



**Universidad
Zaragoza**

Trabajo Fin de Grado

Simulación computacional de las presiones de
contacto durante la marcha de un pie herido

Autor/es

Gabriel Anaya García

Director/es

María José Gómez Benito
Elena Jordán Palomar

Universidad de Zaragoza / Escuela de Ingeniería y Arquitectura
2014

Índice

-Resumen.....	2
-Conceptos previos.....	3
<i>-Heridas y cicatrización.....</i>	<i>3</i>
<i>-La estructura del pie.....</i>	<i>3</i>
-Caso clínico.....	4
-Seguimiento de la paciente.....	5
-Pruebas.....	7
-Creación del modelo 3D.....	9
-Etapas de desarrollo del proyecto.....	10
<i>-Caracterización de los tejidos.....</i>	<i>10</i>
<i>-Ensayo del modelo.....</i>	<i>12</i>
<i>-Validación de resultados.....</i>	<i>13</i>
-Introducción a los modelos.....	13
-Resultados del proyecto.....	14
<i>-Comparación de los modelos: ensayo tracción uniaxial.....</i>	<i>14</i>
<i>-Desarrollo de las pruebas.....</i>	<i>19</i>
<i>-Septiembre 2010.....</i>	<i>19</i>
<i>-Marzo 2010.....</i>	<i>26</i>
-Conclusiones.....	28
-Bibliografía.....	29

Resumen

El objetivo de este proyecto es el análisis de los tejidos constituyentes de un pie reconstruido tras sufrir un traumatismo.

La mujer sujeto del estudio sufrió un accidente que le produjo severas lesiones en el pie derecho. Mediante varias intervenciones quirúrgicas se le implantó tejido proveniente de su propia espalda con el objetivo de recuperar la funcionalidad de la extremidad.

A lo largo del proceso de recuperación se realizaron una serie de pruebas y mediciones para asegurar el correcto avance del mismo. De entre ellas, las Resonancias Magnéticas sirvieron para realizar, utilizando varios software informáticos, una reconstrucción 3D del pie. Esta reconstrucción computacional se discretizó por Elementos Finitos para obtener un modelo que permitiera, aplicándole condiciones de contorno y cargas, obtener resultados de tensión-deformación de los tejidos.

Utilizando ese modelo como punto de partida, se pretende hallar un modelo de comportamiento de los tejidos que se aproxime lo más posible a las características fuertemente no lineales de los tejidos reales. Para ello, utilizando el software de modelización y cálculo 3D por elementos finitos (EF) Abaqus, se establecen las condiciones de contorno correspondientes y se procede a analizar modelos de comportamiento hiperelásticos para los distintos tejidos. Posteriormente, se comparan las huellas de presiones resultado del cálculo computacional con las huellas reales que fueron tomadas a la paciente tras las operaciones mediante plataforma de cargas (Método de Análisis Inverso por Elementos Finitos). Así se validan gradualmente los modelos de cálculo y los parámetros, y mediante cálculos iterativos se pretende ajustar lo más posible los resultados.

Los resultados obtenidos reflejan correspondencia entre las distribuciones de presiones obtenidas mediante plataforma de cargas y mediante métodos de cálculos por Elementos Finitos. Los valores máximos de presión obtenidos por Elementos Finitos son mucho mayores a los reflejados en plataforma de presiones. Dichos resultados probablemente se disminuirían al utilizar una malla más fina en las zonas donde se concentra la presión (talón y cabezas de los metatarsianos).

Este proyecto supone la continuación de otros dos proyectos anteriores. El primero de ellos, titulado “Factores Bioquímicos y Mecánicos en la generación de heridas: estudio in vitro e in vivo” fue realizado en 2010 por Elena Jordán Palomar y presentado como Proyecto Fin de Máster; el segundo, titulado “Simulación por Elementos Finitos de un pie herido por accidente de tráfico” fue realizado en 2013 por Marta Sánchez San Agustín y presentado como Proyecto Fin de Carrera.

Conceptos previos

Heridas y cicatrización

La cicatrización es el proceso normal que se presenta en los seres humanos para regenerar el tejido epidérmico y dérmico. Cuando un individuo presenta una herida una serie de eventos bioquímicos complejos se presenta para reparar el tejido dañado. La piel es anisótropa, es decir, que presenta diferentes características dependiendo de la orientación. Por ello se definen unas líneas a lo largo de las cuales las tensiones son menores y por tanto la cicatrización es más favorable. Estas líneas se denominan líneas de menor tensión o de Langer. La velocidad y facilidad para la cicatrización depende de otros factores como profundidad y tamaño de la herida, localización y edad del sujeto.

Durante la última parte del proceso de cicatrización la tracción que realiza la piel aumenta debido a la disminución de la cantidad de colágeno. Éste es un proceso imperfecto, el colágeno no alcanza el patrón de organización anterior a la herida por lo que el tejido de la cicatriz no alcanza la fuerza tensional ni el aspecto previo.

En cirugía se denomina colgajo a un segmento de tejido de forma, tamaño y grosor variables, separado quirúrgicamente de las estructuras profundas pero provisto de un pedículo vascular o punto de unión al organismo, a través del cual se provee de una vascularización y nutrición. Se utiliza para trasplantar de una zona a otra del cuerpo o cubrir un área lesionada en el caso de heridas muy grandes y profundas para asegurar el cierre y la correcta cicatrización de la herida. Habitualmente los tejidos trasplantados no poseen sensibilidad, lo que obliga a un minucioso seguimiento del proceso de cicatrización por parte del personal médico correspondiente.

La estructura del pie

Los elementos óseos (**Figura 1**) y ligamentosos del pie conforman una bóveda elástica de forma triangular que le permite adaptarse a las irregularidades del terreno y actúa como amortiguador al caminar. El vértice posterior de dicha bóveda se sitúa en la región subcalcánea, la cual presenta unas acumulaciones o bolsas de tejido adiposo. Su función es amortiguar los continuos impactos que sufre el talón durante la marcha, especialmente en la fase de contacto, y repartir las cargas para proteger las estructuras internas. Esta capa de grasa puede tener un espesor de hasta 2 cm.

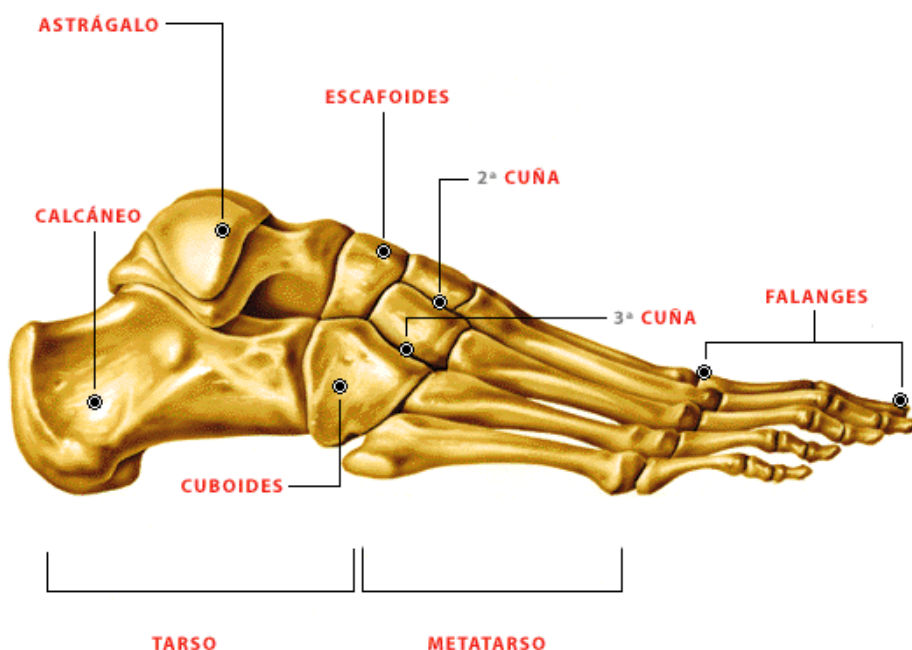


Figura 1. Estructura ósea del pie
<http://yadyprinse.blogspot.com.es>

Caso clínico

La paciente sujeta del estudio sufrió un accidente de moto en el que impactó lateralmente contra otro vehículo, quedando su pie derecho seriamente malherido. En el momento del suceso la mujer tenía 31 años, un peso de 68 kg y una altura de 1,68m. A consecuencia directa del accidente, se produjo una importante pérdida de tejidos blandos del pie así como la fractura del 5º metacarpiano. No obstante, la musculatura profunda, tendones, ligamentos y el resto de la estructura ósea quedaron intactos.

En la primera intervención se produjo el desbridamiento del tejido necrosado y la limpieza del pie. Lamentablemente, el pie tuvo mala evolución postoperatoria debido a la aparición de una trombosis en la arteria tibial anterior, que derivó en una necrosis de los tejidos circundantes del talón.

En este punto se valoró seriamente la amputación de la extremidad. No obstante, debido a que en ningún momento la paciente perdió la sensibilidad y a las características de la misma, se optó por una reconstrucción.

Durante la reconstrucción se eliminó todo el tejido necrosado, quedando expuestas importantes zonas óseas y otras estructuras internas. Para reemplazar el tejido eliminado se optó por utilizar un colgajo procedente de la espalda de la paciente,

concretamente del dorsal ancho. Este músculo tiene forma triangular y se inserta en las vértebras y el húmero. La función principal que posee es la relacionada con esfuerzos de elevación del cuerpo en el plano frontal, tales como escalada. En una rápida valoración resulta evidente que la capacidad de caminar es mucho más importante que la de la realización de dichos ejercicios.

En la operación de reconstrucción se extrajo el colgajo anteriormente mencionado, compuesto de tejido muscular, piel y dos vasos sanguíneos principales que se unieron posteriormente a dos vasos previamente preparados en el pie, lo cual aseguraba la correcta irrigación de la parte injertada. El colgajo se preparó de forma que coincidiese lo más posible con las estructuras circundantes del pie y se dejó la paleta cutánea en la zona de apoyo del talón. La parte dorsal del pie se cubrió con injertos de piel procedentes del muslo.

En la **figura 2** se muestra el pie mes y medio después de la operación. En este momento se tomaron la primera tanda de resonancias magnéticas.



Figura 2. Pie mes y medio después de la intervención

Seguimiento de la paciente

En este apartado se van a detallar las pautas de control y seguimiento del estado de la paciente durante el proceso de rehabilitación. A pesar de que el punto de partida de este proyecto es el modelo en tres dimensiones (3D), resulta necesario explicar dichas pautas para contextualizar los resultados.

-Ritmo de vida progresivo: el estudio no debe interferir en ningún caso en el proceso de recuperación natural. La paciente permaneció con el pie en alto durante un periodo aproximado de tres meses y medio. Después se introdujeron ejercicios de rehabilitación pasiva en la propia cama y apoyo progresivo con ayuda de muletas. Tras otros 4 meses la paciente ya era capaz de andar trayectos cortos apoyando el pie sin asistencias. 9 meses después, sólo necesitaba una muleta para trayectos largos. Durante todo este proceso la paciente sufrió varios procesos infecciosos que requirieron tratamiento antibiótico y reposo.

En la actualidad la paciente lleva una vida normal, siendo capaz incluso de practicar deportes. El seguimiento médico será necesario el resto de su vida, pero sólo como medida de prevención.

-Controles: se realizaron controles para conocer el estado de los tejidos blandos, análisis de apoyo y fotografías durante el proceso de rehabilitación. A estos controles hay que añadir todos aquellos necesarios por motivos clínicos. A continuación se listan los controles y las fechas.

-Primer control, Enero 2010: mes y medio después de la operación, la paciente todavía no podía caminar pero ya era capaz de ponerse de pie sobre la plataforma.

-Segundo control, Septiembre 2010: la paciente sólo necesitaba muletas para trayectos largos.

-Tercer control, Noviembre 2011: tras dos años la paciente ya hacía vida normal.

Por consejo expreso de la cirujana plástica responsable del seguimiento, Elena Jordán, este proyecto se ha centrado en los resultados de las pruebas correspondientes a Septiembre de 2010.

-Pruebas de imagen: se realizaron pruebas de imagen por Resonancia Magnética (RM), efectuando cortes coronales, sagitales y longitudinales. Estas pruebas se llevaron a cabo en el Complejo Hospitalario de Navarra.

-Pruebas de carga: se realizaron pruebas de carga mediante plataforma de presiones, tanto en posición estática como dinámica. Estas pruebas se llevaron a cabo en las instalaciones de la empresa Podoactiva S.L., en el polígono Walqa de Huesca.

Las pruebas de carga se realizaron en las mismas fechas que las resonancias magnéticas. Esto es clave para la realización de este proyecto, puesto que el método de análisis y verificación de resultados utilizado depende de la comparación entre las pruebas de RM y las de plataforma de cargas. Si las pruebas se hubieran realizado en distintas fechas los resultados carecerían de validez ya que el estado del pie hubiera sido distinto.

-Plantillas personalizadas: uno de los principales problemas en el proceso de recuperación residía en las diferencias existentes entre los tejidos de las plantas de los pies con los de la espalda. La piel injertada no poseía el grosor ni la rigidez requeridas para soportar las sollicitaciones mecánicas a las que se somete la planta del pie. Por ello, era necesaria la realización de una plantilla personalizada que suavizara y distribuyera las presiones de forma homogénea. La empresa Podoactiva S.L. se ofreció a realizar dichas plantillas. Debido a la forma del pie, los métodos “tradicionales” para

toma de huellas no servían en este caso. No obstante, la empresa contaba con equipos muy avanzados que permitieron realizar unas plantillas que se amoldaban perfectamente a la superficie de la planta, protegiéndola de roces y distribuyendo el peso.

Tras cada prueba se realizó un juego nuevo de plantillas que respondieran a los cambios experimentados por el pie.

-Seguimiento clínico: la evolución de la paciente fue controlada tanto por el equipo médico que la intervino como por la precursora del estudio y directora del proyecto Elena Jordán, quien en ese momento era médico interno residente el Hospital Virgen del Camino (Pamplona).

-Reconstrucción y simulación: las imágenes y datos obtenidos se procesarán para obtener una reconstrucción virtual del pie y se compararán con las obtenidas experimentalmente.

Pruebas

Plataforma de cargas

Para un individuo sano y sin alteraciones o lesiones importantes, las principales reacciones sobre las plantas de los pies al caminar o al mantener una posición estática de pie se concentran en la zona del talón y en las cabezas de los metatarsianos. En menor medida, el peso también se distribuye a lo largo de la parte externa de las plantas y en los dedos, formando una huella fácilmente reconocible.

La plataforma de cargas es un dispositivo de medida que nos permite conocer datos sobre la forma de la huella, la magnitud de las presiones y las oscilaciones que soportan las plantas de los pies, ya sea en posición estática o durante la marcha.

En el caso que nos ocupa, uno de los principales potenciales problemas reside en que debido a la falta de sensibilidad de la paciente en la parte reconstruida, cualquier alteración o herida (úlceras, rozaduras, exceso de presión) no es detectada por el sistema nervioso y por tanto no tiene reacción para curarse o cicatrizar. Estos procesos, de no ser detectados a tiempo, pueden desembocar en úlceras neuropáticas que dañan tanto la piel como el tejido subyacente.

La combinación de fuerzas aplicadas verticalmente con fuerzas paralelas a la superficie plantar crean estados de compresión y cizalladura de los tejidos al deslizarse unos sobre otros y pueden provocar necrosis y ulceración, además de otras alteraciones como callosidad extrema o dolor. Por estas razones resulta muy útil conocer la distribución de las presiones en la planta del pie.

A lo largo del seguimiento de la paciente, se realizaron mediciones en la plataforma de presiones de forma periódica para observar la evolución de la forma y distribución de los apoyos. Además, estos resultados han servido como base a la hora de simular los tejidos al comparar la huella correspondiente a la simulación con la huella real. Más adelante se explicará detalladamente este método.

Conviene aclarar varios puntos acerca de la naturaleza de las pruebas de medida por plataforma de cargas(**Figura 3**). Los resultados ofrecidos por la misma tienen, como sucede con cualquier instrumento de medida, diferencias respecto a la magnitud real. Estas diferencias se deben a los siguientes factores:

- Diferencias entre el área de la suela y el área cubierta por los sensores.
- Número, precisión, distribución y dimensiones de los sensores de medida.
- La frecuencia de medida (número de valores por segundo).
- Las propiedades de la zona de medida: rígida o flexible, gruesa o fina.

Para las medidas se utilizó el software de registro y análisis de distribución de presiones FootWork.

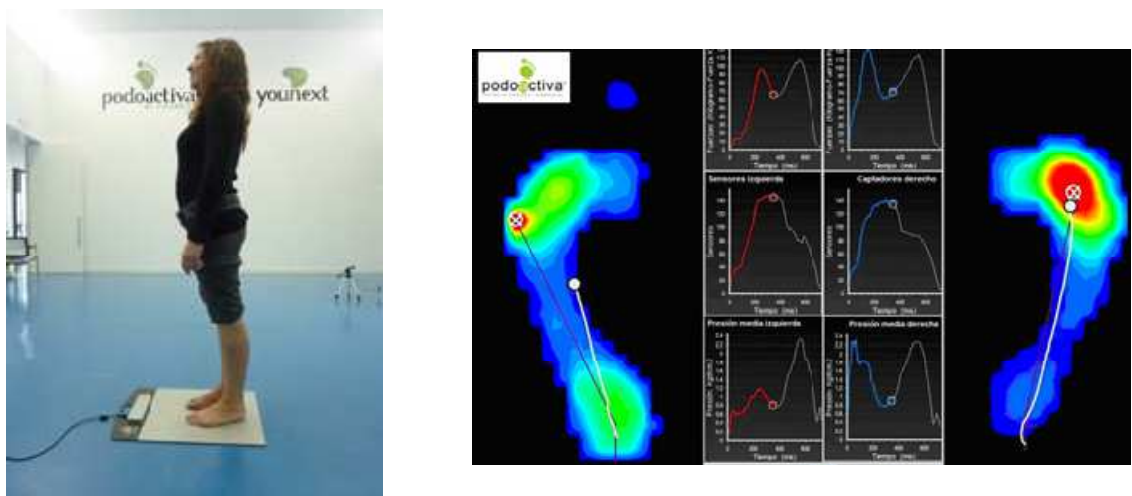


Figura 3. Plataforma de cargas y mediciones del software FootWork

Creación del modelo 3D

La construcción de un modelo 3D a partir de un pie es un proceso complicado, debido a la cantidad de tejidos diferentes, la dificultad para delimitar los mismos, la variabilidad de sus propiedades, etc. En el caso que nos ocupa, el reto es aún mayor debido a que no partimos de un pie normal, sino de uno reconstruido quirúrgicamente.

El punto de partida para la reconstrucción 3D fueron las imágenes de los tejidos del pie herido obtenidas por Resonancia Magnética. Estas se orientaron según tres planos: sagital, coronal y axial. Las imágenes se procesaron con el programa Mimics 10.0, dando como resultado la reconstrucción del pie en 5 tejidos bien diferenciados. Hueso, grasa, músculo tejido conectivo y piel. Posteriormente se aplicaron dos herramientas que permitieron suavizar las superficies, eliminando picos y huecos. Finalmente se utilizó el software Harpoon para mallar el modelo.

La malla de elementos finitos utilizada para discretizar el pie se compone de tetraedros. El suelo, por su parte, se discretiza a partir de hexaedros. Las condiciones de contorno se aplicaron directamente sobre los nodos de la tibia y el peroné y sobre la plataforma (**Figura 4**). Dichas condiciones impiden el movimiento de la superficie maestra (plataforma de presiones) en cualquiera de los ejes e imponen que el pie únicamente pueda desplazarse a lo largo del eje vertical. En la superficie donde se produce la interacción entre la planta del pie (superficie esclava) y la superficie maestra se definieron las superficies de contacto con el correspondiente coeficiente de fricción.

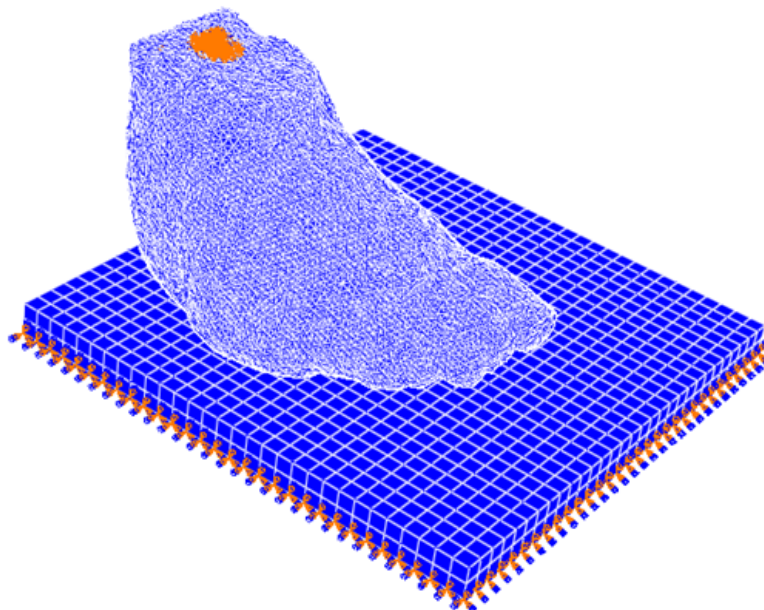


Figura 4. Modelo 3D. Mallado y condiciones de contorno

Etapas de desarrollo del proyecto

Caracterización de los tejidos

Una vez obtenido y discretizado por elementos finitos (EF) el modelo tridimensional del pie, para poder simular su comportamiento en condiciones de carga era necesario introducir el comportamiento mecánico de los tejidos.

Los tejidos constituyentes del pie son en su mayor parte blandos y su comportamiento es fuertemente no lineal, por lo que para simularlo correctamente es necesario implementar modelos hiperelásticos como son el modelo de Ogden o el polinomial. Además, la variación de los parámetros dentro de cada modelo provoca una gran diferencia entre los resultados.

Revisión bibliográfica

Una búsqueda exhaustiva de bibliografía sobre la materia es de gran utilidad para hallar modelos y parámetros que ya hayan sido implementados con éxito. Al tratarse de tejidos biológicos existe cierta variabilidad entre los datos utilizados dependiendo de la publicación ya que las propiedades de estos tejidos varían según la ubicación ensayada y entre individuos.

La mayor parte de investigaciones que podríamos considerar semejantes a esta se centran en el estudio de pies estructuralmente sanos, pertenecientes a pacientes con alteraciones debidas a enfermedades como la diabetes. Otros muchos utilizan tejido proveniente de cadáveres.

Las publicaciones utilizadas como fuente de información para el actual proyecto se dividen en tres grandes grupos, atendiendo a los modelos de cálculo utilizados, los parámetros y la metodología. Todos ellos utilizan el Análisis Inverso por Elementos Finitos. En este apartado se analizarán los puntos clave de cada estudio, lo cual posteriormente permitirá una mejor comprensión de las pruebas y los resultados.

Isvilanonda et al (2000) dividen los tejidos blandos del pie en tres grupos y utilizan Ogden ($n=1$) como modelo de comportamiento para la grasa y la piel y Ogden ($n=2$) para el músculo. Este modelo se utilizó para obtener las características del tejido graso de la región subcalcánea. El estudio se realizó *in vivo* y el paciente fue un hombre de 43 años y 93 kg de peso. La grasa alojada en el talón soporta grandes esfuerzos y sus características son diferentes a las de la grasa presente en el resto del cuerpo, lo cual unido a las notables diferencias de peso y edad entre el paciente sujeto de este

estudio y nuestra propia paciente hacen suponer que los resultados del análisis aplicando estos parámetros no sean los más precisos.

Grupo 1

	μ_1 (MPa)	α_1	μ_2 (MPa)	α_2
Músculo	1.588e-3	1.316	-1.582e-8	18.36
Piel	0.0136	18	-	-
Grasa	8.12e-5	17.97	-	-

Tabla 1. Coeficientes de comportamiento utilizados por Isvilanonda et al. (2000). Los coeficientes corresponden a Ogden $n=1$ para la piel y la grasa y Ogden con $n=2$ para el músculo

Contrariamente a lo expuesto en el anterior estudio, Cheung et al. (2004) asigna los mismos parámetros hiperelásticos para músculo, tejido conectivo, grasa y piel. Dichos parámetros pretenden establecer una “media aritmética” entre los comportamientos de los tejidos blandos, con el objetivo de que el resultado final simulado se asemeje lo más posible a los resultados obtenidos en ensayos reales. El modelo de comportamiento es polinomial de segundo orden.

Aunque a priori pueda parecer que este modelo ofrece información más imprecisa, varios estudios avalan su utilidad, especialmente en casos en los que se busca obtener concentraciones de tensiones en la planta del pie o en partes de gran rigidez (hueso, cartílago). A continuación se ofrecen dos ejemplos muy significativos:

Cheung et al. (2004) observaron las variaciones en los repartos de tensiones en varias estructuras del pie dependiendo de la rigidez de los tejidos blandos. Para ello simulaban primero las condiciones de carga con los coeficientes correspondientes a una persona sana (**Tabla 2**) aumentando gradualmente la rigidez en sucesivas simulaciones. El aumento de rigidez aplicado trataba de corresponderse con el proceso sufrido por los tejidos de pacientes afectados por diabetes neuropática.

Aunque los propios autores del estudio remarcaron el hecho de que eran necesarias más investigaciones para obtener resultados concluyentes, los datos correspondientes a reparto y concentración de tensiones y de superficie de apoyo fueron similares a los obtenidos experimentalmente, con variaciones que rondaban el 2 por ciento. Si bien es cierto que la presión sufrida por la planta del pie modelo fue mayor que la obtenida en ensayo real, se apuntó que dicho incremento se debía a que el programa utilizado no reparte las cargas de manera totalmente homogénea en la superficie, sino que las concentra en nodos, lo cual favorece la aparición de zonas con “concentraciones de tensiones” que no se producen en la práctica.

Grupo 2

	C_{10}	C_{01}	C_{20}	C_{11}	C_{02}	D_1
Tejidos Blandos	0.08556	-0.05841	0.03900	-0.02319	0.00851	3.65273

Tabla 2. Coeficientes de comportamiento hiperelástico utilizados por Cheung et al. (2004) para modelar los tejidos blandos del pie.

Gu et al. (2010), por su parte, trataron de determinar la influencia que el ángulo de pronación del pie al apoyar en el suelo durante la marcha tenía en la aparición de zonas de concentración de tensiones en los huesos metatarsianos del pie. El resultado del estudio mostró una correspondencia total entre las áreas señaladas por el programa con las estadísticamente más afectadas por fracturas óseas.

En ambos estudios el sexo, edad, peso y altura del paciente eran similares: varones de aproximadamente 27 años, 175cm de altura y 71 kg.

Petre et al. (2013), al igual que en el primer método, dividen los tejidos blandos en tres grupos y utiliza modelos de comportamiento hiperelástico de Ogden ($n=1$) (Tabla 3). Sin embargo, los coeficientes difieren con respecto a Ivilanova et al. (2000). En dicha investigación, el objetivo fue precisamente el de hallar coeficientes de comportamiento de los tejidos lo más ajustados posible a los reales. Para ello se partió de los datos reales de deformación y no de presión como en los demás grupos. El estudio dividía los tejidos blandos del pie en 3 grupos (grasa, músculo y piel).

Grupo 3

	μ (MPa)	α
Músculo	0.05737	28.82
Piel	0.04057	22.71
Grasa	0.01653	-0.77

Tabla 3. Coeficientes de comportamiento utilizados por Petre et al. (2013). Los coeficientes corresponden al modelo Ogden $n=1$ y se obtuvieron tras un proceso de iteración mediante el análisis inverso por Elementos Finitos.

Ensayo del modelo

Una vez seleccionados los datos, se introducen en el modelo tridimensional para realizar los ensayos. Por motivos de funcionalidad se trabajó directamente con los archivos de input del modelo (.inp) del programa Abaqus, los cuales se enviaban al Cluster de computación HERMES, perteneciente al Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A).

Además de la introducción de datos, fue en esta fase cuando se fijaron la magnitud y el reparto de las cargas y otros aspectos como la orientación del pie, el coeficiente de fricción entre el pie y la plataforma o el step.

Validación de resultados

Para validar los resultados obtenidos tras los ensayos se compararon las huellas obtenidas en el programa con las huellas reales procedentes de la plataforma de presiones, lo que se conoce como método de Análisis Inverso por Elementos Finitos. El programa Abaqus ofrece la posibilidad de mostrar los resultados de una gran cantidad de magnitudes por código de colores, entre ellos se seleccionó la presión en el suelo del modelo para comparar con la distribución sobre plataforma de presiones.

La fase de validación de resultados otorgó mucha información útil al estudio. En muchas ocasiones los resultados obtenidos en esta fase evidenciaban fallos o posibles mejoras para la fase de ensayo.

Introducción a los modelos

Como se ha dicho anteriormente, los tejidos constituyentes del pie poseen un comportamiento no lineal. Además, su alto contenido en agua hace que resulten prácticamente incompresibles.

Los modelos hiperelásticos utilizados para simular el comportamiento de los tejidos en nuestro ensayo se basan en la función de energía de deformación (W), que se expresa como polinomio de los alargamientos principales λ_i

$$W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$$

O, alternativamente, en función de los invariantes de deformación I_i

$$W = W(I_1, I_2, I_3)$$

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$$

$$I_2 = (\lambda_1 \lambda_2)^2 (\lambda_2 \lambda_3)^2 (\lambda_3 \lambda_1)^2$$

$$I_3 = (\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3)^2$$

Modelo de Ogden

En el caso del modelo de Ogden con $n=1$, la función de energía de deformación W se define de la siguiente manera:

$$W = \frac{\mu}{\alpha^2} (\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3)$$

Donde μ (unidades de tensión) y α (adimensional) son parámetros que definen la naturaleza del comportamiento no lineal del material en particular. Para el caso de Ogden con $n=2$, la ecuación queda de la siguiente manera:

$$W = \frac{\mu}{\alpha^2} (\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3) + \frac{1}{D} (J - 1)^2$$

Siendo J la relación de volumen y D un parámetro del material relacionado con la compresibilidad del mismo.

Modelo Polinomial

La energía de deformación se expresa en función de la parte isocórica de los invariantes de deformación, quedando la expresión con $n=2$ de la siguiente manera:

$$W = \sum_{i+j=1}^2 (\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + \sum_{i=1}^2 \frac{1}{D} (J - 1)^{2i}$$

$$\bar{\lambda}_i = J^{1/3} \lambda_i$$

Siendo J el Jacobiano

Resultados del proyecto

Comparación de modelos: ensayo de tracción uniaxial

El elevado número de parámetros existentes en cada modelo de cálculo, especialmente en aquellos de grado 2 ($n=2$), hace que sea muy difícil establecer comparaciones entre ellos de manera directa. Por ello, cada modelo se ha ensayado a tracción uniaxialmente (Figura 4). De esta manera obtenemos la curva de tensión-

desplazamiento de cada modelo con respecto a los otros, y de cada tejido dentro del mismo modelo. Para obtener resultados unitarios los ensayos se realizan en cubos de $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ mm}$, estableciendo condiciones de simetría en tres de sus caras y aplicando un desplazamiento del 50% (0.25 mm) en otra.

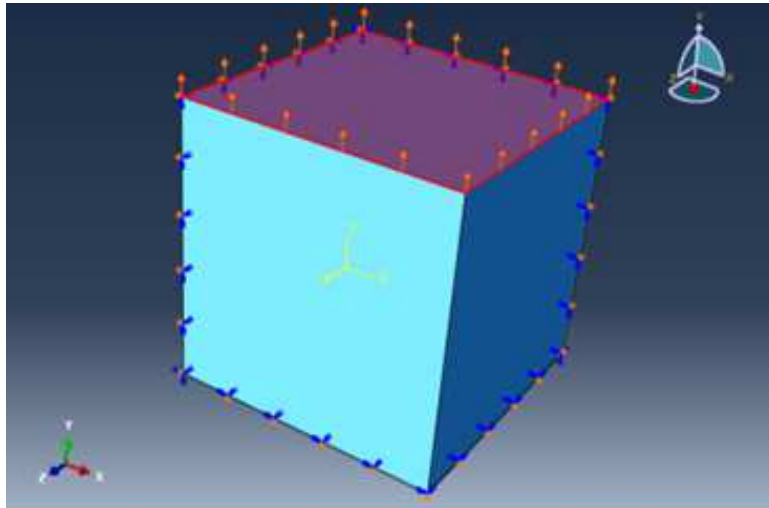
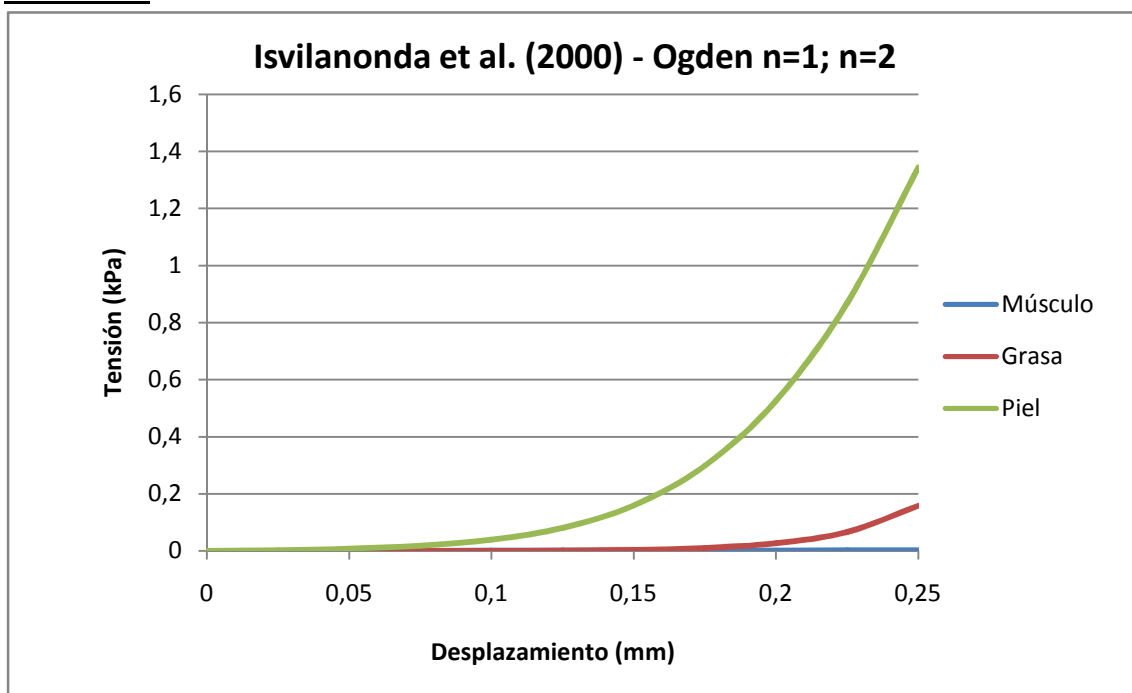
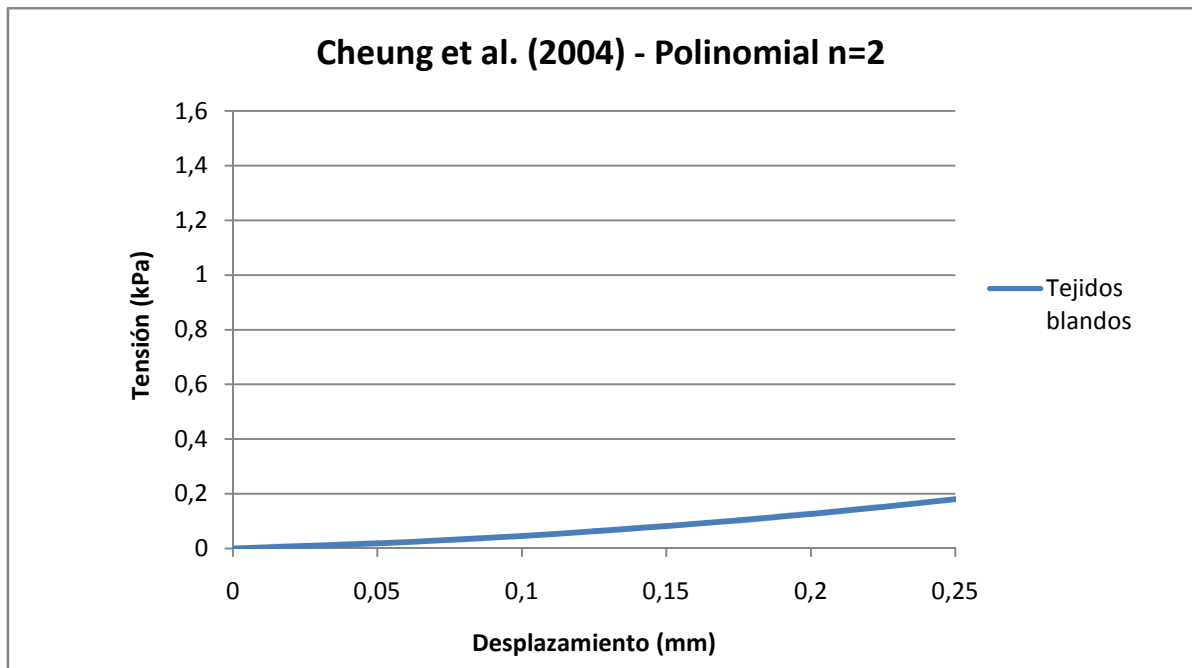


Figura 4. Ensayo tracción uniaxial, hexaedro regular con cargas y condiciones de contorno

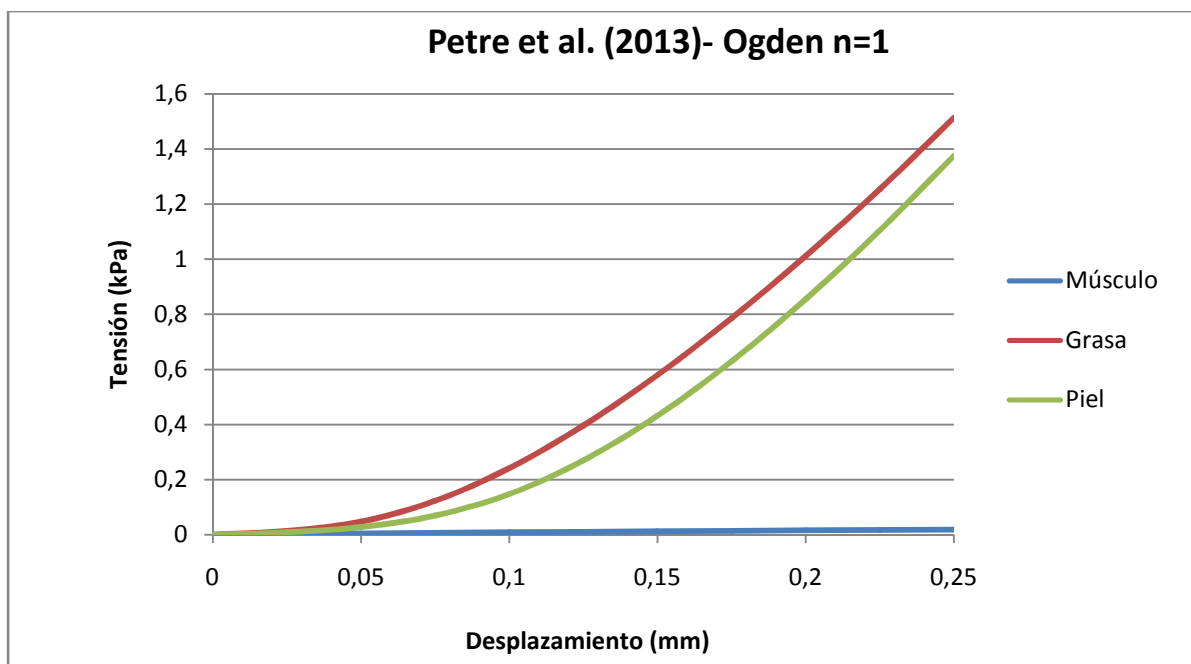
Resultados



Gráfica 1. Curvas de tensión-desplazamiento correspondientes a los parámetros de Isvilanonda et al. (2000)



Gráfica 2. Curva de tensión-desplazamiento correspondiente a los parámetros de Cheung et al. (2004)

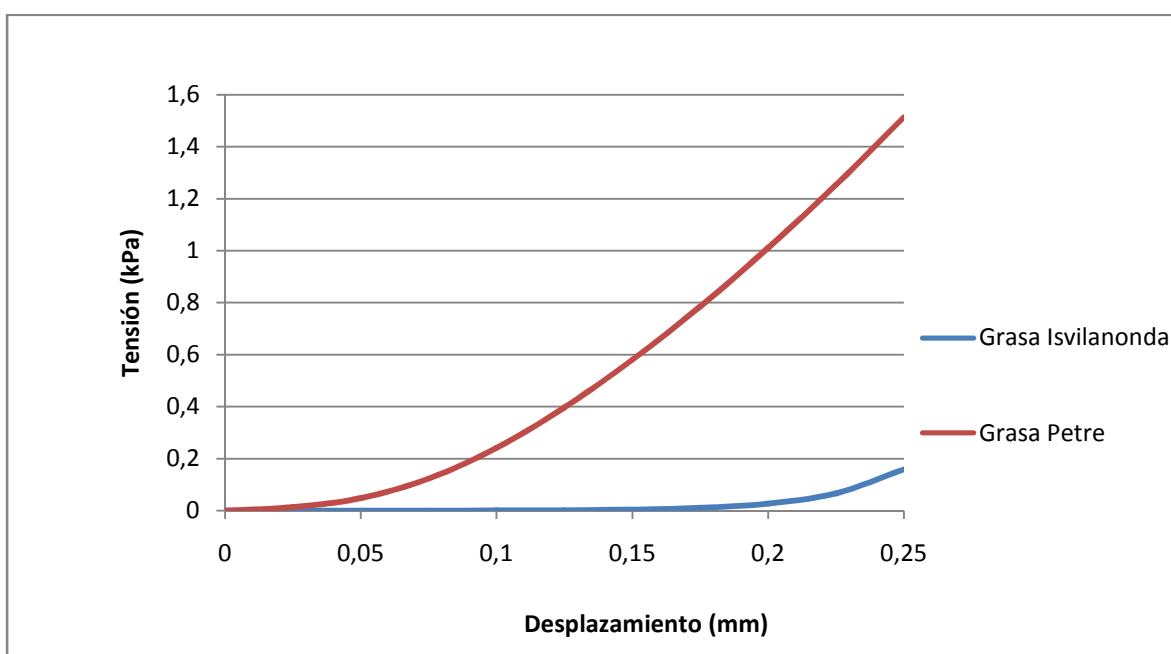


Gráfica 3. Curva de tensión-desplazamiento correspondiente a los parámetros de Petre et al. (2013)

La diferencia más notoria entre los modelos de comportamiento utilizados por Isvilanonda et al. (2000) y Petre et al. (2013) es el comportamiento de los tejidos grasos. Como podemos apreciar en la **Gráfica 4**, las tensiones generadas en el caso de

Petre son mucho mayores que las generadas en el de Isvilanonda, con un factor cercano a 8. La explicación de este resultado reside en la diferencia entre los tejidos grasos de uno y otro modelo. En el caso de Isvilanonda et al. (2000), de color azul en la gráfica 4, los tejidos corresponden a la grasa localizada en la región subcalcánea del pie. Como ya se ha explicado anteriormente, esa región está continuamente sometida a grandes esfuerzos, ya que el talón es lo primero que se apoya en el suelo durante la marcha, y a las elevadas condiciones de tensión derivadas del peso de la persona hay que añadir el factor que supone la inercia de ese peso al contactar con el suelo a la velocidad correspondiente.

Por ello, la grasa contenida en esa región realiza una importante función de acolchamiento y es, por tanto, menos rígida que la grasa correspondiente al modelo de Petre et al. (2013), que se asemeja más a las características de tejidos grasos con menor especialización.

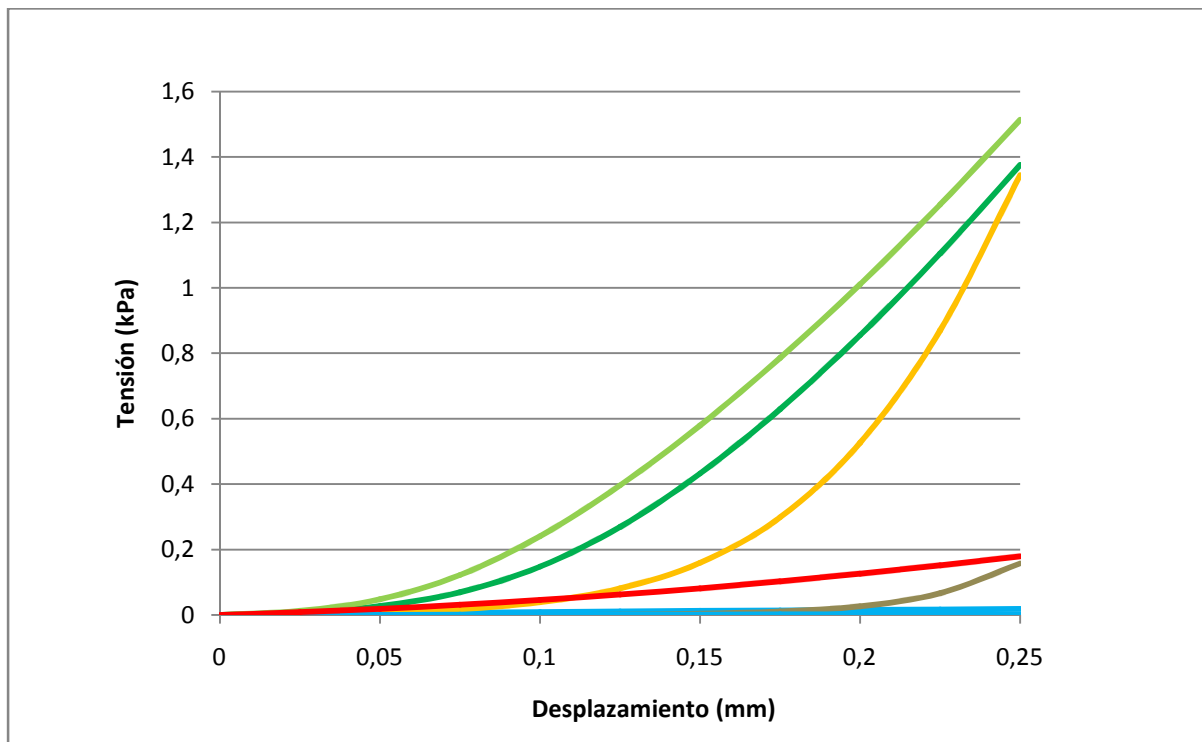


Gráfica 4. Comparación del comportamiento del tejido graso

En nuestro caso, la grasa alojada en esta parte del pie fue completamente eliminada durante la intervención quirúrgica y sustituida por tejido adiposo de la espalda. Por ello, los datos obtenidos mediante el modelo de Isvilanonda et al. (2004) tienen, a priori, menos utilidad para nuestro modelo que los extraídos de otras fuentes.

Respecto a los resultados obtenidos siguiendo el modelo de Cheun et al. (2004) y Gu et al. (2010), como era de esperar la curva única de comportamiento (rojo) se sitúa en la región intermedia formada por las curvas correspondientes a distintos tejidos de los

demás ensayos (**Gráfica 5**). Esto demuestra que el modelo utilizado establece una media global entre el comportamiento de los distintos tejidos y los unifica en uno solo.



Gráfica 5. Comparación del modelo de Cheung et al. (2004) y Gu et al. (2010) con el resto de modelos

Desarrollo de las pruebas

A continuación se detallan las pruebas llevadas a cabo a partir de los modelos del pie de la paciente en tres dimensiones correspondientes a marzo y septiembre de 2010. El “Valor de presión mínima mostrada” es una variable que permite no mostrar las superficies que sufren una presión menor a la estimada en cada caso (1 ó 10 kPa). Se ha utilizado este sistema para tratar de acotar los resultados de las huellas, que en algunos casos otorgan valores muy grandes de superficie ya que consideran zonas con valores de presión despreciables. La superficie de contacto es el área en el que la superficie esclava interacciona con la maestra y corresponde con la zona de la planta del pie que entraría en contacto con el suelo en el caso real.

Simulación de las presiones de contacto correspondiente a Septiembre de 2010

El modelo 3D sobre el que se realizan las pruebas contiene una serie de puntos sobre los que aplicar la carga. Estos nodos se encuentran repartidos sobre la superficie de tibia y peroné ya que son éstos quienes ejercen la función estructural, soportando las cargas y transmitiéndolas hasta la superficie de apoyo. Así pues, para simular las condiciones de carga sobre el pie se toma el peso de la paciente y se divide entre los nodos de forma que reproduzca fielmente el reparto que se produce en realidad. Esta situación se corresponde con la paciente en estático sobre la plataforma de cargas y apoyando su peso sobre su pie lesionado.

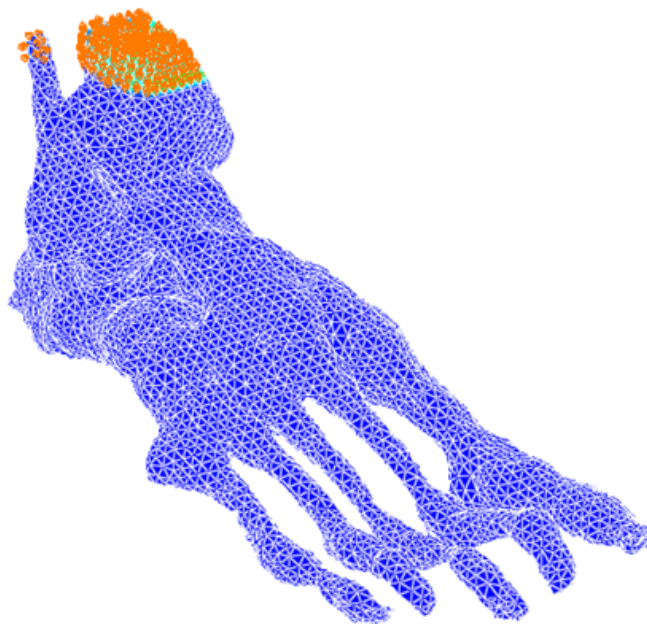


Figura 5. Parte del modelo correspondiente a hueso y cartílago. En naranja se aprecian los nodos sobre los que se aplica la carga.

El primer paso para la realización de las pruebas es el de asegurar que el reparto de las cargas sea el correcto. Según la propia morfología de los huesos de las piernas (desde la rodilla al pie), la tibia es más gruesa y más larga que el peroné y soporta un mayor porcentaje del peso del cuerpo, en una proporción aproximada de 85-15%.

Para valorar el efecto del reparto de cargas en la forma de la huella, se procede a realizar las tres pruebas resumidas a continuación (**Tabla 1**). Las variaciones en la superficie de la huella dan idea de la importancia de dicho reparto. Como se observa en la tabla, todas las pruebas se han llevado a cabo utilizando el mismo grupo de parámetros de comportamiento (grupo 1), ya que de lo contrario la variación de los resultados podría deberse a otras causas y por lo tanto no tendríamos información acerca de la importancia del reparto cargas.

Serie de pruebas 1

Valor de presión mínima mostrada=1 kPa

Número de prueba	Parámetros de comportamiento	Carga total (kp)	Tibia		Peroné		SUPERFICIE CONTACTO (cm2)
			% Carga	Carga (kp)	% Carga	Carga (kp)	
1	Grupo 3	45,5	90	40,9	10	4,6	212
2	Grupo 3	45,5	80	36,4	20	9,1	213
3	Grupo 3	45,5	85	38,7	15	6,8	212

Tabla 1. Comparación de resultados para distintos repartos de cargas mostrando la superficie de contacto para cada uno de ellos

Tras comprobar la poca influencia que tiene la diferencia de reparto de cargas entre tibia y peroné, los siguientes ensayos se llevarán a cabo asumiendo el reparto tibia 85%, peroné 15%.

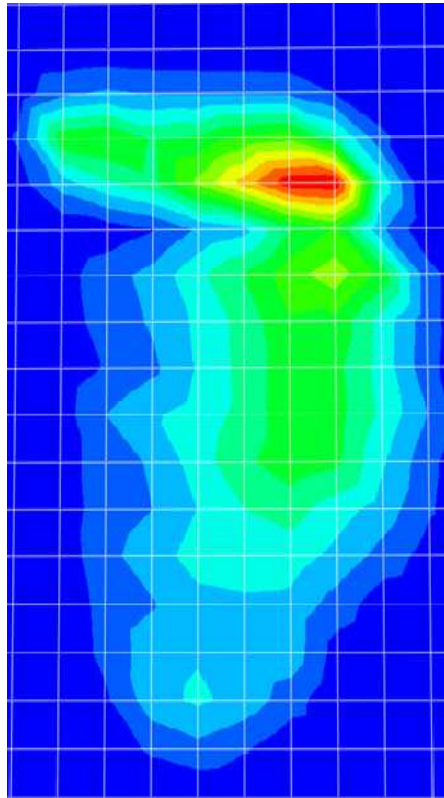


Figura 6. Distribución de presiones de contacto en la plataforma de cargas para una distribución de la carga del pie entre tibia y peroné del 85 y 15 % respectivamente, modelo de Petre et al. (2013). Superficie de contacto: 212cm²

A continuación se analiza la influencia de los modelos de comportamiento de los tejidos blandos que se corresponde con los trabajos de Isvilanonda et al.(2000), Cheung et al.(2004) y Petre et al. (2013). En todas las pruebas tanto la plataforma de presiones como el hueso se consideraron materiales elástico-lineales con módulos elásticos 15750 MPa y 1000, y coeficientes de Poisson de 0,3 y 0,5 respectivamente.

Serie de pruebas 2

Valor de presión mínima mostrada=1 kPa

Número de prueba	Parámetros de comportamiento	Carga total (kp)	Tibia		Peroné		Superficie contacto (cm ²)
			% Carga	Carga (kp)	% Carga	Carga (kp)	
3	Grupo 3	45,5	85	38,7	15	6,8	212
4	Grupo 1	45,5	85	38,7	15	6,8	-
5	Grupo 2	45,5	85	38,7	15	6,8	200

Tabla 2. Comparación de resultados

Los resultados de los grupos 2 y 3 describen superficies mayores que la huella real. El método de cálculo del programa (EF), integra valores entre los puntos de forma que los límites de cálculo cobran gran importancia de cara al resultado final. Por ello, al cambiar el valor mínimo mostrado por el programa de 1 a 10 kPa pueden obtenerse resultados más precisos.

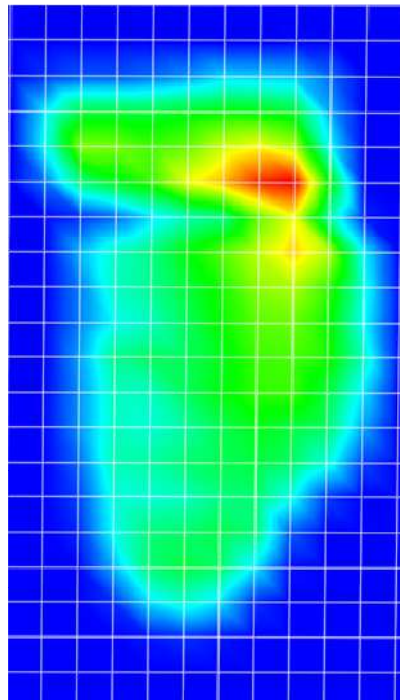


Figura 7. Distribución de presiones de contacto para el modelo de Cheung et al. (2004). Superficie de contacto: 200cm².
Valor mínimo mostrado: 1kPa

Serie de pruebas 3

Valor de presión mínima mostrada=10 kPa

Número de prueba	Parámetros de comportamiento	Carga total (kp)	Tibia		Peroné		Superficie contacto (cm ²)
			% Carga	Carga (kp)	% Carga	Carga (kp)	
6	Grupo 3	45,5	85	38,7	15	6,8	161
7	Grupo 2	45,5	85	38,7	15	6,8	169

Tabla 3. Comparación de resultados cambiando el valor mínimo de presión mostrada

Tras el cambio de presión mínima mostrada se aprecia un decrecimiento de las superficies de contacto del 24% en el caso del modelo de Petre et al. (2013) y del

15,5% en el caso de Cheung et al.(2004). En ambos casos, la superficie se acerca al área de la huella real (141cm²).

Rotación del pie

-Hasta ahora, todos los modelos llevados a cabo establecen una concentración de tensiones en la parte del antepie, mientras que en las huellas provenientes de la plataforma de presiones, la presión se concentraba en el talón. Durante los ensayos en plataforma, la forma cóncava de la planta del pie de la paciente dificultaba el mantener una posición fija. Por ello, adoptó una posición corporal que le permitiese permanecer lo más estática posible. Centró el peso del pie izquierdo sobre la parte delantera del mismo (antepie) y del pie derecho sobre el talón. Conforme su estado mejoraba y la planta del pie disminuía su concavidad, la paciente pudo gradualmente repartir el peso de forma más natural. Ésta evolución se observa claramente en las huellas obtenidas a partir de la plataforma de presiones. Debido a que nuestros datos de partida se centran en la prueba de septiembre de 2010 (correspondiente a la primera imagen), para obtener resultados más aproximados es necesaria una rotación sobre el eje transversal del modelo del pie. Tras varias pruebas, se determinó que un giro de 10 grados otorgaba los resultados más ajustados.

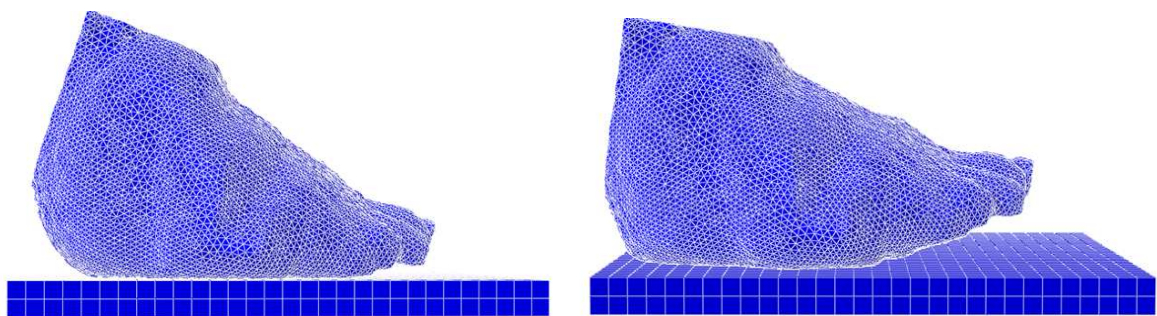


Figura 8. Rotación del pie en Abaqus.

Serie de pruebas 3 – Rotación 10°

Valor de presión mínima mostrada=1 kPa

Número de prueba	Parámetros de comportamiento	Carga total (kp)	Tibia		Peroné		Superficie contacto (cm ²)
			% Carga	Carga (kp)	% Carga	Carga (kp)	
8	Grupo 3	45,5	85	38,7	15	6,8	129
9	Grupo 2	45,5	85	38,7	15	6,8	145

Tabla 4. Comparación de resultados tras la rotación

Serie de pruebas 4 – Rotación 10°

Valor de presión mínima mostrada=10 kPa

Número de prueba	Parámetros de comportamiento	Carga total (kp)	Tibia		Peroné		Superficie contacto (cm ²)
			% Carga	Carga (kp)	% Carga	Carga (kp)	
10	Grupo 3	45,5	85	38,7	15	6,8	118
11	Grupo 2	45,5	85	38,7	15	6,8	153

Tabla 5. Comparación de resultados tras la rotación con valor mínimo mostrado de 10 kPa

La huella obtenida tras la rotación es la más aproximada de las pruebas realizadas hasta el momento, siendo tan sólo 7% menor en superficie a la huella del caso real (141 cm² en el caso real, 129 en el modelo). Además, como cabía esperar la concentración de tensiones se da en la zona del talón, lo cual también se ajusta al caso real.

En el caso de la rotación con el modelo de Cheung, los resultados se ajustan todavía más a los de la huella real, siendo la diferencia entre ambas de apenas un 3,5% (145cm² en el modelo frente a 141cm² de la huella real).

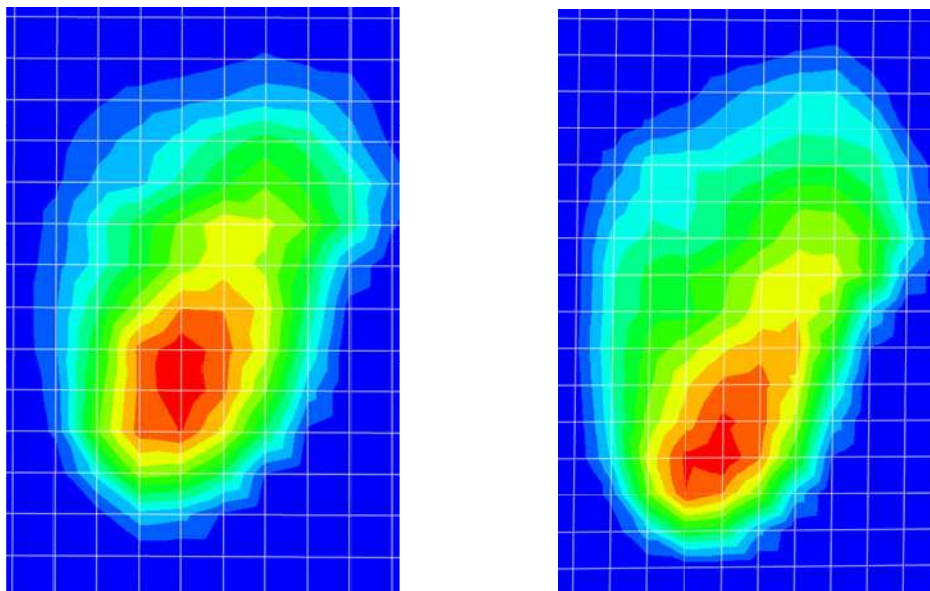


Figura 9. Distribución de presiones de contacto en la plataforma de cargas correspondiente a las pruebas 8 (Petre et al.(2013)-izquierda, y 9 (Cheung et al.(2004)). Rotación de 10 grados y valor mínimo mostrado: 1kPa

Media de compresión

Tras medir la presión sobre la plataforma con el pie desnudo, a la paciente se le colocó una media de compresión y se repitieron las pruebas. Este tipo de medias son muy utilizadas en pacientes con problemas circulatorios y con lesiones cutáneas, porque ayudan a que la distribución de las tensiones sea más uniforme y por lo tanto no existan zonas potencialmente sensibles a producir lesiones como úlceras, heridas, etc.

Para modelizar la media se crea una superficie que abarca la parte externa del pie sin los dedos sobre la que se aplica una presión de 3,33 kPa, correspondientes a la media utilizada por la paciente.

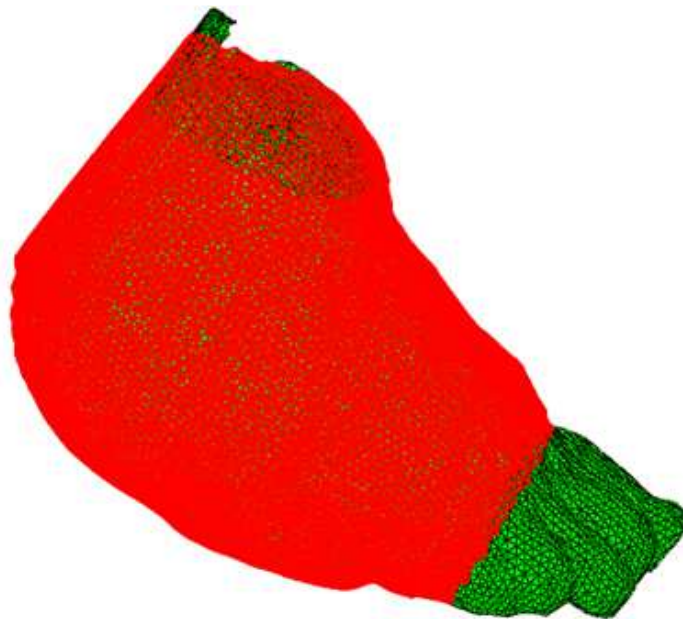


Figura 10.Superficie cubierta por la media de compresión en el pie de la paciente (rojo).

Valor de presión mínima mostrada=10kPa

Número de prueba	Parámetros de comportamiento	Carga total (kp)	Tibia		Peroné		Superficie contacto (cm ²)
			% Carga	Carga (kp)	% Carga	Carga (kp)	
12	Grupo 3	45,5	85	38,7	15	6,8	113

Tabla 6. Resultados tras aplicar media de compresión, sobre modelo rotado 10 grados y con valor mínimo mostrado de 10 kPa

Tras lanzar los cálculos, los resultados reflejan un descenso en el valor de la presión máxima que ronda el 10%, al pasar de 1,45 a 1,3. Además, se observa una disminución en el área de la huella de 5 cm². En el caso real, la disminución es menor, siendo de solamente 1 cm², y la disminución de la presión máxima es más acusada (30%). No obstante, a pesar de la diferencia de valores, los resultados pueden describirse como buenos al producir efectos en el mismo sentido que el caso real.

Pruebas correspondiente a Marzo de 2010

Los datos de partida obtenidos en plataforma de presiones en Marzo de 2010 tienen menos fiabilidad que los de las pruebas realizadas en Septiembre. En el momento de realizar estas pruebas la paciente presentaba todavía una inflamación muy severa en la zona intervenida y cualquier apoyo le producía dolor. Debido a ello le fue imposible mantener una posición lo suficientemente estática sobre la plataforma como para que los resultados reflejaran datos fiables. A esta dificultad debe añadirse que la propia plataforma de presiones era menos precisa que la utilizada posteriormente. Así pues, se describe aquí una de las pruebas realizadas con dicho modelo únicamente con carácter informativo, pero los resultados no deben utilizarse en ningún caso para elaborar conclusiones o como punto de partida para futuros análisis.

Número de prueba	Parámetros de comportamiento	Carga total (kp)	Tibia		Peroné		Superficie contacto (cm ²)
			% Carga	Carga (kp)	% Carga	Carga (kp)	
13	Grupo 3	12,1	85	10,3	15	1,8	96

Tabla 7. Resultados correspondientes al modelo de Marzo de 2010, según modelo de Petre et al. (2013)

La superficie de contacto resultado es 10cm^2 mayor que la real (86cm^2). Sin embargo, el valor de pico de presión es muy elevado, en la figura xx podemos observar la diferencia en el reparto de cargas entre la huella real (izquierda) y el modelo.

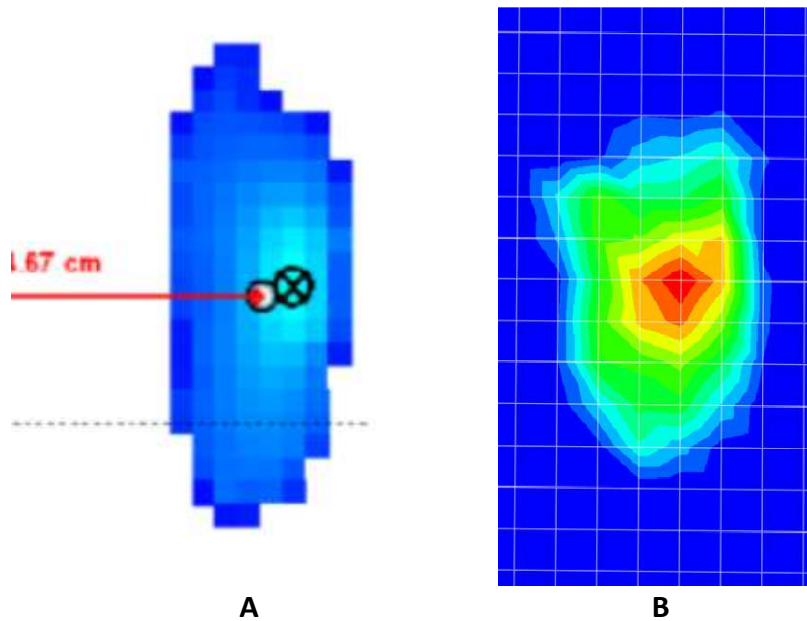


Figura 11. Distribución de presiones de contacto sobre la plataforma de carga (a) y según las pruebas realizadas mediante EF (b).

Conclusiones

Ateniéndonos únicamente a la comparación de resultados entre el cálculo computacional y los valores medidos en plataforma de presiones, el modelo de Cheung et al. (2004) es el que ofrece una mayor aproximación. Como se puede apreciar en la Prueba 9, la desviación con respecto a la huella real representa únicamente el 2,8%. Sin embargo, dicho modelo tiene el inconveniente de que otorga información útil únicamente en el caso de que el objeto de estudio sea solamente el reparto de cargas en la planta del pie. Al modelar todos los tejidos blandos del pie como si se trataran de material homogéneo, los resultados del programa para las tensiones internas sufridas por cada uno de ellos no tienen porqué corresponderse con las reales.

El modelo de Petre et al. (2013) tiene una mayor desviación con respecto a los resultados de plataforma de cargas (8,5%). Sin embargo, el pico de presiones alcanzado utilizando dicho modelo es menor al de Cheung et al. (2004), siendo en cualquier caso muy superior a la presión máxima registrada en la práctica. Además, el hecho de modelar cada tejido por separado hace que los valores resultantes para las presiones internas de los tejidos sean válidos a priori.

Los picos de presión anteriormente citados pueden deberse a que mientras que en el caso real la carga se distribuye de forma homogénea a lo largo de un área, el modelo de elementos finitos concentra dichas cargas en nodos. Tal vez una malla con elementos más pequeños contribuiría a reducir los valores máximos de presión registrados en el cálculo.

Bibliografía

Artículos Biomecánica

“Factores Bioquimicos y Mecanicos en la generacion de heridas: estudio in vitro e in vivo” 2010

Elena Jordan Palomar

“Simulación por elementos finitos de un pie herido tras accidente de tráfico” (2013)

Marta Sánchez San Agustín

“In vivo patien-specific material properties of the subcalcanean fat: an inverse finite element analysis” (2010)

Isvilanonda, Iaquinto, Williams, Cavanagh, Haynor, Chu, Ledoux

“Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing- a material sensitivity study” (2004)

Chueng, Zhang, Leung, Fan

“Computer simulation of stress distribution in the metatarsals at different inversion landing angles using the finite element method” (2009)

Gu, Ren, Li, Lake, Zhang, Zeng

“Optimization of Nonlinear Hyperelastic Coefficients for Foot Tissues Using a Magnetic Resonance Imaging Deformation Experiment” (2013)

Petre, Erdemir, Panoskaltsis, Spirka, Cavanagh

Otros

“Modelos de materiales hiperelásticos para el análisis de los elastómeros usando el MEF” (2009)

R.A. González Carbonell, E. Álvarez García, J. L. Moya Rodríguez, K. Abreu González

“Introducción al método de los Elemento Finitos”

Alfonso Cubillos. Universidad de Ibagué

“Sistema óseo y musculatura del pie”

www.cueronet.com

“Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y pie(2005)”

Dr. ViladotVoegeli

“Definición de injerto, colgajo e implante. Casos clínicos”.

Lydia Granados

“Cicatrización”

Wikipedia, la enciclopedia libre

“Pie”

Wikipedia, la enciclopedia libre