

Evaluación estructural del anclaje mecánico de placas Lapidus para pie con tornillos TPMS

Structural evaluation of mechanical anchoring of Lapidus foot plates with TPMS screws

Erick Abel Gallegos Zavala¹, Víctor Manuel Saavedra Solís¹, Oscar Refugio Alcocer Salas¹, Agustín Vidal Lesso^{*1}, Javier Bayod López²

¹Departamento de Ingeniería Mecánica. División de Ingenierías Campus Irapuato-Salamanca. Universidad de Guanajuato.

²Escuela de Ingeniería y Arquitectura, Universidad de Zaragoza, Zaragoza, España.

*agustin.vidal@ugto.mx

Resumen

El problema del anclaje mecánico efectivo de placas Lapidus sigue siendo un tema de interés en la comunidad científica. El objetivo de este artículo es la evaluación biomecánica por elementos finitos de una fijación de placa Lapidus para deformaciones asociadas al Hallux Valgus. Dentro del mismo, se compararon dos configuraciones para el tipo de anclaje: tornillos simplificados con forma cilíndrica y tornillos con geometría TPMS, utilizando un modelo simplificado de hipermovilidad en ANSYS Workbench. Se aplicó una carga equivalente a cuatro veces el peso corporal sobre el primer metatarsiano, considerando condiciones de frontera y algoritmos de contacto. Los resultados mostraron cómo los tornillos TPMS ofrecen mayor rigidez y una mejor transferencia de carga, presentando incrementos de hasta 589.51% en los esfuerzos de von Mises y 580.67% en la energía de deformación ósea, lo cual podría llegar a representar un riesgo estructural si la densidad del paciente es baja. Se concluye que los tornillos TPMS representan una alternativa biomecánicamente superior en comparación con el anclaje convencional.

Palabras clave: Biomecánica; Placa Lapidus; Estructura TPMS; Hallux Valgus.

1. Introducción

El Hallux es el más grande de los dedos del pie, el cual se compone por dos falanges, una proximal y una distal. Este se articula con la cabeza del primer metatarsiano, que es uno de los eslabones óseos fundamentales del arco medial del pie y se le puede clasificar como dedo del rendimiento ya que es el soporte anatómico y funcional para realizar actividades como: la aceleración; la marcha rápida y la carrera [1].

1.1. Anatomía y biomecánica de la hipermovilidad del Hallux

Generalmente se define la hipermovilidad como un movimiento en exceso y de manera anormal del primer radio [2,3]. La apreciación de la movilidad del Hallux es difícil debido a que se involucran las articulaciones del tarso medio y principalmente la primera articulación cuneometatarsiana (C1M1). El desplazamiento sagital del primer radio (R1) oscila entre 4,3 y 6,5 mm al nivel de la C1M1, mientras que una movilidad dorsal normal se sitúa entre 4,5 y 7,9 mm. Además, existe una relación entre el aumento de la movilidad dorsal y la deformidad en el Hallux Valgus, la cual, si adicionalmente es asociada con un pie plano, debe corregirse ya que es un factor agravante [1]. A continuación, se mencionan algunas de las condiciones que más comúnmente se asocian con la hipermovilidad de la C1M1: Metatarsus Primus Elevans; Metatarsus Primus Equinus; Hallux Abductus Valgus; Hallux Limitus y Hallux Rigidus [4].

1.1.1. Tratamientos

El tratamiento a la hipermovilidad estará en función de la patología secundaria que se desencadene, donde para la mayoría de los casos comenzará siendo conservador, adoptando medidas simples como uso de calzado adecuado en compañía de medidas terapéuticas empleando fisioterapia, incluso toma de analgésicos y/o antiinflamatorios en algunos casos. Si las medidas anteriores no resultan ser suficientes, entonces se recomendará el tratamiento quirúrgico, el cual se realizará por presencia de dolor o por una deformidad que aumenta de manera exagerada hasta dificultar todo tipo de calzado [5].

1.2. Estado del arte: Técnica de la artrodesis tipo Lapidus

La intervención de Lapidus es empleada para el tratamiento de las deformaciones de Hallux Valgus (HV) severo, ocasionado por la hipermovilidad del Hallux. Dicha intervención se debe utilizar en aquellos casos donde existe un Hallux Valgus (HV) hipomóvil [6]. Esta técnica quirúrgica permite corregir la elevación del metatarsiano realizando una flexión plantar del mismo y corregir la deformidad del HV, a la vez de corregir el ángulo intermetatarsal. Este procedimiento resulta beneficioso para cualquier paciente con HV y lesiones degenerativas de la primera articulación metatarso-cuneiforme, donde finalmente las ventajas e inconvenientes asociados a este procedimiento pueden variar dependiendo de la herramienta de fijación, el personal encargado, la técnica, entre otras [6].

En cuanto a la técnica quirúrgica en particular, este procedimiento ofrece un amplio rango de variaciones que están relacionadas con el elemento de fijación empleado, entre los cuales se pueden mencionar el uso de grapas, tornillos, placas Lapidus, entre otros [7, 8-12]. El empleo de placas Lapidus, como herramienta de fijación, ha ganado relevancia debido a que los resultados postoperatorios son superiores en comparación con las otras alternativas [7, 9, 12-18].

1.3. Estado del arte: Evaluación biomecánica experimental de la artrodesis tipo Lapidus

Dentro de los análisis biomecánicos documentados en la literatura se han llevado a cabo ensayos experimentales para fijar las placas Lapidus sobre los huesos de la primera AMTC (primer metatarso y cuneiforme medial) [19-25]. En su gran mayoría, las construcciones son ensayadas en especímenes cadavéricos que comprenden únicamente los dos huesos principales de la AMTC. A continuación, se describen a grosso modo los trabajos realizados por distintos autores.

K. E. Roth et. al. [26] compararon la fijación intraósea con tornillos tirafondos vs Placa plantar de ángulo fijo con tornillos de bloqueo y concluyeron que la densidad mineral ósea no tuvo un efecto en el número de ciclos hasta el fallo, además que la fijación con placa plantar creó una estructura más fuerte y rígida que la hecha con tornillos. A. Aiyer et. al. [27] evaluaron el desempeño de tres construcciones distintas, concluyendo que los tornillos cruzados proporcionan una artrodesis rígida con compresión limitada, mientras que las grapas brindan una fijación dinámica con compresión sostenida y la placa dorsal se muestra incapaz de proporcionar una compresión inicial y resistir la flexión dorsal. J.M. Cotton y J. S. Baker [28] llevaron a cabo una construcción de placa Lapidus orientada de forma plantar-distal a dorsal-proximal con tornillos interfragmentarios comparándola contra una fijación tipo Lapidus con placa plantar, donde reportaron que la placa Lapidus plantar ofrece un mejor comportamiento en comparación con la placa medial-dorsal, sin embargo, la medial-dorsal ofrece una ligera superioridad en cuanto a resistencia, con lo que concluyen que la placa medial-dorsal sigue siendo una fuerte y viable opción. P. Kameel et. al. [29] realizó una construcción similar a la anterior, una placa Lapidus dorso-medial con tornillos de compresión, pero lo comparó con el mismo tipo de placa, diferenciándose únicamente en el tipo de tornillo, para el segundo caso se usaron tornillos tirabuzón, obteniendo que el soporte del peso corporal se puede ver alterado dependiendo de la construcción que se elija. Por parte, Drummond et. al. [19] analizó construcciones de placas Lapidus, como la plantar, dorsal y media, cada una con tornillos interfragmentarios, encontrando que la posición de la placa no fue superior en ninguno de los resultados médicos. Dayton et. al. [8] realizó construcciones de placas biplanares colocadas de lado de la tensión y las comparó contra las mismas placas preo en posición recta. De esto observó que la placa de tensión lateral mostró superioridad respecto al tiempo de retorno a la carga del peso corporal de la articulación. Burchard et. al. [21] comparó tres tipos de placas Lapidus: Placa plantar, Placa de doble puente y IO FIX + Placa dorsal plantar, de lo que pudo concluir que el dispositivo IO FIX demostró una mayor fuerza de compresión inicial. Kunovsky et. al. [30] realizó una fijación de placa con dos tornillos y la comparó con una fijación con placa de bloqueo, con esto pudo observar que existe una mayor fijación en la primera construcción. D. J. Ehredt Jr. et. al. [31] comparó placas de bloqueo de 5 orificios con compresión interfragmentaria contra una construcción de tornillo cruzado con un tercer tornillo de transfixión, con lo que demostró que la construcción de tres tornillos mostró mayor capacidad para resistir la separación articular en el sitio de fusión. Ettinger et. al. [23] llevó a cabo una fusión con tornillos tirafondos cruzados y la comparó con una fijación con placa Lapidus de bloqueo con tornillo tirafondos, a lo que pudo concluir que la construcción con tornillos cruzados resultó significativamente inferior en términos de estabilidad de la articulación con respecto a la construcción que implica el uso de placa Lapidus. Finalmente, M. F. Kasperek et. al. [32] comparó la una construcción de osteotomía de Chevron contra una de artrodesis plantar tipo Lapidus modificada, de lo cual observó que la fijación de la articulación a través de la artrodesis tipo Lapidus

modificada demostró superioridad sobre el modelo Chevron al permitir un mejor comportamiento biomecánico.

1.4. Estado del arte: Modelado y simulación numérica del pie y sus patologías

Entre las complicaciones asociadas al estudio de los distintos dispositivos mencionados anteriormente, a través de ensayos mecánicos, destaca la dificultad de disponer de especímenes cadavéricos de pie para realizar los ensayos. Ante esto, el análisis por medio de modelos de elementos finitos (MEF) se ha planteado como una excelente alternativa de solución a este y más problemas asociados. Actualmente, el modelo más completo encontrado en la literatura es el desarrollado por Morales Orcajo et. al. [33,34], caracterizado por contar con geometrías reales de algunos de los principales tejidos blandos del pie. Aunque las evaluaciones estructurales existentes que incluyen elementos de fijación se han abordado de manera experimental, los trabajos que evalúan numéricamente el comportamiento del procedimiento quirúrgico y sus componentes son prácticamente nulos. Pasapula C. et. al. [35] son pioneros en el desarrollo de un modelo numérico del pie, con el cual estudiaron las concentraciones de tensiones debido a dos tipos de artrodesis comúnmente utilizados, haciendo uso de la fijación articular en sus modelos.

Debido a las complicaciones que se ocasionan aun y cuando se hace análisis por medio de MEF, los investigadores recurren a ciertas limitaciones, de acuerdo con sus intereses de estudio.

1.4.1. Limitaciones de los modelos de elementos finitos existentes

Se suele recurrir a la evaluación de forma simplificada del pie, se asumen propiedades de material elásticas lineales y condiciones de frontera lineales, donde no se considera fricción o deslizamiento [36, 37]. Sin embargo, con la finalidad de obtener resultados más apegados al comportamiento real, se requiere de un mayor realismo en la geometría, un comportamiento en el material lo más apeado a la realidad y, condiciones de carga y frontera que describan de forma más precisa las condiciones deseadas del pie. Como resultado de esto, el modelo se vuelve cada vez más complejo [38].

Propiedades geométricas

Muchos modelos 3D del pie simplifican la anatomía al diferenciar individualmente los huesos metatarsales ni permitir el movimiento entre huesos fusionados, además, suelen incluir solo algunos ligamentos y omitir la estructura trabecular, lo que genera representaciones inexactas de la rigidez e integridad del complejo pie-tobillo [39-41].

Propiedades de los materiales

En muchos modelos del pie, las propiedades de los materiales se han asumido como homogéneas, isotrópicas y elásticas lineales, simplificando el análisis y facilitando la convergencia, aunque no represente con precisión el comportamiento real de los tejidos biológicos. Dicha aproximación suele ser suficientemente precisa. Aunque también hay modelos que incluyen elasticidad no lineal o hiperelasticidad, en especial aquellos que contienen ligamentos y tejidos blandos, pero a su vez generan un aumento en la complejidad del modelo resultante [34, 42].

Condiciones de carga y frontera

Varios MEF del pie solo consideran la fuerza de reacción del piso o las componentes verticales de presión, donde no se incluye adecuadamente la estabilización muscular. Además, pocos modelos integran cargas fisiológicas reales, como las fuerzas de músculos y tendones, las cuales se suelen estimar por medio de electromiografía y suposiciones simplificadas. La mayoría de los modelos también omiten los efectos dinámicos e inerciales del movimiento del pie y tobillo [43, 44]. Muchos de estos modelos tampoco suelen considerar los movimientos de las articulaciones y huesos, ya que se suelen realizar fusiones de superficies articulares sin permitir deslizamientos relativos. Todo esto lleva a representaciones con movilidad reducida y una estructura de tobillo excesivamente rígida [32, 45].

Por lo anterior, el objetivo de este trabajo es la evaluación biomecánica por elementos finitos de una fijación de placa Lapidus para deformaciones asociadas al Hallux Valgus. Esta evaluación permitirá realizar una comparación estructural de un modelo simplificado de hipermovilidad considerando solo la zona de la inserción de la placa y los huesos de sujeción, pero considerando dos casos para su anclaje: un caso con tornillos simplificados como lo reportado en 2025 por N. Mancera et al. [46] y el segundo caso considerando una propuesta de este trabajo con tornillos de anclaje con estructuras internas triplemente periódicas de mínima superficie (TPMS).

2. Metodología

La simulación biomecánica fue llevada a cabo de acuerdo con las condiciones descritas a continuación, por medio del software ANSYS Workbench®.

2.1. Propiedades mecánicas de los huesos

De acuerdo con lo reportado por N. Mancera et al. [46] dentro de su trabajo de investigación, el módulo de Young y la relación de Poisson son de 17000 MPa y 0.3, respectivamente, para los huesos. Dicho material fue implementado en los huesos de sujeción del modelo simplificado.

2.2. Propiedades mecánicas del Titanio TI-6AL-4V

De igual manera, en base a lo reportado por N. Mancera et al. [46], el módulo de Young y relación de Poisson son de 114 GPa y 0.32, respectivamente, para el titanio. Este material fue implementado en la placa Lapidus y para ambos casos de anclaje, tanto para el caso de los tornillos simplificados como para los tornillos TPMS.

2.3. Geometría

N. Mancera [47] en su trabajo emplea un modelo compuesto por huesos, cartílagos y diversos tejidos blandos, con el objetivo de representar de forma fiel la anatomía del pie humano. Dicho modelo sirvió como referencia para el desarrollo del modelo simplificado de hipermovilidad utilizado en esta investigación, el cual se centra únicamente en la zona de inserción de la placa y los huesos de fijación. Además, se consideran los dos casos de anclaje descritos en la parte final de la sección anterior. En la Figura 1 se muestra tanto el modelo original reportado en la literatura como ambos casos de anclaje aplicados al modelo simplificado de hipermovilidad implementado en este estudio.

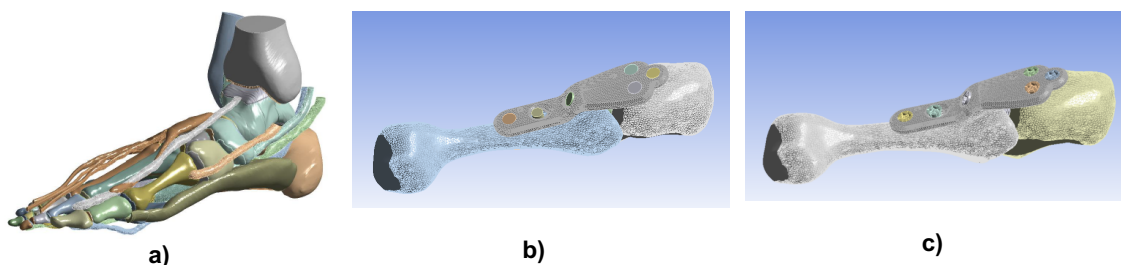


Figura 1. a) Modelo original; b) Modelo simplificado de hipermovilidad para el caso de tornillos simplificados; c) Modelo simplificado de hipermovilidad para el caso de tornillos TPMS.

Además, la Figura 2 muestra la comparación entre los dos tipos de anclaje, observándose la placa y los tornillos de fijación para cada caso, a fin de ilustrar la diferencia entre ambos.

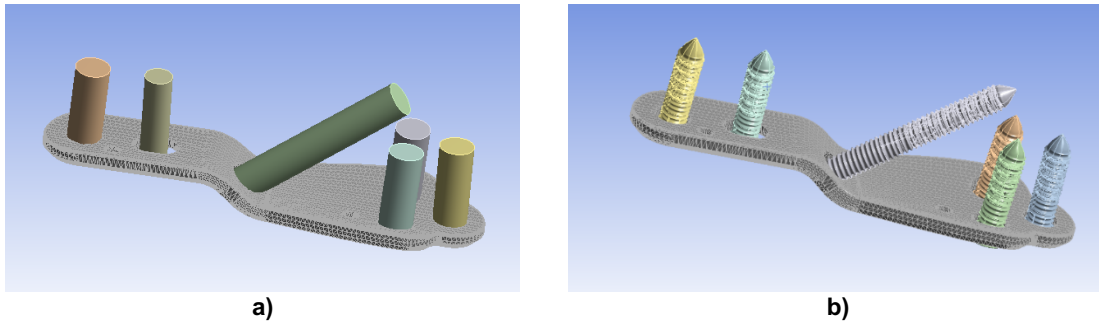


Figura 2. a) Placa Lapidus y tornillos simplificados; b) Placa Lapidus y tornillos tipo TPMS.

2.4. Contactos

Para la definición de contactos en el modelo, se empleó la opción *sin separación* (non-separation) entre las superficies hueso-placa, con el objetivo de mantener ambas superficies unidas durante toda la simulación, sin permitir separación, aunque sí permite cierto deslizamiento relativo entre ellas. Este tipo de contacto simula unión rígida, similar a la soldadura, pero con posibilidad de movimiento tangencial. Por otro lado, se utilizó el contacto unido (bonded) en las interacciones placa-tornillos, lo cual representa una conexión completamente rígida, sin deslizamiento ni separación entre superficies. Este tipo de contacto asume uniones similares a soldaduras o adhesiones permanentes.

2.5. Condiciones de frontera y carga

Carga aplicada

Para estimar la fuerza ejercida sobre el hueso metatarsiano, se realizó un análisis estático considerando la carga aplicada al pie, la distribución promedio del peso corporal en posición bípeda y los ángulos descritos por Moreau Costa Bartani [48]. Se tomó como referencia un peso corporal de 70 kg; sin embargo, al considerar los efectos dinámicos generados durante la marcha o el impacto, este valor puede incrementarse entre 3 y 5 veces. Por esta razón, se aplicó una carga equivalente a 4 veces el peso corporal, es decir, 280 kg en dirección vertical, tal como se muestra en la Figura 3.

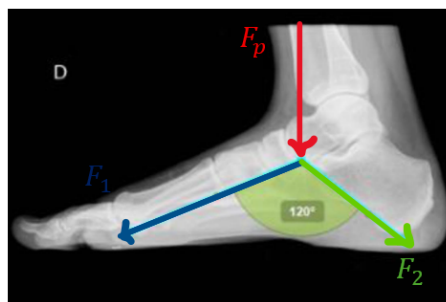


Figura 3. Distribución de la carga tibio-peronea aplicada al pie.

Según lo observado en la Figura 4, el ángulo entre las fuerzas F_1 y F_2 es de 120° . A partir de esta información y con apoyo de herramientas de medición gráfica, se determinaron los ángulos comprendidos entre dichas fuerzas, los cuales son fundamentales para el análisis de vectores resultantes y distribución de cargas.

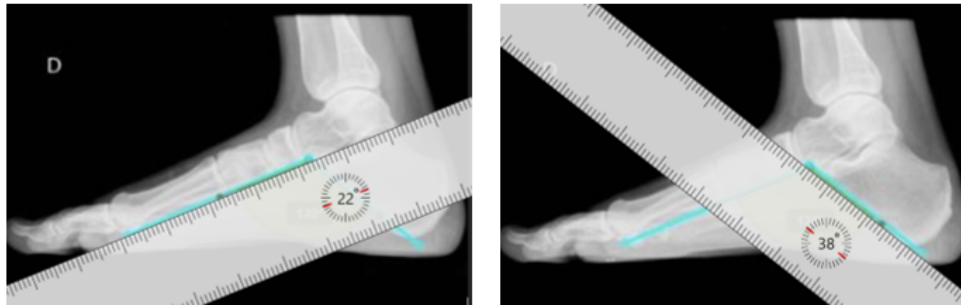


Figura 4. Ángulos de Costa Bartani medidos para el diagrama de cuerpo libre.

Se utilizó un ángulo promedio de 135° , basado en la descripción de Costa Bartani [48], para representar la geometría del pie en el análisis. Este ángulo varía según el tipo de arco plantar (cavo o plano) y fue empleado para establecer una simetría angular proporcional en el diagrama de cuerpo libre, como se muestra a continuación en la Figura 5.

El DC1 (Figura 5) muestra un ángulo restante de 60° , obtenido de restar los 120° entre las fuerzas F_1 y F_2 del ángulo plano. Este se divide entre 22° para F_1 y entre 38° para F_2 . Dicha división angular permite calcular los porcentajes relativos de cada componente, facilitando el análisis de la distribución de fuerzas. Así se obtienen valores de 0.367 para F_1 y 0.633 para F_2 .

Los porcentajes angulares obtenidos anteriormente permiten trasladar la simetría a otros ángulos. Para el caso con un ángulo de 135° , se genera un nuevo diagrama de cuerpo libre aplicando la misma proporción, como se muestra en la Figura 6.

Para el segundo caso, el ángulo restante es de 45° , y los ángulos α y β se calculan con base en las proporciones del caso anterior, multiplicando dicho ángulo de 45° por la proporción correspondiente a cada fuerza, obteniendo así valores de 28.50° para F_1 y 16.50° para F_2 . Con esto es posible realizar la sumatoria de fuerzas y el diagrama de cuerpo libre mostrado en la Figura 7, con el cual es posible realizar el análisis estático para determinar el valor de F_1 , la fuerza aplicada al metatarsiano.

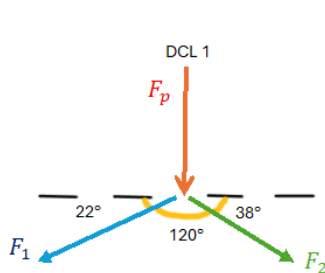


Figura 5. Diagrama de cuerpo libre 1: ángulo medido en radiografía.

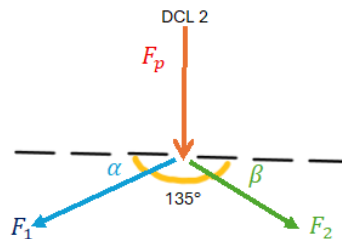


Figura 6. Diagrama de cuerpo libre 2: ángulo reportado por Costa Bartani.

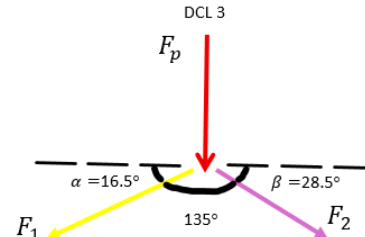


Figura 7. Diagrama de cuerpo libre 3: ángulos calculados para Costa Bartani.

El procedimiento para la obtención de dicha fuerza se describe a continuación:

$$\sum F_x = 0 \quad (1)$$

$$-F_1 \cos \alpha + F_2 \cos \beta = 0$$

$$\sum F_y = 0 \quad (2)$$

$$F_p = -F_1 \sin \alpha - F_2 \sin \beta$$

Se sustituyen los valores conocidos de α , β y F_p en ambas Ecuaciones (1 y 2):

$$-F_1 \cos(16.50^\circ) + F_2 \cos(28.50^\circ) = 0 \quad (3)$$

$$-F_1 \sin(16.50^\circ) - F_2 \sin(28.50^\circ) = 2747N \quad (4)$$

Ahora de Ecuación 3 se despeja F_1 :

$$F_1 = \frac{\cos(28.50^\circ)}{\cos(16.50^\circ)} * F_2 \quad (5)$$

El siguiente paso es sustituir la Ecuación 5 en Ecuación 4:

$$- \left[\left(\frac{\cos(28.50^\circ)}{\cos(16.50^\circ)} * F_2 \right) * (\sin(16.50^\circ)) \right] - F_2 \sin(28.50^\circ) = 2747 \text{ N} \quad (6)$$

Al darle solución a la Ecuación 6 se obtiene que:

$$-0.26032F_2 - 0.47716F_2 = 2747 \text{ N}$$

$$-0.73748F_2 = -3724.8468 \text{ N}$$

$$F_2 = -3724.8468 \text{ N}$$

Ahora se puede obtener F_1 utilizando la Ecuación 5:

$$F_1 = \frac{\cos(28.50^\circ)}{\cos(16.50^\circ)} * (-3724.8468 \text{ N})$$

$$F_1 = -3414.0506 \text{ N}$$

Finalmente, se adopta la distribución promedio del peso corporal, expresada como porcentaje de la carga en posición de bipedestación, según lo reportado por M. Kumka et al. [49], como se muestra en la Figura 8.

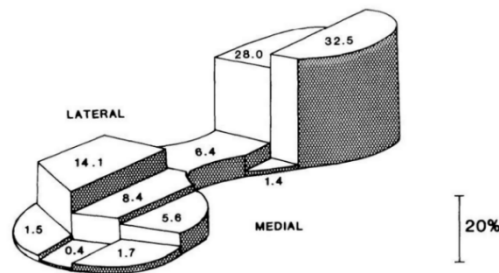


Figura 8. Distribución promedio del peso expresada como un porcentaje de la carga total en posición de bipedestación.

Dado que la carga se aplicará sobre el metatarsiano del primer dedo del pie (hallux), se estima que esta representa aproximadamente el 7.3% del peso corporal total en bipedestación. Por lo tanto, la carga de interés se calcula como $F_1 = -3414.0506 \text{ N}$, correspondiente a dicho porcentaje, obteniéndose así el siguiente valor:

$$F_{1b} = (0.073)F_1$$

$$F_{1b} = (0.073)(-3414.0506 \text{ N})$$

$$F_{1b} = -249.2257 \text{ N}$$

Esta carga, a su vez, debe descomponerse en sus componentes X y Y, de manera que el diagrama de cuerpo libre se representa como se muestra en la Figura 9.

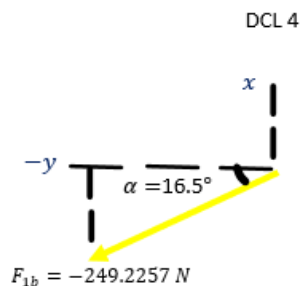


Figura 9. Valor de carga transmitida al metatarso.

Para llevar a cabo la descomposición en componentes, es suficiente analizar y observar la dirección de la fuerza aplicada, obteniéndose lo siguiente:

Para la componente en X:

$$F_{1x} = -F_{1b} \cos \alpha$$

$$F_{1x} = -(-249.2257) * [\cos(16.50^\circ)]$$

$$F_{1x} = 238.9625 \text{ N}$$

Para la componente en Y:

$$F_{1y} = -F_{1b} \sin \alpha$$

$$F_{1y} = -(-249.2257) * [\sin(16.50^\circ)]$$

$$F_{1y} = 70.7839 \text{ N}$$

Las componentes F_{1x} y F_{1y} corresponden a la descomposición de la fuerza aplicada sobre el metatarsiano en los ejes cartesianos X y Y. Dichos valores constantes serán ingresados como condición de frontera en el modelo.

Fixed support

La última condición de frontera aplicada al modelo corresponde a un soporte fijo (fixed support) en el extremo libre del metatarsiano, con el objetivo de simular su fijación al hueso adyacente.

3. Resultados

Para la designación de cuerpos de la geometría analizada (véase Figura 10), se sigue el mismo orden designado para el caso de la simulación de los tornillos TPMS, es decir, el tornillo 1 (T.1) se encuentra en la misma posición que el cilindro 1 (C.1), y así sucesivamente.

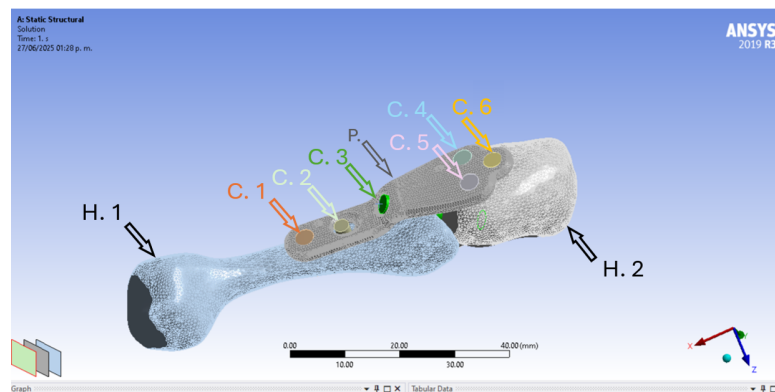


Figura 10. Diagrama de designación de cuerpos.

Los resultados del análisis estructural del caso del modelo con tornillos simplificados se presentan en la Tabla 1 para cada cuerpo, donde se cuantifican diversos parámetros como: desplazamiento total, esfuerzo equivalente, energía de deformación máxima y la deformación unitaria equivalente. De la misma manera, en la Tabla 2, se muestran los parámetros para el modelo con tornillos con estructuras internas TPMS.

Tabla 1. Resultados de los parámetros mecánicos evaluados. Modelo simplificado.

	H. 1	H. 2	C. 1	C. 2	C. 3	C. 4	C. 5	C. 6	P.
Desplazamiento total máx [mm]	2.1084	3.6516	0.8711	1.1879	2.5477	2.6599	2.6472	2.9552	3.057
Esfuerzo equivalente de Von Mises máx [MPa]	261.24	329.72	498.15	567.67	1294.8	360.21	596.41	434.97	517.22
Energía de deformación máx [mJ]	0.2732	0.0299	0.0055	0.0087	0.0328	0.0067	0.0067	0.0042	0.0089
Deformación unitaria equivalente [mm/mm]	0.0156	0.02	0.0086	0.0051	0.0145	0.0083	0.0083	0.007	0.024

Tabla 2. Resultados de los parámetros mecánicos evaluados. Modelo con tornillos TPMS.

	H. 1	H. 2	T. 1	T. 2	T. 3	T. 4	T. 5	T. 6	P.
Desplazamiento total máx [mm]	2.0391	3.8218	0.7843	1.142	2.5735	2.6903	2.6963	3.0471	3.1501
Esfuerzo equivalente de Von Mises máx [MPa]	417.63	390.15	692.31	1194.07	2439.35	2483.69	1514.9	2895.5	1124.3
Energía de deformación máx [mJ]	0.0909	0.0107	0.0028	0.0187	0.0053	0.0024	0.0025	0.0026	0.06058
Deformación unitaria equivalente [mm/mm]	0.0695	0.0467	0.0464	0.0653	0.0667	0.051	0.0503	0.0689	0.0488

Seleccionando los parámetros con los cambios más abruptos en los resultados, los cuales son el esfuerzo equivalente de von Mises, la energía de deformación y la deformación unitaria equivalente, se generaron tablas comparativas (véase Tablas 3-5) para conocer de manera cuantitativa la diferencia entre ellos, encontrando diferencias significativas de hasta 1180.39 % .

Tabla 3. Comparación de valores críticos de esfuerzo de von Mises. Modelo simplificado versus Modelo con tornillos TPMS.

Comparación	Von Mises (MPa) - Simplificado	Von Mises (MPa) - TPMS	Diferencia (%)
C. 4 / T. 4	360.21	2483.69	589.51%
C. 6 / T. 6	434.97	2895.5	565.68%
C. 3 / T. 3	1294.8	2439.35	88.40%

Tabla 4. Comparación de valores críticos de energía de deformación. Modelo simplificado versus Modelo con tornillos TPMS.

Comparación	Energía [mJ] Simplificado	Energía [mJ] TPMS	Diferencia (%)
P.	0.0089	0.06058	580.67%
H. 1	0.2732	0.0909	-66.73%
C. 3 / T. 3	0.0328	0.0053	-83.84%

Tabla 5. Comparación de valores críticos de deformación unitaria equivalente. Modelo simplificado versus Modelo con tornillos TPMS.

Comparación	Deformación Simplificada [mm/mm]	Deformación TPMS [mm/mm]	Diferencia (%)
C. 2 / T. 2	0.0051	0.0653	1180.39%
C. 1 / T. 1	0.0086	0.0464	439.53%
H. 1	0.0156	0.0695	345.51%

Por otra parte, para visualizar el efecto cualitativo y cuantitativo de la diferencia de los anclajes, se muestran gráficas de contornos para el esfuerzo equivalente de von Mises y la deformación unitaria equivalente, tanto para el modelo simplificado como para el modelo con tornillos TPMS (véase Figuras 11 y 12).

Los resultados mostrados tanto numéricamente en la Tabla 3, como gráficamente en la Figura 11, sugieren que existe un aumento considerable en esfuerzos en la comparación de valores críticos para los esfuerzos de von Mises, de modo general, los tornillos TPMS generan un anclaje más rígido con el valor más crítico de 589.51%, lo cual permite que se transfiera más carga al hueso, incrementando el riesgo de microfracturas óseas, por lo que refleja una mejor fijación, sin embargo, también un aumento en la exigencia mecánica sobre el hueso.

Mediante la comparación de energía de deformación, presentes en la Tabla 4, se ha observado que hay un aumento extremo en la energía absorbida en la placa, con un valor máximo del 580.67% de diferencia, lo que indica mayor capacidad de almacenar energía elástica, pero también una tendencia de riesgo a la fatiga si no se controla. También se observa una disminución importante para el hueso 1 y el tornillo 3 del 66.73% y 83.84% respectivamente; lo que sugiere que el TPMS redistribuye mejor la carga.

Esfuerzo equivalente de von Mises

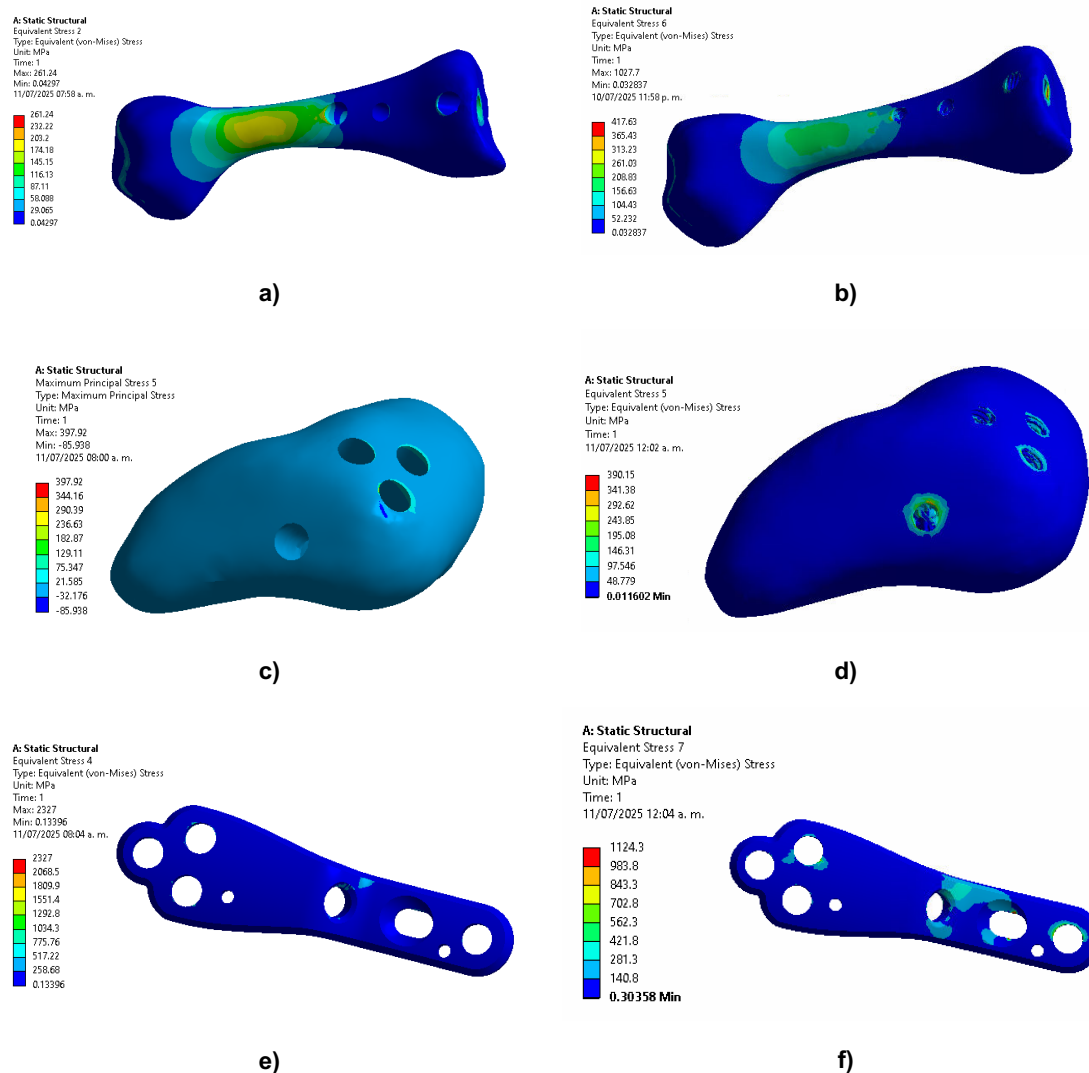


Figura 11. Esfuerzo equivalente de von Mises para a) Metatarso modelo simplificado; b) Metatarso modelo con tornillos TPMS; c) Cuneiforme modelo simplificado; d) Cuneiforme modelo con tornillos TPMS; e) Placa modelo simplificado y f) Placa modelo con tornillos TPMS.

Finalmente, en la comparación de deformación unitaria equivalente, incluida en la Tabla 5 y Figura 12, se ha observado un comportamiento similar para los componentes de unión, pues ambos reflejan un patrón biomecánico consistente de mayor deformación en zonas de inserción, con un aumento del 1180.39% para el tornillo 2 y 439.53% para el tornillo 1. Además, se tiene un aumento crítico de deformación del 345.51% en el hueso 1 con TPMS, es decir, se transfiere más carga a esta zona.

Deformación unitaria equivalente

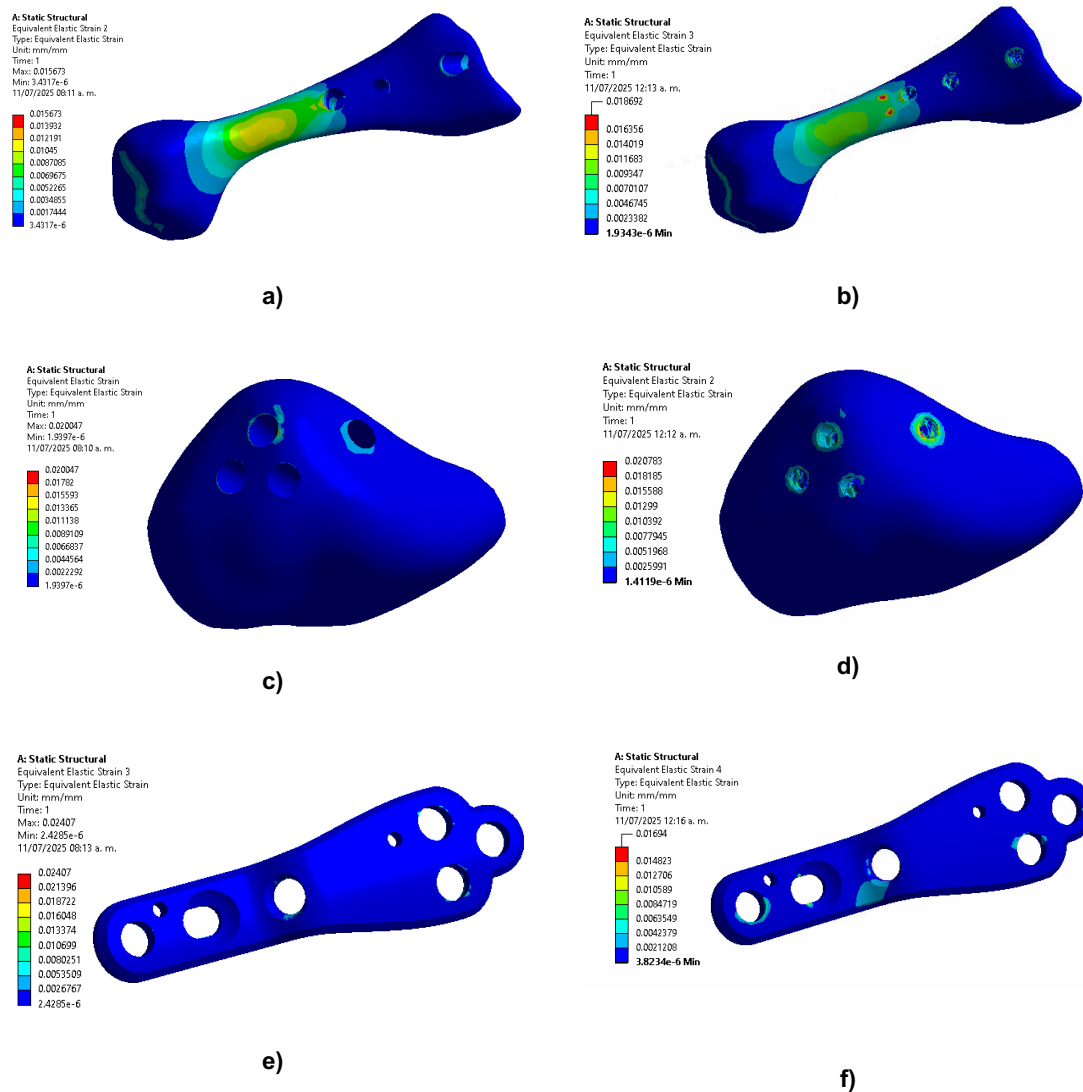


Figura 12. Deformación unitaria equivalente para a) Metatarso modelo simplificado; b) Metatarso modelo con tornillos TPMS; c) Cuneiforme modelo simplificado; d) Cuneiforme modelo con tornillos TPMS; e) Placa modelo simplificado y f) Placa modelo con tornillos TPMS.

4. Discusión y Conclusiones

Los resultados obtenidos a partir del análisis comparativo cualitativo y cuantitativo, entre el modelo simplificado y el modelo con tornillos tipo TPMS en un sistema de fijación Lapidus, demuestran diferencias significativas en el comportamiento mecánico.

Desde una perspectiva ingenieril, el modelo con tornillos TPMS mostró un aumento considerable en los esfuerzos equivalentes de von Mises en múltiples puntos críticos (hasta un 589.51% en el caso más severo), lo que indica una mayor rigidez estructural y una transferencia de carga más eficiente a través del sistema hueso-implante. Este comportamiento proporciona una mejor distribución de carga.

El modelo con TPMS presentó reducciones moderadas en algunos desplazamientos máximos, lo cual sugiere una mejora en la estabilidad global del sistema. En general, dicho modelo muestra una reducción de la energía máxima en las zonas de fijación, indicando una mayor eficiencia en la transferencia de carga. Sin embargo, existe un aumento en la deformación de las estructuras óseas de los huesos 1 y 2, lo cual sería preocupante si el hueso del paciente no tiene suficiente densidad.

En conclusión, la implementación de tornillos TPMS en procedimientos de fijación Lapidus podría representar una evolución significativa en la biomecánica de los anclajes quirúrgicos, debido a que promueve una fijación más robusta y con mayor adaptabilidad al entorno biológico. Esto podría traducirse en beneficios directos para los pacientes, tales como reducción de tiempos de recuperación, menor riesgo de fallo del implante y mejor integración ósea. Además, los tornillos TPMS representan una alternativa biomecánicamente superior al sistema de anclaje convencional evaluado en este estudio.

Bibliografía/Referencias

- [1] Maestro, M., Leemrijse, T., & Rivet, J. (2018). Anatomía y biomecánica del gran artejo o hallux. EMC - Podología, 20(3), 1-11. [https://doi.org/10.1016/s1762-827x\(18\)91762-1](https://doi.org/10.1016/s1762-827x(18)91762-1)
- [2] Van Beek, C., & Greisberg, J. (2011). Mobility of the first ray. Foot & Ankle International, 32(9), 917-922. <https://doi.org/10.3113/FAI.2011.0917>
- [3] Morgan, J., Hillstrom, R., & Hillstrom, H. (2022). Is the Planus Foot Type Associated with First Ray Hypermobility? Foot & Ankle Orthopaedics, 7(1). <https://doi.org/10.1177/24730114221081545>
- [4] Bellón, S. V. (2021). Patología del primer radio: evaluación por radiodiagnóstico y variables asociadas. Universidade Da Coruña. <http://hdl.handle.net/2183/32861>
- [5] Ferrer, S. Z., & Ibañez, M. A. C. (2003). Las metatarsalgias. Revista española de reumatología: Órgano Oficial de la Sociedad Española de Reumatología, 30(9), 478-488. <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-reumatologia-29-articulo-las-metatarsalgias-13055076>
- [6] Fuhrmann, R. A. (2014). Técnicas Quirúrgicas en Ortopedia y Traumatología. Elsevier, 23(4), 159-215. <https://www.elsevier.es/es-revista-tecnicas-quirurgicas-ortopedia-traumatologia-41>
- [7] Harradine, P., & Bevan, L. (2000). The effect of rearfoot eversion on maximal hallux dorsiflexion. A preliminary study. Journal of the American Podiatric Medical Association, 90(8), 390-393. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-8-390>
- [8] Dayton, P., Hatch, D. J., Santrock, R. D., & Smith, B. (2018). Biomechanical characteristics of biplane multiplanar Tension-Side fixation for lapidus fusion. The Journal of Foot & Ankle Surgery, 57(4), 766-770. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2018.02.012>
- [9] Li, S., & Myerson, M. S. (2019). Evolution of thinking of the lapidus procedure and fixation. Foot and Ankle Clinics, 25(1), 109-126. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2019.11.001>
- [10] Langan, T. M., Brandão, R. A., Goss, D. A., & Hyer, C. F. (2021). Arthrodesis of the first tarsometatarsal joint for correction of hallux abductovalgus: Technique guide and tips. Foot & Ankle Surgery: Techniques, Reports & Cases, 1(2). <https://doi.org/10.1016/j.fastrc.2021.100008>
- [11] Santrock, R. D., & Smith, B. (2018). Hallux valgus deformity and treatment: a three-dimensional approach: modified technique for Lapidus procedure. Foot and Ankle Clinics, 23(2), 281-295. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2018.02.001>
- [12] Dayton, P., Hatch, D. J., Santrock, R. D., & Smith, B. (2018). Biomechanical characteristics of biplane multiplanar Tension-Side fixation for lapidus fusion. The Journal of Foot & Ankle Surgery, 57(4), 766-770. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2018.02.012>
- [13] Drummond, D., Motley, T., Kosmopoulos, V., & Ernst, J. (2018). Stability of locking plate and compression screws for Lapidus arthrodesis: a biomechanical comparison of plate position. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 57(3), 466-470. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2017.10.025>
- [14] Schilde, S., Ketelhut, L., Delank, K. S., & Gutteck, N. (2020). Anatomical study of Lapidus arthrodesis using two different plantar plate systems. Foot and Ankle Surgery, 26(5), 585-590. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2019.07.016>

- [15] Li, S., & Myerson, M. S. (2020). Evolution of thinking of the Lapidus procedure and fixation. *Foot and Ankle Clinics*, 25(1), 109-126. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2019.11.001>
- [16] Ray, R. G. (2002). First metatarsocuneiform arthrodesis: technical considerations and technique modification. *The Journal of foot and ankle surgery*, 41(4), 260-272. [https://doi.org/10.1016/s1067-2516\(02\)80025-4](https://doi.org/10.1016/s1067-2516(02)80025-4)
- [17] Montrasio, U. A., Corbo, V., Mangiavini, L., & Palmucci, M. (2019). Is it still current to talk about first ray hypermobility? *PubMed*, 90(1-S), 32-35. <https://doi.org/10.23750/abm.v90i1-s.8009>
- [18] Webb, B., Nute, M., Wilson, S., Thomas, J., Van Gompel, J., & Thompson, K. (2008). Arthrodesis of the first metatarsocuneiform joint: A comparative cadaveric study of external and internal fixation. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 48(1), 15-21. <https://doi.org/10.1053/j.ifas.2008.09.009>
- [19] Drummond, D., Motley, T., Kosmopoulos, V., & Ernst, J. (2018). Stability of locking plate and compression screws for lapidus arthrodesis: A Biomechanical comparison of plate position. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 57(3), 466-470. <https://doi.org/10.1053/j.ifas.2017.10.025>
- [20] Riegger, M., Habib, N., Testa, E. A., Müller, J., Guidi, M., & Candrian, C. (2023). The modified Lapidus fusion: a systematic review of biomechanical studies. *EFORT Open Reviews*, 8(4), 162-174. <https://doi.org/10.1530/eor-22-0069>
- [21] Burchard, R., Massa, R., Soost, C., Richter, W., Dietrich, G., Ohrndorf, A., Christ, H., Fritzen, C., Graw, J. A., & Schmitt, J. (2018). Biomechanics of common fixation devices for first tarsometatarsal joint fusion—a comparative study with synthetic bones. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 13(1). <https://doi.org/10.1186/s13018-018-0876-0>
- [22] Plaass, C., Claassen, L., Daniilidis, K., Fumy, M., Stukenborg-Colsman, C., Schmiedl, A., & Ettinger, S. (2015). Placement of plantar plates for lapidus arthrodesis. *Foot & Ankle International*, 37(4), 427-432. <https://doi.org/10.1177/1071100715619607>
- [23] Ettinger, S., Hemmersbach, L., Schwarze, M., Stukenborg-Colsman, C., Yao, D., Plaass, C., & Claassen, L. (2021). Biomechanical evaluation of tarsometatarsal fusion comparing crossing lag screws and lag screw with locking plate. *Foot & Ankle International*, 43(1), 77-85. <https://doi.org/10.1177/10711007211033541>
- [24] Cottom, J. M., & Rigby, R. B. (2013). Biomechanical Comparison of a Locking Plate with Intraplate Compression Screw Versus Locking Plate with Plantar Interfragmentary Screw for Lapidus Arthrodesis: A Cadaveric Study. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 52(3), 339-342. <https://doi.org/10.1053/j.ifas.2013.02.012>
- [25] Klos, K., Gueorguiev, B., Mückley, T., Fröber, R., Hofmann, G. O., Schwieger, K., & Windolf, M. (2010). Stability of medial locking plate and compression screw versus two crossed screws for lapidus arthrodesis. *Foot & Ankle International*, 31(2), 158-163. <https://doi.org/10.3113/fai.2010.0158>
- [26] García-Aznar, J. M., Bayod, J., Rosas, A., Larrainzar, R., García-Bógalo, R., Doblaré, M., & Llanos, L. F. (2008). Load transfer mechanism for different metatarsal geometries: a finite element study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131(2). https://doi.org/10.1115/1.3005174_7
- [27] Aiyer, A., Russell, N. A., Pelletier, M. H., Myerson, M., & Walsh, W. R. (2015). The impact of nitinol staples on the compressive forces, contact area, and mechanical properties in comparison to a claw plate and crossed screws. *For the first tarsometatarsal arthrodesis. Foot & Ankle Specialist*, 9(3), 232-240. <https://doi.org/10.1177/1938640015620655>
- [28] Cottom, J. M., & Baker, J. S. (2016). Comparison of Locking Plate with Interfragmentary Screw Versus Plantarily Applied Anatomic Locking Plate for Lapidus Arthrodesis: A Biomechanical Cadaveric Study. *Foot & Ankle Specialist*, 10(3), 227-231. <https://doi.org/10.1177/1938640016676341>
- [29] Garas, P. K., DiSegna, S. T., & Patel, A. R. (2018). Plate alone versus plate and lag screw for lapidus arthrodesis: A Biomechanical comparison of compression. *Foot & Ankle Specialist*, 11(6), 534-538. <https://doi.org/10.1177/1938640018758374>
- [30] Kunovsky, R., Kocis, J., Navrat, T., Vosynek, P., Pink, T., Joukal, M., & Cizmar, I. (2021). Lapidus arthrodesis in combination with arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint-biomechanical cadaver study comparing two methods of fixation. *Biomedical Papers*, 166(3), 334-342. <https://doi.org/10.5507/bp.2021.025>
- [31] Ehredt, D. J., Kawalec, J., Ligas, C., Seidel, J., Benson, B., Reiner, M. M., & Connors, J. (2020). The Lapidus arthrodesis: Examining the effect of the metatarsal base transfixion screw. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 60(2), 333-338. <https://doi.org/10.1053/j.ifas.2020.05.020>

- [32] Aiyer, A., Russell, N. A., Pelletier, M. H., Myerson, M., & Walsh, W. R. (2015). The impact of nitinol staples on the compressive forces, contact area, and mechanical properties in comparison to a claw plate and crossed screws For the first tarsometatarsal arthrodesis. *Foot & Ankle Specialist*, 9(3), 232–240. <https://doi.org/10.1177/1938640015620655>
- [33] Morales Orcajo, E., de las Casas, E. B., & López, J. B. (2015). Computational foot modeling for clinical assessment (Doctoral dissertation, Ph. D. thesis. Universidad de Zaragoza). <https://zaguan.unizar.es/record/47421/files/TESIS-2016-029.pdf>
- [34] Morales-Orcajo, E., De Bengoa Vallejo, R. B., Iglesias, M. L., & Bayod, J. (2016). Structural and material properties of human foot tendons. *Clinical Biomechanics*, 37, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.05.014>
- [35] Zhang, Y., Awrejcewicz, J., Szymanowska, O., Shen, S., Zhao, X., Baker, J. S., & Gu, Y. (2018). Effects of severe hallux valgus on metatarsal stress and the metatarsophalangeal loading during balanced standing: A finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine*, 97(1), 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2018.04.010>
- [36] Wong, D. W., Wang, Y., Chen, T. L., Yan, F., Peng, Y., Tan, Q., Ni, M., Leung, A. K., & Zhang, M. (2020). Finite element analysis of generalized ligament laxity on the deterioration of hallux valgus deformity (Bunion). *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.571192>
- [37] Akrami, M., Qian, Z., Zou, Z., Howard, D., Nester, C. J., & Ren, L. (2017). Subject-specific finite element modelling of the human foot complex during walking: sensitivity analysis of material properties, boundary and loading conditions. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 17(2), 559–576. <https://doi.org/10.1007/s10237-017-0978-3>
- [38] Wong, D. W., Zhang, M., Yu, J., & Leung, A. K. (2014). Biomechanics of first ray hypermobility: An investigation on joint force during walking using finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, 36(11), 1388–1393. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.03.004>
- [39] Wang, Y., Li, Z., Wong, D. W., & Zhang, M. (2015). Effects of ankle arthrodesis on biomechanical performance of the entire foot. *PLoS ONE*, 10(7). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0134340>
- [40] Wang, Y., Li, Z., Wong, D. W., Cheng, C., & Zhang, M. (2017). Finite element analysis of biomechanical effects of total ankle arthroplasty on the foot. *Journal of Orthopaedic Translation*, 12, 55–65. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2017.12.003>
- [41] Nakamura, S., Crowninshield, R. D., & Cooper, R. R. (1981). An analysis of soft tissue loading in the foot—a preliminary report. *Bulletin of prosthetics research*, 10, 27–34. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7332829/>
- [42] Matthew, C. S., Willet, J. F., & Ellis, S. J. (2020). Effect of the modified Lapidus procedure on pronation of the first ray in hallux valgus. *Foot & Ankle International*, 41(2), 125–132. <https://doi.org/10.1177/216521100719883325>
- [43] Grigoriadis, G., Carpanen, D., Bull, A. M. J., & Masouros, S. D. (2016). A finite element model of the foot and ankle for prediction of injury in under-body blast. *IRCOBI*. <https://core.ac.uk/download/pdf/77021521.pdf>
- [44] Chen, T. L., Wong, D. W., Wang, Y., Lin, J., & Zhang, M. (2018). Foot arch deformation and plantar fascia loading during running with rearfoot strike and forefoot strike: A dynamic finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 83, 260–272. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.007>
- [45] Wong, D. W., Niu, W., Wang, Y., & Zhang, M. (2016). Finite element analysis of foot and ankle impact injury: Risk evaluation of calcaneus and talus fracture. *PLoS ONE*, 11(4). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0154435>
- [46] Mancera-Campos, N., Vidal-Lesso, A. and Bayod López, J. (2025), Quantitative Assessment of the Structural Effects in Foot Soft Tissues Depending on the Mechanical Contact Between Joints. *International Journal Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 41. <https://doi.org/10.1002/cnm.3888>
- [47] Mancera Campos, N. (2024). *Evaluación biomecánica de tejidos blandos y huesos en pie con inserción de placas Lapidus en casos de hiper movilidad* (Tesis no publicada de doctorado). Universidad de Guanajuato.
- [48] Aware, A. (2024, August 26). Todo lo que no sabias sobre la clínica y exploración del pie cavo. aware.doctor. Aware A. <https://aware.doctor/blog/pie-cavo-clinica-exploracion/>
- [49] Kumka, M., & Bonar, J. (2012). Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 179–191. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22997468/>