósea: Estudio biomecánico aplicando cargas cíclicas. 2016; 44–45.
- ⁱⁱⁱ Vijay K., et al. Biomechanics.AAOS: Comprehensive Orthopaedic Review. 2009; 14-18.
- ^{iv} Fierro Santos A. Valoración de las sollicitaciones en flexión en tibia con diferente configuración de fijador externo tipo Charnley-Müller: Estudio biomecánico.2015; 39–41.
- ^{vi} Prasarn ML, Lorch DG. Posterior Malleolus Fractures in Athletes. Oper Tech Sports Med. 2017;25(2):82–6.
- ^{vii} Abols Y. Biomecánica y fisiología articular subastragalina. EMC. 2009; 11(1):1–5.
- ^{viii} Voegeli AV. Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. Rev Esp Reum. 2003; 30(9):469–77.
- ^{ix} Yufit P, Seligson D. Malleolar ankle fractures. A guide to evaluation and treatment. Orthop Trauma. 2010;24(4):286–97.
- ^x Hartford JM, Gorczyca JT, McNamara JL, et al. Tibiotalar contact area. Contribution of posterior malleolus and deltoid ligament. Clin Orthop Relat Res 1995;20: 182–7.
- ^{xi} Elsoe R, Ostgaard SE, Larsen P. Foot and Ankle Surgery Population-based epidemiology of 9767 ankle fractures. Foot Ankle Surg 2016;(1) 1 – 6.

-
- ^{xii} Irwin TA, Lien J, Kadakia AR: Posterior malleolus fracture. *J Am Acad Orthop Surg* 21(1):32-40, 2013
- ^{xiii} Zalavras C, Thordarson D. Ankle Syndesmotic Injury. *J Am Acad Orthop Surg.* 2007;15(1):330–9.
- ^{xiv} Ween B, Bhandari M. Predictors of Functional Outcome Following Transsyndesmotic Screw Fixation of Ankle Fracture. *J Orthop Trauma.* 2005;19(2): 102 – 8
- ^{xv} Solan, M. C., Sakellariou, A. Posterior malleolus fractures: Worth fixing. *Bone and Joint Journal*, 2017; 1(11), 1413–1419.
- ^{xvi} Evers J, Fischer M, Zderic I, Wähnert D, Richards RG, Gueorguiev B, et al. The role of a small posterior malleolar fragment in trimalleolar fractures: A biomechanical study. *Bone Jt J.* 2018;100B(1):95–100.
- ^{xvii} Hunt KJ, Goeb Y, Behn AW, Criswell B, Chou L. Ankle Joint Contact Loads and Displacement with Progressive Syndesmotic Injury. *Foot Ankle Int.* 2015;36(9):1095–103.
- ^{xviii} Mingo-Robinet J, López-Durán L, Galeote JE, Martínez-Cervell C. Ankle fractures with posterior malleolar fragment: Management and results. *J Foot Ankle Surg.* 2011;50(2):141–5.
- ^{xix} Teramoto A, Kura H, Uchiyama E, Suzuki D, Yamashita T. Three-dimensional analysis of ankle instability after tibiofibular syndesmosis injuries: A biomechanical experimental study. *Am J Sports Med.* 2008; 36(2):348–52.
- ^{xx} Van Hooff, C. C. D., Verhage, S. M., & Hoogendoorn, J. M. Influence of fragment size and postoperative joint congruency on long-term outcome of posterior malleolar fractures. *Foot and Ankle International* 2015; 36(6), 673–678.

^{xxi} Xu H, Li X, Zhang D, Jiang B, Shen H, Wang G. A retrospective study of posterior malleolus fractures. *Int Orthop*. 2012;36(1):1929–36.

^{xxii} Vries JS De, Wiggman AJ, Sierevelt IN, Schaap GR. Long-Term Results of Ankle Fractures With a Posterior Malleolar Fragment. 2005; 44(3):211–7.

^{xxiii} Hartford JM, Gorczyca JT, McNamara JL, Mayor MB. Tibiotalar contact area. Contribution of posterior malleolus and deltoid ligament. *Clin Orthop Relat Res*. 1995;(320): 182-187

^{xxiv} Bekerom MPJ, Haverkamp D, Kloen P. Biomechanical and Clinical Evaluation of Posterior Malleolar Fractures. A Systematic Review of the Literature. *J Trauma Inj Infect Crit Care*. 2009;66(1):279–84.

^{xxv} Bekerom MPJ, Haverkamp D, Kloen P. Biomechanical and Clinical Evaluation of Posterior Malleolar Fractures. A Systematic Review of the Literature. *J Trauma Inj Infect Crit Care*. 2009;66(1):279–84.