



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE MEDICINA

**DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
PROGRAMA DE ESPECIALIDADES MÉDICAS**

TESIS DE POSGRADO

**ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE DOS CONSTRUCTOS
DE OSTEOSÍNTESIS EN FRACTURAS OBLICUAS
LARGAS DE PRIMER METATARSIANO EN UN
MODELO IN VITRO**

PARA OBTENER EL GRADO DE:

ESPECIALISTA EN ORTOPEDIA

**THE AMERICAN BRITISH COWDRAY MEDICAL
CENTER I.A.P**

**PRESENTA: DR. FRANCISCO GUILLERMO
CASTILLO VÁZQUEZ**

**DIRECTOR DE TESIS: DR. LUIS FELIPE HERMIDA
GALINDO**

**PROFESOR TITULAR: DR. JAVIER CAMACHO
GALINDO**



CIUDAD DE MÉXICO, MÉXICO

24 DE JULIO DE 2022



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.

CIUDAD DE MÉXICO, MÉXICO

24 DE JULIO DEL 2020

Firmas



Dr. Juan Osvaldo Talavera Piña
Jefe de Enseñanza Centro Médico ABC



Dr. Javier Camacho Galindo
Profesor titular del curso de Ortopedia Centro Médico ABC



Dr. Luis Felipe Hermida Galindo
Asesor de tesis

Dr. Francisco Guillermo Castillo Vázquez

Médico Residente de la Especialidad de Ortopedia Centro Médico ABC

Agradecimientos Especiales

Al Dr. Sergio Abush y a todo el staff de médicos ortopedistas del Centro Médico ABC por permitirme formar parte de su equipo de trabajo, por compartirme su conocimiento de forma desinteresada, por ayudarme a formarme como ortopedista y por darme la oportunidad de aprender y crecer personal y profesionalmente día con día, les estaré eternamente agradecido

A todos los médicos no ortopedistas y a los colaboradores del Centro Médico ABC de quienes aprendí enormemente y que con su profesionalismo y entrega son el corazón que mantienen andando a este maravilloso hospital

Al Dr. Juan Osvaldo Talavera Piña por siempre tener un momento para brindarme su apoyo, por ayudarme a tener una visión más amplia de mi especialidad y por su gran calidad humana

Al Dr. Jorba, al Dr. Monterrosas, al Dr. Islas, al Dr. Uribe, a la Dra. Bustamante, al Dr. Fernández, al Dr. Haces, al Dr. Galván y a todos los ortopedistas pediatras del Hospital Shriners así como a todo el personal de médicos tratantes, residentes, de enfermería y no médicos del Hospital Shriners para Niños, del Hospital Pediátrico Legaria, del Hospital de Traumatología “Victorio de la Fuente Narváez” y del Hospital General “José María Morelos y Pavón” por abrirme sus puertas, por ayudarme a valorar lo que tengo y a darme cuenta de todo lo que me hace falta, por aconsejarme y apoyarme durante mi formación, una gran parte de mi preparación se la debo a todos ustedes

A Rosario Castro Trejo por su calidez, por su actitud que contagia alegría, por los consejos y por su sincera preocupación por el crecimiento profesional no solo mío sino de todos los residentes formados en este hospital

Al Dr. Juan Carlos Hermida, a Juan Luis, a Berenice y a todo el equipo del Centro de Investigación y Laboratorio de Biomecánica del Hospital “Dr. Germán Díaz Lombardo” por su entusiasmo y por su apoyo intelectual y material en la realización de este proyecto que es sin duda uno de los retos más ambiciosos a los que me he enfrentado en mi carrera profesional

Dedicatorias

A mi madre María Guadalupe, mi alma gemela, por tu alegría, por tu bondad, por ser mi primera amiga, mi consejera, mi guía en la vida, por enseñarme a sonreír y a siempre ver el lado bueno de las cosas, mi mayor logro ha sido, es y será hacerte sentir orgullosa y verte sonreír, te admiro y te quiero con todo mi corazón, no podría imaginarme a una mamá más maravillosa, te debo todo

A mi padre Francisco Javier, por estar ahí en los momentos más difíciles de mi vida y ayudarme a rectificar el camino, por enseñarme la seriedad que ameritan las cosas y que las obligaciones van por encima de la diversión, sin tu guía no podría haber conseguido nada de lo que he logrado

A mis hermanos, Juan José y María Alejandra, por motivarme a dar lo mejor de mí cada día, quiero ser un buen ejemplo para ustedes y tener la posibilidad de apoyarlos cada día, nadie los quiere y busca verlos crecer tanto como yo

A la persona más maravillosa que he tenido la fortuna de conocer en esta vida, a mi mejor amiga, a mi compañera, a mi persona favorita, a mi apoyo, a mi motor, a mi luz, a la persona que siempre está ahí, que se desvela conmigo y que decidió acompañarme en este camino a pesar de lo pedregoso que pareciera, mi novia Karen, las palabras no alcanzan para describirte todo lo que siento por ti, mi tesis sería del triple de tamaño si en este espacio te agradeciera todo lo que haces por mí, no sabes lo orgulloso que estoy de ti, lo mejor que me ha dado la medicina ha sido conocerte, eres un sueño hecho realidad, si estás en mi vida no puedo tener un mal día, tu eres mi razón para sonreír y dar lo mejor de mí, tus sueños son los míos y quiero verlos cumplirse a tu lado, TE AMO

Al Dr. Javier Camacho, a la Dra. Ana María Serrano y al Dr. Carlos Vidal por confiar en mí, por elegirme como parte de esta residencia que sin lugar a

dudas es el logro profesional más grande que he tenido, por sus consejos, por sus enseñanzas, por siempre estar ahí para mi, ustedes son mi punto de referencia y las personas a la que aspiro llegar a convertirme algún día, es un honor para mi tener la oportunidad de conocerlos y de contar con su orientación, no tengo como agradecerles todo lo que han hecho por mi

Al Dr. Luis Felipe Hermida y a la Dra. Adriana Ávila por siempre hacerme sentir bienvenido en sus espacios profesionales, por darme la oportunidad de conocer mejor el mundo que los apasiona, por escucharme, por orientarme, por ayudarme a encontrar mi camino y hacerme enamorarme cada día más de una rama tan compleja y desafiante de la ortopedia, la cirugía de pie y tobillo

A Ignacio, Javier, Ana Luisa, Ana Lilia, Gerd, Ady, José, Armando, Alejandro Miravete, Jorge Andrés, Carlos, Cynthia, Jorge Luis, Carlo, Enrique, Luis Alfredo, Rodrigo, Roberto Pablo, Michelle, Roberto, Alejandro Gallegos, Camille, Jorge Ascencio, Jorge Barraza, Luis, Daniela y Carlos Francisco, mi segunda familia, gracias por permitirme formar parte de la aventura más maravillosa de mi vida profesional, por hacerme sentir bienvenido desde el primer, por sus consejos, por sus enseñanzas, por su amistad, ustedes han sido mis primeros y más grandes maestros, todos y cada uno tienen toda mi admiración como ortopedistas y sobre todo como personas, gracias por todos los buenos momentos, los quiero muchísimo, siempre tendrán un lugar muy especial en mi corazón

ÍNDICE

Portada

Firmas

Agradecimientos

Dedicatoria

Resumen

Marco Teórico

Planteamiento del problema

Justificación e Hipótesis

Material y Metodología

Resultados

Discusión

Conclusión

Bibliografía

RESUMEN

El primer metatarsiano es una estructura anatómica fundamental para la bipedestación y la marcha humana. Las fracturas de primer metatarsiano a pesar de no ser frecuentes representan un problema clínico grave para el paciente que la padece ya que pueden alterar de forma radical la sutil interrelación entre las estructuras del pie, dando lugar a dolor, úlceras plantares, limitación funcional y disminución en la calidad de vida del individuo. De ahí que conocer el mejor tratamiento para este tipo de fracturas es crucial para asegurar un mejor pronóstico para los pacientes que las padecen.

Debido a que diferentes tratados, artículos de revisión y organizaciones especializadas en trauma equiparan el uso de tornillos de compresión con el uso de un tornillo de compresión más placa de protección en el tratamiento de las fracturas de primer metatarsiano y que de acuerdo a una búsqueda intensiva de la literatura no se encontró un estudio biomecánico que soporte esta afirmación, la intención de este estudio es conocer mediante pruebas biomecánicas *estado del arte* si alguno de los constructos biomecánicos comparados ofrece mayor rigidez y por lo tanto, mayor estabilidad que otros y si estos son suficientes para permitir el apoyo temprano en el paciente postoperado lo cual podría disminuir el riesgo de complicaciones asociadas a la postración.

Se realizaron las pruebas biomecánicas en los dos constructos previamente descritos sometiéndolos a una fuerza de 250N por 300,000 ciclos durante los cuales se realizó un registro de la pérdida de fuerza del constructo y el torque resultante cada 100 ciclos (1 minuto). Posterior a la finalización de los datos se realizó el ta-

mizaje de los mismos para encontrar la información más representativa de la prueba tomando el valor de fuerza resistida por el constructo más alto y el torque resultante cada hora para de esta forma contrastar el desempeño de cada constructo.

Nuestro estudio demuestra la superioridad del constructo de dos tornillos mediante pruebas biomecánicas y análisis interferométrico, observándose una menor pérdida de la rigidez del mismo durante los ciclos de carga necesarios para la fatiga así como una menor deformación del trazo de fractura durante la carga, asociado a la necesidad de un menor abordaje, una menor desperiostización y un menor costo para el paciente que lo colocan como el mejor constructo de osteosíntesis en trazos oblicuos largos de primer metatarsiano. Es importante mencionar que a pesar de su ventaja biomecánica, este no es capaz de mantener una estabilidad suficiente para permitir el apoyo completo temprano después de la cirugía, por lo que es mandatorio proteger el apoyo de nuestros pacientes durante las primeras etapas postoperatorias para evitar el riesgo de no unión del trazo de fractura.

MARCO TEÓRICO

INTRODUCCIÓN

El pie es una estructura altamente especializada que le permite al ser humano mantener una posición erecta con lo que es capaz de hacer uso de sus extremidades superiores para funciones desarrolladas además de propulsarlo para poder desplazarse, éste depende de una perfecta integridad estructural entre sus partes para llevar a cabo sus funciones de forma adecuada. La marcha humana pone de manifiesto al pie como un órgano antigravitacional siguiendo un patrón de péndulo invertido a través del cual el cuerpo está en constante caída y se detiene con la extremidad pélvica en turno, misma que se encarga de transmitir y de esta forma disipar la carga del peso a través de todas las estructuras que conforman el tobillo y el pie. Es por esto que cualquier padecimiento que altere estas relaciones anatómicas debe ser estudiado de forma precisa para así definir los parámetros que necesitan ser restituidos y de esta forma guiar el tratamiento más adecuado para cada una, evitando así secuelas que alteren de forma radical la calidad de vida de los pacientes que las padecen [1, 2].

ANATOMÍA Y FUNCIÓN DEL PRIMER METATARSIANO

Una forma muy útil de dividir las regiones anatómicas del pie es en retropie, conformado por el astrágalo y el calcáneo, el mediopie compuesto por el escafoides, cuboides y las tres cuñas (dentro de la cual se encuentran las articulaciones cu-neometatarsianas y cubiodemetatarsianas), y el antepie que engloba a los metatarsianos y sus 14 falanges (el Hallux solo cuenta con 2 a diferencia del resto de los dedos que poseen 3) **Figura 1**. Cada una de estas regiones produce acciones específicas que se correlacionan de forma armoniosa para llevar a cabo las funciones del pie previamente mencionadas [1] .

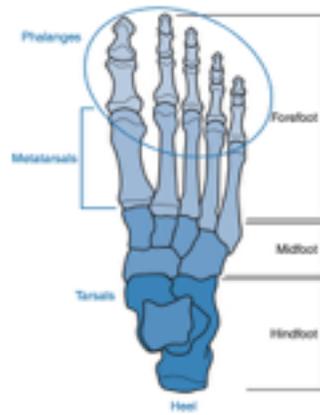


Figura 1. División del pie en regiones funcionales (tomado de Hamill, J. Biomechanical Basis of Human Movement. Fourth Edition. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015.)

Dentro del antepié podemos describir a los metatarsianos de forma más extensa, estos articulan con las cuñas y cuboides en su porción proximal (bases), las cuales además de formar el arco transversal del pie, cuentan con fuertes ligamentos intermetatarsianos que mantienen unidos del segundo al quinto metatarsiano y con cabezas esféricas orientadas en el mismo plano horizontal (salvo el primer metatarsiano cuya superficie más plantar son los metatarsianos) que se articulan con las bases de las falanges proximales. Todas estas relaciones anatómicas deben mantenerse íntegras para evitar alteraciones en las funciones del pie. Vale la pena definir con precisión las características específicas del primer metatarsiano, este cuenta con una base cuyo cartílago presenta una forma “arriñonada” que articula con la cuña medial, además de dos tubérculos (el primero para la inserción del tendón tibial anterior entre sus superficies medial e inferior y una más prominente y lateral para el tendón de inserción del peroneo largo), su diáfisis es la más corta, ancha y fuerte de todos los metatarsianos, tiene una forma prismática con una superficie convexa dorsomedial y una superficie de tensión plantar cóncava. Finalmente finaliza en la porción distal con la cabeza, la cual es la más grande de todos los metatarsianos, presenta un diámetro transversal mayor al vertical, una superficie convexa dorsal que articula con la base de la falange proximal y una plantar dividida en dos por un surco que articula con los huesos sesamoideos [1, 2, 3, 4, 5].

Funcionalmente la acción de los metatarsianos es de vital relevancia para la bipedestación y la marcha, estos forman parte de los arcos longitudinales y transversos del pie que permiten la absorción de carga durante el apoyo, además de permitir el acoplamiento de la planta a superficies irregulares durante la marcha y la transmisión de la fuerza durante el despegue (propulsión). Particularmente el primer metatarsiano está apoyado sobre los dos metatarsianos que en conjunto dan una superficie de carga de 2.5 cm^2 sobre la cual descansa el doble de peso que sobre el resto de los metatarsianos durante la fase de apoyo (aproximadamente 30% del peso corporal en el punto de carga máxima), por lo que cualquier alteración en su estructura y consiguientemente en su función tendrá un grave impacto sobre la biomecánica del pie en su totalidad [1, 2, 3, 4, 5, 6].

GENERALIDADES SOBRE LAS FRACTURAS DEL PRIMER METATARSIANO

Una patología que de forma súbita puede alterar la organización estructural del primer metatarsiano es una fractura. Las fracturas de metatarsianos forman una tercera parte de todas las fracturas del pie y el 5% de todas las fracturas del esqueleto. Un dato muy relevante es que estas suelen presentarse en población joven, predominantemente entre la segunda y quinta década de la vida y se presentan de forma múltiple en hasta el 10% de los casos. Pueden dividirse en dos grandes grupos, las que asocian a traumas directos de alta energía, las cuales ocurren sobre todo en pacientes masculinos en quienes suelen pasar desapercibidas de forma inicial al darle prioridad a lesiones más severas y aparatosas, y como lesiones ocasionadas por mecanismos indirectos que generalmente ocurren por mecanismos en los cuales el antepie se encuentra fijo y el retropie o tobillo es sometido a una fuerza rotacional, las cuales son más comunes en mujeres [5].

Debido a sus propiedades biomecánicas las fracturas de la diáfisis del primer metatarsiano, a pesar de ser las menos frecuentes, son de especial interés. En primer lugar la diáfisis suele tener una irrigación variable pero adecuada con hasta 7 patrones de vascularidad reportados (siendo la más relevante la arteria primera plan-

tar metatarsal) asociado a la gran cantidad de hueso esponjoso que lo conforma provocando que las tasas de no unión en estas fracturas sean muy bajas. Sin embargo, las mala uniones suelen ser frecuentes y muy poco toleradas, sobre todo en pacientes con fracturas desplazadas tratadas de forma conservadora, por lo que existen parámetros importantes a tomar en cuenta para definir el tratamiento. De acuerdo a los conceptos mencionados previamente sobre la relación anatómica-funcional del primer metatarsiano, cualquier desplazamiento en el plano sagital puede dar lugar a consecuencias desfavorables. Por un lado una angulación plantar aumentaría la carga sobre la cabeza del metatarsiano originando callosidades plantares, dolor y úlceras de no ser tratadas, por el otro un desplazamiento dorsal (de la misma forma que un acortamiento de la diáfisis) se traduce en una alteración en la distribución de las cargas del antepie, disminuyendo en el primer metatarsiano y distribuyéndose hacia el resto del antepie lo que da como resultado una metatarsalgia por transferencia sobre los metatarsianos laterales, ocasionando dolor y limitación funcional en los pacientes afectados. Es por esto que el tratamiento conservador está limitado a aquellos pacientes con fracturas diafisarias simples, no desplazadas y con baja demanda funcional [2, 3, 4, 5, 6, 7, 8].

La mayoría de los textos concuerdan en definir los criterios quirúrgicos de las fracturas diafisarias del primer metatarsiano como: fracturas expuestas, conminutas, extensión articular, angulaciones diafisarias mayores a 10 grados en el plano sagital y/o aquellas con un acortamiento mayor o igual a 4 milímetros. Además, estos dos últimos parámetros además son utilizados para clasificar dichas fracturas como inestables debido al alto riesgo de desplazamiento generado por los músculos intrínsecos y extrínsecos del hallux en relación con el hueso [2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9].

En cuanto al tratamiento quirúrgico, existen un gran número de constructos de osteosíntesis propuestos para el tratamiento de este tipo de fracturas, siendo aceptado el uso de clavillos cruzados e intramedulares, el uso de tornillos de compresión, el uso de 1 tornillo de compresión asociado a una placa de protección y el

uso de placas bloqueadas de bajo perfil, considerado todos, salvo en el caso de los clavillos, como equivalentes [2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10].

ESTUDIOS BIOMECÁNICOS UTILIZADOS PARA VALORAR LA ESTABILIDAD DE CONSTRUCTOS EN FRACTURAS DE PRIMER METATARSIANO

La importancia de conocer dicha información radica en que esto permitiría asegurar el mantenimiento de una adecuada reducción del trazo de fractura con la importancia de esta en la biomecánica de la bipedestación y la marcha así como definir si algún constructo es lo suficientemente estable como para permitir una marcha temprana en los pacientes evitando así complicaciones asociadas a la postración (alteraciones en las capacidades y volúmenes ventilatorios, tromboembolismo, pérdida de masa muscular, aumento en el riesgo de infecciones de vías urinarias). Con esta motivación se realizó una exhaustiva búsqueda bibliográfica en los principales motores de búsqueda de artículos científicos en inglés y español acerca de estudios biomecánicos que comparen estos implantes en esta región del organismo con las cargas específicas a las que está sometido el primer metatarsiano y que permitan definir si alguno es superior a los demás. Para realizar la búsqueda se utilizó el termino MeSH: metatarsal y el operador booleano *and* asociado a las palabras claves *first, biomechanical study, fracture y osteosynthesis*, obteniendo 65 resultados entre todos los motores de búsqueda. Se consideraron como criterios de inclusión el ser artículos que utilizarán pruebas biomecánicas con sometimiento de los constructos a fuerzas simulando la marcha, que utilizaran implantes de osteosíntesis y que fueran realizadas en modelos de primer metatarsiano, obteniendo 15 artículos, los cuales se resumen de forma cronológica en la siguiente tabla:

Estudio	Comparación	Modelo	Maquinaria Utilizada	Cargas	Valores de Falla	Resultado
Massengill, The Journal of Hand Surgery, 1982	10 constructos de osteosíntesis en fracturas diafisarias	Metatarsianos de cerdo	Electrohídrica MTS	Prueba de flexión de 4 puntos	Fractura franca	La placa de protección a un tornillo de protección tiene un momento de flexión más cercano al hueso intacto que el resto de los constructos
Trnka, Clinical Orthopaedics and Related Research, 2000	6 tipos de osteotomías sometidas a carga de falla en el plano sagital	Metatarsianos humanos	Servohídrica monoaxial MTS MiniBionix	Cantilever con carga de plantar a dorsal 5mm/min	Fractura, aflojamiento del implante, gap >2 mm en el sitio de la osteotomía	Ludloff, Scarf, biplanar y Mau superiores a chevron o creciente
Stamatis, Foot & Ankle International, 2003	3 tipos de clavillos para fijación de osteotomía de Ludloff	Metatarsianos humanos	Servohídrica MTS Mini Bionix	Carga continua de plantar a dorsal sobre la cabeza hasta la falla	Fractura franca, desanclaje o más de 2 milímetros de apertura en la osteotomía	El clavillo roscado ofrece mayor estabilidad al clavillo liso
Popoff, Journal of Foot and Ankle Surgery, 2003	Estabilidad de tornillos corticales vs esponjosos en osteotomías de Scarf y creciente	Metatarsianos humanos	Servohídrica monoaxial MTS858	Cantilever de plantar a dorsal a 25mm/min	Datos de fatiga del implante bajo visión directa	La osteotomía de Scarf resultó superior pero no se evidenció que esto fuera dependiente del tipo de tornillo
Ochman, JHS, 2008	Placa bloqueada vs no bloqueada fractura de metacarpiano	Metatarsianos de Cerdo	Electromecánica monoaxial Z005/TN2A	Prueba de flexión en tres puntos 100 mm/min	Disminución marcada en la curva carga / desplazamiento	La placa bloqueada bicortical fué superior a la placa no bloqueada monocortical
Hofstaetter, Clinical Biomechanics, 2008	Tornillos sin cabeza vs tornillos de compresión vs placa bloqueada vs placa no bloqueada en osteotomía de Ludloff	Metatarsianos humanos	Servohídrica Instron 1321	Cantilever plantar a dorsal, 1000 ciclos de 0 a 31N	Fractura franca, angulación dorsal >10 grados	Tornillos sin cabeza superiores a placa

Estudio	Comparación	Modelo	Maquinaria Utilizada	Cargas	Valores de Falla	Resultado
Varner, Foot & Ankle International, 2009	Tornillos vs Placa en osteotomía creciente	Metatarsianos humanos	Bionix MTS	Carga cíclica con incrementos de 10N cada 3 segundos hasta los 150N	Disminución súbita de la resistencia	La placa dorsal es biomecánicamente superior a un único tornillo
Unal, Acta Ortopédica, 2010	Osteotomías diafisarias de primer metatarsiano fijadas con 2 tornillos Acutrack	Metatarsianos sintéticos	Schimidzu Autograph AG-5kNG universal test machine	Prueba de flexión en tres puntos 100 mm/min Falla: fractura del hueso o falla del implante	Se midió el desplazamiento al que se había producido la falla y los N de carga al momento de la falla Rigidez: N/mm	No hubo diferencia en la estabilidad entre las osteotomías de Mau, Ludloff, osteotomía en V, ni con sus modificaciones
Arnold, The Open Orthopaedics Journal, 2012	Placa vs tornillos cruzados en osteotomía proximal	Pies humanos	MTS	Carga monotónica desde 20N con incrementos de 50N hasta 200N	No aplica, se valoró la apertura del trazo por esteriometría óptica	La placa resultado superior a los tornillos cruzados
Smith, TJF&AS, 2014	Tornillo vs Placa bloqueada en osteotomía de la base del primer metatarsiano	Metatarsianos sintéticos	Monoaxial Test Resources 800L Dynamic Test System	Cantilever con carga de plantar a dorsal 20 mm/s	Disminución de la carga en la curva carga / desplazamiento	Rigidez estadísticamente superior de la placa sobre el tornillo
Chatzistergos, Clinical Biomechanics, 2017	Placa + Tornillos de Compresión vs Tornillos de Compresión en Osteotomía de Ludloff	Metatarsianos sintéticos	Marco de Carga Servohidráulico Mini-Bionix 858, MTS Systems Cargas monotónicas y cíclicas	Dorso del metatarsiano angulado 15 grados hacia dorsal respecto a cabeza 300,000 cargas cíclicas a 87.5 N	Fractura o aflojamiento del implante	Mayor rigidez del constructo con placa
Kim, Clinics in Orthopaedic Surgery, 2017	Clavos K vs tornillo vs tornillo centromedular en osteotomía de primer metatarsiano	Metatarsianos sintéticos	Uniaxial Instron E3000	Cantilever plantar a dorsal, 1000 ciclos de 0 a 31N	Fractura franca, angulación dorsal	El tornillo centromedular resultó más rígido que el resto de los constructos
Yu, PJMS, 2017	Placa vs tornillo vs grapa en fractura-luxación de tarsometatarsiana	Pies humanos	Maquina de Prueba de Cargas Torsionales T2	Carga plantar de 0 a 600 N sobre el antepie midiendo la presión plantar sobre diferentes zonas del antepie	No aplica	La presión plantar sobre el MT1 es similar a la normal al fijar con placa o tornillo, no así con grapa

Estudio	Comparación	Modelo	Maquinaria Utilizada	Cargas	Valores de Falla	Resultado
Bonhert, Foot & Ankle Surgery, 2018	Placa vs Tornillos en osteotomía de Scarf	Metatarsianos sintéticos	Universal testing machine: ® Zwick 1475 UPM	Con el metatarsiano angulado a 15 grados del suelo se realizó una carga con dirección dorsal en la cabeza del metatarsiano con una velocidad de 10 mm/min hasta la falla	Se midió el desplazamiento al que se había producido la falla y los N de carga al momento de la falla	No diferencia en la carga a la falla, mayor desplazamiento a la falla con tornillos
Geng, Musculoskeletal Disorders, 2019	Impacto del acortamiento del primer metatarsiano en las cargas sobre el antepie	Elementos Finitos	Programa ABAQUS (SIMULIA)	939.6 N sobre todo el antepie	Más de 55% de la carga total sobre los metatarsianos centrales	Cuando el acortamiento llegó a 6 mm, la carga sobre los metatarsianos centrales superó el punto crítico (metatarsalgia)

Tabla 1. Estudios biomecánicos que valoran la rigidez de constructo de fijación en el primer metatarsiano

Como puede observarse, no existen estudios biomecánicos que comparen estos implantes en dicha región del organismo con las cargas específicas a las que está sometido el primer metatarsiano y que permitan definir si alguno es superior a los demás ya que todos los estudios biomecánicos encontrados en la literatura más cercanos a comparar la rigidez de diferentes constructos biomecánicos utilizados en el primer metatarsiano son aquellos que estudian la fijación de osteotomías de primer metatarsiano en casos de hallux valgus. De esta manera podemos encontrar modelos que comparen diferentes tipos de osteotomía entre sí o diferentes métodos de fijación de una osteotomía, los cuales han sido estudiados en modelos inorgánicos tipo Sawbone, modelos cadavéricos humanos o en modelos animales de huesos frescos congelados. A pesar de que esta información no sea específica para la patología en cuestión, es de vital importancia ya que nos permite conocer datos en los que podrían basarse futuros estudios que evalúen de forma dirigida la

rigidez de constructos biomecánicos en fracturas diafisarias de primer metatarsiano [11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23].

PARÁMETROS UTILIZADOS DURANTE LAS PRUEBAS BIOMECÁNICAS

Es necesario iniciar mencionando algunos parámetros básicos considerados en los estudios biomecánicos de osteotomías de primer metatarsiano que dan solidez a su aplicación clínica. En primer lugar, el primer metatarsiano presenta una inclinación de 15 grados respecto al piso siendo la porción distal la que contacta con el mismo a través de los huesos sesamoideos, por lo que todo estudio que desee aplicar carga sobre el primer metatarsiano debe tomar en cuenta esta posición para simular la fuerza de reacción en el eje en el que se transmite de forma normal (**Figura 2**). El segundo dato relevante es que la cabeza del primer metatarsiano está sometida durante la marcha a una fuerza de reacción durante cada paso al hacer contacto con el piso, esta fuerza es vertical dirigiéndose de plantar a dorsal y se distribuye en una superficie de 2.5 cm^2 como se había mencionado con anterioridad. Dentro de la literatura existen diferentes conceptos para definir la fuerza ejercida sobre el metatarsiano y entre artículos nos damos cuenta que nos encontramos ante una paradoja, mientras que algunos textos mencionan que la presión sobre la superficie plantar de la cabeza va de 150 a 300 Kpa, otros definen que esta fuerza es cercana al 30% del peso corporal y finalmente un grupo diferente de autores que expresan esta cantidad en N con rangos de 150 a 250 N. Sin embargo, al analizar la información con detenimiento podemos observar que estos valores no son equivalentes. Comenzando con la carga en Kpa con un rango de 150 a 300, podemos hacer la conversión a N tomando en cuenta la superficie de carga del primer metatarsiano, la cual es de 2.5 cm^2 , de esta manera ejerce una fuerza cercana a los 78N. En segundo con base en la información respecto al peso corporal, la cual es la más repetida entre la literatura, en una persona adulta de 70 kilogramos equivaldría a 21 kilogramos, de lo que podríamos concluir que la cabeza del primer metatarsiano se encuentra sometida a 205 Newtons de fuerza. Por otro lado, encontramos bien definida en la bibliografía la superficie de carga

del primer metatarsiano que es igual a 2.5 cm^2 (superficie plantar de sus dos huesos sesamoideos), si encontramos 205 N en 2.5 cm^2 hay 82 N/cm^2 o lo que es lo mismo $820,000 \text{ N/m}^2$ u 820 Kpa . Finalmente tenemos los valores de fuerza pura entre 150 y 250 N obtenidos de otro grupo de artículos, entre 78, 205 y 250 N existe una gran diferencia, punto que debe ser abordado por los autores. A pesar de la diversidad de conceptos y de los diferentes valores en la literatura es posible englobarlos dentro de un rango de 100 a 200 N de fuerza por lo que fueron considerados para este análisis todos los estudios que sometieran los constructos a fuerzas entre estos valores. Sin embargo este es un punto que debe revisado por artículos futuros para presentar un valor estándar que sirva como parámetro para todo estudio biomecánico, permitiendo así que estos puedan ser comparados de mejor manera entre sí. [13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21,22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37].

El tercer parámetro importante a mencionar es que asociado a la posición del metatarsiano y a la fuerza a la que se encuentra sometido en constructo debe sumársele el número de ciclos a los que está expuesto un metatarsiano durante el proceso de consolidación normal de una fractura que en condiciones normales es de 6 semanas, existen valores establecidos que definen que un humano realiza entre 5,000 y 7,000 pasos al día, lo que es igual a 50,000 ciclos por semana y por lo tanto a 300,000 ciclos en 6 semanas que es el número máximo de ciclos a los que se someterá al metatarsiano en caso de que no se fatigue con anterioridad [3, 4, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21,22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37].

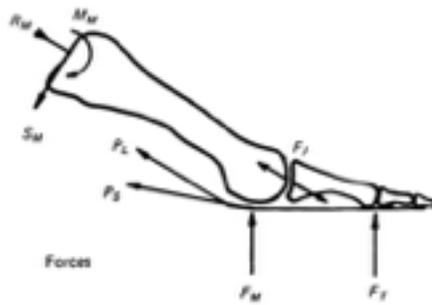


Figura 2. Relación del primer metatarsiano con el piso y la fuerza de reacción (F_m) sobre la superficie plantar de la cabeza resultante de la marcha (Tomado de Stokes I, Hutton W, and Stott R. Forces acting on the metatarsals during normal walking. *J.Anat.*(1979),129,3,pp.579-590.)

MODELOS ANATÓMICOS

Conociendo estos parámetros toca el turno de definir el modelo anatómico ideal para la prueba de los mismos. Existen dos grandes grupos de modelos utilizados en pruebas biomecánicas; el primero e ideal son los estudios cadavéricos en los cuales no es necesario realizar una validación pues prueban los modelos en la estructura anatómica real, sin embargo son costosos y en muchos países difíciles de conseguir debido a los trámites necesarios para hacer uso de tejidos humanos por lo que a pesar de ser el estándar se utilizan en este tipo de estudios otro tipo de modelos. El segundo grupo es el de modelos simulados entre los cuales se encuentran los inorgánicos también conocidos como modelos sintéticos, los cuales tienen como principal ventaja el hecho de que mantienen propiedades muy similares a las del hueso al realizarse con esa finalidad específica además de poder almacenarse con facilidad aunque su costo sigue siendo una limitante en muchos estudios. Por otro lado, tenemos los modelos simulados orgánicos, un grupo no menos importante ni inferior biomecánicamente a los modelos previamente expuestos, dentro de esto es el uso de huesos frescos congelados de origen animal el que merece la pena exponer con mayor detenimiento [38, 39].

Existen diferentes modelos animales que pueden ser utilizados para valorar diferentes características del hueso, desde el proceso de consolidación, la respuesta a diferentes tratamientos en infecciones óseas, la respuesta biológica a un implante ortopédico entre muchos otros. Todos estos realizados en animales vivos de los

cuales los más utilizados son los borregos por ser de fácil cuidado y presentar características de consolidación y arquitectura de extremidades inferiores similares a las de los humanos. Sin embargo para realizar pruebas biomecánicas se utilizan modelos limitados a regiones corporales donde las más utilizadas son las de modelos porcinos al ser considerados la especie de crianza más representativa del ser humano. Esto se debe a que presentan un peso similar al de un adulto, una fase de crecimiento seguida de otra fase de madurez esquelética, una microestructura de hueso trabecular y lamelar muy parecida a la de los modelos cadavéricos, así como una composición ósea y mineral prácticamente idéntica a la del ser humano [40, 41, 42].

MODELOS ANIMALES

Actualmente, los modelos de metatarsianos de cerdo frescos congelados ya han sido validados para su uso en pruebas biomecánicas por numerosos estudios entre los que destacan aquellos que los han utilizado para probar diferentes métodos de fijación de fracturas en modelos simulados de metatarsianos y falanges de la mano, siendo posteriormente utilizados para simular las cargas y movimientos a la que son sometidos los metatarsianos destacando que estos huesos tienen una función en el cerdo más similar a la de los huesos del pie que a la de las manos humanas. Los cerdos presentan 4 metatarsianos más una especie de quinto metatarsiano hipoplásico sin función aparente. De los 4 restantes existen estudios anatómicos y funcionales que afirman que entre el segundo y tercer metatarsiano se reparten la totalidad de carga de peso de cada pata y que además demuestran que la carga entre las patas traseras y delanteras de cada cerdo es prácticamente la misma. De ahí que concluyen que cada pata tolera del 25 al 50% del peso corporal durante la marcha y por lo tanto cada metatarsiano del 12.5 al 25% del mismo, porcentaje muy similar al 20-30% del peso corporal que tolera cada primer metatarsiano en un adulto (**Figura 3**) [43, 44, 45, 46, 47].



Figura 3. Disección de segundo y tercer metatarsianos de cerdo.

A su vez, existen recomendaciones que indican que entre las razas de cerdo más utilizadas para estudiar modelos biomecánicos se encuentra la Large White por ser común como animal de crianza, siendo aconsejable utilizar modelos animales de entre 6 y 12 meses de edad ya que son considerados adultos con cierre fisarios pero sin entrar a una etapa de resorción ósea que pudiera asociarse a edades más avanzadas, aquellos sometidos a una dieta rica en fósforo, previamente sanos y que no superen los 100 kilogramos de peso para simular de mejor manera el peso de un adulto sano de características normales [41, 42].

Finalmente, se recomienda utilizar modelos de huesos frescos congelados debido a que conservan mejor las características estructurales comparadas con huesos mantenidos a temperatura ambiente o liofilizados. Deben ser recolectados en las primeras 6 horas del sacrificio del animal y ser mantenidos a temperaturas de entre -20 y -25 °C durante todo momento hasta su uso cuando deben ser trabajados por no más de 48 horas en ambientes menores a los 20 °C, todas estas medidas permiten asegurar que los huesos conserven su microarquitectura y que por lo tanto son equiparables biomecánicamente a los metatarsianos humanos en condiciones *in vivo* [45, 46, 47].

TIPO DE PRUEBA

Ya que se decidió el tipo de fijación que se realizará sobre nuestro metatarsiano, la posición en el espacio en el que este debe encontrarse, y las cargas a las que debe ser sometido para simular el ambiente en el que se encuentra en el cuerpo humano y el modelo a utilizarse es hora de conocer los tipos de pruebas que existen y los datos que se obtienen al realizar cada una las podemos dividir en dos grandes grupos: Las primeras son las pruebas monotónicas en las cuales la intención es ejercer una fuerza con las características ya mencionadas sobre nuestro modelo hasta llevarlo a la falla. De éstas existen aquellas en las que una porción del hueso se mantiene fija y la otra es sometida a la carga, conocidas como pruebas tipo voladizo y que nos permiten conocer la fuerza de reacción ejercida por el suelo en condiciones normales sobre la cabeza del metatarsiano. Por el otro lado tenemos las pruebas de apoyo en tres puntos donde las porciones proximal y distal del hueso se encuentran fijas y una fuerza sobre la región central del hueso es aplicada. Estas intentan simular el torque o momento de flexión que se produce sobre el hueso en condiciones normales, si bien son las pruebas más comúnmente utilizadas en la literatura, distan mucho de replicar las cargas en las condiciones en las que se producen de forma fisiológica, por lo que nos dan datos limitados sobre como se comportaría el constructo en condiciones normales. Asociado a lo anterior tenemos la limitante de que usualmente dichas pruebas tienen la intención de llevar al constructo a la fatiga y comparar diferentes fuerzas de fatiga entre constructos para definir cual es más rígido. Sin embargo en condiciones normales, salvo que el paciente sufra una caída o trauma agudo sobre la región instrumentada la carga es cíclica, con fuerzas definidas y no llevada de forma abrupta a la fatiga [11, 12, 13, 14, 15, 16].

Todas estas limitantes han llevado a la creación de un segundo grupo de pruebas más cercanas a la realidad, llamadas pruebas cíclicas, donde el constructo que se encuentra fijo en sus porciones proximal y distal (**Figura 4**) es, como su nombre lo indica, sometido a cargas cíclicas desde un punto definido (que puede ser 0 o una

precarga inicial simulando las fuerzas que ejercen los tejidos blandos sobre el hueso en todo momento) hasta un punto previo a la fatiga del material. Dichas pruebas tienen la ventaja de simular la carga durante la marcha a la que se expone el metatarsiano, siendo esta una carga por periodos (fase de apoyo) que se encuentra en condiciones normales por debajo del punto de fatiga del hueso, por lo que es ideal utilizar ciclos similares a aquellos a los que se encuentra sometido el pie durante cierto periodo de tiempo. Por ejemplo, 300,000 ciclos es el número de pasos estandarizados que daría un sujeto normal durante seis semanas, tiempo teórico suficiente para la consolidación de un hueso como para permitirle compartir las cargas a plenitud con un implante. A pesar de que estas pruebas son más ricas en cuanto al tipo de información que generan y en cuanto a su utilidad clínica, su limitante es que existen pocas maquinarias que pueden reproducir movimientos cíclicos tan complejos como los generados durante la marcha humana, lo cual genera que los estudios se realicen en pocos sitios especializados alrededor del mundo [17, 18, 19, 20].

Debemos hablar como anexo a esta discusión acerca de las pruebas con elementos finitos, los cuales son modelos hechos por computadora que simulan de forma digital todas las propiedades mecánicas de los tejidos estudiados, en este caso hueso e implantes, que permiten someterlos de forma teórica a cargas complejas realizando una simulación acerca de lo que sucedería con el constructo. De esta manera se evita el tener que utilizar modelos de huesos reales y maquinarias complejas para las pruebas, sin embargo la gran cantidad de variantes que existen entre los tejidos corporales y las fuerzas son extremadamente difíciles de replicar por lo que generan fallas que deben ser depuradas en estos modelos para convertirlas en un estándar por sobre las pruebas mecánicas [19, 20, 21, 22, 23].

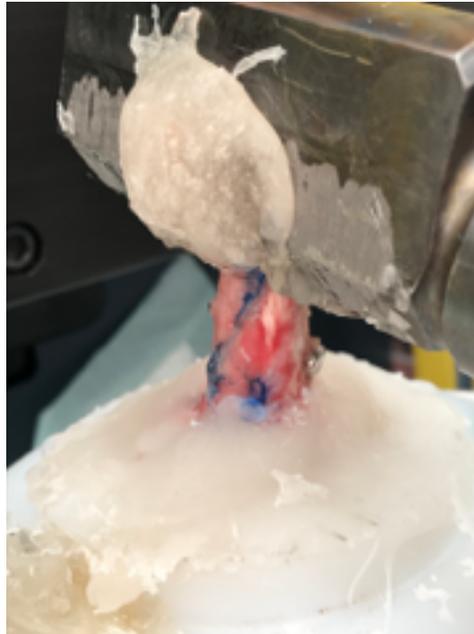


Figura 4. Modelo de osteotomía fijada con un tornillo de compresión primer metatarsiano de cerdo fijado en sus porciones proximal y distal a una máquina de carga cíclica.

DEFINICIÓN DE FALLA

Finalmente, analizaremos los diferentes tipos de variantes definidos como falla del constructo por diferentes estudios y su aplicación clínica. Los estudios monotónicos suelen establecer sus parámetros de falla como el momento en que se aprecia una fractura franca del modelo o un aflojamiento de los implantes sin embargo estos parámetros suelen ser subjetivos y por lo tanto difíciles de replicar. Para mejorar la forma de interpretar la falla en el constructo biomecánico, las maquinarias modernas que registran una retroalimentación entre la fuerza aplicada y la resistencia del constructo permiten apreciar el momento exacto en el que el mismo pierde resistencia ante la carga, es decir, el momento de la fatiga. Para terminar, las maquinarias más avanzadas que permiten someter a los constructos a cargas cíclicas son capaces de identificar el momento en que disminuye la resistencia al desplazamiento, es decir, la fuerza que se necesita para movilizar el modelo anatómico a una distancia definida. Esto permite que de forma dinámica estudie-

mos como fue disminuyendo la resistencia del hueso y los implantes a la carga a la que están sometidos en el pie humano, y de esta manera nos dan información que se puede utilizar clínicamente para valorar la capacidad de un constructo para permitir el apoyo en un paciente, el porcentaje de carga al que podemos someterlo e inclusive el periodo tiempo que toleraría el peso corporal previo a la consolidación ósea [16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23].

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El primer metatarsiano es una estructura anatómica fundamental para la bipedestación y la marcha humana por lo que las fracturas desplazadas del mismo pueden alterar de forma radical la sutil interrelación entre las estructuras del pie, dando lugar a dolor, úlceras plantares, limitación funcional y disminución en la calidad de vida del individuo. Es por esto que conocer la fijación ideal de la misma puede asegurar un mejor pronóstico para los pacientes que sufren de este padecimiento.

JUSTIFICACIÓN

Debido a que diferentes tratados, artículos de revisión y organizaciones especializadas en trauma equiparan el uso de tornillos de compresión con el uso de un tornillo de compresión más placa de protección en el tratamiento de las fracturas de primer metatarsiano y que de acuerdo a una búsqueda intensiva de la literatura no se encontró un estudio biomecánico que soporte esta afirmación, decidimos realizar cargas cíclicas simulando la marcha humana en metatarsianos en los que se simuló una fractura en laboratorio y que fueron fijados con las dos técnicas de osteosíntesis previamente mencionadas para definir la equiparabilidad biomecánica de las mismas.

OBJETIVO

La intención de este estudio es conocer mediante pruebas mecánicas *estado del arte* si alguno de los constructos biomecánicos comparados ofrece mayor rigidez y por lo tanto mayor estabilidad que otros y si estos son suficientes para permitir el apoyo temprano en el paciente operado lo cual podría disminuir el riesgo de complicaciones asociadas a la postración.

HIPÓTESIS

Hipótesis nula: De acuerdo a la bibliografía actual, el uso de tornillos de compresión o el de una placa de protección asociada a un tornillo de compresión en los modelos biológicos de fracturas de primer metatarsianos deberían ser equiparables en cuanto a la estabilidad que proveen y por lo tanto no debería haber una diferencia significativa entre el número de ciclos y la fatiga entre los mismos.

Hipótesis alternativa: El tornillo de compresión asociado a una placa de protección serán superiores biomecánicamente a los tornillos de compresión y por lo tanto, se fatigarán a un número significativamente mayor de ciclos o superarán los 300,000 ciclos teorizados como suficientes para dar estabilidad al hueso durante la consolidación biológica.

CONFLICTO DE INTERESES

No existe algún conflicto de interés por parte del autor de esta investigación

ASPECTOS BIOÉTICOS

Los modelos animales fueron obtenidos en un rastro federal adecuadamente certificado y estaban destinados de forma inicial para consumo humano por lo que no se daño a ningún animal de forma directa para la realización de este estudio

MATERIAL

Descripción del simulador articular de seis grados de libertad AMTI VIVO TM.

El AMTI VIVO™ (**Figura 5**) es un simulador de movimiento articular *estado del arte* que asemeja la cinética y cinemática de los movimientos corporales a las condiciones en vivo. Es la única maquinaria a nivel mundial que permite 6 grados de libertad lo cual le permite recrear movimientos complejos para probar diferentes características de especímenes biológicos. Además es el primer simulador en ser aceptado por las mayores organizaciones biomecánicas a nivel mundial como un estándar de pruebas biomecánicas. Cuenta con tres estaciones servohidráulicas, un controlador en tiempo real que permite manipular la fuerza y/o movimiento generados en cada plano y sensores de precisión en 6 ejes que permiten medir las fuerzas de contacto y momentos para retroalimentar la información sobre la fuerza ejercida.



Figura 5. Simulador de movimiento de seis grados de libertad servohidráulico AMTI VIVO™ (Tomado de <https://www.amti.biz/vivo.aspx>).

Descripción del software GOM Correlate

GOM Correlate es un software para correlación de imágenes, análisis de desplazamientos 3D en materiales y ensayos de materiales. El software estudia el desplazamiento que acontece en un material sometido a fuerza o en movimiento para determinar las propiedades del mismo, así como para la validación y optimización

de simulaciones numéricas. GOM Correlate se aplica en investigación básica, desarrollo de productos y análisis de grietas de forma profesional en una multitud de áreas ingenieriles siendo un líder en su área a nivel mundial.

Además serán utilizados tornillos 3.5 de diferentes longitudes para formar los constructos de osteosíntesis, así como una placa tercio de caña de 5 orificios todos de acero inoxidable.

DISEÑO DEL ESTUDIO:

Estudio prospectivo, experimental, transversal, analítico.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- No aplica

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- No aplica

METODOLOGÍA

Todas las disecciones, constructos de osteosíntesis y pruebas biomecánicas se realizarán en el Centro de Investigación y Laboratorio de Biomecánica del Hospital “Germán Díaz Lombardo”, el protocolo consta de 3 fases:

Primera fase: disección, simulación de fracturas y fijación con diferentes constructos de osteosíntesis.

Segunda fase: montaje de las piezas biológicas en el simulador AMTI VIVO™ para la realización de las pruebas biomecánicas.

Tercera fase: análisis de resultados.

Primera Fase

Las piezas biológicas serán obtenidas de un rastro federal dentro de las primeras 2 horas posteriores al sacrificio del cerdo raza Large White las cuales se conservaron en congelación en una hielera durante 1 hora antes de ser refrigeradas a -25 C durante el resto del tiempo previo a la disección. Cuando fueron requeridas, las piezas biológicas fueron descongeladas colocándolas en agua a temperatura ambiente dentro de una bolsa sellada herméticamente para conservar sus propiedades mecánicas. Se realizó la disección de las mismas obteniéndose de forma íntegra el segundo y tercer metatarsianos de forma bilateral. Se realizaron mediciones de los mismos y se seleccionaron aquellos que estuvieran más cercanos a la longitud (56 milímetros) y ancho (12 milímetros) de un metatarsiano humano, se procedió a realizar una osteotomía en las diáfisis de las cuatro piezas simulando una fractura oblicua larga con mediciones consistentes para evitar la variación del trazo entre piezas (osteotomía a 30 grados del eje longitudinal del metatarsiano de dorsal-proximal a plantar-distal con una longitud de 36 milímetros **(figura 6)**).



Figura 6. a) Montaje del metatarsiano para la realización de la osteotomía. b) Se aprecia el corte de 36 milímetros realizado en la diáfisis del metatarsiano de dorsal a plantar y de proximal a distal a 30 grados del eje longitudinal del mismo.

Posterior a las osteotomías, se realizó la fijación de las mismas con dos constructos de osteosíntesis:

- 1) Tornillos de compresión: se colocaron dos tornillos corticales de 3.5 milímetros perpendiculares al trazo de fractura en la unión de los tercios proximal-medio y

medio-distal de la osteotomía con técnica de canal liso hasta lograr una adecuada compresión del trazo rotando a fuerza máxima con 2 dedos de la mano no dominante apreciándose un cierre adecuado del trazo de fractura (**figura 7a**).

- 2) Tornillo de compresión + placa de protección: se colocó 1 tornillo cortical de 3.5 milímetros mediante técnica de canal liso perpendicular al trazo de fractura en el control del mismo en el plano sagital posterior. Se protegió al constructo con una placa tercio de caña de 5 orificios colocada en cortical medial fijada con 2 tornillos proximales y 2 distales al trazo de fractura (**Figura 7b**).



Figura 7. a) Tornillos de compresión. b) Tornillos de compresión + placa tercio de caña de protección.

Finalmente, los constructos serán pintados con un patrón moteado con pintura acrílica blanca de base con puntos negros superficiales para poder ser estudiados mediante el método de interferometría (**figura 8**).



Figura 8. Patrón moteado realizado a partir de la colocación de una base de pintura en aerosol blanca sobre la cual se realizó un moteado con pintura en aerosol negra para la realización del estudio interferométrico por correlación de imagen.

Segunda Fase

Se realizó una primera prueba con 2 “dummies” (uno fijado con 2 tornillos de compresión y otro con un tornillo de compresión y una placa tercio de caña) previo a la colocación de los constructos definitivos. Cada uno fue fijado con acrílico de auto-curado rápido OrthoJet™ a la base móvil del simulador (cabeza) y a la pieza de fijación del brazo de abducción (base) el cual se posiciono a 15 grados del “piso” simulado para mantener la posición anatómica del metatarsiano respecto al piso (**figura 9**). Esta pieza fue sometida a un desplazamiento milimétrico de la base de plantar a dorsal hasta llegar a 140 N (máxima fuerza a la que está sometido el metatarsiano durante la marcha), momento en el que se ejerció fuerza de forma cíclica al constructo para determinar su punto de fatiga. Al encontrar los valores correctos de momento y desplazamiento necesarios para ejercer la fuerza requerida así como la posición ideal de colocación del mismo, se procedió a fijar cada constructo de la misma forma posterior a lo cual fueron sometidos a la carga previamente determinada de forma cíclica hasta la fatiga o hasta los 300,000 ciclos que son las cargas a las que está sometido el metatarsiano durante 6 semanas, es decir hasta la consolidación del trazo de fractura. Durante las pruebas biomecánicas se realizarán videos que serán analizados posteriormente mediante la prueba de interfe-

rometría que permitirá conocer el desplazamiento de los fragmentos y el constructo durante los ciclos de carga y hasta la fatiga.



Figura 9. Montaje final del constructo.

Además, utilizando el patrón moteado previamente diseñado sobre el constructo, se tomarán videos de 10 minutos de duración de forma secuencial en diferentes periodos de la prueba (aproximadamente cada 6 horas). Estos videos serán editados para adaptar sus características al software *GOM Correlate* el cual analiza diferentes características de imágenes en 2D y 3D, y que nos permitirá analizar el movimiento del trazo durante la prueba (**figura 10**).

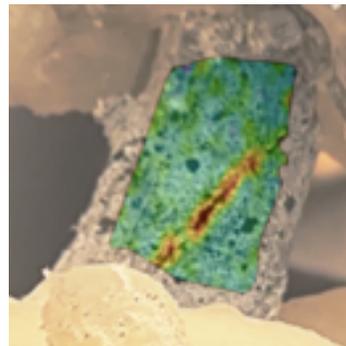


Figura 10. Análisis interferométrico de la pieza.

Tercera Fase

Se realizará el análisis de los datos obtenidos del simulador respecto a los ciclos hasta la fatiga de los constructos y de acuerdo a como se comportaron estos durante la prueba, así como del análisis de los videos realizados durante los ciclos de carga mediante la prueba de interferometría para llegar a conclusiones respecto a las características biomecánicas de cada método de fijación.

Recursos Humanos

Investigador Principal: Dr. Francisco Guillermo Castillo Vázquez

Médico residente de cuarto año de la especialidad de Ortopedia del Centro Médico ABC. Búsqueda bibliográfica, diseño del protocolo, solicitud de aceptación ante el comité de ética e investigación, invitación al resto de los participantes, realización de disecciones anatómicas, fracturas simuladas y constructos biomecánicos, análisis de resultados, redacción del manuscrito, presentación de la tesis, publicación de los resultados.

Asesor de Tesis:

Dr. Luis Felipe Hermida Galindo

Médico Ortopedista con Subespecialidad en Cirugía de Pie y Tobillo y Parte del Staff del Centro de Neurología y Ortopedia del Centro Médico ABC.

Asesor de Pruebas Biomecánicas y Análisis de Resultados:

Dr. Juan Carlos Hermida, Médico Ortopedista y Jefe del Centro de Investigación y Laboratorio de Biomecánica del Hospital "Germán Díaz Lombardo"

DISEÑO DEL ESTUDIO:

Estudio prospectivo, experimental, transversal, analítico.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- No aplica

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- No aplica

DEFINICIONES

- **Fractura:** osteotomía realizada en el laboratorio a 30 grados respecto al eje longitudinal del hueso y dirección dorsal-proximal a plantar-distal
- **Constructo:** conjunto de implantes utilizados en una fractura para fijarla, los cuales serán comparados entre si para definir cual provee mayor estabilidad

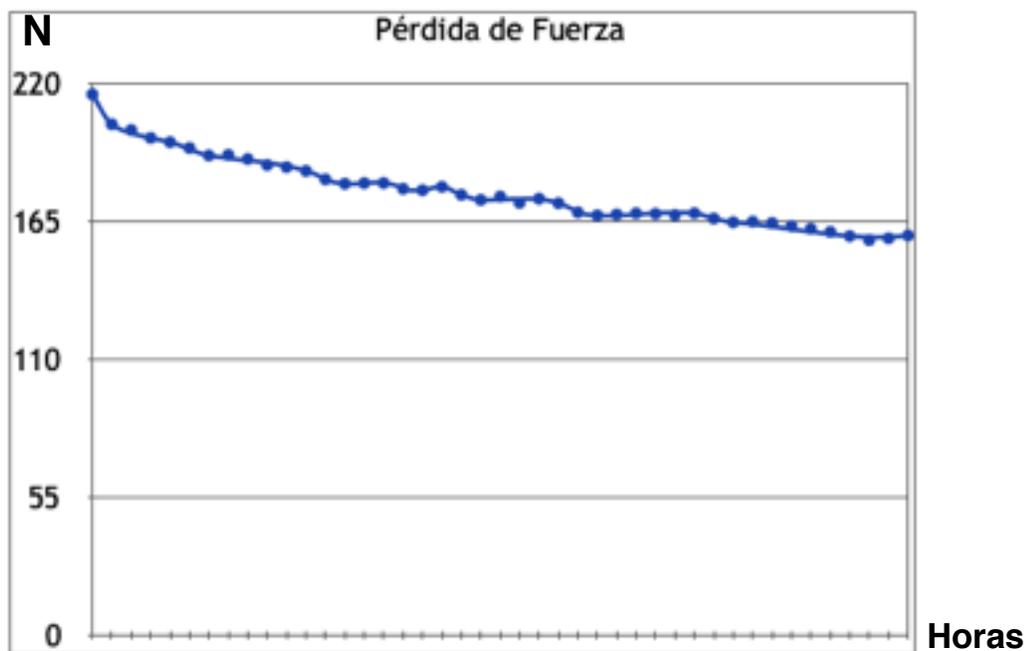
RESULTADOS

Se realizaron las pruebas biomecánicas en los tres constructos previamente descritos sometiéndolos a una fuerza de 250N durante 300,000 ciclos durante los cuales se realizó un registro de la pérdida de fuerza del mismo y el torque resultante cada 100 ciclos (1 minuto). Posterior a la finalización de los datos se realizó el tamizaje de los mismos para encontrar la información más representativa de la prueba tomando el valor de fuerza resistida por el constructo más alto y el torque resultante cada hora para de esta forma contrastar el desempeño de cada constructo.

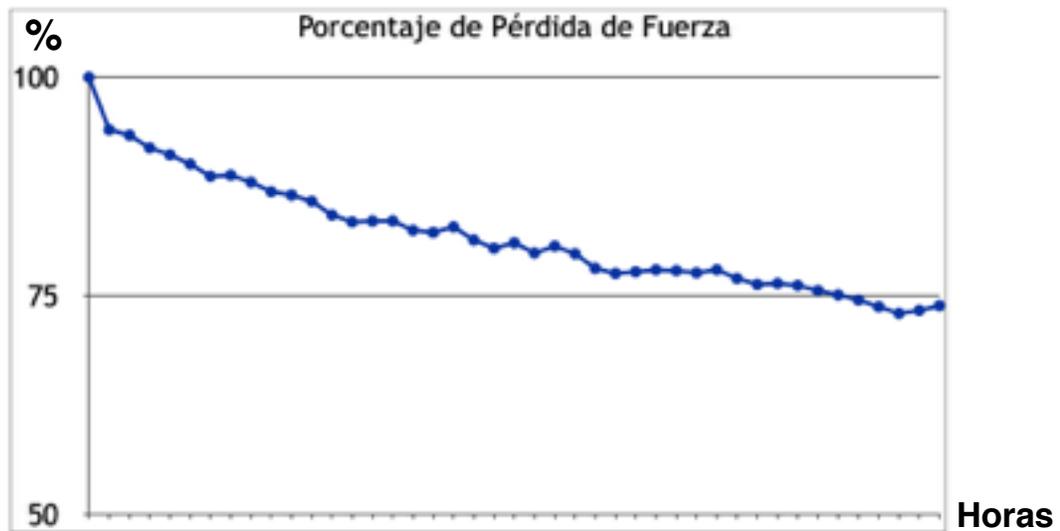
Tornillos de Compresión

Se obtuvieron los datos horarios a partir de los 11 minutos de prueba y de acuerdo a los parámetros obtenidos se procedió a graficar los resultados en una tabla de pérdida de fuerza (**Gráfica 1**) en la que se apreció un deterioro en la resistencia del constructo al desplazamiento utilizado de 56.28N lo cual correspondió al 26.13% de la resistencia inicial, vale la pena mencionar que el 6% de esta fuerza (**Gráfica 2**) se perdió durante la primera hora de la prueba, durante las siguientes 12 horas se apreció una pérdida del 1% de la fuerza del constructo por hora, seguido por un periodo de meseta de 13 horas durante el cual sólo se perdió el 5%

de la resistencia, posteriormente se apreció una recuperación momentánea del 1% de la fuerza durante 5 horas lo que podemos traducir como el efecto de pandeo o “buckling” [48] que se refiere a la cohesión molecular generada previa al momento de la falla de un constructo debido a la disminución de la distancia entre sus moléculas lo cual genera un aumento temporal de la rigidez del constructo a la fuerza aplicada que cederá con el paso del tiempo para dar lugar a la falla del mismo. Finalmente se registró una nueva meseta durante las 11 horas restantes de la prueba durante la cual se perdió 3% de la resistencia total sin llegar al punto de fatiga del constructo. Como puede apreciarse en la gráfica 3 posterior a la pérdida súbita del 6% de la resistencia final le siguió una pérdida lineal de la resistencia que no logró llevar el constructo a la fatiga en el tiempo teórico necesario para la consolidación de la fractura.



Gráfica 1. Pérdida de la fuerza por hora de 2 tornillos de compresión en un trazo oblicuo largo de primer metatarsiano.



Gráfica 2. Porcentaje de pérdida de la fuerza por hora de 2 tornillos de compresión en un trazo oblicuo largo de primer metatarsiano.

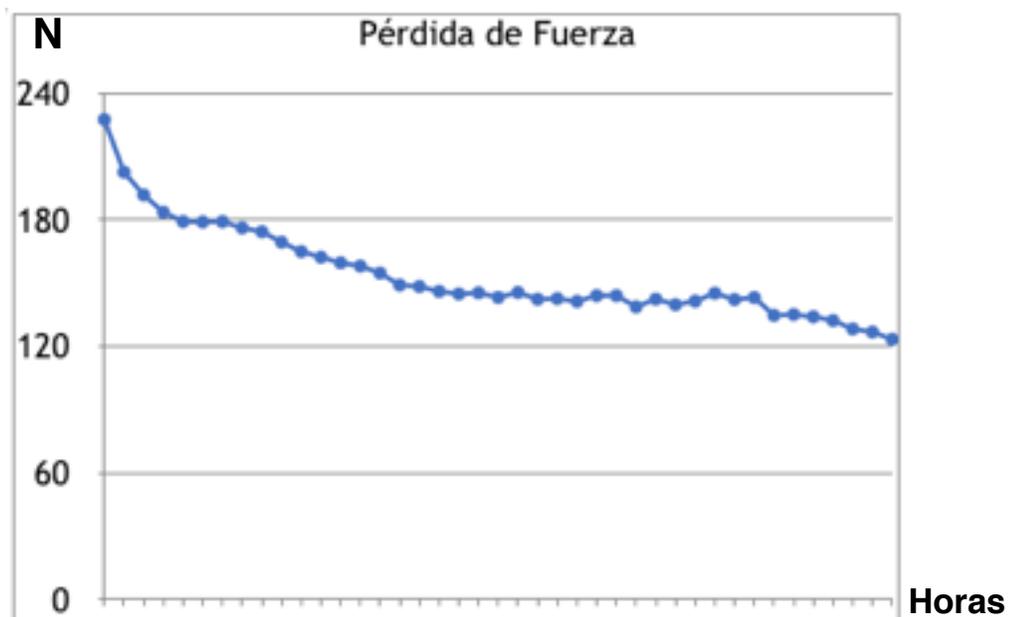


Gráfica 3. Relación de la pérdida de fuerza total en la que se aprecia un incremento súbito inicial seguido por una pérdida casi lineal de la misma.

Tornillos de Compresión más Placa de Protección

Se realizó el mismo análisis de datos que para los tornillos de compresión de tal forma estos pudieran ser comparados. De forma similar al constructo de 2 tornillos durante la primera hora hubo una pérdida súbita de la resistencia de 25N lo cual

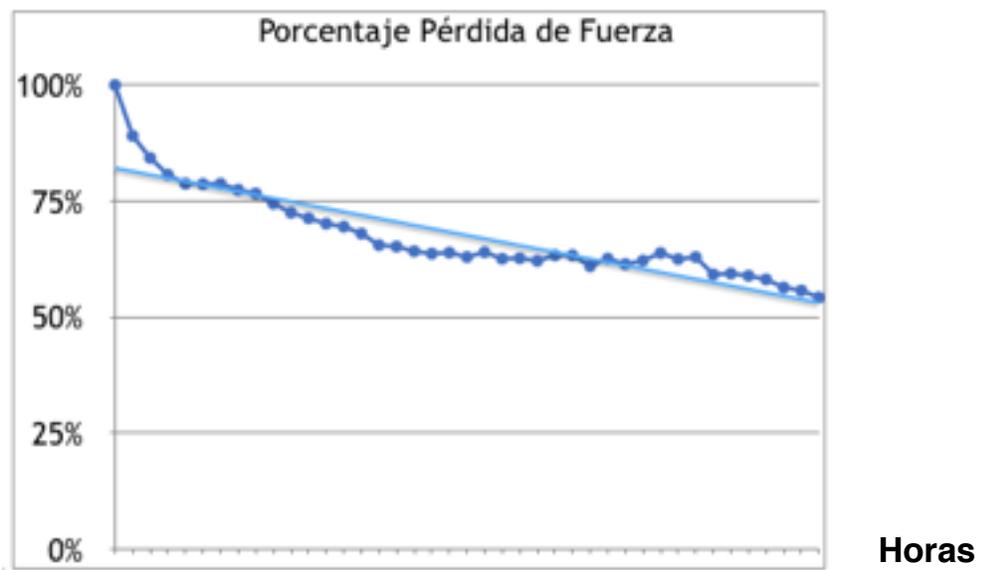
equivalió a 11% de la pérdida de resistencia del constructo equivalente a 114.06 N (gráfica 4) y a 25% de la pérdida de fuerza total (gráfica 5), esta caída continuó siendo considerable durante la segunda hora en la que se perdió el 5% de la resistencia y 3% en la tercera hora, que fue seguido por un periodo de meseta de 6 horas durante las cuales solo se perdió el 2% de la fuerza continuando con un descenso de 1% por hora durante las siguientes 9 horas y una nueva meseta de 17 horas sin pérdida de fuerza finalizando con un periodo de 7 horas en las que se perdió menos del 1% de la resistencia por hora. De forma similar no se logró llegar a la fatiga del material sin embargo en comparación con el constructo de 2 tornillos de compresión la pérdida de fuerza fue más marcada dando lugar a un 20% más de pérdida de resistencia en el mismo periodo de tiempo y con la misma carga, mostrando además una pendiente más pronunciada y continua que el primer constructo descrito (gráficas 6 y 7).



Gráfica 4. Pérdida de la fuerza por hora de 1 tornillo de compresión más una placa de protección en un trazo oblicuo largo de primer metatarsiano.

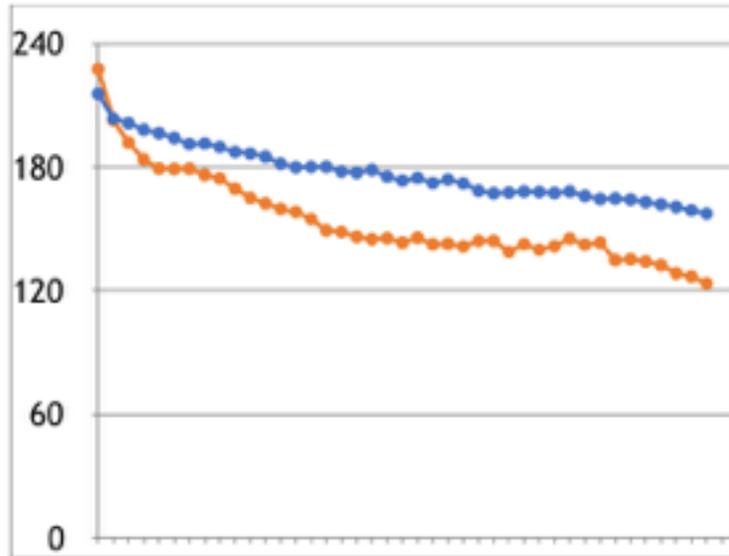


Gráfica 5. Relación de la pérdida de fuerza total por hora.



Gráfica 6. Porcentaje de pérdida de la fuerza por hora de 1 tornillos de compresión más una placa de protección en un trazo oblicuo largo de primer metatarsiano en la que se aprecia un decremento súbito inicial seguido por una pérdida casi lineal de la misma más pronunciada que en el constructo de 2 tornillos de compresión.

N



Horas

Gráfica 7. Comparativa de pérdida de fuerza por hora entre dos tornillos de compresión (azul) y tornillo de compresión más placa de protección.

Posterior al análisis de fatiga de los constructos se procedió a importar los videos obtenidos durante las pruebas cíclicas al software GOM Correlate para la realización del análisis de deformación de la pieza mediante el estudio interferométrico por correlación de imágenes. Para esto se calibró una distancia entre puntos en el eje de las X de 12 milímetros lo que nos permitió definir el área de estudio de nuestra pieza (**Figura 11**).

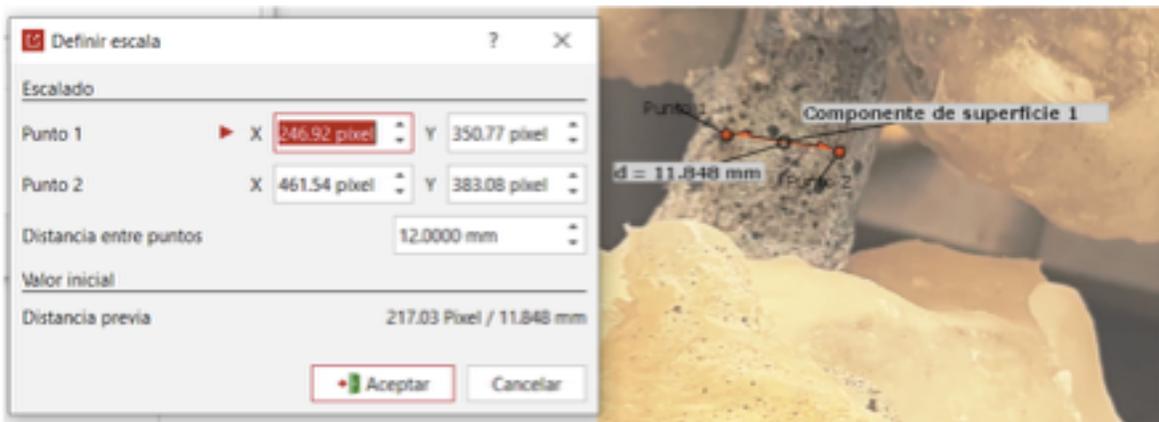


Figura 11. Calibración de la zona a estudiar.

Definir el área a estudiar nos permite conocer la deformación de la probeta (pieza sometida a diversos ensayos mecánicos para estudiar la resistencia de un material) durante las cargas cíclicas, mediante un código de colores, que determina el porcentaje de deformidad del área estudiada así como la región de mayor deformidad para posteriormente contrastarlas y de esta forma definir que constructo es más rígido (**figura 12**).

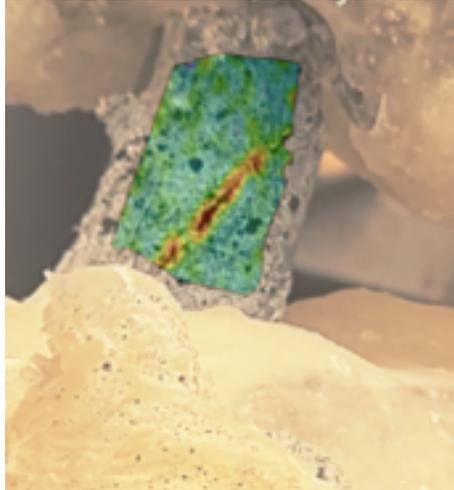


Figura 12. Código de colores utilizado para definir el porcentaje de deformación y el área de mayor concentración de la misma dentro de la pieza estudiada.

Tornillos de Compresión

El estudio interferométrico por correlación de imágenes del constructo fijado con tornillos de compresión revela que la zona de mayor concentración de la deformación se encontró en el trazo de fractura, obteniéndose una progresión de la deformidad con el paso de los ciclos que llegó en su nivel más alto (al final de la prueba) a representar una deformación de 9.8% de la calibración definida en el eje de las X (12 milímetros) lo cual puede traducirse como una apertura del trazo de 1.17 milímetros durante la carga (**Figura 13**).

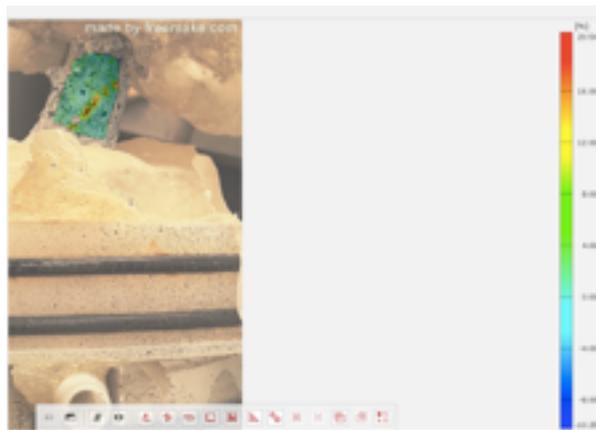


Figura 13. A la izquierda se aprecia el área de estudio definida y la concentración de las cargas de acuerdo al código de colores de la barra derecha donde el rojo representa un desplazamiento de 20% de la calibración definida (12 milímetros) en comparación con el color azul que representa la ausencia de deformación. Puede apreciarse una marcada concentración de la deformación en el trazo de fractura que de acuerdo al análisis de datos representa 1.17 milímetros de desplazamiento del mismo en el eje de las x.

Tornillos de Compresión más Placa de Protección

El análisis de datos de este constructo reveló de forma idéntica al constructo de los dos tornillos de compresión que la región de mayor concentración de la deformación dentro del área estudiada se encuentra en el trazo de fractura, sin embargo es contrastante el porcentaje de deformación que sufrió el constructo ya que en este caso se ubicó en 20% de la calibración definida, es decir, existió una apertura del trazo de fractura de 2.4 milímetros durante las cargas cíclicas (**Figura 14**).

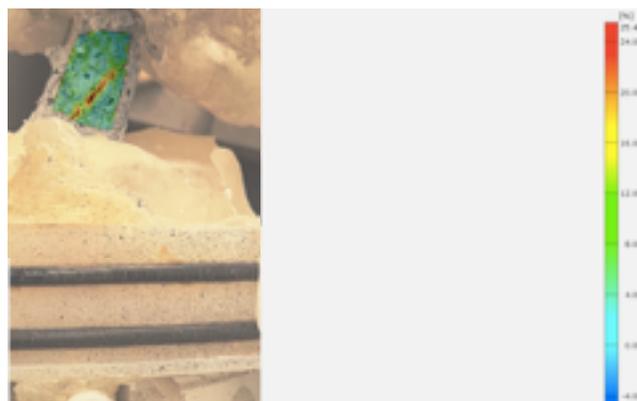


Figura 14. Se aprecia de acuerdo al código de colores una mayor deformación del área estudiada en comparación con los tornillos de compresión equivalente a un desplazamiento del trazo de fractura de 2.4 milímetros.

Discusión

Una de las metas del estudio presentado fue valorar si dos tornillos de compresión se desempeñaban igual de bien que un tornillo de protección asociado a una placa de protección en la fijación de fracturas oblicuas largas de primer metatarsiano. Los resultados de nuestro estudio demuestran que sorprendentemente no solo son equiparables sino que los tornillos de compresión superan biomecánicamente al segundo constructo en cuanto a rigidez determinada tanto por la fuerza que se requiere para poder desplazarlo, como por la deformación que sufre el trazo durante la carga lo cual podría traducirse como una menor posibilidad de desplazamiento del mismo que es una de las principales complicaciones de este tipo de fracturas y una variable que se pretende resolver con el tratamiento quirúrgico.

Existen varias explicaciones teóricas en la literatura que podrían acercarnos a la explicación de porqué dos tornillos de compresión son más estables que un constructo que de inicio pareciera más rígido. La primera de ellas se debe a la naturaleza de la transmisión de las cargas entre el implante y el hueso, *Gueorguiev-Ruegg* dentro de su capítulo de "Biología y Biomecánica de la Consolidación Ósea" [3] define como estabilidad absoluta "aquel método que provea un ambiente mecánico neutro para la consolidación ósea, es decir, que evite cualquier movimiento interfragmentario lo cual solo puede ser logrado mediante la compresión del trazo de fractura aumentando la fricción del mismo y dando como resultado una consolidación primaria sin presencia de callo". Este mismo menciona entre los métodos que permiten dar compresión a través del trazo, los tornillos con técnicas específicas de compresión que pueden llegar a generar presiones *in vivo* mayores a los 2,500 N por un tiempo superior al necesario para la consolidación de la fractura con la ventaja sobre otros implantes que permiten la compresión (alambre, placas) de encontrarse dentro y perfectamente perpendiculares al trazo de fractura y por lo tanto neutralizando de forma más efectiva las fuerzas deformantes pero con dos ventajas a tomar en cuenta, la primera es que a pesar de generar una gran fuerza de compresión el área en la que la producen es muy pequeña y por lo tanto insuficiente en la mayoría de los casos para resistir las fuerzas deformantes

en condiciones fisiológicas por lo que siempre deben asociarse a un segundo implante que las neutralice de los cuales el más recomendado por la literatura es la placa de protección; la segunda desventaja es su falta de tolerancia a una sobrecarga única, es decir, cuando las cuerdas pierden su agarre dentro del hueso, el implante pierde su fijación de forma brusca y definitiva, viéndose imposibilitado para recuperarla en contraste con otros como las placas donde la pérdida del agarre de un tornillo puede verse compensado (por lo menos de forma parcial) por el resto de los tornillos.

Con esta información en mente podemos determinar que la colocación de un tornillo de compresión a través de nuestro trazo de fractura sería insuficiente para evitar el desplazamiento de nuestro trazo sometido a cargas fisiológicas, por lo que nuestra discusión en este punto se reduciría a definir qué implante neutralizaría de mejor manera las fuerzas deformantes sobre nuestro tornillo. Mientras que un segundo tornillo de compresión a través del trazo de fractura parecería biomecánicamente inferior a una placa de protección, este presenta ventajas en varios aspectos. Por un lado el colocar un segundo tornillo de compresión dentro del trazo de fractura y perpendicular a las fuerzas deformantes lo sitúa como un implante con una ventaja posicional sobre una placa colocada en la superficie medial del hueso que por ende no se encuentra en el plano en el que se requieren neutralizar las fuerzas por lo tanto a pesar de contar con más densidad de tornillos estos se encuentran en desventaja al aplicar fuerzas en el plano sagital del hueso lo cual ha sido previamente descrito en la literatura, *Crist et al.* [49] mencionan en su libro dedicado a biomecánica en traumatología ortopédica la desventaja mecánica que presenta una placa sobre el control de las fuerzas deformantes *in vivo* al posicionarse en un solo eje anatómico sobre un hueso con una estructura tridimensional. De esta forma la placa resiste correctamente las fuerzas en ese plano pero es susceptible a la fatiga cuando las fuerzas se ejercen en un plano diferente al controlado, por lo que la placa con la posición ideal para las fracturas de primer metatarsiano debería ir colocada en la superficie plantar la cual es la superficie de tensión del metatarsiano. Sin embargo, esto presenta desventajas clínicas que supe-

ran el beneficio al requerirse abordajes complejos con riesgo de dañar estructuras neurovasculares importantes, de generar puntos de presión en la piel plantar y de afectar el trayecto de músculos, vainas tendinosas y de la fascia plantar, por lo que un segundo tornillo colocado perpendicular al trazo de fractura supera biomecánicamente la colocación de una placa de protección que controla el eje axial pero no el sagital que es por donde se están ejerciendo las fuerzas deformantes sobre el trazo de fractura.

Íntimamente relacionada con la ventaja posicional de un segundo tornillo de protección, se encuentra el hecho de que al evitar el movimiento interfragmentario, estos restituirán la organización estructural del hueso y de esta forma permitirán una mejor distribución de las cargas a través del mismo en comparación con la placa de protección que tiene la tarea de “absorber” parte de la carga del hueso a través de su estructura generando que al encontrarse a 90 grados de las fuerzas deformantes, como ya fue mencionado, lo vuelva biomecánicamente desventajoso. Lo anterior asociado al hecho de que nuestro implante al estar hecho de acero inoxidable presenta un módulo de elasticidad superior al del hueso y por lo tanto no comparte las cargas de forma efectiva con el mismo, si no que en su lugar las concentra en su estructura [50].

Esto explica a su vez el por qué a pesar de que el constructo de tornillo de protección más placa de protección perdió el doble de rigidez y a una velocidad mucho más rápida en comparación con los dos tornillos de compresión, durante toda la prueba el torque necesario para generar la fuerza fisiológica requerida durante cada ciclo de carga fue superior para el constructo de tornillos de compresión más placa de protección [50]. La tercera ventaja es la implicación clínica de que dos tornillos de compresión sean superiores biomecánicamente a una placa de protección ya que esta requiere un abordaje más amplio y de mayor desperiostización para su colocación así como de un mayor costo de los implantes requeridos para esta técnica contra los dos tornillos que pueden incluso colocarse de forma percutánea.

La segunda meta de nuestro estudio fue determinar si como mencionan los textos especializados en el tratamiento de fracturas como el de “Principios de Manejo de las Fracturas” de la Fundación AO [3] estos constructos de osteosíntesis eran suficientemente estables como para permitir el apoyo de peso a tolerancia con un zapato plano sobre el miembro pélvico afectado. Si bien es cierto que el término “a tolerancia” dificulta la definición precisa del porcentaje de carga al que se somete la extremidad también es verdad que existen muchos pacientes (ancianos, con sobrepeso, mal apego a las indicaciones médicas) que al permitirseles el apoyo sobre el pie operado, omitirán realizarlo a tolerancia. De ahí que nuestro estudio valoró lo que sucede con el trazo de fractura en caso de iniciar un apoyo completo del peso sobre el pie afectado inmediatamente después del tratamiento quirúrgico. De acuerdo a lo anterior podemos determinar dos cosas; en primer lugar la carga de peso total sobre el pie afectado durante seis semanas (el tiempo teórico necesario para la consolidación de la fractura) no fue suficiente para fatigar ninguno de los dos constructos lo cual se traduce en una resistencia estructural de los mismos al apoyo que podría reafirmar la recomendación de permitir el apoyo posterior a la cirugía. Sin embargo el desplazamiento del trazo durante estos ciclos de carga nos da datos completamente opuestos a dicha recomendación; por un lado, el constructo del tornillo más la placa de protección tuvo un movimiento de 2.4 milímetros a través del trazo durante cada ciclo de carga, este desplazamiento fue menor en el constructo de los dos tornillos (1.17 milímetros). Si tomamos en cuenta que la intención de los dos constructos es dar estabilidad absoluta la cual se define como la ausencia de movimiento a través del trazo, queda claro que el apoyo completo temprano evita por completo conseguir este objetivo. Aún si argumentáramos que nuestra fractura podría consolidar de forma secundaria por estabilidad relativa los desplazamientos observados en ambos casos son suficientes para superar el 100% de desplazamiento del trazo que teoriza Perren como necesario para permitir que el callo blando se mantenga íntegro y permita la formación de callo duro necesario para la consolidación. Es así como el apoyo completo no protegido de forma temprana en ambos casos tendrá como resultado una no unión

hipertrófica que nos da información valiosa para contrastar las recomendaciones encontradas en la literatura [3].

A pesar de esto si podemos definir la superioridad del constructo de dos tornillos en dos aspectos; Betts [52] menciona como parte de su revisión sobre regulaciones biomecánicas de la consolidación ósea que la alteración en la vascularidad ósea es el principal factor determinante por sobre la estabilidad mecánica, retomando el menor abordaje y desperiostización necesaria para la colocación de dos tornillos interfragmentarios que permiten una mayor vascularidad de los fragmentos óseos. Por otro lado nuestro estudio nos permitió apreciar durante cada carga cíclica como la colocación medial de la placa la convertía en un fulcro que evitaba el movimiento medial del trazo pero exageraba su movimiento en la cortical lateral, lo cual queda en evidencia al apreciar un desplazamiento mayor al doble que el observado en el constructo de los dos tornillos, por lo que la placa no solo es inferior sino no recomendada para evitar el movimiento del trazo ya que su posición en el hueso la convierte en un implante que favorece el movimiento interfragmentario en el trazo de fractura en la cortical opuesta, inestabilizando aún más el constructo.

Debido a que el estudio presentado aquí está basado en una necesaria simplificación y estandarización de las fuerzas a las que está sometido un primer metatarsiano en condiciones fisiológicas algunas limitaciones deben tomarse en cuenta al considerar estos resultados. Primero, el modelo simula solo la condición postquirúrgica inmediata sin tomar en cuenta el proceso de consolidación ósea, sin embargo, Seebeck [53] demostró biomecánica e histológicamente que la rigidez de un constructo está proporcionalmente relacionado a la tasa de consolidación, de ahí que nuestros hallazgos tienen un valor predictivo directo sobre la tasa y seguridad de consolidación del trazo de fractura.

Una segunda limitación es que las cargas cíclicas aplicadas podrían no corresponder a las cargas a las que está sometido el primer metatarsiano en condiciones

fisiológicas ya que como se mencionó en el marco teórico existe una amplia controversia al respecto existiendo incluso contradicciones entre los diferentes estudios [24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34] por lo que para solventar este problema decidimos aplicar la mayor carga reportada en la literatura y de esta forma llevar nuestros constructos al límite, permitiéndonos así obtener resultados sobre la rigidez de los mismos muy por encima de las condiciones fisiológicas normales y no lo opuesto.

Conclusión

Las fracturas de primer metatarsiano, a pesar de no ser frecuentes, representan un problema clínico grave para el paciente que la padece por su potencial de importantes complicaciones para la transferencia de cargas, la biomecánica de la marcha y para los tejidos blandos adyacentes, es por esto que es crucial conocer el mejor tratamiento para este tipo de fracturas. Dentro del tratamiento quirúrgico la literatura menciona los tornillos de compresión y el uso de un tornillo de compresión asociado a una placa de protección como biomecánicamente equivalentes. Este estudio demuestra la superioridad del constructo de dos tornillos mediante pruebas biomecánicas y análisis interferométrico, observándose una menor pérdida de la rigidez durante los ciclos de carga necesarios para la fatiga así como una menor deformación del trazo de fractura durante la carga, asociado a la necesidad de un menor abordaje, una menor desperiostización y un menor costo para el paciente colocándolo como el mejor constructo de osteosíntesis en trazos oblicuos largos de primer metatarsiano. Es importante mencionar que a pesar de su ventaja biomecánica este no es capaz de mantener una estabilidad suficiente para permitir el apoyo completo temprano después de la cirugía, por lo que es mandatorio proteger el apoyo de nuestros pacientes durante las primeras etapas postoperatorias para evitar el riesgo de no unión de nuestro trazo de fractura.

REFERENCIAS:

- [1] Kelikian, A. Sarrafian's Anatomy of the Foot and Ankle. Third Edition. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2011.
- [2] Coughlin, M. Mann's Surgery of the Foot and Ankle. 9th Edition. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2014.
- [3] Buckley, R. AO Principles of Fracture Management. Third Edition. Switzerland: AO Foundation; 2017.
- [4] Rammelt, S. Manual of Fracture Management - Foot and Ankle. First Edition. Switzerland: AO Foundation; 2020.
- [5] Buddecke D, Polk M and Barp, E. Metatarsal Fractures. Clin Podiatr Med Surg 2010, 27 : 601–624.
- [6] Boutefnouchet et al. Metatarsal Fractures: A Review and Current Concepts. Trauma 2014, 0(0) 1-17.
- [7] Petrisor BA, Ekrol I and Court-Brown C. The epidemiology of metatarsal fractures. Foot Ankle Int 2006; 27: 172–174.
- [8] Sarpong et al. Metatarsal Fractures. Foot and Ankle Orthopaedics 2018, 1-8.
- [9] Robinson, A. Core Topics in Foot and Ankle Surgery. 1st Edition. Cambridge University Press; 2018.
- [10] Burr, D. Musculoskeletal Fatigue and Stress Fractures. First Edition. Florida: CRC Press; 2001.
- [11] Chatzistergos et al. Supplementary medial locking plate fixation of Ludloff osteotomy versus sole lag screw fixation: A biomechanical evaluation. Clinical Biomechanics 47 (2017) 66–72.
- [12] Kim et al. Biomechanical Comparison Study of Three Fixation Methods for Proximal Chevron Osteotomy of the First Metatarsal in Hallux Valgus. Clinics in Orthopedic Surgery 2017;9:514-520.
- [13] Hofstaetter et al. Biomechanical comparison of screws and plates for hallux valgus opening-wedge and Ludloff osteotomies. Clinical Biomechanics 23 (2008) 101–108.
- [14] Massengill JB, Alexander H, Langrana N, Mylod A. A phalangeal fracture model— quantitative analysis of rigidity and failure. J Hand Surg 1982;7:264–270.

- [15] Yu X, Pang QJ, Chen XJ. The biomechanical study of the influence to the fore-foot plantar pressure of the first tarsometatarsal joint fracture-dislocation fixed by three different implants. *Pak J Med Sci.* 2017;33(1):146-150.
- [16] Ochman et al. Comparison Between Locking and Non-Locking Plates for Fixation of Metacarpal Fractures in an Animal Model. *J Hand Surg* 2010;35A:597–603.
- [17] Popoff et al. The Effect of Screw Type on the Biomechanical Properties of SCARF and Crescentic Osteotomies of the First Metatarsal. *The Journal of Foot & Ankle Surgery* 42(3):161–164, 2003.
- [18] Smith et al. Mechanical Comparison of Cortical Screw Fixation Versus Locking Plate Fixation in First Metatarsal Base Osteotomy. *The Journal of Foot & Ankle Surgery* 53 (2014) 529–533.
- [19] Stamatis et al. Strength of Fixation of Ludloff Metatarsal Osteotomy Utilizing Three Different Types of Kirschner Wires: A Biomechanical Study. *Foot & Ankle International* 2013 Vol. 24, No. 10.
- [20] Tsilikas et al. Mechanical Comparison of Two Types of Fixation for Ludloff Oblique First Metatarsal Osteotomy. *The Journal of Foot & Ankle Surgery* 50 (2011) 699–702.
- [21] Unal et al. Comparison of screw-fixation stabilities of first metatarsal shaft osteotomies: a biomechanical study. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2010;44(1):70-75.
- [22] Waris et al. Self- Reinforced Bioabsorbable versus Metallic Fixation System for Metacarpal and Phalangeal Fracture: A Biomechanical Study. *The Journal of Hand Surgery/ Vol. 27A* 902-909.
- [23] Hans-Jorg et al. Six First Metatarsal Shaft Osteotomies. Mechanical and Immobilization Comparisons. *CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH* Number 381, pp. 256–265.
- [24] Hamill, J. *Biomechanical Basis of Human Movement*. Fourth Edition. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015.
- [25] Perry, J. *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. First Edition. NJ: SLACK Incorporated; 1992.
- [26] Acevedo et al. Mechanical Comparison of Cyclic Loading in Five Different First Metatarsal Shaft Osteotomies. *Foot Ankle Int* 2002 23: 711.
- [27] Fernández-Seguín et al. Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. *Gait & Posture* xxx (2013) xxx–xxx.
- [28] Hills et al. Plantar pressure differences between obese and non- obese adults: a biomechanical analysis. *InternationalJournalofObesity*(2001)25, 1674–1679.

- [29] Jacob, H. Forces acting in the forefoot during normal gait ± an estimate. *Clinical Biomechanics* 16 2001) 783±792.
- [30] Stokes I, Hutton W, and Stott R. Forces acting on the metatarsals during normal walking. *J.Anat.*(1979),129,3,pp.579-590.
- [31] Luger et al. Patterns of weight distribution under the metatarsal heads. *J Bone Joint Surg [Br]* 1999;81-B:199-202.
- [32] Richter, M. *Weight Bearing Cone Beam Computed Tomography (WBCT) in the Foot and Ankle*. First Edition. Switzerland: Springer; 2020.
- [33] Martínez-Nova A, Pascual J and Sánchez-Rodríguez R. Cadence, Age, and Weight as Determinants of Forefoot Plantar Pressures Using the Biofoot In-shoe System. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 98 (2008) 302-310.
- [34] Geng et al. Impact of first metatarsal shortening on forefoot loading pattern: a finite element model study. *BMC Musculoskeletal Disorders* (2019) 20:625.
- [35] Amemiya et al. The external force associated with callus formation under the first metatarsal head is reduced by wearing rocker sole shoes. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2017 Jul;2017:4487-4490.
- [36] Bonhert L. Mechanical Testing of Maximal Shift Scarf Osteotomy with Inside-Out Plating Compared to Classic Scarf Osteotomy With Double Screw Fixation. *The Journal of Foot & Ankle Surgery* 57 (2018) 1056–1058.
- [37] Lawless M, Reveal G and Laughlin R. Foot Pressures During Gait: A Comparison of Techniques for Reducing Pressure Points. *Foot & Ankle International* No. 22, No. 7/July 2001.
- [38] An, Y. *Animals Models in Orthopaedic Research*. First Edition. FL: CRC Press; 1999.
- [39] Habib, M. *Handbook of Research on Biomimetics and Biomedical Robotics*. First Edition. PA: IGI Global; 2018.
- [40] Chaveau, A. *The Comparative Anatomy of the Domesticated Animals*. Second Edition. New York: D. Appleton and Company: 1890.
- [41] Michael, S. *Swine in the Laboratory. Surgery, Anesthesia, Imaging, and Experimental Techniques*. Third Edition. FL: CRC Press; 2016.
- [42] Texeira O et al. Bone characteristics of pigs fed different sources of phosphorus. *Rev Colomb Cienc Pecu* 2016; 29:245-254.
- [43] Thorup et al. Biomechanical gait analysis of pigs walking on solid concrete floor. *Animal* (2007), 1: pp. 708–715 Q *The Animal Consortium* 2007.

[44] Decker et al. Non-osteotomy and osteotomy large animal fracture models in orthopedic trauma research. *Orthopedic Reviews* 2014; volume 6:5575.

[45] Reichert et al. The challenge of establishing preclinical models for segmental bone defect research. *Biomaterials* 30 (2009) 2149–2163.

[46] Pearce et al. ANIMAL MODELS FOR IMPLANT BIOMATERIAL RESEARCH IN BONE: A REVIEW. *European Cells and Materials* Vol. 13. 2007 (pages 1-10).

[47] Wancket, L. Animal Models for Evaluation of Bone Implants and Devices: Comparative Bone Structure and Common Model Uses. *Veterinary Pathology* (2015) 1-9.

[48] Muda, M. Composite Patch Repairing Using Natural Fiber for Aerospace Applications. *Sustainable Composites for Aerospace Applications* (2018).

[49] Crist et al. *Essential Biomechanics for Orthopaedic Trauma. A Case Base Guide*. Second Edition. Switzerland: Springer; 2017.

[50] O’Keefe et al. *Orthopaedic Basic Science. Foundations of Clinical Practice*. Fourth Edition. Rosemont, IL: AAOS; 2013.

[51] Elliot et al. A UNIFIED THEORY OF BONE HEALING AND NONUNION. *Bone Joint J* 2016;98-B:884–91.

[52] Betts, D and Muller, R. Mechanical regulation of bone regeneration. *Frontiers in Endocrinology*. December 2014. Volume 5. Article 211.

[53] Seebeck, P., Thompson, M.S., Parwani, A., Taylor, W.R., Schell, H., Duda, G.N., 2005. Gait evaluation: a tool to monitor bone healing? *Clin. Biomech.* 20, 883–891.