



**Escuela de
Ingeniería y Arquitectura
Universidad** Zaragoza



**Instituto Universitario de Investigación
en Ingeniería de Aragón
Universidad** Zaragoza

Influencia de la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie en la formación de juanetes

TRABAJO FIN DE MÁSTER UNIVERSITARIO EN SISTEMAS MECÁNICOS

Junio 2012

AUTOR

Enrique Morales Orcajo
Curso 2011/2012

DIRECTOR

Dr. Javier Bayod Lopez

Área de mecánica de medios continuos y teoría de estructuras

Departamento de Ingeniería mecánica

Universidad de Zaragoza



“I have no special talents. I am only passionately curious”

Albert Einstein
Premio nobel de física en 1921



Agradecimientos

En primer lugar quiero mostrar mi agradecimiento de forma muy especial a Javier Bayod, director de este proyecto, por la confianza depositada en mí desde el primer día, por su amabilidad, interés, por su permanente disposición a la hora de ayudarme y por su labor de dirección a lo largo de todo el proyecto.

Del mismo modo, querría dar las gracias a los médicos Ricardo Becerro de Bengoa Vallejo y Marta Losa Iglesias y al informático Andrés Mena, por su inestimable colaboración, ya que sin ellos no hubiera sido posible este proyecto.

También quiero aprovechar para destacar la aportación de los compañeros y amigos de la sala de becarios, así como la experiencia y los medios del Grupo de Mecánica Estructural y Modelado de Materiales (GEMM) porque su participación ha sido de gran ayuda.

No quisiera terminar sin dedicar unas palabras a mi hermano, por su asistencia técnica y a mis padres por el apoyo emocional y material, no solo durante el trabajo fin de master sino durante todo el máster, sinceramente gracias.



Resumen

CONTEXTO: Existen numerosas patologías en el pie que precisan de tratamiento médico quirúrgico. Algunas de estas dolencias son debidas a deformidades adquiridas del antepié. El hallux valgus es una de las deformidades más frecuentes del pie. Se presenta con mayor periodicidad en mujeres, siendo 10 veces más frecuente en mujeres que en hombres. Las causas del hallux valgus no están claras. Se trata de una patología de origen multifactorial con una clara relación hereditaria, además sea constatado que el uso de calzado ayuda a la progresión de la deformidad. Los cirujanos han observado, al operar la patología del hallux valgus, que la falange proximal es diferente, en cuanto a forma, en hombres y mujeres.

OBJETIVO: En este proyecto se estudia la influencia de la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie en la formación de juanetes. En particular se analiza, la influencia del dimorfismo sexual que presenta este hueso en el hecho de que las mujeres padezcan con mayor frecuencia que los hombres esta deformidad.

METODOLOGÍA: Se realiza una simulación computacional mediante un modelo de elementos finitos en 3 dimensiones del esqueleto de un pie humano para el estudio de las tensiones y deformaciones en el primer radio. A partir de la descripción cualitativa y cuantitativa de las falanges del primer dedo, proporcionada por los cirujanos mediante la disección de cadáveres, se generan falanges de distintos tamaños y geometrías, tanto de hombre como de mujer e insertan en el modelo de partida.

RESULTADOS: Las falanges proximales soportan esfuerzos de compresión en la zona medial y esfuerzos de tracción en la zona lateral, estas tensiones son más patentes cuanto más grande es la falange. Además en la concavidad de la base de la falange las tensiones son mayores cuanto menor es la profundidad.

CONCLUSIONES: Las tensiones generadas en la falange proximal intensificadas por la sobrecarga en la base, producen una tendencia a la separación del metatarsiano del primer radio con respecto a la posición anatómica original, lo que constituye el inicio de la deformidad del hallux valgus.



Abstract

BACKGROUNDS: There are many pathologies in the foot that need surgical treatment. Some of them are due to forefoot deformities. Hallux Valgus is one of the most common foot deformity. It occurs more commonly in females, being 10 times more frequent in females than males. Few causes of Hallux Valgus have been proven. The origin of this pathology is multifactorial, inheritance and footwear are acknowledged to be potentially important factors. Surgeons have observed, in Hallux Valgus surgery, that the proximal phalanx has different shape in males and females.

GOALS: This project aims to study the influence of hallux proximal phalanx geometry at the beginning and progression of hallux valgus. Particularly it analyse the fact that females suffer this deformity with major frequency than males, it is influenced by the sexual dimorphism of this bone.

METHODS: A three dimensional finite element model for simulating the human skeleton foot is used to evaluate the stress/strain distributions in the first ray. Various cases are simulated with phalanx of distinct sizes and shapes, in both genders. The volumes inserted in the starting model are determined by the qualitative and quantitative description of the hallux proximal phalanx fulfilled by the surgeons during a cadaveric dissection.

RESULTS: Proximal phalanx support compressive stresses in the medial area and traction stresses in the lateral area, in fact these areas are more loaded the bigger the phalanx is. Furthermore, in the concavity of the phalanx base the stresses are as bigger as little the depth is.

CONCLUSIONS: The overload of the phalanx base intensified by the stresses generated in the proximal phalanx produces a separation trend of the first metatarsal respect to the original anatomic position which is the beginning of the hallux valgus deformity.



Índice

1 Introducción 1

1.1	Objeto del proyecto	2
1.2	Contexto y trabajo previo	2
1.3	Metodología y plan de trabajo	2
1.4	Principales aportaciones de este proyecto	3
1.5	Desglose del proyecto	4

2 Antecedentes y estado del arte 5

2.1	Ingeniería biomecánica	5
2.2	Modelos computacionales del pie humano	6
2.2.1	Modelos de elementos finitos en dos dimensiones	6
2.2.2	Modelos de elementos finitos tres dimensiones	8
2.3	Hallux Valgus	12
2.3.1	Descripción de la patología	13
2.3.2	Etiología	13
2.3.3	Diferencia de género en el hallux valgus	15

3 Toma de datos 17

3.1	Parametrización de la geometría de la falange	18
3.2	Medición de las dimensiones de la falange	20
3.3	Selección de los casos representativos	21



4 Modelo de EE.FF. del pie humano **23**

4.1 Posición del pie en el modelo	23
4.2 Modelo de partida	26
4.3 Estudios realizados con el modelo	28
4.4 Modificaciones y mejoras del modelo	29
4.4.1 Inserción de los tendones	29
4.4.2 Creación de las falanges	33
4.4.3 Edición de los modelos	34
4.5 Proceso de cálculo	36

5 Resultados **39**

5.1 Tensiones máximas principales en las falanges	40
5.2 Tensiones mínimas principales en las falanges	44
5.3 Tensiones en la concavidad de la base de la falange	46
5.4 Tejidos blandos	47

6 Conclusiones **51**

6.1 Futuras líneas de investigación	52
-------------------------------------	----

7 Conclusions **53**

7.1 Future research lines	54
---------------------------	----

8 Anexo I: Creación del modelo **55**

8.1 Obtención de la geometría	56
8.2 Asignación de materiales	58
8.2.1 Tejidos duros	58
8.2.2 Tejidos blandos	59
8.3 Condiciones de contorno	62
8.3.1 Cargas	62
8.3.2 Condiciones de apoyo	64

9 Lista de figuras y tablas **67**

9.1 Listado de figuras	67
9.2 Listado de tablas	69

10 Referencias **71**

1 Introducción

Este proyecto es una iniciativa del grupo de mecánica estructural y modelado de materiales (GEMM) que es uno de los grupos de investigación del Instituto de Investigación de Ingeniería en Aragón (I3A) que ha sido registrado como Grupo Consolidado de Investigación por el Gobierno de Aragón. Además de su trabajo en los campos de investigación, el GEMM está directamente involucrado en la enseñanza en la Escuela de Ingeniería y Arquitectura (EINA) de la Universidad de Zaragoza.

Los miembros del GEMM realizan investigación básica y aplicada en varias áreas, principalmente centradas en mecánica de sólidos deformables y mecánica estructural con un enfoque especial en los métodos numéricos y la simulación.

Las principales líneas de investigación del grupo son: biomecánica, ingeniería tisular, biología de tejidos celulares, biofísica celular, μ -tecnología asociada a μ -fluídica y simulación de población celular.

Dentro de las líneas de investigación del grupo, este trabajo fin de master se enmarca dentro de la biomecánica convirtiéndose así en un proyecto interdisciplinar que relaciona los conocimientos y técnicas de los campos de la biomedicina y la ingeniería mecánica.

Existen numerosas patologías en el pie que precisan de tratamiento médico. Algunas de estas dolencias son debidas a deformidades adquiridas del antepié. Las deformidades se clasifican en: síndrome de insuficiencia del primer radio, síndrome de sobrecarga del primer radio, síndrome de sobrecarga anterior, síndrome de insuficiencia de los radios medios, deformidades de los dedos, metatarsalgias, disfunción del tibial posterior y pie cavo.

Este proyecto se centra en la patología del hallux valgus que es una deformidad que se engloba en el síndrome de insuficiencia del primer radio [1].



1.1 Objeto del proyecto

El objetivo de este proyecto es estudiar la influencia de la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie en la formación de juanetes. En particular se analiza, si el hecho de que las mujeres padezcan con mayor frecuencia que los hombres esta deformidad, se ve influenciado por el dimorfismo sexual que presenta este hueso.

1.2 Contexto y trabajo previo

Existen numerosas patologías en el pie que precisan de tratamiento médico quirúrgico. Algunas de estas dolencias son debidas a deformidades adquiridas del antepié.

El hallux valgus es una de las deformidades más frecuentes del pie. Se presenta con mayor periodicidad en mujeres, siendo 10 veces más frecuente en mujeres que en hombres. Las causas del hallux valgus no han sido del todo definidas por la comunidad científica. Sin duda, se trata de una patología de origen multifactorial, que se ve aseverada por el uso de calzado y que se transmite de padres a hijos ya que tiene un importante factor hereditario. Se ha observado, que la falange proximal es diferente, en cuanto a forma, en hombres y mujeres, lo que influye en la estructura del pie y por lo tanto en la distribución de tensiones. Se realizará una simulación del comportamiento del pie mediante un modelo de elementos finitos en 3 dimensiones del esqueleto de un pie humano para el estudio de las tensiones y deformaciones en el primer radio.

Para realizar la simulación computacional, se parte de un modelo de elementos finitos desarrollado por el grupo GEMM de la Universidad de Zaragoza, el cual se ha ido perfeccionando a lo largo de los últimos años a base de proyectos finales de carrera.

Las principales líneas de investigación seguidas en estos trabajos han sido el estudio de patologías del pie, así como la simulación de tratamientos y cirugías. Siempre desde el punto de vista biomecánico, algunos de los temas estudiados han sido: la geometría de los metatarsos con mejor rendimiento, el mejor tratamiento para aliviar el dedo en garra, y las tensiones producidas en la extracción de tejido óseo del calcáneo.

1.3 Metodología y plan de trabajo

En primer lugar se realiza un exhaustivo estudio del estado del arte tanto de las causas del hallux valgus como del modelado mediante elementos finitos del pie humano.

Una vez definido lo necesario para realizar una correcta investigación, se completa el modelo existente con todos los elementos necesarios para la realista simulación del comportamiento del pie. Puesto que el estudio se centra en el primer radio (dedo gordo del pie) se añaden al modelo todos los tendones que actúan sobre estos huesos y se les asignan propiedades mecánicas.

Por otro lado y partiendo de los datos aportados por los médicos, se seleccionan los casos representativos que se van a estudiar y se generan los volúmenes de las nuevas falanges. Una vez se tiene todas las falanges a examinar, se crean tantos modelos como falanges distintas se van a analizar y se inserta una falange diferente en cada modelo.

Con todos los modelos preparados se lanzan los cálculos y se revisan las soluciones. En base a los resultados obtenidos y después de hablar con los médicos y consultar la literatura relacionada se exponen las conclusiones.

Como ya se ha indicado, el método para investigar la relación entre la geometría del hueso (falange) y el estado tensional que produce en el esqueleto es el método de los elementos finitos.

La herramienta empleada en todo el pre-proceso de cálculo de añadir, mover o quitar elementos al modelo es el paquete de CAE, I-DEAS, tanto para la inserción de músculos como para la sustitución de falanges. La parte de asignación de materiales e imposición de las condiciones de contorno se edita en un editor de código fuente como NOTEPAD++.

Para la modificación de la geometría de las falanges (generación de las nuevas a partir de la existente) se utiliza SOFTIMAGE y MIMICS. El primero es un programa de edición de imágenes en 3D y el segundo es un software de tratamiento de imágenes médicas.

En la fase de cálculo se lanzan los casos en el cluster del I3A, utilizando una consola en base Linux SECURE SHELL SHH, que ejecuta los cálculos en ABAQUS. El mismo paquete de CAE que se utiliza para visualizar los resultados.

Durante todo el proyecto se manejan todas las herramientas de ofimática necesarias para lo mejor exposición posible del trabajo y de los resultados y conclusiones obtenidos.

En cuanto a técnicas empleadas mencionar que la descripción cualitativa y cuantitativa de las falanges, proporcionada por los cirujanos, se obtuvo a partir de la disección de cadáveres.

1.4 Principales aportaciones de este proyecto

Este trabajo fin de máster tiene una marcada tendencia investigadora, tanto por los objetivos propuestos como por la metodología empleada.

Se ha realizado un exhaustivo estudio del estado del arte para cerciorarse de que lo que se propone supone realmente un avance en la ciencia.

Este trabajo se basa en un modelo elementos finitos singular, ya que es un modelo de elementos finitos en 3 dimensiones del pie humano que hace distinción entre hueso cortical y esponjoso. En la literatura tan solo aparece un modelo que tenga en cuenta esta diferencia de propiedades y corresponde a un modelo en dos dimensiones [2]. Además es el único que estudia el pie en la posición del tercer momento de apoyo.

A todo esto hay que sumarle la aportación, del proyecto que aquí se presenta, de simular todos los músculos del pie con el reto que supone el caracterizar el comportamiento de estos tejidos, ya que apenas existen referencias sobre como simular los tendones en modelos de elementos finitos. Hay que tener en cuenta que las propiedades mecánicas de los tendones del pie no son las mismas que las de la cualquier otra parte del cuerpo ya que al ser tejido vivo los materiales biológicos se han adecuado a las solicitudes a las que están sometidos.



En cuanto al objetivo planteado, es el primer estudio que analiza la posibilidad de que la geometría de la falange proximal favorezca la deformación del hallux valgus en mujeres, de hecho se propone estudiar la relación entre el dimorfismo sexual de este hueso y la patología del hallux valgus. También es bastante novedoso el uso de un modelo de elementos finitos del pie para el estudio de esta deformidad. Tan solo el artículo de Tao Kai [3] utiliza este método.

Como parte más importante de un proyecto de investigación, las aportaciones a la ciencia, de este trabajo, son los resultados y conclusiones obtenidas.

Los resultados muestran que las falanges proximales soportan esfuerzos de compresión en la zona medial y esfuerzos de tracción en la zona lateral, estas tensiones son más patentes cuanto más grande es la falange. Además en la concavidad de la base de la falange las tensiones son mayores cuanto menor es la profundidad.

De estos resultados se concluye que las tensiones generadas en la falange proximal intensificadas por la sobrecarga en la base, producen una tendencia a la separación del metatarsiano del primer radio con respecto a la posición anatómica original, lo que constituye el inicio de la deformidad del hallux valgus.

Por último, destacar que dado el carácter investigador del proyecto se redactan el resumen y las conclusiones en inglés para que el trabajo tenga mayor transcendencia científica y los resultados puedan repercutir en las investigaciones realizadas por autores de otros países.

1.5 Desglose del proyecto

En este apartado se hace una síntesis de cada uno de los capítulos que se encuentran en esta memoria.

En primer lugar se exponen el resumen del proyecto en español y en inglés.

Los objetivos, metodológicas, técnicas y herramientas, así como las principales aportaciones del proyecto, se indican en este primer capítulo.

En el segundo capítulo se presenta el estado del arte de los modelos de elementos finitos del pie en dos y tres dimensiones y de la etiología del hallux valgus con la intención de enmarcar el proyecto en el estado actual de la ciencia, además de ayudar a la resolución de conclusiones.

En el capítulo 3 se describe el proceso, llevado a cabo por los cirujanos, para la recopilación de los datos de la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie.

El modelo utilizado, tanto el punto de partida como de las posteriores modificaciones y mejoras, se especifican en el capítulo cuarto.

En el capítulo 5 se detallan y explican los resultados obtenidos del cálculo mediante elementos finitos, de la estructura del pie.

Las conclusiones alcanzadas, tras el análisis de los resultados, la revisión crítica de la literatura y el consenso con la experiencia de los médicos, se encuentran redactadas en el capítulo 6, en español y en el 7 en inglés.

En el anexo 1 se muestra un extenso resumen del proceso que se llevo a cabo para la elaboración del modelo.

Por último, en los capítulos finales aparecen las listas de figuras, tablas y referencias.

2 Antecedentes y estado del arte

Dentro del mundo de la bioingeniería, este proyecto se engloba en el campo de la biomecánica, concretamente en el apartado de métodos computacionales como vía para el análisis de estructuras biológicas.

El procedimiento a utilizar va a ser el método de elementos finitos para la simulación del comportamiento del esqueleto del pie humano y centrado en el estudio de la geometría de la falange proximal del primer dedo y su repercusión en la deformidad del hallux valgus.

2.1 Ingeniería biomecánica

Tal y como explica Manuel Doblare en su discurso de toma de posesión como académico de la real academia de la ingeniería [4], la biomecánica trata del análisis y predicción de la mecánica de los seres vivos. Ayuda, por tanto, a entender el funcionamiento motor de los organismos, a caracterizar el comportamiento de tejidos y órganos vivos desde el punto de vista estructural, a predecir los cambios microestructurales que sufren éstos por alteraciones en su función mecánica y a proponer métodos de intervención artificial para la recuperación de la misma.

Una de sus ramas más importantes es la biomecánica tisular. Su objetivo es entender, formular matemáticamente y predecir el comportamiento de los tejidos biológicos como materiales y componentes estructurales, es decir, relacionar los desplazamientos, deformaciones y tensiones que sufren con las cargas y movimientos a que se les somete, ya sean fisiológicas o patológicas, así como predecir las alteraciones inducidas por patologías o terapias varias (implantación, cirugía, etc.).

La diferencia esencial entre este problema y cualquier otro estructural se encuentra en la especial complejidad del comportamiento de los tejidos biológicos. Poseen además una marcada microestructura que les dota de un evidente carácter heterogéneo y anisótropo y, adicionalmente, su comportamiento mecánico es fuertemente no lineal. Todo ello sin tener en cuenta aspectos tan importantes como la fuerte dependencia de la edad, el sexo, el metabolismo, la historia particular de cargas y enfermedades y, en definitiva, de la actividad celular y su interacción con el entorno particular en que ésta se desarrolla.

2.2 Modelos computacionales del pie humano

Dentro del campo de la biomecánica es habitual usar el método de elementos finitos para el estudio de tensiones y desplazamientos en modelos del cuerpo humano. Los primeros modelos de elemento finitos del pie humano se empezaron a utilizar a finales del siglo pasado [5] [6].

La mayoría de los autores se centran en el estudio de las presiones plantares para el diseño de suelas y calzados [7] [8] pero también se utiliza este método en el campo de la biomedicina para simulación de operaciones y tratamientos de distintas patologías del pie [9].

Respecto al hallux valgus, Matzaroglou [10] compara la osteotomía tipo Chevron a 60° y a 90° como tratamiento del hallux valgus mediante análisis de elementos finitos. Kai Tao [3] por el contrario analiza la influencia de la hiperlaxitud de los ligamentos de la unión entre el primer metatarso y la primera cuña en el desarrollo de la deformidad.

2.2.1 Modelos de elementos finitos en dos dimensiones

Como es lógico, los primeros modelos de elementos finitos utilizados eran en dos dimensiones.

Como referencia, el primer artículo publicado data de 1981 [5] y se trataba de un modelo de elementos finitos del pie humano idealizado donde sólo se tenía en cuenta el hueso, el tejido blando y una suela de goma en una geometría extremadamente simplificada [Figura 1]. Con este modelo Nakamura [5] calculó las propiedades elásticas del material de la suela para minimizar la presión en la planta del pie. Esta publicación es muy interesante ya que es la primera que empieza a asignar las propiedades mecánicas de los materiales biológicos del pie.

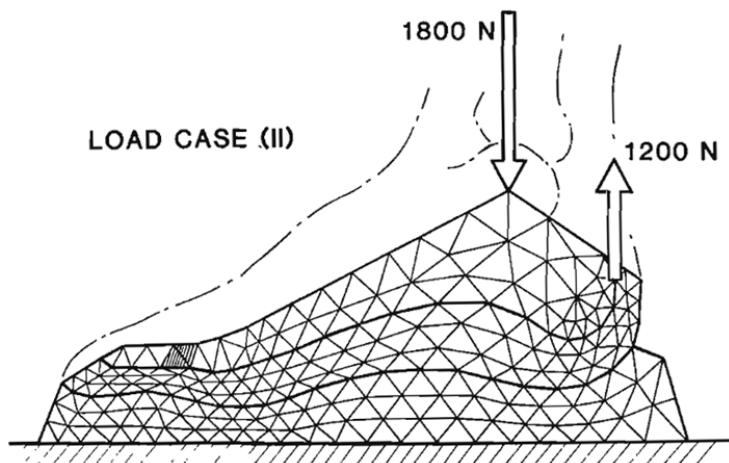


Figura 1 - Condiciones de carga del modelo de EE.FF. planteado por Nakamura [5]

Para evitar llegar a modelos tan simplificados, también era frecuente en las primeras simulaciones por elementos finitos simular tan sólo una parte del pie, como por ejemplo el modelo de Lemmon D. [11] que corresponde al corte sagital del segundo metatarso.

Otros autores como Patil [12] y Gefen [6] analizaron un modelo de pie humano en varias posiciones de la marcha para calcular en que parte y en qué momento el pie esta sometido a mayores esfuerzos.

El tema de la presión plantar aparece frecuentemente en la literatura, tanto en los primero modelos sencillos y simplificados [5] [6] [11] [12], como en los últimos y más completos modelos en 3 dimensiones [13] [14] [15].

Los primero modelos que simulan el comportamiento del pie completo, están a caballo entre el 2D y el 3D. S. Jacob [16] extrusiona el perfil del arco medial y lateral creando una estructura en 3D dimensiones. Otra técnica, más realista consiste en cortar el pie por 5 secciones (un corte por cada dedo) [Figura 2] y calcular cada sección por separado [17] [2]. Lo que se consigue es mediante 5 cálculos en dos dimensiones se obtiene el comportamiento del pie en todo su volumen.

Es importante destacar que tan solo Wu [2] hace distinción entre hueso cortical y esponjoso. Esto influye en el resultado de los cálculos, como indica Garcia-Aznar [18], la tensión máxima bajo las mismas condiciones de carga en huesos de propiedades homogéneas es menor que si se distingue entre cortical y esponjoso.

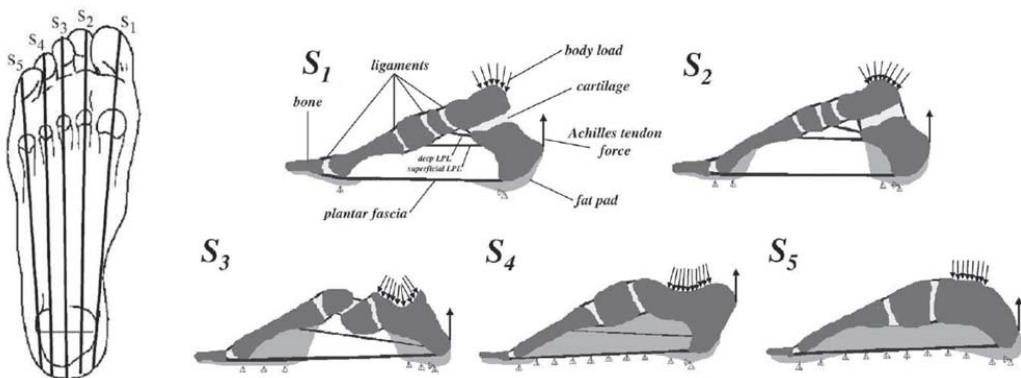


Figura 2 - 5 secciones del pie humano, modelo en 2D de Gefen [17]



2.2.2 Modelos de elementos finitos tres dimensiones

El primer modelo de elementos finitos del esqueleto de un pie humano en 3D que aparece en la literatura fue el publicado por Bandak [19]. El modelo fue creado a partir de tomografías y es muy interesante por dos razones. La primera de ellas, porque los autores tienen en cuenta las propiedades del hueso cortical y esponjoso por separado, algo que muy pocos modelos tienen en cuenta y en cambio es muy importante a la hora de obtener resultados reales [18]. Y segundo, es muy interesante porque aunque el modelo no tiene la geometría más exacta de la literatura, si bien es el primer modelo en 3 dimensiones del pie humano lo cual entraña una gran dificultad. En la [Figura 3] se puede observar el tamaño de malla.

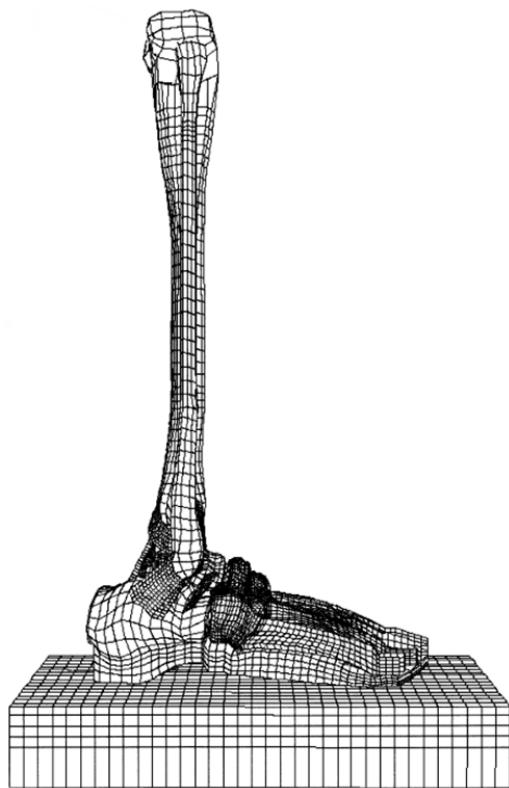


Figura 3 - Primer modelo en 3D de la parte inferior de la pierna propuesto por Bandak [19]

En el mismo año de la publicación de Bandak, Weng-Pin [13] publica un artículo en el que calcula la distribución de tensiones en la planta del pie durante una fase de la marcha. En este modelo no se distingue entre hueso cortical y esponjoso pero se extiende por vez primera, en los modelos en 3D, el cálculo a los tejidos blandos. Al igual que el modelo de Bandak [19], partiendo de las tomografías de un pie humano modela la superficie exterior del pie y le aplica unas propiedades distintas a las del hueso.

Tal y como se vio en los modelos en 2 dimensiones, el cálculo de la distribución de tensiones durante la marcha es muy frecuente en la literatura [5] [6] [11] [12]. Como más adelante se explica, la distribución de tensiones se utiliza para validar un modelo.

A partir de 2004 con los trabajos de J. T. Cheung en la Universidad Politécnica de Hong Kong se empieza a explotar el potencial de estos modelos.

Durante los años 2004 y 2006 J. T. Cheung realiza numerosas simulaciones computacionales del pie. Sus estudios se centran principalmente en la fascia plantar [20] [21] [22] y en reducir la presión máxima en la planta del pie. Analiza la influencia de la rigidez de la fascia plantar en la distribución de tensiones durante la marcha [14] [20] y en cómo reducir la presión máxima en la planta del pie mediante el uso de calcetines [23] o plantillas a medida [15]. En todos sus estudios utiliza un modelo de elementos finitos en tres dimensiones [Figura 4], obtenido a partir de la resonancia magnética del pie de un paciente de 26 años. El modelo consta de los 26 huesos del pie más la parte inferior de la tibia y el peroné, cartílagos y ligamentos. Toda esta estructura está envuelta en un volumen a modo de tejido blando.

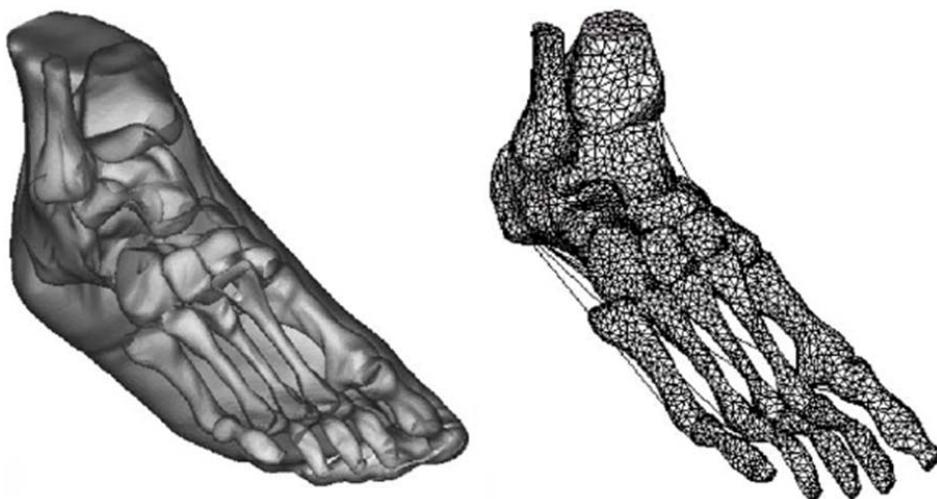


Figura 4 - Modelo de EE.FF. utilizado por J. T. Cheung [14]

En años posteriores J. T. Cheung estudia la influencia de una serie de parámetros (forma de la plantilla, rigidez de la plantilla, espesor de la plantilla, rigidez de la entresuela y espesor de la entresuela) en el alivio de la presión en la plantar [24].

En sus últimas publicaciones J. T. Cheung analiza el diseño del calzado de tacón de las mujeres y la influencia en las distintas patologías del pie [25] [26]. Estos artículos señalan que el calzado de tacón aumenta la presión en la unión metatarsofalángica del primer dedo, y sufrir esta presión durante períodos largos de tiempo contribuye al desarrollo del hallux valgus.

A partir de estos trabajos, empiezan a utilizarse los modelos de elementos finitos por numerosos autores para el estudio del comportamiento biomecánico del pie. Estas nuevas publicaciones se pueden dividir en dos grandes campos de estudio. Por un lado los autores que analizan el comportamiento biomecánico de las estructuras óseas del pie, de las distintas patologías y el resultado de operaciones y tratamientos para el alivio de las mismas y por otro lado los autores que enfocan sus investigaciones en la simulación del comportamiento pie-calzado.

Dentro del primer grupo se engloban autores como Kai Tao [3] que estudia la influencia de la hiperlaxitud de los ligamentos de la unión entre el primer metatarso y la primera cuña en el desarrollo del hallux valgus, Budhabhatti [27] que modelando solo el dedo gordo del pie analiza 3 casos diferentes, hallux limitus, artrodesis del primer dedo y el uso de platilla terapéutica, Flavin R. [28] que simulando solamente la unión metatarsofalángica estudia la patología del hallux rigidus y Bayod J. [9] que compara la artrodesis de la unión interfalángica proximal, la transferencia del tendón largo y la transferencia del tendón corto como mejor método para corregir las deformidades de dedo en garra y dedo en martillo.

En el segundo campo de investigación, el estudio del comportamiento del pie calzado, se encuentran: Yu-Chun Hsu [7] que investiga la forma óptima de la plantilla para minimizar la tensión en la unión entre la fascia plantar y el calcáneo, Jin-Rae Cho [8] que evalúa las funciones principales que debe cumplir el calzado deportivo y utiliza el modelo de elementos finitos para medir la presión de impacto absorbida por la suela y la plantilla. En la [Figura 5] se observa las partes de las que se compone el calzado y el modelo de EE.FF utilizado por Jin-Rae Cho [8]. Por último Tian-Xia Qiu [29] propone un modelo conjunto de pie y bota para simular el comportamiento biomecánico del pie del paracaidista al aterrizar contra el suelo.

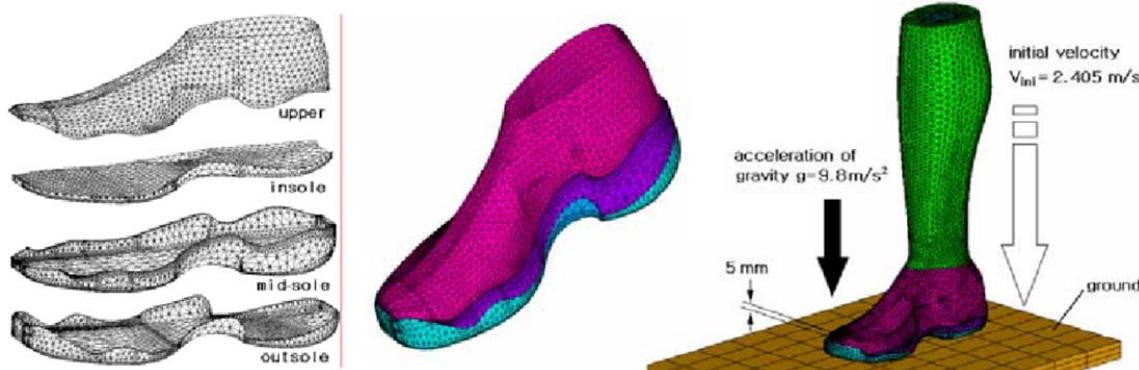


Figura 5 – Izquierdo: Partes de las que se compone el calzado (parte superior, plantilla, entresuela y suela). Derecha: Modelo planteado por Jin-Rae Cho [8] para el estudio del calzado

La metodología para obtener un modelo de elementos finitos del pie humano en tres dimensiones es siempre la misma. Primero se toman imágenes del pie de un voluntario sano mediante resonancia magnética o tomografía computarizada. A continuación se procesan esas imágenes en 2 dimensiones para crear volúmenes en tres dimensiones. Este proceso se realizan con un software de tratamiento de imágenes médicas, el más conocido es MIMICS pero existen otros programas. El siguiente paso es llevar estos volúmenes a un paquete de CAD para refinar la geometría, por ejemplo para ajustar perfectamente los tejidos blandos con los duros o añadir geometría como pueden ser plantillas y calzados o modificar la geometría para simular alguna patología. Los programas de CAD más utilizados en este apartado son CATIA y SOLIDWORKS aunque este paso no es obligatorio, ya que se pueden pasar los volúmenes generados por MIMICS directamente a un paquete de análisis por elementos finitos sin necesidad de modificar la geometría obtenida. Posteriormente se malla la geometría, se asignan materiales, se imponen las condiciones de contorno y se

calcula con un paquete de cálculo por EE.FF. Los más utilizados son ANSYS y ABAQUS aunque como siempre existen otros software alternativos menos frecuentes en la literatura. Por último se comparan los resultados obtenidos en el cálculo con ensayos experimentales propios o de la literatura. El parámetro más habitual para validar los modelos es la distribución de presiones en la planta del pie aunque en función del modelo y del objeto de estudio se pueden utilizar otros parámetros. Generalmente, los autores publican un primer artículo describiendo el modelo, los parámetros utilizados y la validación del mismo [30] [7] [8] [29].

En resumen, el proceso a seguir para desarrollar un modelo de elementos finitos es el siguiente:

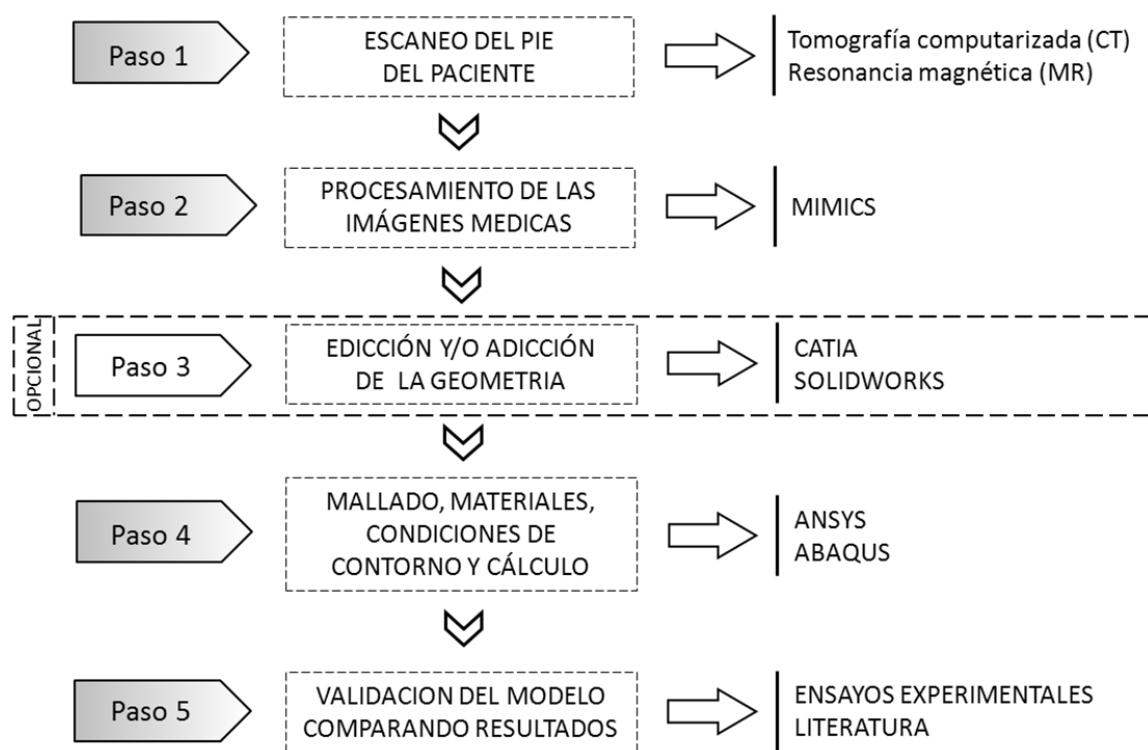


Figura 6 – Metodología a seguir para desarrollo de un modelo de elementos finitos de un pie

En la [Figura 6] se indican los métodos y software comerciales más utilizados en la literatura, pero no son los únicos. En muchas universidades se desarrollan programas específicos que calculan algún apartado en concreto (no son programas tan completos como los comerciales pero que en muchas ocasiones son software experimentales que acaban siendo absorbidos por alguna marca) y se utilizan estos estudios para la propia validación del software [10] [18].

Por último destacar que tanto las propiedades asignadas a los modelos como los propios modelos tanto de A. Gefen [17] en dos dimensiones, como los de J. T. Cheung [14] en tres dimensiones, son los trabajos más referenciados por el resto de investigadores.



2.3 Hallux Valgus

El hallux valgus, junto con el pie plano, es la deformidad más frecuente del pie y de la patología del aparato locomotor [1].

Consiste en un trastorno de alineación del primer radio del pie que condiciona una desviación del mismo en los tres planos del espacio y que, a su vez, altera su función estática y dinámica, en cuanto al soporte y transmisión de cargas, y mecanismo de despegue del pie durante la marcha.

La deformidad resultante se manifiesta por la orientación del primer radio en el plano horizontal, desviación en varo del primer metatarsiano y en valgo de las falanges proximal y distal. En el plano frontal, la desviación será en pronación. En el plano sagital, en relación con la posición al plano de apoyo, presentará tendencia a la disminución del ángulo de apoyo.



Figura 7 - Radiografía anteroposterior del antepié de un paciente con hallux valgus

2.3.1 Descripción de la patología

Las alteraciones que se enumeran a continuación caracterizan la deformidad aunque no siempre tienen la misma intensidad ni proporción entre sí.

- *Desviación del dedo gordo.* Se considera que es patológico cuando la desviación es superior a 15°.
- *Aumento del ángulo entre el primer y el segundo metatarsiano.* Normalmente es de unos 10°, pero en el hallux valgus aumenta y llega a formar desviaciones en varo de hasta 30°.
- *Juanete.* Es la prominencia que forma la cabeza del primer metatarsiano junto con la desviación del dedo.
- *Luxación de los sesamoideos.* Como consecuencia de la desviación del metatarsiano, los sesamoideos se desvían hacia fuera subluxándose parcial o totalmente en el primer espacio intermetatarsiano; esto acarrea alteraciones en la función muscular.
- *Disfunción muscular.* El aductor del dedo se convierte en flexor, mientras que los flexores se convierten en abductores. La fuerza que desvía el dedo hacia fuera no se halla neutralizada por el aductor, por lo que la deformidad es progresiva.

2.3.2 Etiología

Mucho se ha escrito sobre las causas del hallux valgus pero poco se ha probado. Se han estudiado como factores causantes de esta deformidad [31], el uso de calzado, metatarso primus varus, la longitud del primer metatarso, la reversión atávica, la forma de la cabeza del metatarso, la acción de los músculos, la pronación del pie, la herencia genética y el género. Por este motivo el origen de esta deformidad se considera multifactorial [32].

EL CALZADO

En general se atribuye a un problema del pie en el calzado, ya que aparece casi exclusivamente en personas que usen zapatos, aunque en ocasiones se observa en personas que caminan descalzas. Barnicott and Hardy [33] midieron el ángulo de la primera unión metatarsofalángica a nigerianos que nunca se habían calzado y los compararon por edades con soldados nigerianos que calzaban botas del ejército. No se apreció ninguna diferencia significativa en el ángulo entre la población calzada y descalzada, pero si se apreció una clara diferencia entre hombres y mujeres.

La noción de que el calzado es el principal contribuyente en el desarrollo del hallux valgus fue apoyada por el estudio de Sim Fook y Hodgson [34] comparando 107 chinos no calzados con 118 chinos que habitualmente se calzaban donde comprobaron que el 33% de los sujetos calzados tenían cierto grado de hallux valgus en comparación con el 2% de los descalzos. Este estudio concluyó que el calzado ayuda al desarrollo de esta deformidad.

También se observa esta relación entre el calzado y los juanetes en el estudio de Kato y Watanabe [35] quienes comprobaron que el hallux valgus, extraordinariamente raro entre los japoneses, se incrementó en la década de los 70 al abandonar su calzado tradicional.



La relación entre calzado y hallux valgus no solo se debe directamente al confinamiento y presión externa ejercida por el calzado [36] sino indirectamente a la atrofia muscular secundaria a la inhibición de la actividad de los dedos [37].

Cabe destacar que muchos individuos que usan calzados ajustados no desarrollan esta deformidad. Además, existen casos de personas que presentan la deformidad en un pie y no la presentan en el otro, pese a que ambos hayan usado el mismo calzado durante toda la vida.

LA HERENCIA GENÉTICA

Aunque la deformidad se puede desarrollar en pacientes sin antecedentes familiares, existe una clara relación padres-hijos. Existen casos con características hereditarias definidas, fundamentalmente en el hallux valgus juvenil donde Coughlin [38] encuentra hasta un 72% de pacientes con herencia materna.

Otros autores como Johnston [39] han observado relación entre hallux valgus y pie plano. En la [Tabla 1] se muestran los resultados obtenidos en su trabajo. Johnston [39] mostro la naturaleza hereditaria del hallux valgus y pie plano de una familia de 7 generaciones con 101 miembros. La deformidad estuvo presente en cada generación de la familia a excepción de dos, y todos los padres transmitieron la patología a sus hijos incluso los individuos que no la sufrieron.

Presentación clínica	Hombre	Mujer
Solo Pie Plano	13	1
Solo Hallux Valgus	10	10
Pie Plano y Hallux Valgus	6	1

Tabla 1 - Incidencia de pies planos y hallux valgus en una familia de 7 generaciones. Tabla extraída de [24]

Se puede afirmar la herencia genética como una de las causas de esta deformidad de carácter multifactorial.

EL GÉNERO

Es desde hace tiempo conocido que los juanetes afectan a las mujeres con mayor frecuencia que a los hombres [40] [41]. La morfología del pie femenino tiene diferencias respecto al masculino, existe dimorfismo sexual [42]. Por otro lado, existen diferencias hormonales evidentes entre hombres y mujeres, algunas de las cuales afectan a la laxitud de los diferentes tejidos, entre ellos los ligamentos. Las mujeres son generalmente más laxas que los hombres a todas las edades, lo que favorece que ante la presencia de fuerzas deformantes sea más sencillo que la deformidad se produzca.

En el apartado 2.3.3 Diferencia de género en el hallux valgus se exponen las publicaciones más relevantes que evidencian la gran disparidad entre ambos sexos respecto al número de pacientes afectados por esta deformidad.

OTROS FACTORES

Los tres factores más aceptados como origen del hallux valgus son los ya mencionados: el calzado, la herencia y el género. Sin embargo existen numerosos estudios que han buscado otros factores como posible causa de esta deformidad [31]. A continuación se nombran algunos de los más relevantes.

Hardy and Clapham [40] en un estudio estadístico del hallux valgus encontró una gran relación entre el grado de hallux valgus y metatarso varo, aunque todavía no se ha explicado por qué el metatarso varo es causa del hallux valgus.

Diversos autores, Hardy and Clapham [40] entre otros, sugieren que la protuberancia del primer metatarso puede ser etiológicamente relevante.

Algunos estudios apuntan a una reversión atávica como causa del hallux valgus aunque no se ha demostrado ni desmentido nada hasta el momento.

La forma de la cabeza del metatarso se ha considerado un rasgo anatómico importante del hallux valgus. Un metatarso de cabeza cuadrada resiste las fuerzas de deformación del pie mucho mejor que una cabeza redondeada. Hardy and Clapham [40] identificó una significativa reducción de la extensión del pie en el hallux con uniones metatarsofalángicas cuadradas.

La importancia de la función de los músculos en el origen y progresión del hallux valgus sigue siendo incierta. Estas teorías se pueden resumir en que los músculos aductor y abductor del hallux se debilitan y dejan de actuar, esto ocurre después del desarrollo del juanete y contribuyen a la severidad de la deformidad.

También se ha encontrado cierta relación entre la pronación del pie y el hallux valgus.

2.3.3 Diferencia de género en el hallux valgus

El hallux valgus se presenta con mayor periodicidad en mujeres entre los 30 y 50 años, siendo 10 veces más frecuente con respecto a los hombres. Numerosos estudios apuntan a ello [Tabla 2].

A pesar de la cantidad de autores que han observado esta disparidad de género, las causas de que el hallux valgus sea más corriente entre las mujeres no se han aclarado. Se acepta como influencia de esta diferencia el uso de calzado inapropiado por parte de las mujeres entendiéndose como tal aquellos que comprimen el antepié. Como se explica en el apartado 2.3.2 Etiología, el calzado es una de los principales motivos que se identifican como causa del hallux valgus.

Kilmartin and Wallance [31], estudiaron todos los artículos publicados sobre el hallux valgus hasta el año 1993 y resumieron en una tabla los resultados obtenidos en cada uno de los distintos estudios [Tabla 2]. El primer artículo que constata esta diferencia fue publicado en 1951 por Hardy [40].

Los 15 estudios de diferentes autores registrados por Kilmartin and Wallance [31] abarcaban un rango de edades de los pacientes con hallux valgus de entre los 10 y los 90 años con una relación media, entre hombres y mujeres que sufren esta deformidad, de 1 es a 11.



Autor	Hombres	Mujeres	Edad
Hardy [40]	3	88	20-60
Bonney [41]	28	253	Adultos
Piggott [43]	3	110	<21
Merkel, Katoch [44]	9	135	12-75
Sherman [45]	0	35	44-77
Meier [46]	5	45	13-69
Love, Whynot [47]	0	44	52-75
Wu [48]	28	402	10-90
Wanivenhaus [49]	2	19	16-58
Resch [50]	3	22	20-69
Mauldin [51]	1	29	26-74
O'Doherty [52]	11	70	>45
Conlan, Gregg [53]	0	29	49-79
Vallier [54]	16	44	46-80
Mann, Rudicel [55]	8	67	10-83
Total	117	1392	

Tabla 2 - Ratio de hombres y mujeres en publicaciones sobre pacientes con hallux valgus, Tabla extraída de [31]

El interés de este proyecto surge de la observación, por parte de los médicos durante las exploraciones, de la diferencia de forma de la falange proximal del primer dedo en hombres y mujeres. Se pretende analizar la influencia de la geometría de este hueso en la evolución de esta patología y si esto ayuda en que las mujeres sean más propensas a sufrir esta deformidad.

3 Toma de datos

En este proyecto se estudia la influencia de la geometría de la falange proximal del primer dedo en la formación del hallux valgus. En concreto la diferencia de geometría entre la falange proximal de hombre y la de mujer. Para ello se analizan varios casos cada uno con una geometría distinta.

El proceso más fidedigno para estudiar el comportamiento biomecánico de este hueso es obteniendo las distintas geometrías a partir de tomografías o resonancias magnéticas al igual que se ha hecho con el modelo inicial. Pero debido al elevado coste de tiempo, material y recursos, se convierte en un procedimiento inviable. Sumando a todo ello la complejidad del proceso de obtención de una geometría mediante el escaneado [Figura 6] se ve la necesidad de buscar un método alternativo para la toma de datos. Por este motivo se convenio en examinar el hueso realizando disecciones.

La disección es una técnica anatómica que permite, mediante el uso de diferentes instrumentos, exponer de forma sistemática los diferentes elementos que configuran las regiones del cuerpo humano. Las regiones del cuerpo humano se organizan topográficamente en diferentes planos que se suceden desde la superficie, piel, hacia la profundidad, huesos y articulaciones como capas de una cebolla.

Para poder entender los resultados de una exploración es importante conocer los planos que utilizan los médicos para describir el cuerpo humano. En la figura [Figura 8] se muestra un boceto de estos planos.

Gracias al trabajo realizado por los médicos Ricardo Becerro de Bengoa-Vallejo y Marta Losa-Iglesias, de disecado, disección y toma de datos de cadáveres se han registrado un total de 43 geometrías distintas (22 de hombre y 21 de mujer) de forma más fácil que si se hubiese escaneado cada uno de los casos mediante tomografías o resonancias magnéticas.

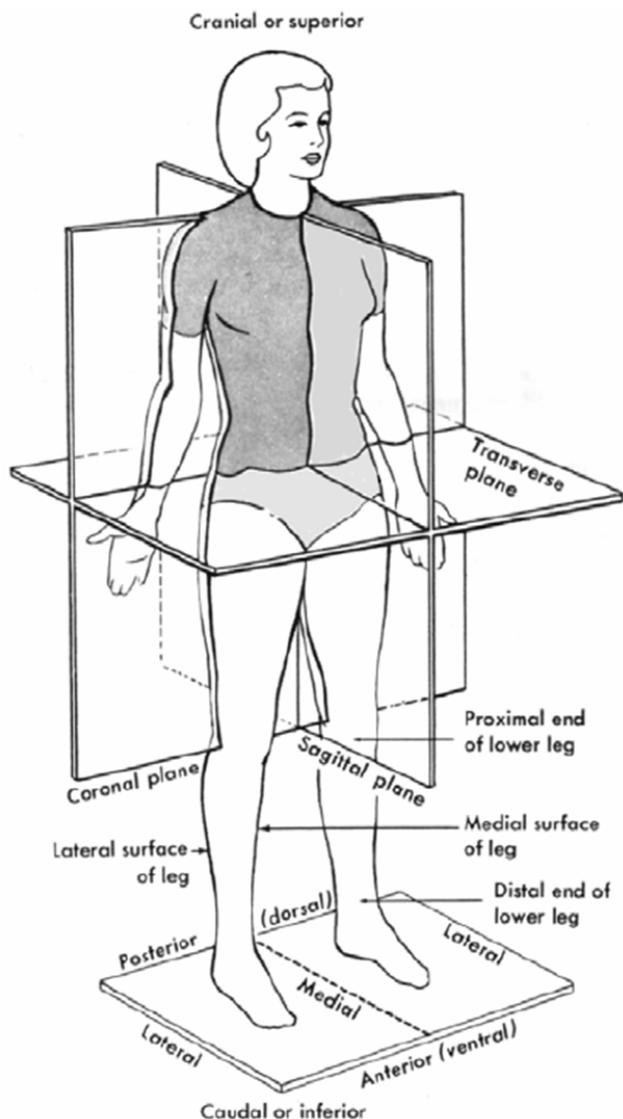


Figura 8 - Planos del cuerpo humano que se utilizan para describir el cuerpo

3.1 Parametrización de la geometría de la falange

La falange, como todos los huesos del cuerpo humano, es un hueso irregular con una geometría muy complicada de parametrizar. Para poder realizar el proyecto es necesario medir el hueso de manera cuantitativa utilizando un método factible. De modo que para conseguir una muestra suficientemente representativa de falanges, es decir un número considerablemente grande para medir manualmente, es importante caracterizar la geometría con el menor número de parámetros posible.

Con este propósito se definen 6 parámetros como los más clínicamente relevantes. Estos parámetros son: LDM (longitudinal distance of the medial aspect), LDC (longitudinal distance of the central aspect), LDL (longitudinal distance of the lateral aspect), DCA

Influencia da la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie en la formación de Juanetes
Capítulo3: Toma de datos

(depth of the concave area of the base of the proximal phalanx), H (height of the base of the proximal phalanx), W (width of the base of the proximal phalanx) y son estas dimensiones las que se utilizan para modificar la geometría del modelo.

En la [Figura 9] se muestra una foto de la falange proximal del primer dedo tomada durante las disecciones y las cotas utilizadas posteriormente para modificar el modelo. Como se ha dicho anteriormente, para entender la posición en la que está colocado el hueso se utilizan los planos ficticios en los que se divide el cuerpo.

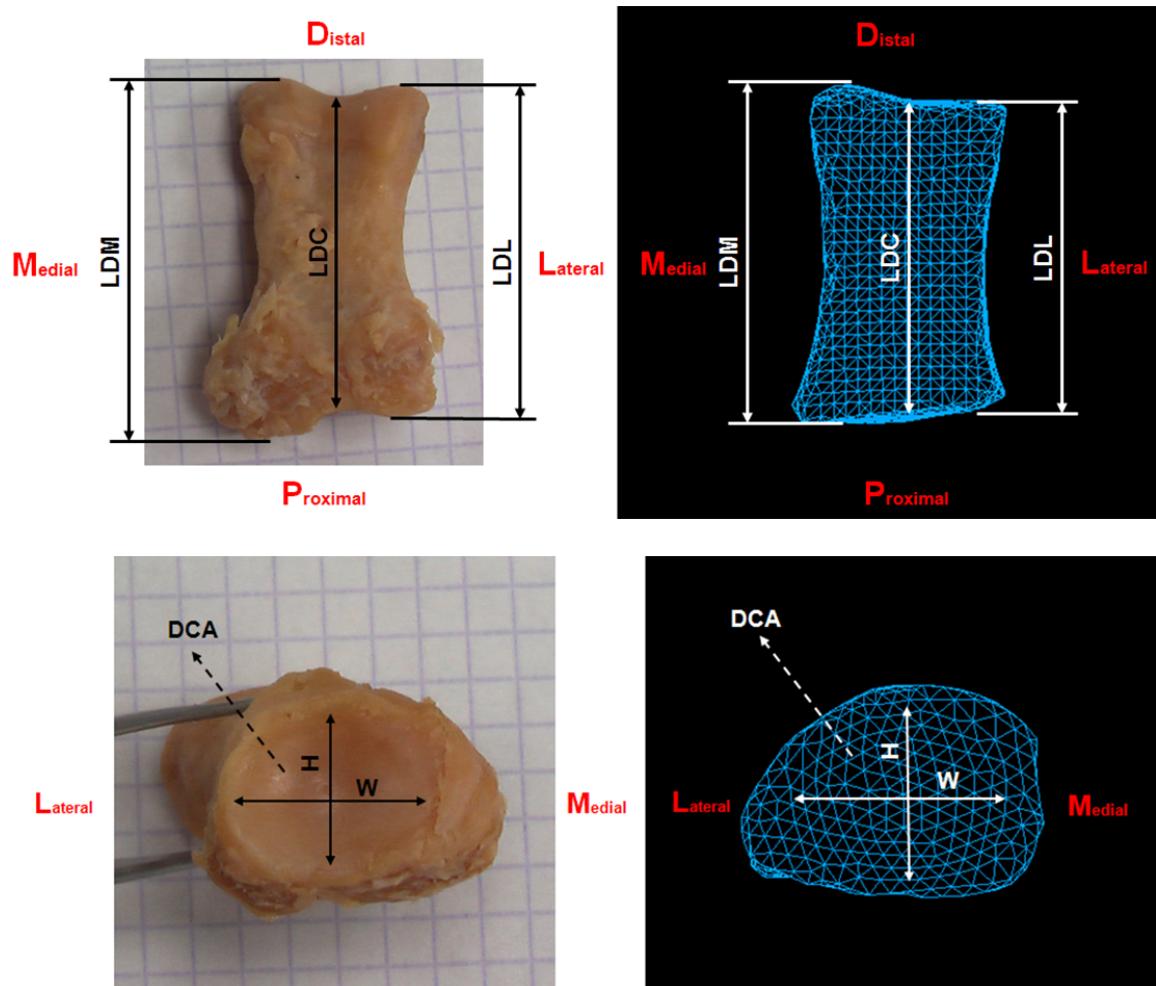


Figura 9 - Parámetros clínicamente relevantes de la falange proximal del primer dedo.

Izquierda: Las imágenes pertenecen al hueso real, tomadas durante la disección.

Derecha: Las imágenes pertenecen al modelo de elementos finitos

Leyenda: LDM (longitud medial), LDC (longitud central), LDL (longitud lateral), DCA (profundidad de la concavidad de la base), H (altura de la concavidad de la base), W (anchura de la concavidad de la base)



3.2 Medición de las dimensiones de la falange

Durante la disección se utiliza un pie de rey digital con centésimas [Figura 10] para medir los parámetros mencionados en el apartado anterior [Figura 9]. Se miden indistintamente falanges del pie derecho y del pie izquierdo en total 43 muestras de las cuales 22 corresponden a hombres y 21 a mujeres.



Figura 10 - Pie de rey utilizado para medir las dimensiones de los huesos durante las disecciones.
Imagen facilitada por los cirujanos

A partir de los datos registrados en cada una de las disecciones se resumen en la [Tabla 3] los parámetros calculando la media, la talla máxima y mínima y la desviación típica de cada dimensión. Estos valores se utilizan posteriormente para crear las nuevas falanges en el modelo de elementos finitos y estudiar las tensiones producidas en el primer radio con las distintas geometrías.

Parámetros [mm]	Hombres (n = 22)					Mujeres (n = 21)				
	Valor menor	Media - DS ¹	Media	Media + DS	Valor mayor	Valor menor	Media - DS	Media	Media + DS	Valor mayor
LDM	30.52	33.84	36.32	38.8	40.31	31.23	31.71	34.33	36.95	42.78
LDC	28.76	31.08	33.38	35.68	37.91	29.00	29.11	31.47	33.83	39.35
LDL	29.04	32.05	34.18	36.93	38.40	29.50	29.79	32.17	34.55	40.16
DCA	0.87	1.26	2.04	2.82	3.90	0.66	1.04	1.63	2.22	2.83
H	13.79	14.66	16.88	19.1	23.21	12.33	13.56	15.33	17.1	19.35
W	17.88	19.73	21.48	23.23	25.34	17.51	17.86	20.05	22.24	25.45

Tabla 3 - Resumen de los valores medidos durante las disecciones

¹ Desviación estándar o desviación típica: Es una medida de dispersión. Para conocer con detalle un conjunto de datos además de la media es necesario conocer también la desviación que presentan los datos en su distribución respecto de la media aritmética de dicha distribución.

3.3 Selección de los casos representativos

Con la tabla resumen de todo el espectro de datos obtenido de la medición de las falanges, tras la consulta de la valoración de los cirujanos que llevaron a cabo las disecciones y en base al alcance del proyecto, se decide incluir en la investigación el análisis de 3 falanges de hombre y 3 de mujer. De modo que se modelan un total de 6 falanges a incluir en 6 modelos distintos, lo que compone un rango de 3 casos a comparar, volumen de datos suficiente para obtener resultados.

Esta muestra representativa de los 43 esqueletos diseccionados, está constituida por la falange más grande, la falange más pequeña y la falange más próxima a la media tanto en hombre como en mujer. Es importante indicar que todos los valores utilizados corresponden a casos reales, ya que se planteó la posibilidad de estudiar un caso con una falange de parámetros medios, es decir, una falange hipotética con las dimensiones extraídas de la media de las 22 falanges de hombre en el primer caso y de las 21 falanges de mujer en el segundo caso, pero al modelar esta geometría se vio que el volumen generado era muy diferente estéticamente a las falanges proximales reales por lo que se descarto.

En la [Tabla 4] se muestran los valores utilizados para generar las falanges que posteriormente se incluyen en el modelo del pie completo para el análisis de las tensiones en el primer radio.

Falange proximal		LDM	LDC	LDL	DCA	H	W
Hombre	Más grande	40,31	33,01	36,51	1,25	17,78	21,35
	Más cercana a la media	36,5	35,04	35,39	3,08	23,21	24,53
	Más pequeña	30,52	28,76	29,04	3,57	16,51	20,93
Mujer	Más grande	42,78	39,35	40,16	2,42	18,7	20
	Más cercana a la media	34,45	30,15	32,63	0,66	12,33	19,04
	Más pequeña	31,23	29	29,5	1,27	14,08	17,51

Tabla 4 - Valores utilizados para la creación de las falanges de estudio



4 Modelo de EE.FF. del pie humano

Los elementos finitos se usaron por primera vez en 1950 para el diseño de aviones. Es un método de cálculo que poco a poco ha ido en auge y convirtiéndose en una de los métodos más utilizados para estudio de tensiones y desplazamientos, volviéndose una herramienta indispensable para un ingeniero.

En el campo de la biomedicina se utiliza para estudiar las tensiones que aparecen en el interior de los tejidos biológicos bajo unas condiciones de carga dadas. Método muy útil ya que muchas veces estos valores no se pueden medir mediante métodos experimentales.

4.1 Posición del pie en el modelo

A la hora de modelar una parte del cuerpo humano, lo primero que hay que determinar es la posición en la se estudia la estructura para definir las condiciones de contorno en las que se encuentra.

Las cargas en el pie no son constantes durante la marcha, sino que cambian tanto de valor y dirección como de lugar de aplicación. Por este motivo, es importante conocer el ciclo de la marcha, para poder explicar las fuerzas que se producen en cada momento.

Gefen en su artículo [6] propone dividir el ciclo de la marcha en 6 subfases [Figura 11]:

- *Initial-Contact*: Contacto inicial del pie con el suelo. Es el momento en el que el talón o calcáneo es la única parte del pie que se apoya. Recibe, por tanto, todo el peso del cuerpo.
- *Heel-Strike*: Momento en el que la articulación del tobillo gira hacia adelante con la intención de hacer contactar las almohadillas de las falanges con el suelo, pero sin llegar al contacto todavía. La superficie apoyada con el suelo continua siento el calcáneo, pero en una proporción mayor a la fase anterior.

- **Midstance**: Posición de apoyo total de la planta del pie sobre el suelo. La carga sobre el pie en esta fase equivale al peso corporal del sujeto, la cual se reparte por el calcáneo y el apoyo de la zona delantera del pie, que no es otra que las cabezas inferiores de los metatarsianos.
- **Forefoot-Contact**: Estado en el cual el tendón de Aquiles ejerce la fuerza necesaria para levantar el talón, que, por tanto, deja de estar en contacto con el suelo. Se sabe que generalmente el primer metatarso en la fase anterior forma veinte grados con el suelo, por tanto en esta fase, éste forma un ángulo ligeramente mayor. En este momento inicial el pie sufre la mayor solicitud de cargas, llegando a soportar hasta cinco veces el peso corporal del individuo.
- **Push-Off**: Caso inmediatamente siguiente al estado forefoot-contact, donde el talón se encuentra más elevado. El primer metatarso forma un ángulo con el suelo mayor. No existe una frontera exacta para determinar qué ángulo es el que nos dice si estamos en la fase anterior o en esta, puesto que todos los pies son diferentes y los ángulos evidentemente también. Se considera que el sujeto se encuentra en esta fase cuando la carga sobre el pie es alrededor de cuatro veces el peso corporal.
- **Toe-Off**: Última fase del proceso de caminar, en ésta, el primer metatarso forma con el suelo de noventa grados en adelante hasta que el contacto entre ellos desaparece por completo. La superficie de apoyo con el suelo es menor que en cualquiera de las demás fases, y corresponde a la superficie inferior de los dos primeros dedos, hasta que éstos dejan de tener ningún tipo de contacto. Debido a lo comentado, la carga que soporta el pie va disminuyendo hasta llegar a anularse por la acción de tener el pie totalmente en el aire.

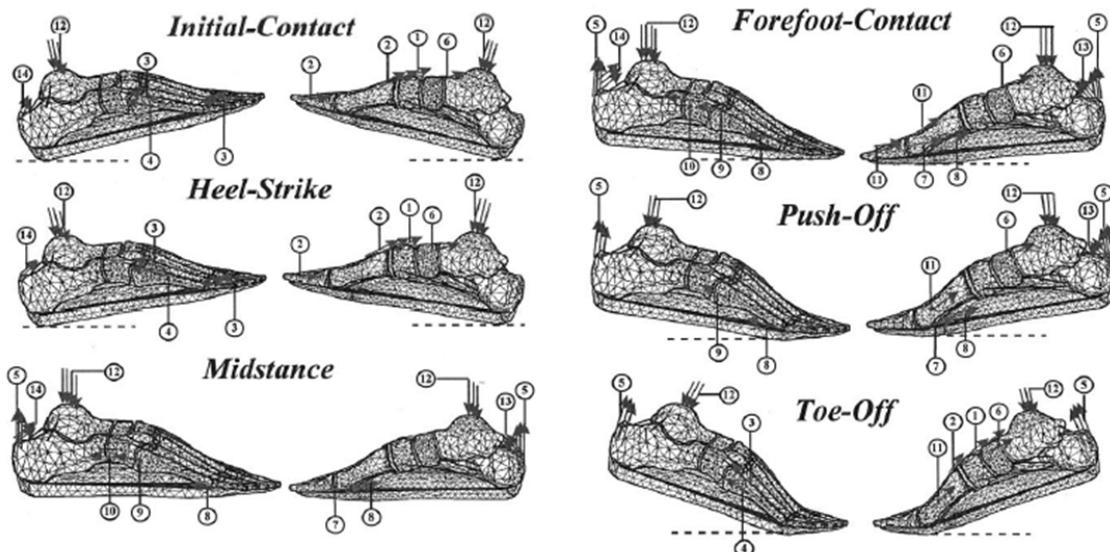


Figura 11 - 6 fases de la marcha propuestas por Gefen [6]

A nivel medico es más habitual utilizar lo que se conoce como ciclo Rocker [Figura 12], que divide la marcha humana en 3 momentos.

- Primer momento del ciclo o primer rocker: Abarca desde el primer contacto del talón con el suelo hasta justo antes del contacto total de la planta del pie de adelante a atrás (aceptación del peso).
- Segundo momento del ciclo o segundo rocker: Comienza justo en el momento en que el pie está totalmente apoyado sobre el suelo y termina en el instante anterior a levantar el talón (apoyo medio).
- Tercer momento del ciclo o tercer rocker: Última fase del ciclo de estancia de la marcha humana. Parte desde el momento en que el talón se despega del suelo hasta que el pie se separa totalmente de éste, quedando en el aire (despegue).

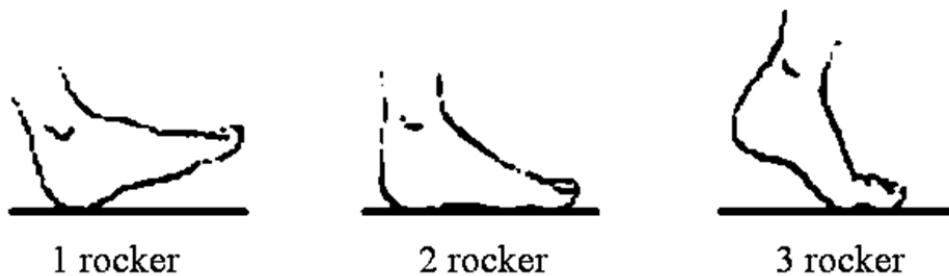


Figura 12 - Ciclo rocker de la marcha

Para el estudio que se lleva a cabo en este proyecto, el análisis de la influencia de la geometría de la falange en proximal en la patología del hallux valgus, la posición más favorable para observar las tensiones que se producen en el primer radio es cuando el peso del cuerpo recae sobre las cabezas de los metatarsos, lo que se define como tercer momento de apoyo. Concretamente en este trabajo se simula el pie formando un ángulo de 90 grados entre los metatarsos y las falanges, en la posición toe-off.

Una vez definida la posición del pie ya se puede determinar tanto las cargas que soporta el pie como los puntos de apoyo del mismo.



4.2 Modelo de partida

El modelo utilizado en este trabajo fin de master, es un modelo elaborado por el grupo GEMM y forma parte de un proyecto de investigación a largo plazo dentro del cual se están realizando numerosos estudios. El propósito de todos estos proyectos es ir completando, ajustando y perfeccionando el modelo hasta conseguir una simulación por elementos finitos de un pie humano real lo más exacto posible.

A lo largo de los distintos proyectos realizados se han ido añadiendo nuevos elementos hasta alcanzar el nivel de detalle actual. En el apartado 4.3 Estudios realizados con el modelo, se indican todos los trabajos de investigación realizados hasta el momento con este modelo de elementos finitos, con lo que se puede hacer a la idea de las posibilidades que ofrece trabajar un modelo de estas características.

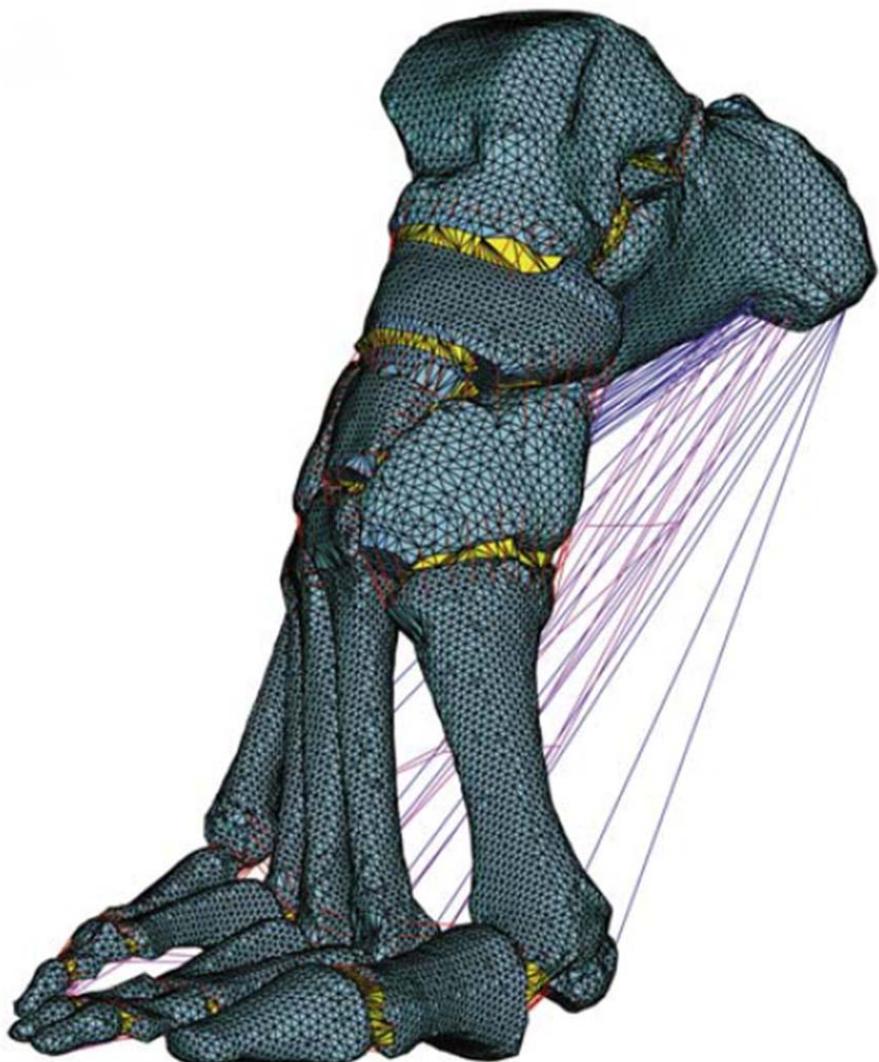


Figura 13 - Modelo de partida

El punto de partida de este proyecto es un modelo del pie humano en la posición del tercer momento de apoyo [4.1 Posición del pie en el modelo] que consta de 797753 elementos que modelan:

- Los 26 huesos que forman el pie: Astrágalo, Calcáneo, Escafoideas, Cuboides, los tres cuneiformes, los cinco metatarsos y los 14 pequeños huesos que forman las falanges.
- Los 483 ligamentos de unión entre los huesos. Ligamentos finos, ligamentos plantares largos y cortos.
- La fascia plantar.
- Los cartílagos de las zonas articulares interóseas.
- Algunos tendones: Los flexores largos y cortos de los dedos 2º, 3º, 4º y 5º.

En el Anexo I: Creación del modelo, se detalla todo el proceso llevado a cabo para obtener el modelo, la descripción de los biomateriales que componen la estructura, los parámetros de simulación y las condiciones de contorno impuestas.

Es importante destacar que una de las mayores aportaciones de este modelo es la distinción de las propiedades del hueso cortical y el esponjoso. En la literatura tan solo aparece un modelo que tenga en cuenta esta diferencia de propiedades y corresponde a un modelo en dos dimensiones [2].

Por otro lado la posición de estudio del pie en el tercer momento de apoyo también es novedosa. Tan solo el modelo utilizado por Jia Yu [25] en el estudio del pie de la mujer con calzado de tacón se asemeja al modelo presentado. Aunque tampoco se puede tener en cuenta, ya que no corresponden a los mismos esfuerzos. Él estudia el pie en posición midstance con un apoyo inclinado a diferencia del presente modelo que simula la posición toe-off.

Tampoco existe en la literatura ningún modelo que tenga en cuenta los músculos del pie que es una de las aportaciones de este proyecto y lo que supone un reto el caracterizar el comportamiento de estos tejidos.

Por todos estos motivos el modelo desarrollado por el grupo de mecánica estructural y modelado de materiales de la universidad de Zaragoza es un modelo único.



4.3 Estudios realizados con el modelo

El modelo que se utiliza en este proyecto, es un modelo de elementos finitos del pie humano desarrollado por el grupo GEMM que a lo largo de diferentes proyectos se ha ido completando hasta alcanzar el nivel de detalle del que se dispone actualmente.

A continuación se enumeran todos los proyectos y artículos de investigación en los que se ha utilizado este modelo en orden cronológico.

- Proyecto Final de Carrera (Octubre 2006)
Estudio por elementos finitos del comportamiento del pie
Abraham Rosas Ramos
- Proyecto Final de Carrera (Septiembre 2007)
Estudio por elementos finitos del pie humano. Aplicación a diferentes patologías
Alberto García González
- Artículo JCR / Journal of Biomechanical Engineering (2009)
Load transfer mechanism for different metatarsal geometries: A finite element study
J. M. García-Aznar, J. Bayod, A. Rosas, R. Larrainzar, R. García Bógalo, M. Doblaré, L. F. Llanos
- Artículo JCR / Journal of Biomechanics (2009)
Finite-element simulation of flexor digitorum longus or flexor digitorum brevis tendon transfer for the treatment of claw toe deformity
Alberto García-González, Javier Bayod, Juan Carlos Prados-Frutos, Marta Losa-Iglesias, Kevin T. Jules, Ricardo Becerro de Bengoa-Vallejo, Manuel Doblaré
- Proyecto Final de Carrera (Junio 2009)
Mejora de un modelo de elementos finitos del pie humano e inclusión de algunos tejidos blandos necesarios para la adquisición de presiones y huellas plantares
Alfonso Los Arcos Martínez
- Artículo JCR / Journal of Biomechanical Engineering (2010)
Advantages and drawbacks of proximal interphalangeal joint fusion versus flexor tendon transfer in the correction of hammer and claw toe deformity. A finite element study
Javier Bayod, Marta Losa-Iglesias, Ricardo Becerro de Bengoa-Vallejo, Juan Carlos Prados-Frutos, Kevin T. Jules, Manuel Doblaré

- Proyecto Final de Carrera (Febrero 2011)
Estudio de extracción ósea en el hueso calcáneo y una anomalía del segundo metatarsiano
José Aínsa Barreras
- Artículo JCR / Journal of Biomechanics (2012)
Mechanical stress redistribution in the calcaneus after autologous bone harvesting
J. Bayod, R. Becerro de Bengoa-Vallejo, M.E. Losa-Iglesias, M. Doblaré
- Artículo JCR / Journal of the American Podiatric Medical Association (2012)
Stress at the second metatarsal bone after correction of hammer and claw deformity: A finite element analysis using an anatomic model
J. Bayod, R. Becerro de Bengoa-Vallejo, M.E. Losa-Iglesias, M. Doblaré

Al igual que en todos los proyectos y artículos anteriormente mencionados, en este trabajo fin de master también se procede a mejorar el modelo añadiendo nuevos tejidos, así como el estudio de diferentes falanges que aportan nuevos datos para la simulación de más patologías nunca antes estudiadas desde el punto de vista biomecánico mediante simulación por elementos finitos.

4.4 Modificaciones y mejoras del modelo

Como es de esperar, todo lo añadido y mejorado en el modelo durante este proyecto tiene que ver con el primer dedo.

Las modificaciones y mejoras realizadas se diferencian principalmente en dos tipos, las modificaciones genéricas que completan el modelo y que servirán para futuros proyectos y las modificaciones específicas para este trabajo, que son de aplicación exclusiva para el presente estudio.

Dentro de las primeras modificaciones se encuentran la inserción de todos los tendones que actúan en el primer radio y en el segundo conjunto de modificaciones se incluyen la creación de los 6 modelos con distintas falanges proximales en cada uno de ellos.

4.4.1 Inserción de los tendones

Los tendones forman parte del sistema locomotor, su función es unir los músculos con los huesos. Los músculos están diseñados para contraerse, cuando lo hacen tiran del hueso hacia una posición determinada, y cuando se relajan vuelven a su situación básica. Esta acción se transmite al hueso a través de los tendones, que trabajan como una cuerda. Los músculos y tendones, al igual que los ligamentos y cartílagos, se consideran tejidos blandos del pie.

Uno de los mayores problemas que surgen en el modelado de los tejidos biológicos blandos es la determinación del estado de referencia inicial ya que la mayoría de ellos se encuentran sometidos a pretensión con objeto de proporcionar estabilidad en ausencia de cargas



externas. La consideración de ese efecto es esencial para predecir resultados razonables y entender la homeostasis de los tejidos.

En el caso del modelo utilizado en este trabajo, los únicos tejidos blandos que presentan este estado de referencia inicial, son los músculos, que necesitan una pretensión en situación de relajación para conservar la posición de los mismos. Esta pretensión de los músculos del pie no está cuantificada y no existe literatura al respecto. Gracias al trabajo que se realizó durante las disecciones, midiendo la longitud de los tendones en estado de reposo del pie y posteriormente tras la desinserción de los tendones midiendo la longitud sin carga, se obtiene una pretensión aproximada de entorno al 2%.

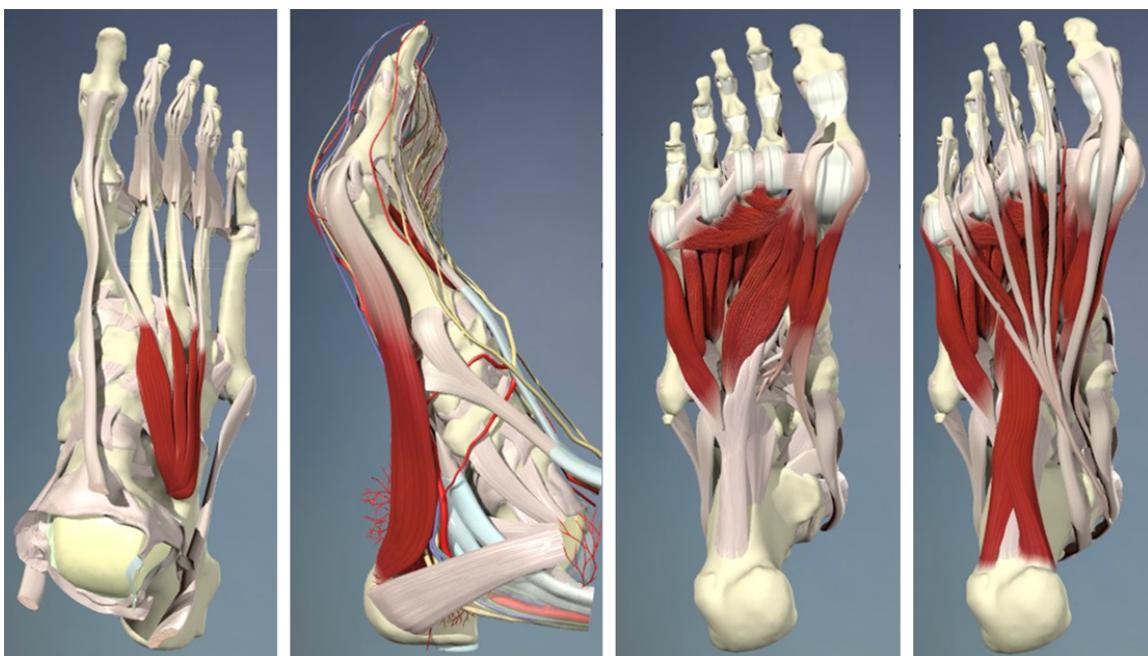


Figura 14 - Músculos que actúan en el hallux

En la [Figura 14] se muestran los músculos que actúan en los dedos del pie. Con la información extraída de los atlas de anatomía y las recomendaciones del médico, se simulan los principales tendones que actúan sobre el dedo gordo del pie, estos son, los flexores, extensores, abductores y aductores del hallux. Durante este proceso, se tienen en cuenta las siguientes consideraciones:

- Se simulan los músculos mediante elementos barra.
- Para evitar tensiones puntuales en el hueso, se ramifican los extremos de los tendones de modo que la fuerza aplicada en ellos sea más uniforme y no aparezcan picos de tensión en los puntos de inserción. Además en la realidad los tendones tampoco actúan de manera puntual, sino que la sección de unión también es amplia.

- Algunos de los músculos incluidos en el modelo (flexor y extensor largo de hallux) son músculos extrínsecos, es decir, son músculos que están fuera del órgano que controlan, en este caso el pie. Dado que el modelo utilizado no incluye la tibia y el peroné, que es el otro punto de inserción de estos músculos, se decide insertar en la parte superior del astrágalo estos extremos.
- Los músculos en el pie se organizan en distintos niveles, como si de capas de una cebolla se tratase. En la parte dorsal se encuentran el pedio y el extensor largo del hallux. En el lado plantar se localizan, en el plano más profundo, el abductor del hallux, en el plano medio, aductor y flexor corto del hallux y en la parte más externa, el flexor largo del hallux.
- Junto con el extensor largo del hallux, se ha simulado también, el capsularis [56] y la expansión del extensor.
- A los músculos insertados en este proyecto, que controlan el primer dedo, hay que añadir, los flexores cortos y largos de los dedos, que son tendones que ya disponía el modelo de partida y que actúan sobre los otros dedos.
- Se simula el contacto entre huesos y tendones para que al tensarse los tendones no atraviesen el modelo y los huesos actúen a modo de poleas.
Este contacto se calcula mediante pares de contacto superficie punto. Para ello se crean elementos *shell* en la cara externa del hueso y se orientan las normales de estas superficies de modo que los nodos pertenecientes a los elementos barra que simulan los tendones, realicen el contacto.
- A las superficies creadas para el calcular el contacto de los músculos con los huesos se les asignan propiedades insignificantes, de manera que calculen la interacción entre las superficies y los nodos pero no varíen el comportamiento de la estructura ósea.

En la [Figura 15] se observa el modelo con todos los tendones insertados, y se pueden percibir todos los detalles anteriormente comentados. En ella se ven el pedio, el extensor largo del hallux con el capsularis y la expansión, los flexores corto y largo del hallux, y los tendones del abductor y aductor del hallux.

Las propiedades que se utilizan para simular estos tendones son:

Tendones:

- | | |
|--------------------------|---------------------------|
| • Material | Isótropo elástico-lineal. |
| • Módulo de Young | 450 MPa. |
| • Coeficiente de Poisson | 0,3. |
| • Sección | 12.5 mm ² |

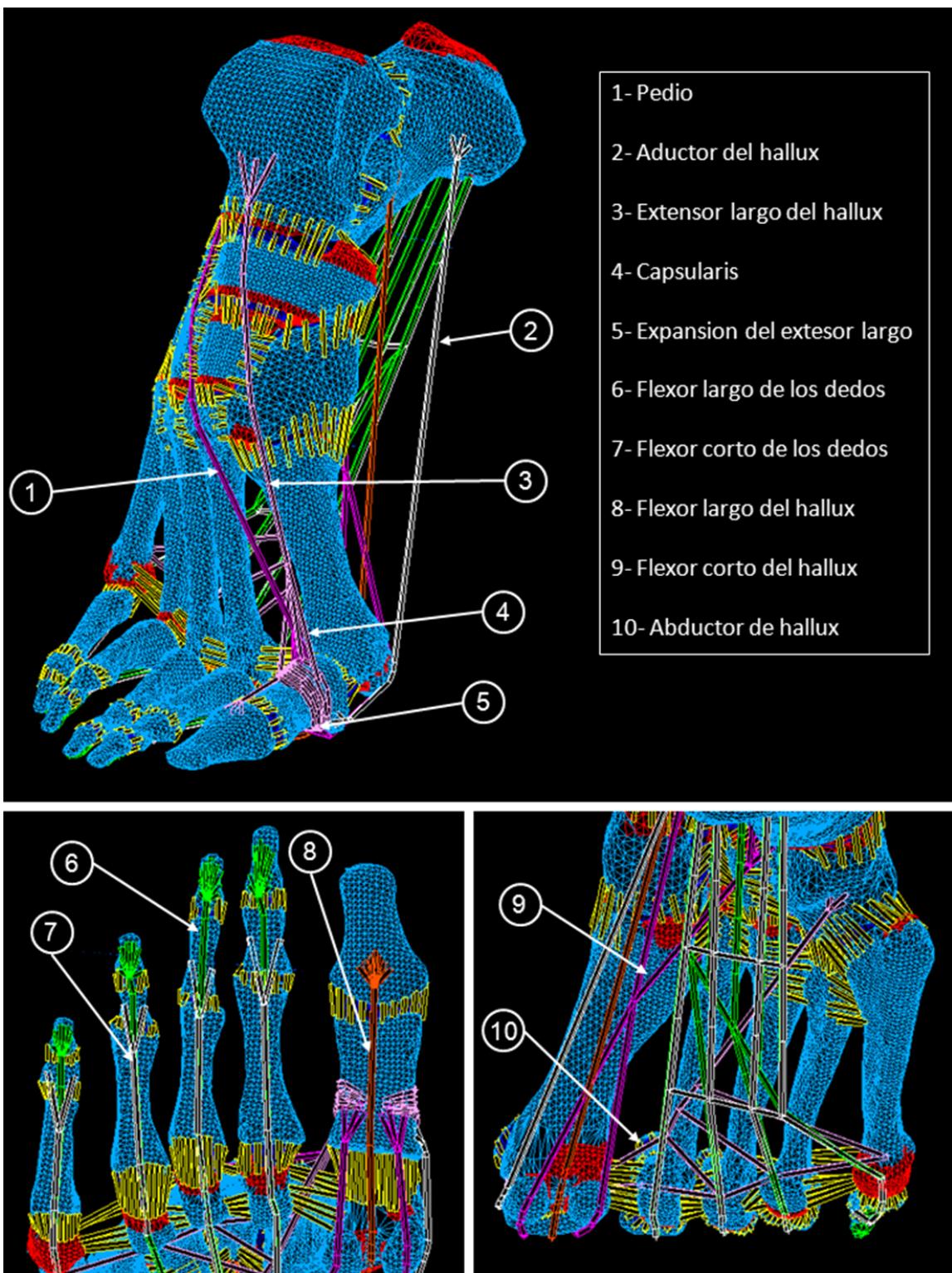


Figura 15 - Músculos añadidos al modelo. Detalle de las inserciones ramificadas de los tendones y detalle de la distribución en niveles de los músculos en lado plantar

4.4.2 Creación de las falanges

Como se ha explicado en el apartado 3.3 Selección de los casos representativos, se generan 4 falanges de hombre y 4 falanges de mujer como muestra representativa de todas las disecciones practicadas.

Las nuevas falanges se generan a partir del volumen de la falange del modelo actual, modificando los parámetros ya descritos [Figura 9]. Este volumen se importa a un software de edición de imágenes en tres dimensiones, SOFTIMAGE. En este programa se utiliza la orden '*latitude*'.

Este comando lo que hace es crear un jaula alrededor del volumen, asociando las dimensiones de la jaula a las de la geometría. Esta jaula, que es un ortoedro, se puede dividir en tantas secciones como sea necesario. Por lo tanto lo que se hace es dividir el largo de la jaula, lo que corresponde con los parámetros LDM, LDC y LDL, en 3 partes de modo que se vinculan cada una de estas secciones con cada uno de los parámetros y de este modo deformar el volumen inicial hasta conseguir las dimensiones deseadas. Es proceso se repite en la coordenada transversal hasta conseguir la geometría definida por los cirujanos.

Por otro lado, debido a las dificultades de medir las coordenadas en 3 dimensiones se utiliza otro programa, MIMICS, que es un software de edición de imágenes médicas.

Debido al estilo de trabajo de este programa, permite medir de una manera más fácil los parámetros que definen la concavidad de la base de la falange, especialmente la profundidad, DCA [Figura 16]. Esta concavidad se genera de la sustracción a la base de la falange de una esfera achatada en función de los parámetros H y W.

La dificultad de medir estos parámetros reside en que H, W y DCA no son los ejes de un volumen elipsoidal, sino de la sección y profundidad de la huella de su diferencia con la base de la falange.

Una vez adecuada la forma y dimensiones de las falanges se mallan estos volúmenes y se exportan de nuevo a I-DEAS para insertar en cada uno de los modelos. La malla se genera con elementos tetraédricos de tamaño 1mm, semejantes a la malla del modelo de partida.

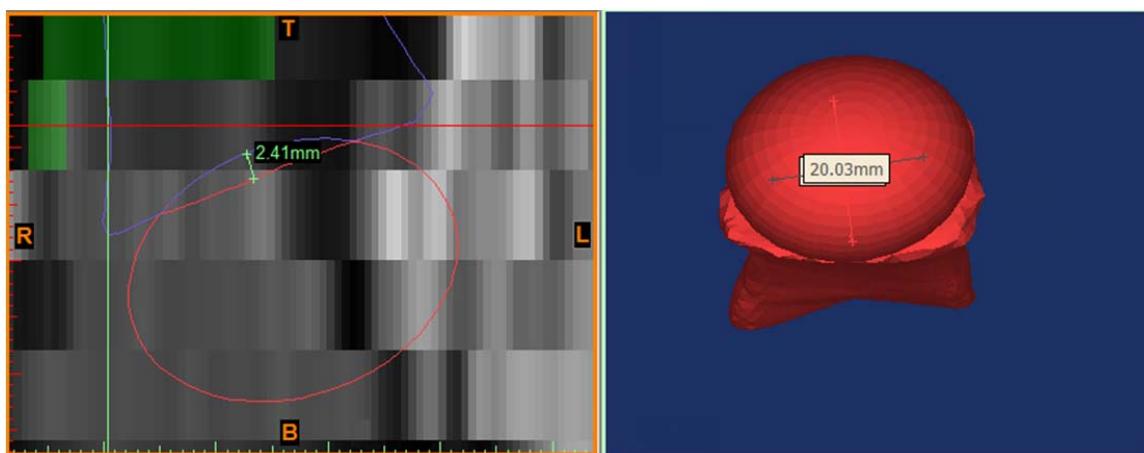


Figura 16 - Posicionamiento y dimensionamiento de la esfera para la generación, mediante sustracción, de la concavidad en la base de la falange, en MIMICS

4.4.3 Edición de los modelos

En este apartado se expone el trabajo realizado en el programa I-DEAS para la elaboración de cada uno de los casos. La descripción de las tareas que se hace a continuación corresponde a la obtención de un caso, por lo que el trabajo total llevado a cabo supone repetir 6 veces este proceso.

La complejidad de este apartado reside en que hay muchos elementos en el modelo que interactúan con la falange proximal (tendones, ligamentos, cartílagos y apoyos) y que por lo tanto se ven alterados debido al cambio de geometría.

La sustitución de una falange proximal por otra se divide en dos grandes pasos, lo que son las tareas intrínsecas a la falange y las extrínsecas y realizados en este orden. Las intrínsecas se refieren al posicionamiento y caracterización de la falange y las extrínsecas a la recomposición de todos los tejidos adyacentes al hueso.

La malla importada en I-DEAS, correspondiente a la falange proximal generada en función de los parámetros ya mencionados, es únicamente un volumen. De este volumen hay que diferenciar la parte cortical de la esponjosa y generar los elementos *shell* que posteriormente se utilizan para calcular el contacto de los tendones.

Dado a que las falanges están compuestas en su mayor parte por material esponjoso y la parte de cortical es muy fina, se simula este fenómeno seleccionando los elementos externos de la falange y aplicándoles propiedades de hueso cortical. A la parte interior se le aplican propiedades de hueso esponjoso, tal y como se ve en la [Figura 17] el color azul claro es el hueso cortical, el rojo el hueso esponjoso y el amarillo los ligamentos.

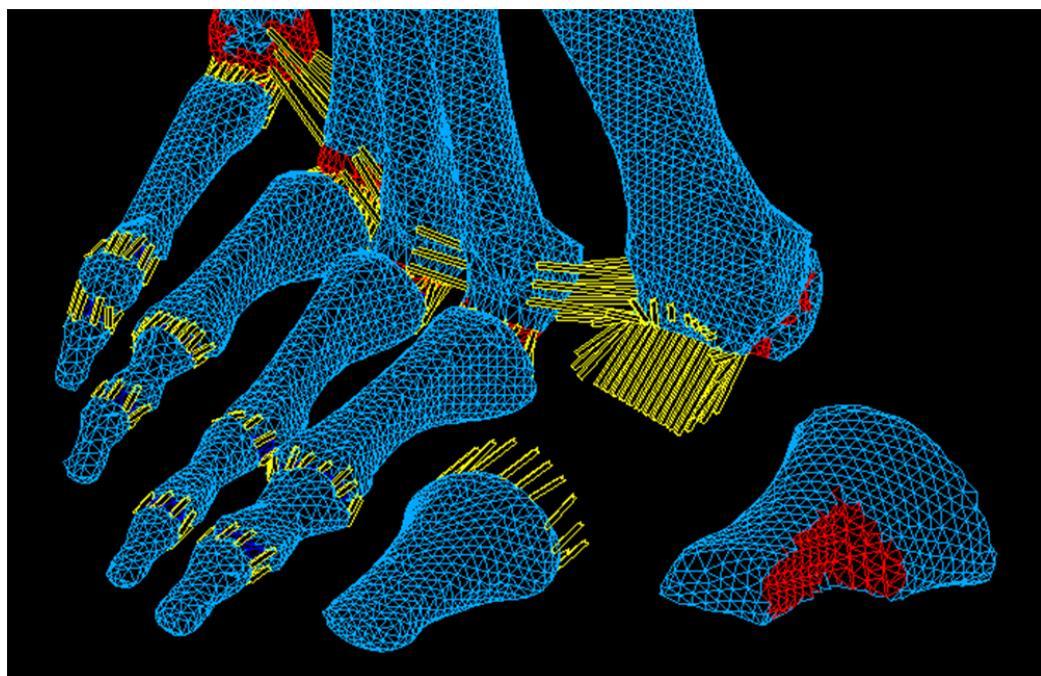


Figura 17 - Posicionamiento de la falange proximal del primer dedo y diferenciación de hueso cortical (azul) y hueso esponjoso (rojo)

Una vez definidos correctamente los grupos de la falange proximal, se coloca en la posición y orientación adecuada con respecto al resto huesos. Para ello se elimina la falange existente y mediante traslaciones y rotaciones se sitúa la nueva falange en el espacio correspondiente.

En este punto se procede a trabajar con los elementos adyacentes al hueso. Se conectan todos los ligamentos que interactúan con la nueva falange y se vuelven a insertar los tendones del pedio, el capsularis, la expansión del extensor largo, el flexor corto y el aductor. A continuación se generan los cartílagos que afectan a la falange proximal, que son los cartílagos que se encuentran en el espacio interóseo entre la falange proximal y el metatarso y el espacio entre la falange proximal y distal, todos ellos en el primer radio. Para modelar los cartílagos lo que se hace es, crear un volumen hueco a base de elementos cascarilla o *shell*, y con el comando ‘*solid from shell*’ el programa rellena automáticamente este volumen interior con elementos tetraédricos, con un tamaño de malla similar al tamaño de los elementos *shell* utilizados para crear el volumen hueco.

También es necesario redefinir los grupos correspondientes a las superficies de contacto de los huesos con los tendones (contacto de los flexores, la expansión del extensor y el aductor del hallux) además de los puntos de apoyo del modelo que como se ve en la [Figura 18] estos puntos se localizan en la parte inferior de la falange proximal del primer dedo. La definición de estos puntos es muy importante ya que afectan a las condiciones de contorno del modelo.

Finalmente se depura la malla eliminando nodos coincidentes debido a la reinserción de músculos y ligamentos.

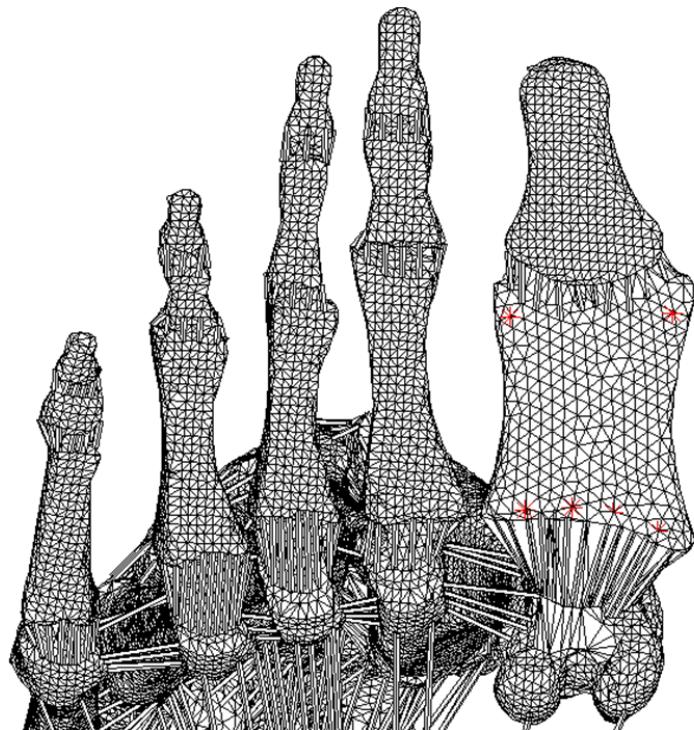


Figura 18 - Puntos de apoyo del pie que se ven afectados por la geometría de la falange



4.5 Proceso de cálculo

Una vez realizadas todas las modificaciones, el modelo queda geométricamente definido y se exporta para pasar a un programa de cálculo por elementos finitos. En este proyecto se emplea el programa ABAQUS y la extensión de los archivos utilizada es (*.inp*).

En el momento de exportar hay que seleccionar los grupos que se quieren exportar. Esto es importante ya que cuantos más grupos se exportan más pesa el archivo y por lo tanto más tiempo de cálculo se necesita. El criterio utilizado para seleccionar los grupos estrictamente necesarios son: Grupos de elementos que definen cada material, Grupos de nodos que definen las condiciones de contorno, tanto fuerzas como apoyos, grupos de nodos y elementos que definen los pares de contacto y grupos de elementos que sean relevantes en el estudio para la visualización de resultados.

El archivo (*.inp*) exportado de I-DEAS presenta estructura que se muestra en la [Figura 19]. En este archivo se definen los materiales, los contactos, la pretensión, los apoyos y las cargas, utilizando las palabras clave del código de ABAQUS, definiendo y asignando todos los parámetros a los grupos determinados previamente en I-DEAS.

El archivo (*.inp*) generado finalmente consta de aproximadamente 783000 elementos y 147000 nodos (estas cifras varían en función de la numero de elementos de la malla de cada una de las falanges estudiadas) lo que se hace muy complicado calcular el modelo en un ordenador personal. De modo que se hace necesario utilizar un cluster de computación como que el que dispone el I3A para calcular. A éste se accede a través del programa SECURE SHELL SSH que sirve para acceder a máquinas remotas a través de una red de forma segura. En el caso del I3A, el servidor esta en base UNIX y por lo tanto para moverse por las carpetas y lanzar los cálculos en el cluster se usan los comandos de Linux.

Cuando se lanza un cálculo de elementos finitos en ABAQUS en un ordenador del cluster es necesario especificar como parámetros de entrada, un archivo (*.inp*) y la memoria RAM que requiere el cálculo. Esto es necesario para limitar la memoria RAM que solicita el programa a la hora de pedir un nodo al cluster. Para los casos calculados en este trabajo se solicita 1Gb de memoria RAM.

Una vez realizados los cálculos el programa devuelve como archivos de salida:

- *Un archivo (.dat)*: Contiene información acerca de la definición del modelo, historia aplicada y cualquier error que sea detectado durante el análisis.
- *Un archivo (.odb)*: Es usado para recopilar información del modelo y los resultados del análisis.
- *Un archivo (.msg)*: Contiene mensajes de diagnósticos o de información acerca del progreso de la solución.
- *Un archivo (.sta)*: Reporta información acerca del progreso del análisis.
- *Un archivo (.log)*: Es un archivo de registro.

Si el cálculo converge y no devuelve ningún error durante el análisis o el cálculo se abre el archivo (*.odb*) con ABAQUS y ya se pueden visualizar los resultados. Estos resultados se explican en el capítulo 5 Resultados.

Influencia da la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie en la formación de Juanetes
 Capítulo 4: Modelo de EE.FF. del pie humano

```

***%=====
***% MODAL DATA
***%=====

*NODE, NSET=ALLNODES, SYSTEM=R
NºNODO, COORDENADA X, COORDENADA Y, COORDENADA Z
...
*ELEMENT, TYPE=B31 , ELSET=BEAM
NºELEMENTO, NODO 1, NODO 2
...
*ELEMENT, TYPE=S3 , ELSET=THIN SHELL
NºELEMENTO, NODO 1, NODO 2, NODO 3
...
*ELEMENT, TYPE=C3D4 , ELSET=SOLID
NºELEMENTO, NODO 1, NODO 2, NODO 3, NODO 4
...
***DEFINICION DE MATERIALES*****
*MATERIAL,NAME=NOMBRE_MATERIAL
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC
MODULO YOUNG, COFICIENTE POISSON
...
***ASIGNACION DE MATERIALES Y PROPIEDADES****
*SOLID SECTION,ELSET=NOMBRE_GRUPO,MATERIAL=NOMBRE_MATERIAL
*SHELL SECTION,ELSET=NOMBRE_GRUPO,MATERIAL=NOMBRE_MATERIAL
ESPESOR,
*BEAM SECTION,ELSET=NOMBRE_GRUPO,MATERIAL=NOMBRE_MATERIAL,SECTION=CIRC
RADIO,
...
***GRUPOS NODOS*****
*NSET,NSET=NOMBRE_GRUPO
NºNODO, NºNODO, NºNODO, NºNODO, NºNODO,
...
***GRUPOS ELEMENTOS*****
*ELSET,ELSET=NOMBRE_GRUPO
NºELEMENTO, NºELEMENTO, NºELEMENTO, NºELEMENTO, NºELEMENTO,
...
***DEFINICION SUPERFICIES DE CONTACTO*****
****SUPERFICIES NODOS
*SURFACE,NAME=NOMBRE_SUPERFICIE, TYPE=NODE
NOMBRE_GRUPO
...
****SUPERFICIES SHELL
*SURFACE,NAME=NOMBRE_SUPERFICIE
NOMBRE_GRUPO,SNEG
...
***DEFINICION PARES DE CONTACTO*****
*SURFACE INTERACTION,NAME=NOMBRE_INTERACCION
*FRICTION
COEFICIENTE ROZAMIENTO
*CONTACT PAIR,INTERACTION=NOMBRE_INTERACCION,SMALL SLIDING
NOMBRE_SUPERFICIE_1,NOMBRE_SUPERFICIE_2
...
***PRETENSION MUSCULOS*****
*PRE-TENSION SECTION,ELEMENT=NºELEMENTO, NODE=NºNODO
...
***CARGAS Y CONDICIONES DE CONTORNO*****
*STEP
*STATIC
*CLOAD
NºNODO, DIRECCION, MAGNITUD
NOMBRE_GRUPO, DIRECCION, MAGNITUD
...
*BOUNDARY
NºNODO, DIRECCION, MAGNITUD
NOMBRE_GRUPO, DIRECCION, MAGNITUD
...
*END STEP

```

- { *NODE, NSET=ALLNODES, SYSTEM=R; NºNODO, COORDENADA X, COORDENADA Y, COORDENADA Z; ... } Definición nodos
- { *ELEMENT, TYPE=B31 , ELSET=BEAM; NºELEMENTO, NODO 1, NODO 2; ... } Definición elementos barra
- { *ELEMENT, TYPE=S3 , ELSET=THIN SHELL; NºELEMENTO, NODO 1, NODO 2, NODO 3; ... } Definición elementos cascarilla
- { *ELEMENT, TYPE=C3D4 , ELSET=SOLID; NºELEMENTO, NODO 1, NODO 2, NODO 3, NODO 4; ... } Definición elementos tetraedro
- { ***DEFINICION DE MATERIALES*****; *MATERIAL,NAME=NOMBRE_MATERIAL; *ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC; MODULO YOUNG, COFICIENTE POISSON; ... } Definición de materiales
- { ***ASIGNACION DE MATERIALES Y PROPIEDADES****; *SOLID SECTION,ELSET=NOMBRE_GRUPO,MATERIAL=NOMBRE_MATERIAL; *SHELL SECTION,ELSET=NOMBRE_GRUPO,MATERIAL=NOMBRE_MATERIAL; ESPESOR, *BEAM SECTION,ELSET=NOMBRE_GRUPO,MATERIAL=NOMBRE_MATERIAL,SECTION=CIRC; RADIO, ... } Asignación propiedades tetraedro
- { *BEAM SECTION,ELSET=NOMBRE_GRUPO,MATERIAL=NOMBRE_MATERIAL,SECTION=CIRC; RADIO, ... } Asignación propiedades cascarilla
- { *BEAM SECTION,ELSET=NOMBRE_GRUPO,MATERIAL=NOMBRE_MATERIAL,SECTION=CIRC; RADIO, ... } Asignación propiedades barras
- { ***GRUPOS NODOS*****; *NSET,NSET=NOMBRE_GRUPO; NºNODO, NºNODO, NºNODO, NºNODO, NºNODO, ... } Definición grupos nodos
- { ***GRUPOS ELEMENTOS*****; *ELSET,ELSET=NOMBRE_GRUPO; NºELEMENTO, NºELEMENTO, NºELEMENTO, NºELEMENTO, NºELEMENTO, ... } Definición grupos elementos
- { ***DEFINICION SUPERFICIES DE CONTACTO*****; ****SUPERFICIES NODOS; *SURFACE,NAME=NOMBRE_SUPERFICIE, TYPE=NODE; NOMBRE_GRUPO; ... } Definición superficies nodales
- { ****SUPERFICIES SHELL; *SURFACE,NAME=NOMBRE_SUPERFICIE; NOMBRE_GRUPO,SNEG; ... } Definición superficies cascarilla
- { ***DEFINICION PARES DE CONTACTO*****; *SURFACE INTERACTION,NAME=NOMBRE_INTERACCION; *FRICTION; COEFICIENTE ROZAMIENTO; *CONTACT PAIR,INTERACTION=NOMBRE_INTERACCION,SMALL SLIDING; NOMBRE_SUPERFICIE_1,NOMBRE_SUPERFICIE_2; ... } Definición pares de contacto
- { ***PRETENSION MUSCULOS*****; *PRE-TENSION SECTION,ELEMENT=NºELEMENTO, NODE=NºNODO; ... } Definición pretensión músculos
- { ***CARGAS Y CONDICIONES DE CONTORNO*****; *STEP; *STATIC; *CLOAD; NºNODO, DIRECCION, MAGNITUD; NOMBRE_GRUPO, DIRECCION, MAGNITUD; ... } Definición análisis
- { NºNODO, DIRECCION, MAGNITUD; NOMBRE_GRUPO, DIRECCION, MAGNITUD; ... } Definición cargas
- { NºNODO, DIRECCION, MAGNITUD; NOMBRE_GRUPO, DIRECCION, MAGNITUD; ... } Definición apoyos

Figura 19 - Esquema estructura archivo (.inp)



5 Resultados

El archivo (.odb) que devuelve ABAQUS contiene los resultados de la simulación. Es preciso hacer hincapié en que el modelo aunque contiene algunos tejidos blandos, sólo son concluyentes los resultados obtenidos en los tejidos duros, ya que los tejidos blandos son simulados de manera muy somera y se utilizan para crear un entorno mas realista para los tejidos duros.

Para entender correctamente las explicaciones de los resultados es determinante entender la terminología utilizada. En la [Figura 20] se indican las zonas de la falange proximal. Estos términos se utilizan para describir el estado tensional de la falange en cada uno de los análisis.

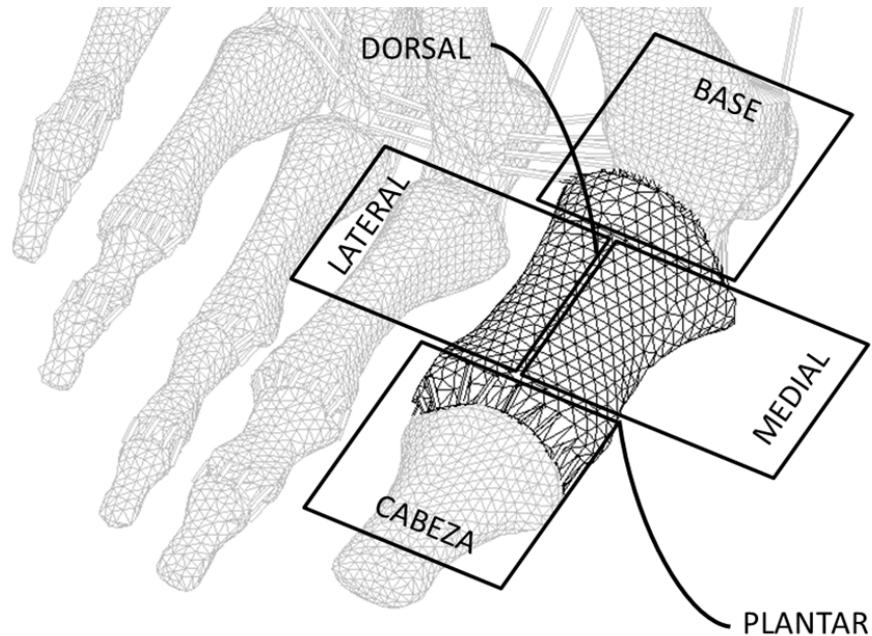


Figura 20 - Terminos que definen cada una de las zonas de la falange



En la [Tabla 5] se muestran las abreviaturas utilizadas para referirse a cada uno de los casos analizados en este trabajo fin de master. Los casos estudiados se corresponden con las falanges proximales elegidas en el apartado 3.3 Selección de los casos representativos.

BM	Biggest Man	Modelo con la falange de hombre más grande
BW	Biggest Woman	Modelo con la falange de mujer más grande
AM	Average Man	Modelo con la falange de hombre más próxima a la media
AW	Average Woman	Modelo con la falange de mujer más próxima a la media
SM	Smallest Man	Modelo con la falange de hombre más pequeña
SW	Smallest Woman	Modelo con la falange de mujer más pequeña

Tabla 5 – Abreviaturas casos de estudio

Todos los resultados que se analizan en este capítulo se refieren al estado tensional del pie. No se hace referencia a los desplazamientos debido a que no hay diferencias entre unos casos y otros. Esto es, porque el pie en el tercer momento de apoyo esta en contacto con el suelo en la zona plantar de las falanges y por lo tanto mantienen su posición.

5.1 Tensiones máximas principales en las falanges

Para entender mejor las explicaciones de los resultados se separan las descripciones por zonas. Primero se explican las tensiones en el plano dorsal de las falanges y a continuación los mismos esfuerzos en la cara plantar.

ZONA DORSAL

Los resultados de las tensiones máximas principales en las falanges en la zona dorsal se muestran en la [Figura 21].

Respecto a los esfuerzos en la falange proximal del primer radio, como norma general, las falanges pequeñas están más cargadas tanto en amplitud, ya que la carga abarca una zona mayor, como en magnitud, ya que las tensiones son mayores. Además este efecto es progresivo ya que se aprecia la diferencia entre las falanges grandes y las intermedias y las intermedias con respecto a las pequeñas. En las falanges grandes, no solo no está cargada toda la zona dorsal, sino que las tensiones se concentran en la zona lateral. Esto se observa con mayor claridad en el modelo de la falange más grande de hombre.

En los hombres la carga está más adelantada. Mientras que en las mujeres la carga se localiza próxima a la cabeza del metatarso, en las falanges de hombre la carga tiende hacia la zona media. Esta tendencia se aprecia especialmente bien en las falanges pequeñas, no obstante se cumple en todos los casos.

En cuanto a las tensiones en las falanges del segundo dedo, se observa que en las falanges proximales se percibe un efecto parecido al comentado en el primer dedo. La extensión

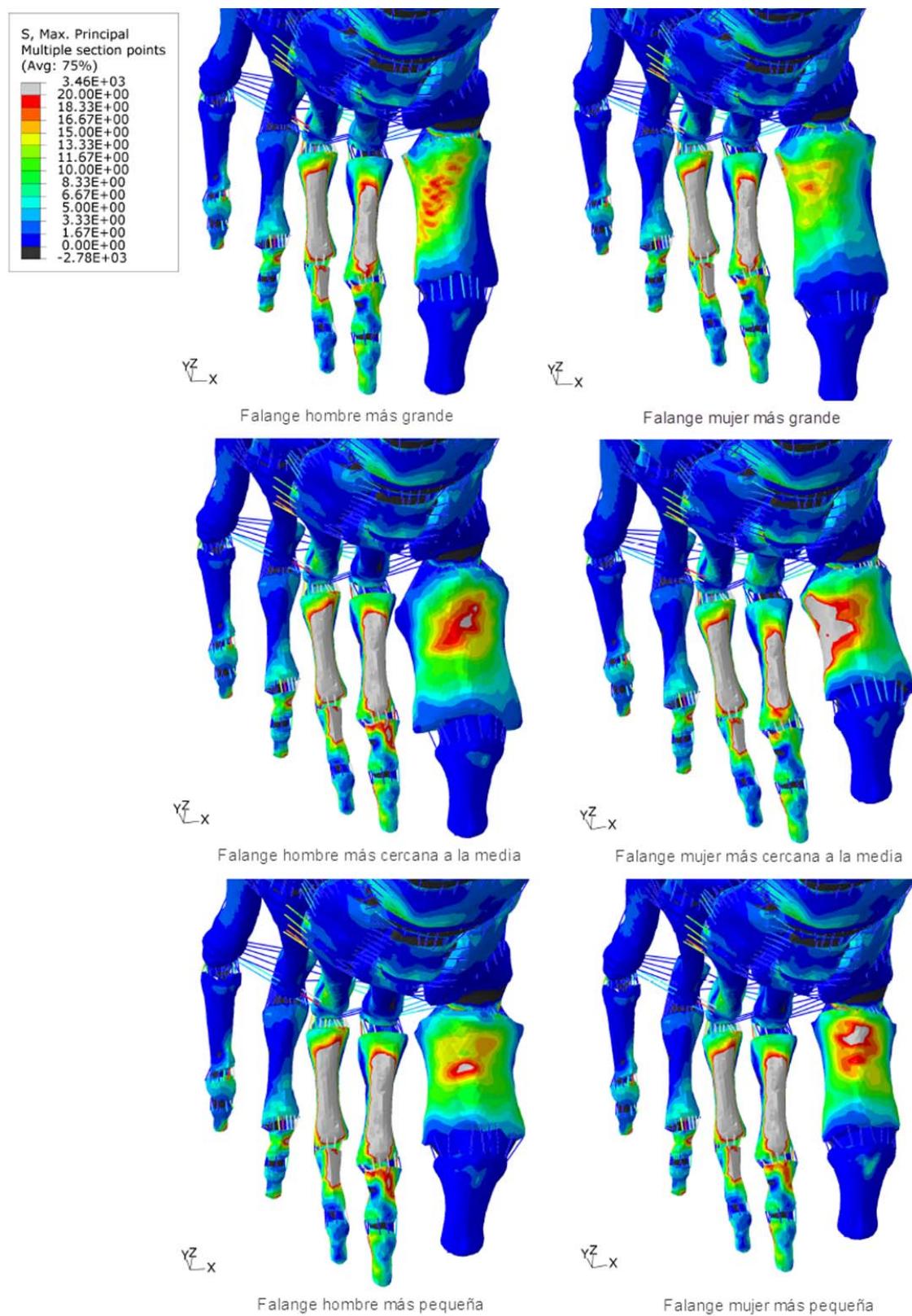


Figura 21 - Tensiones máximas principales en la zona dorsal de las falanges



de la zona cargada va aumentando cuanto menor es el tamaño de la falange de estudio. Es decir, la amplitud de la zona cargada en la falange proximal del segundo dedo es mayor en los casos SM y SW que en los casos BM y BW.

También se advierte una mayor carga en las falanges mediales del segundo radio en los casos más pequeños SM, SW y AM. Esto puede verse influenciado por la diferencia en las condiciones de apoyo. Como se ve en la [Figura 18] los puntos de apoyo del modelo están distribuidos por la base y la cabeza de la falange proximal del primer dedo. Al variar la geometría de ésta, también se modifica la distancia de estos apoyos con respecto a la falange medial del segundo dedo, ya que la falange proximal siempre queda situada a la misma distancia de la cabeza del metatarso.

Esta situación se aprecia claramente en los modelos, puesto que en función de las dimensiones de la falange proximal en cada caso, el pie cambia de tipología [Figura 22]. El modelo BW es de tipo egipcio, los modelos BM y AM son pies cuadrados y los tres modelos restantes AW, SM y SW son griegos.

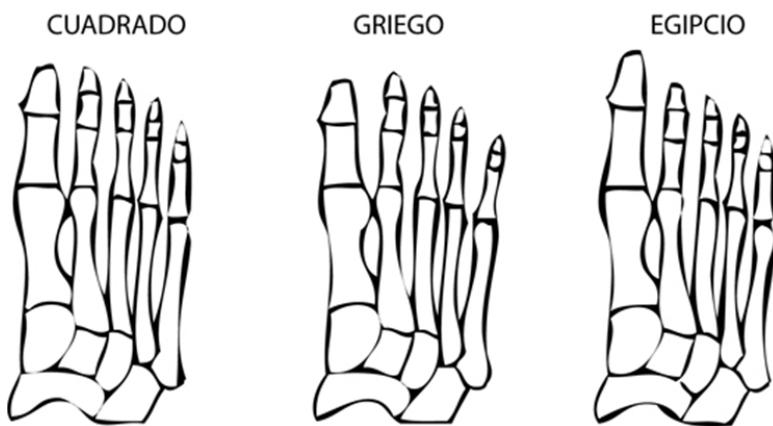


Figura 22 - Tipos de pies

ZONA PLANTAR

En la [Figura 23] se presentan las tensiones en la cara plantar de las falanges.

En líneas generales se observan mayores tensiones en las falanges proximales del primer dedo de los casos más grandes, mientras que las falanges proximales de los casos más pequeños se encuentran más descargadas pero con cargas puntuales debidas a los puntos de apoyo definidos [Figura 18].

Por otro lado, se aprecia en los casos BM, BW y AW la zona lateral más cargada. Estas cargas vienen de la zona dorsal como se observa en la [Figura 21] y comprenden toda la zona lateral de la falange proximal del primer radio alcanzando parte de la cara plantar.

En el lado plantar debido a que se encuentran los puntos de apoyo del modelo, las cargas más relevantes son las de compresión como explica en el apartado 5.2 Tensiones mínimas principales en las falanges.

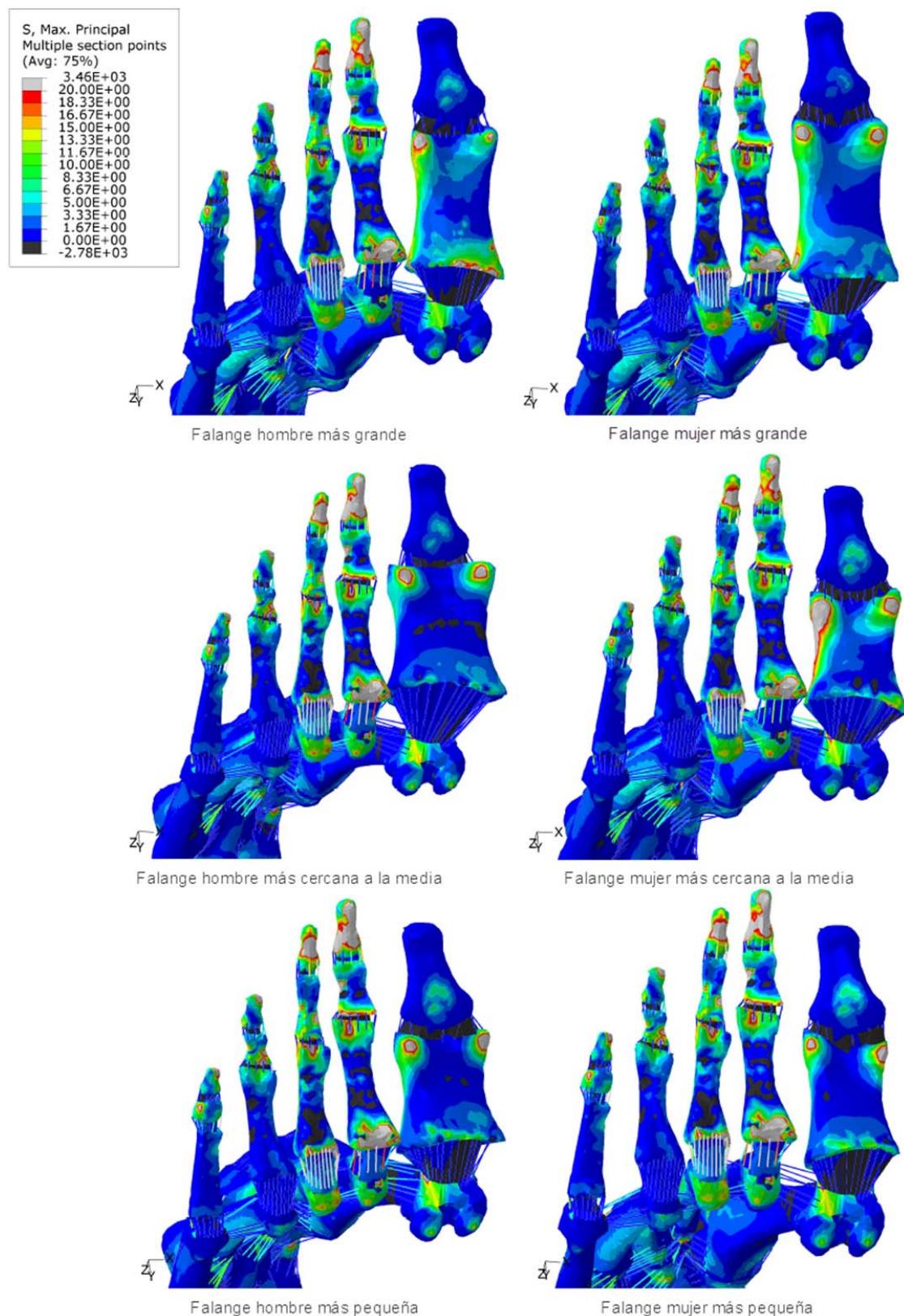


Figura 23 - Tensiones máximas principales en la zona plantar de las falanges



5.2 Tensiones mínimas principales en las falanges

Las tensiones mínimas principales corresponden a los esfuerzos de compresión. Estos esfuerzos tiene mayor relevancia en la zona plantar que en la zona dorsal debido a que en la cara plantar de las falanges y las cabezas de los metatarsos se encuentran los puntos de apoyo del modelo [Figura 33].

Los resultados de las tensiones mínimas principales en la zona plantar, explicadas en este apartado y calculadas mediante un modelo de elementos finitos del pie humano en tres dimensiones en posición del tercer momento de apoyo, se muestran en la [Figura 24].

El hombre tiene una mejor distribución de tensiones en la falange proximal. Se considera mejor porque la carga esta más repartida por todo el volumen, por el contrario las tensiones en las mujeres se concentran en la zona de apoyo y la parte intermedia entre la cabeza y la base está más descargada.

En todos los casos se observan mayores esfuerzos de compresión en la zona medial de la falange proximal del primer dedo.

En las falanges más pequeñas (casos AW, SM y SW) la concentración de tensiones en los puntos de apoyo es mayor, llegando a cargar toda la base de la falange. Asimismo en estos casos, el flexor largo del hallux actúa con mayor intensidad sobre la falange distal del primer dedo, como se puede ver en los resultados. En los otros tres casos estos efectos son mucho más leves.

Las tensiones en el resto de dedos son iguales en todos los casos.

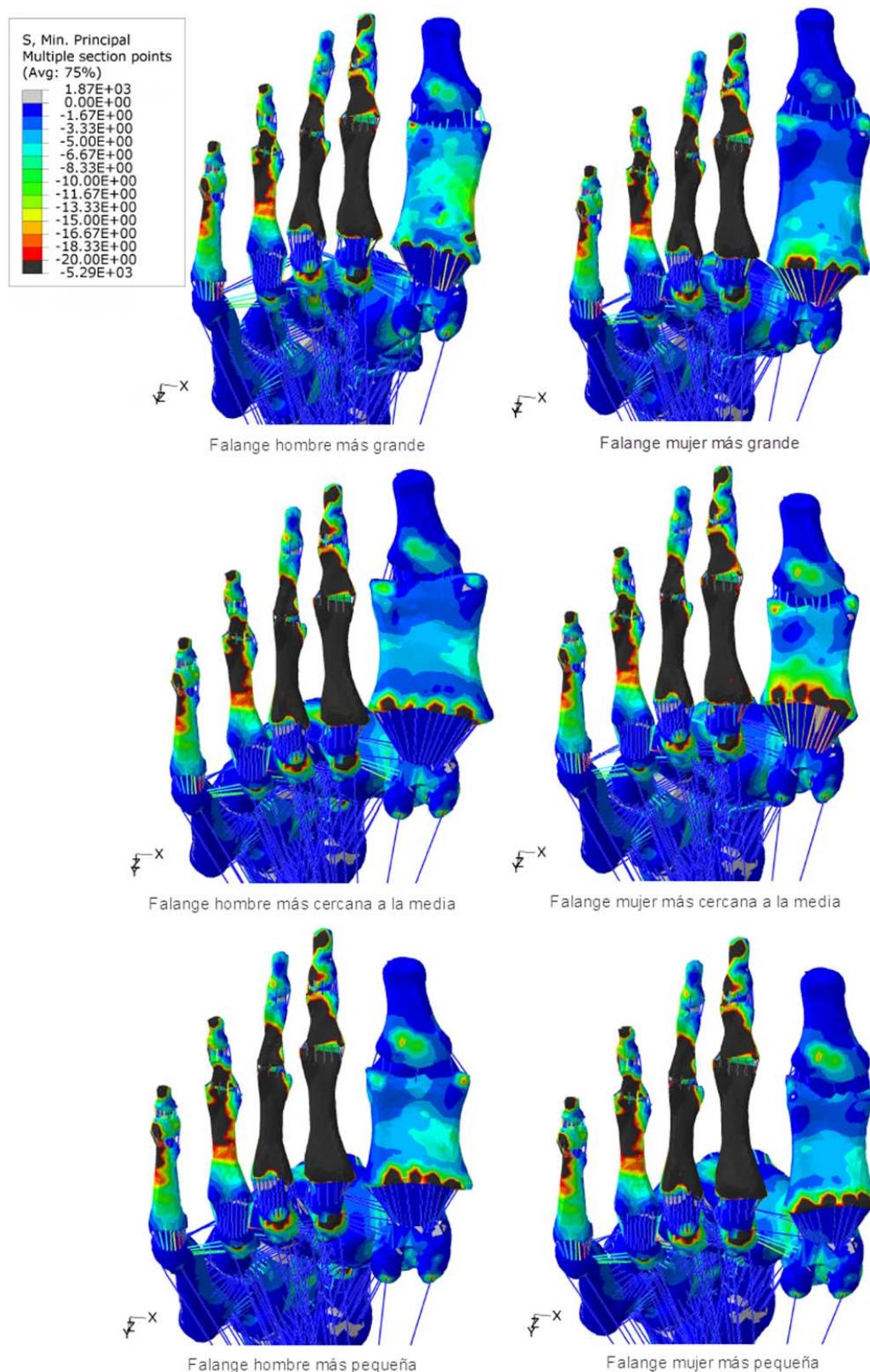


Figura 24 - Tensiones mínimas principales en la zona plantar de las falanges

5.3 Tensiones en la concavidad de la base de la falange

Analizando las tensiones máximas y mínimas en la concavidad de la base de la falange sólo se obtienen diferencias reseñables en las tensiones máximas principales. Estas se muestran en la [Figura 25].

En esta figura se distingue que las bases de las falanges de los modelos BM, AW y SW se encuentran más cargadas que las de los otros tres casos. Esto coincide con los valores más pequeños del parámetro DCA (profundidad de la concavidad) de la tabla [Tabla 4].

Es interesante observar como la distribución tensiones en todos los casos es mayor en la parte superior e inferior de la base de la falange y en la zona intermedia, de lado a lado, las tensiones son menores.

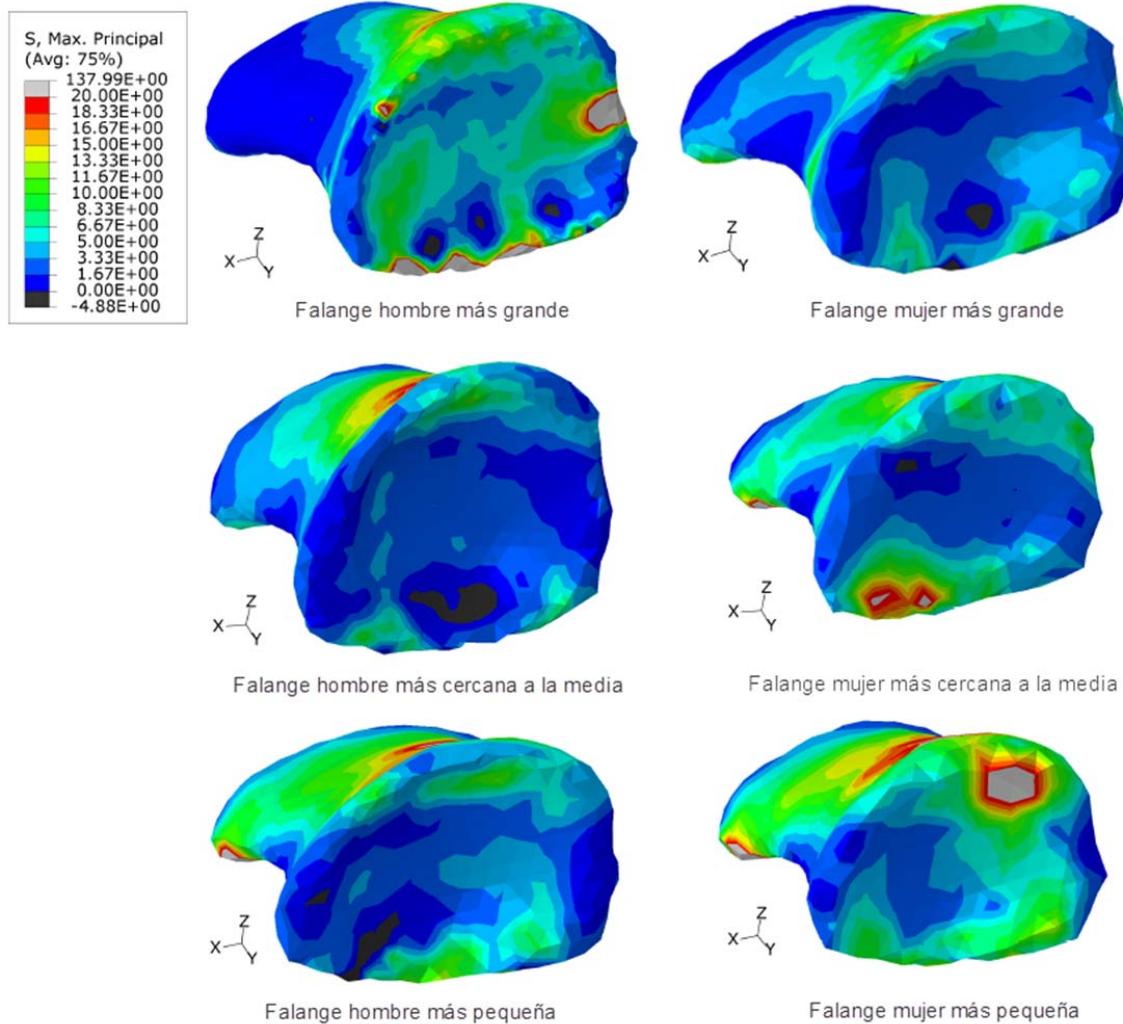


Figura 25 - Tensión máxima principal en la concavidad de la base de la falange

5.4 Tejidos blandos

Como se explica al principio del capítulo, la simulación de los tejidos blandos es muy simple como para obtener resultados concluyentes. Se simulan estos tejidos en el modelo para crear un entorno más realista para la estructura ósea.

A pesar de esto se pueden analizar los resultados de los tejidos blandos realizando una comparación cualitativa entre casos y a partir de esta comparativa plantear análisis mas exhaustivos realizando una simulación más precisa de los tejidos blandos, es decir, proponer nuevos proyectos de investigación para dar continuidad a todo el conocimiento adquirido durante este trabajo fin de master.

LIGAMENTOS

Los ligamentos plantares y la fascia plantar se simulan en el modelo para mantener el pie en la posición toe-off y evitar el hundimiento de la estructura, pero los resultados no son relevantes para el objeto de este trabajo.

En cuanto a los ligamentos finos, sólo se encuentran cargados los ligamentos que debido a la posición del pie están sometidos a un esfuerzo de tracción.

En los casos BM, BW y AW los ligamentos superiores (zona dorsal) de la unión metatarsofalángica del primer dedo están sometidos a grandes esfuerzos ($\approx 80\text{ MPa}$) frente a los otros tres casos AM, SM y SW donde estos ligamentos se encuentran en reposo.

CARTÍLAGOS

La función de los cartílagos es absorber impactos y distribuir la carga en las articulaciones. El tejido cartilaginoso trabaja a compresión y tiene una estructura líquida por lo que la simulación como material elástico lineal no es la más adecuada.

Analizando los resultados únicamente desde el punto de vista cualitativo se aprecia al igual que en los ligamentos una clara diferencia en el estado tensional entre los modelos BM, BW, AW y los modelos AM, SM, SW como se ve en la [Figura 26].

En los primeros, el cartílago metatarsofalángico del primer dedo tiene mayores tensiones en la zona medial dorsal, a su vez, el mismo cartílago en el segundo dedo también tiene mayor compresión que en los casos AM, SM y SW.

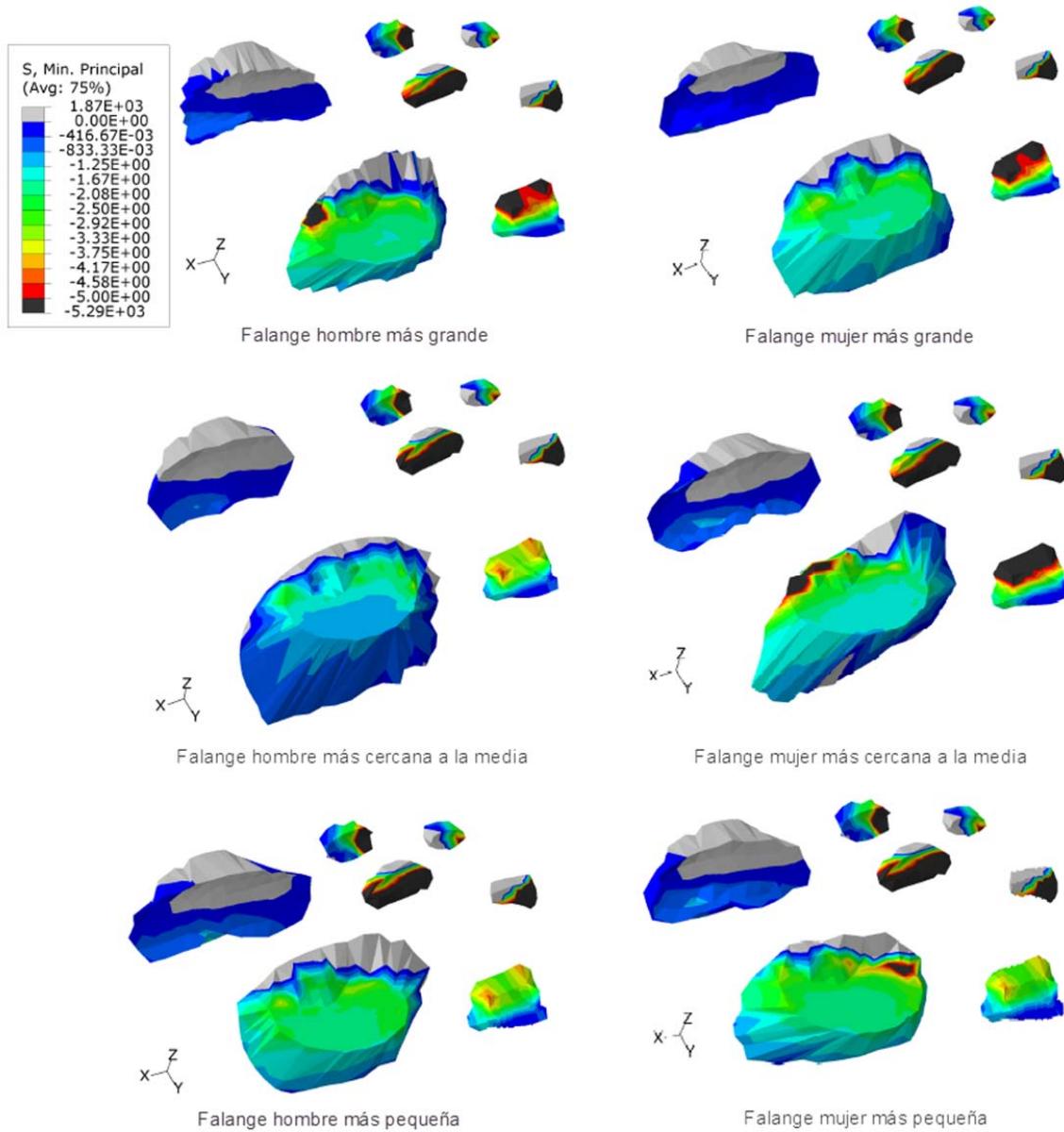


Figura 26 - Tensiones mínimas en los cartílagos de la primera y segunda falange

TENDONES

Los tendones se comportan como las cuerdas, sólo trabajan a tracción por lo tanto para analizar su comportamiento se visualizan las tensiones máximas principales.

Se obtiene, como norma general, que las tensiones son inferiores a 10MPa en todos los tendones y en todos los casos. En la [Figura 27] se muestra el estado tensional del caso de la falange de mujer más próxima a la media, los resultados en el resto de casos son cualitativamente iguales.

Cabe reseñar los casos AM, SM y SW donde se producen tensiones en el Pedio y en el Aductor del Hallux del orden 30 veces mayores que en los casos de BM, BW y AW. En el Pedio las tensiones pasan de 1.5 a 50 MPa y en el Aductor de Hallux las tensiones aumentan de 5 a 150MPa.

En cualquier caso es necesario un análisis más exhaustivo y una simulación más precisa del tejido tendinoso, para poder valorar correctamente estos resultados.

De la simulación también se obtiene que los músculos flexores están más cargados que los extensores y esto se debe a la posición del pie. En el tercer momento de apoyo o tercer rocker los músculos flexores se encuentran traccionados y los extensores en posición de reposo.

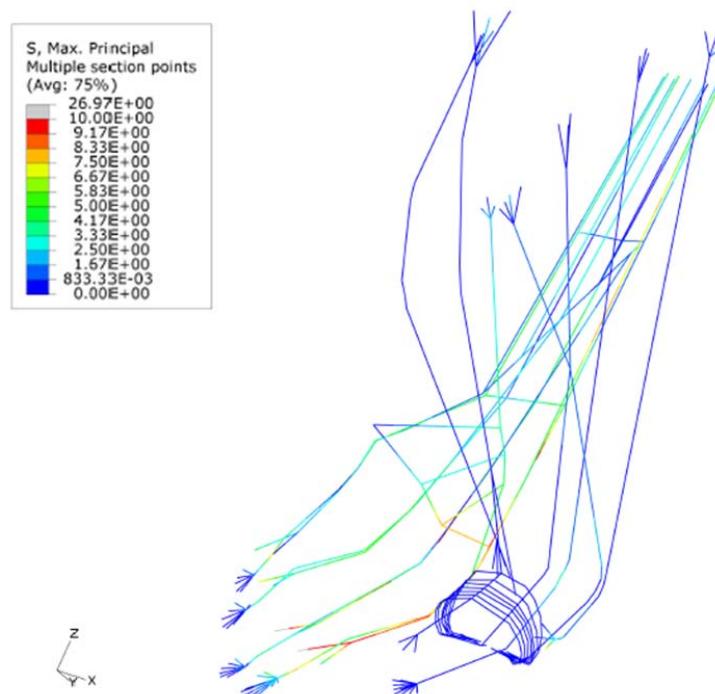


Figura 27 - Estado tensional de los músculos del pie con la falange de mujer más próxima a la media



6 Conclusiones

El hallux valgus es una de las deformidades más frecuentes del pie siendo más común en mujeres que en hombres. Las causas de este hecho no se han demostrado todavía. En este proyecto de investigación se sugiere el dimorfismo sexual de la falange proximal del primer dedo como factor influyente en la formación de juanetes.

- Los resultados, del cálculo de seis falanges de distintos tamaños y genero mediante elementos finitos de un modelo en tres dimensiones del pie humano, muestran que las falanges proximales soportan esfuerzos de compresión en la zona medial y esfuerzos de tracción en la zona lateral, estas tensiones son más patentes cuanto mas grande es la falange.
- Respecto a la geometría de las falanges proximales medidas en las disecciones, se da el caso de que la longitud del lado medial es mayor, en proporción, cuanto más grande es la falange medida, lo que explica la compresión, mientras que en el lado contrario, la zona lateral, se encuentra traccionada debido a que la longitud es más corta.
- Esto ocurre en ambos sexos aunque en mayor medida en mujeres, de manera que el tamaño de la falange favorece el hallux valgus, en ambos sexos, pero principalmente en mujeres.
- Los esfuerzos de tracción en la zona lateral y de compresión en la zona medial, provocan cargas en la base de la falange y la cabeza del metatarso, contribuyendo a que el primer metatarso se separe del segundo, lo cual favorece la formación del juanete.
- En las falanges proximales más pequeñas los esfuerzos se centran en la concavidad de la base de la falange, donde las tensiones son mayores cuanto menor es la profundidad de esta articulación.



- La profundidad de esta superficie elipsoidal es menor en las falanges proximales de mujer como demuestran los valores medidos en las disecciones.
- Las tensiones en la concavidad de la base de la falange ayudan a potenciar los efectos de cargas desequilibrantes en la zona, como es el caso de las que producen la separación del primer metatarso con respecto al segundo. Siendo esta sobrecarga mayor en mujeres.
- En resumen, las tensiones generadas en la falange proximal intensificadas por la sobrecarga en la base, producen una tendencia a la separación del metatarsiano del primer radio con respecto a su posición anatómica original, lo que constituye el inicio de la deformidad del hallux valgus. Todas las diferencias en el estado tensional son debidas a la geometría de la falange proximal y se dan en mayor magnitud en mujeres.

6.1 Futuras líneas de investigación

Se plantean dos principales líneas de trabajo, una enfocada a dar una mayor trascendencia al trabajo de investigación realizado y otra encaminada a abrir nuevas vías al estudio de otras patologías y deformidades del pie.

- Para fundamentar mejor las conclusiones expuestas en este trabajo ayudaría analizar más casos de tamaños intermedios a los propuestos en este proyecto, ya que sólo se dispone de dos casos grandes y dos pequeños para valorar las diferencias de tamaño. Si bien es verdad que se han asociado los resultados de la simulación a las dimensiones de la falange para minimizar esta escasez de datos. Lo cual da mayor validez a los argumentos al utilizar todo el volumen de datos de las 43 falanges medidas.
- También sería interesante estudiar las tensiones en la cabeza, cuerpo y base del primer metatarso así como en la articulación metatarso-cuneiforme para observar si esta tendencia de cargas desequilibrantes se mantiene a lo largo de todo el primer radio.
- Aunque la repercusión de los tejidos blandos en los resultados de los tejidos duros es pequeña, sería importante mejorar la simulación del tejido ligamentoso, cartilaginoso y tendinoso, no solo para mejorar la simulación sino para ampliar el rango de estudios a realizar.
- Hasta ahora este modelo se ha empleado principalmente para el estudio de tensiones y deformaciones en la estructura ósea. Completar el modelo con todos los tejidos blandos hasta conseguir un comportamiento real de todo el pie, posibilitaría extender los estudios a todas las patologías del pie tanto de tejidos blandos como duros.

7 Conclusions

Hallux valgus is one of the most common deformities in the foot, being more frequently in females than males. Causes of that haven't still been demonstrated. This research intends to study the sexual dimorphism of the proximal phalanx of the first ray as an influential factor in the bunions formation.

- Results, of the calculation of six phalanx of distinct size and gender by means of the finite element method of a 3D foot skeleton model, showed that the proximal phalanx support compressive stresses in the medial area and traction stresses in the lateral area, in fact these areas are more loaded the bigger the phalanx is.
- Compressive stress in the medial aspect and traction stress in the lateral aspect are due to the geometry of proximal phalanx, because the medial distance is smaller than the lateral distance. During the dissection, it was observed that the longitudinal distance of the medial aspect is bigger, in proportion, as big as it the phalanx measured.
- It happens in both genders although more often in females. For this reason the phalanx size is on the side of the hallux valgus, in both sexes but mainly in females.
- Traction stresses in the lateral area and compression stresses in the medial area, it causes loads in the phalanx base and in the metatarsal head, it contributes to the spaces of the first metatarsal regarding the second. This situation favours the formation of bunions.
- In smallest proximal phalanxes the stresses focus on the base concavity, where the tensions are as bigger as little the joint depth is.
- The depth of this ellipsoidal surface is lower in female proximal phalanx as demonstrated the measures taken in the cadaveric dissections.



- The stresses in the concavity of the base of the proximal phalanx helped to enhance the effect of the destabilizing loads in the area, as those which caused the division of the first metatarsal regarding the second. This overload is more common in females.
- The overload of the phalanx base intensified by the stresses generated in the proximal phalanx produces a separation trend of the first metatarsal respect to the original anatomic position which is the beginning of the hallux valgus deformity. All differences in the stress state are due to the proximal phalanx geometry and have more magnitude in females.

7.1 Future research lines

Two work lines are proposed, the first one focuses on giving greater implication to the research work and the second one aimed to open new study lines for other deformities and pathologies.

- With the aim to support the conclusions of the research better, the analysis of more cases of intermediate size helped in this way. Because there are only two cases of the biggest proximal phalanx and two of the smallest to compare the differences due to the size. Anyway, to minimize this shortage of data, the results of the simulation have been associated with the phalanx dimensions, and so the 43 phalanges measured are used to validate the extrapolated data.
- It would be interesting to study head, body and base stresses of the first metatarsals and strain-stress distribution in the metatarsal-cuneiform joint to analyse if the tendency of destabilizing loads are kept along to the first ray.
- Although the soft tissues have a very little repercussion on the hard tissues results it would be important to improve the simulation of the ligaments, cartilages and tendons, not only to improve the results but to increase the rate of studies.
- Until now this model mainly has been employed for the study of strains and stresses in the bone structure. Completing the model with all soft tissues until a real behaviour of the foot is achieved, could extend the studies to all foot pathologies both to soft and hard tissues.

8 Anexo I: Creación del modelo

En este anexo se detallan los pasos que se siguieron para conseguir el modelo de partida de este trabajo. Cabe destacar que todo lo que se expone a continuación corresponde al trabajo de distintas personas que poco a poco han ido completando el modelo, aunque en las descripciones se muestra el modelo como un proceso continuo como si desde el principio hubiese sido planificado así. Pero lo que a continuación se desarrolla como un proceso lógico de la construcción de este modelo, en realidad corresponde a una síntesis de los distintos trabajos que se han ido realizando y donde cada proyectando ha aportado su granito de arena, al igual que este proyecto también supone un nuevo progreso para el modelo en su objetivo de simular el comportamiento mecánico del pie.

Gracias a la particularidad de este modelo, en el cual se hace especial hincapié en la correcta caracterización del material óseo, distinguiendo las propiedades de hueso cortical y trabecular, las principales líneas de investigación se han centrado en el estudio de patologías, cirugías, tratamientos y demás condiciones médicas de estructuras óseas. Lo que lo diferencia en gran medida de la mayoría de las investigaciones realizados por otros autores, quienes utilizan este tipo de modelos para el estudio de dolencias ligamentosas o plantares, así como el diseño de plantillas y calzados más adecuados para aliviar estos achaques.

8.1 Obtención de la geometría

La geometría se obtuvo a partir de 93 tomografías axiales computarizadas (TAC's) en formato DICOM². Estas radiografías representan cortes paralelos realizados cada 2 mm. El pie escaneado pertenece a un paciente, hombre de 36 años sin ningún dolor ni patología en el expediente médico.

En la [Figura 28] se observa la información que se obtuvo de las tomografías. En las radiografías se observan 3 zonas claramente diferenciadas: la zona blanca, corresponde al hueso cortical, la zona de manchas llamada ruido, representa los tejidos blandos que se visualizan de la misma forma que el hueso esponjoso (la parte que se encuentra dentro de los aros de cortical) y la zona negra, es el fondo y no hay ningún tipo de tejido.

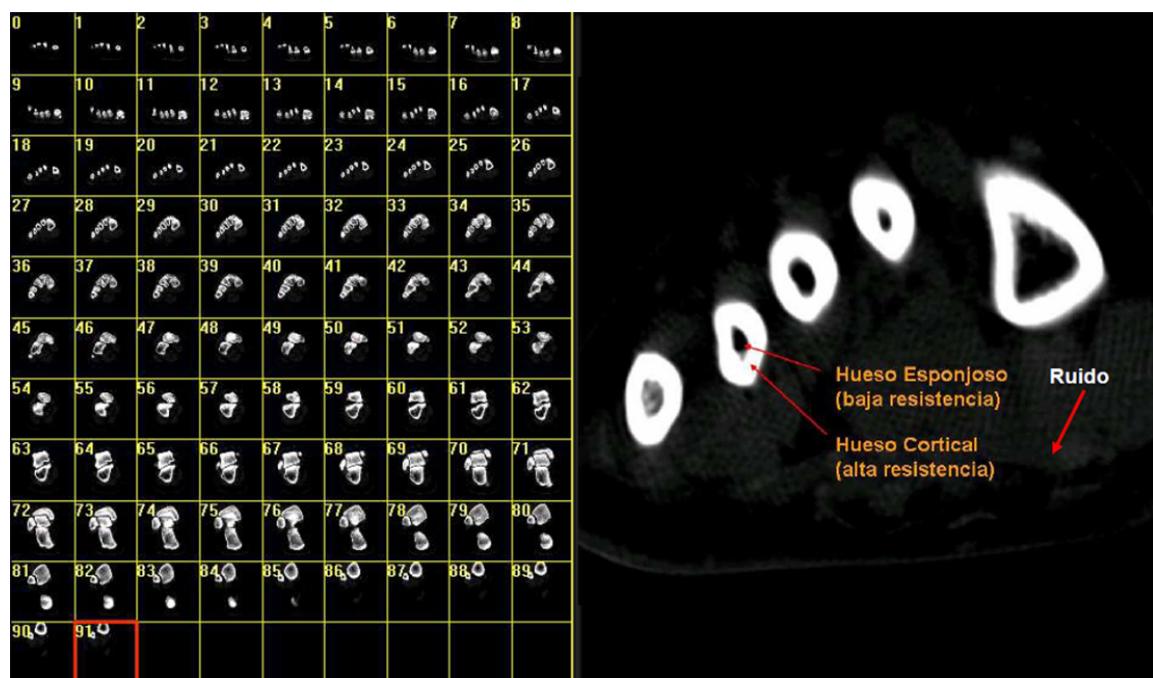


Figura 28 – *Izquierda:* Tac's del pie utilizados para generar la geometria. *Derecha:* Tac de los metatarsos distinguiendo entre hueso cortical y esponjoso

Para obtener un hueso mallado donde diferenciar perfectamente la parte esponjosa de la parte cortical se debían obtener primero los volúmenes de manera separada, para luego juntarlos y darles propiedades distintas. Se utilizó, para crear los volúmenes, un programa de extrapolación llamado g1.exe desarrollado por el Grupo de Informática Avanzada (GIGA) de la Universidad de Zaragoza. La forma de proceder para conseguir los volúmenes fue la siguiente: Primero se cargaron las radiografías y se colocaron en el orden correcto. En segundo lugar se localizó el hueso en las radiografías teniendo cuidado a la hora de situar el comienzo y el final del mismo. A continuación en cada radiografía se

² DICOM: (Digital Imaging and Communication in Medicine) es el estándar reconocido mundialmente para el intercambio de imágenes médicas, pensado para el manejo, almacenamiento, impresión y transmisión de imágenes médicas.

perfiló los contornos del volumen correspondiente mediante splines con nodos. En cada hueso se practicó por separado la segmentación de la parte cortical y de la parte esponjosa y así obtuvieron dos volúmenes independientes. Una vez realizada la segmentación completa del hueso se procedió a obtener los volúmenes. Esto se hizo indicando la separación entre cortes (2 mm), sino el volumen generado tendría otras dimensiones. El programa generó el volumen automáticamente.

Para mallar se utilizó el programa Harpoon. Se importaron los archivos STL generados en el paso anterior, primero la parte de hueso esponjoso y después la parte de hueso cortical y se mallaron automáticamente [Figura 29]. Se eligieron elementos tetraédricos para mallar el modelo ya que la geometría es demasiado compleja para utilizar hexaedros, además la precisión en los resultados que se conseguiría comparado con el tiempo de cálculo que conlleva no compensa. El tamaño de malla elegido es 1 mm puesto que se obtienen buenos resultados y si se utilizasen elementos más pequeños el modelo sería excesivamente pesado para lanzar casos.

El modelo ya mallado se pasó a I-DEAS para editar la malla y generar todos los elementos adyacentes al modelo como son ligamentos, cartílagos y tendones. La posición y tamaño de estos elementos se hizo en base a la información extraída de atlas de anatomía.

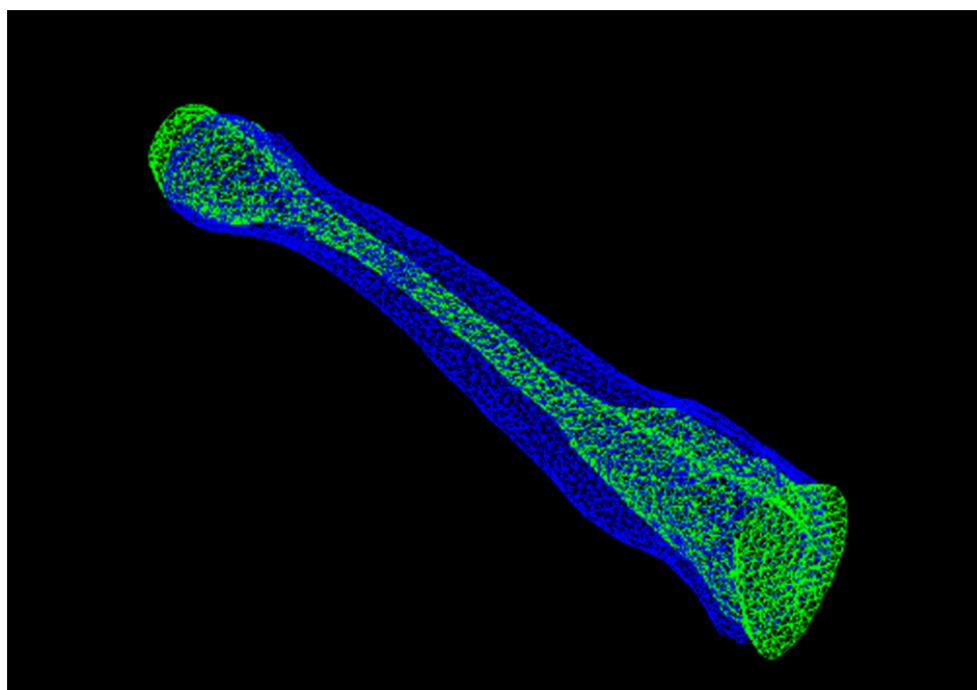


Figura 29 - Mallado de la primera falange distinguiendo entre hueso cortical y esponjoso



8.2 Asignación de materiales

La asignación de materiales así como la definición de las condiciones de contorno son las partes más delicadas en el campo de la bioingeniería. La determinación de las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos es sumamente complicada y por ello no se ha llegado a definir con exactitud estos valores. Lo que sí se puede encontrar en la literatura son parámetros aceptados por la comunidad científica como aproximaciones del comportamiento de estos tejidos para el cálculo de estructuras de tipo biológico.

Asimismo cada vez se realizan más estudios que tratan de medir mediante diferentes técnicas estos parámetros.

Por otro lado la mayoría de los artículos sobre modelos de elementos finitos del pie publicados hasta el momento se basan en la literatura para asignar el módulo de Young y el coeficiente de Poisson a los distintos tejidos.

A continuación se describen las características de los tejidos que se pueden encontrar en el pie y las propiedades que se le asignan.

8.2.1 Tejidos duros

En el pie humano el único tejido duro que aparece es el esqueleto.

TEJIDO ÓSEO

El tejido óseo, es un material con propiedades muy atractivas: su resistencia a compresión es similar a la del acero, mientras que es tres veces más ligero y diez veces más flexible. Ello es debido a su peculiar composición y estructura. Está formado por componentes inorgánicos que le confieren la rigidez y resistencia a compresión y por elementos orgánicos que contribuyen a sus propiedades a tracción. Además, la estructura del tejido óseo no es uniforme, siendo un material heterogéneo, poroso y anisótropo y con comportamiento diferente a tracción y compresión.

El comportamiento mecánico del hueso se relaciona de forma bastante directa con su porosidad. Ésta varía en los humanos entre el 5 y el 95%, aunque lo habitual es encontrar porosidades muy altas o muy bajas. Así, se suele distinguir entre hueso esponjoso o trabecular ($n = 50\text{-}95\%$) y compacto o cortical ($n = 5\text{-}10\%$).

El hueso cortical, denso, se le atribuye el 80 por ciento del peso del esqueleto humano. Es un tejido muy duro y corresponde la parte más rígida del hueso absorbiendo la mayor parte de las tensiones originadas en él. Suele encontrarse en la parte externa de los huesos, rodeando al hueso esponjoso, formando una lámina externa.

Mientras hueso esponjoso, llamado así por su textura suave y esponjosa, se encuentra en las extremidades de huesos largos y constituye la parte interior del hueso. Actúa como un amortiguador para los huesos y ayuda a proporcionar estabilidad. Está formado por unas placas llamadas trabéculas de estructura esponjosa dejando huecos que son ocupados por la médula ósea.

La combinación de ambos forma una estructura tipo “sandwich” muy conocida en ingeniería como una composición altamente optimizada.

El diferente comportamiento direccional (anisotropía macroscópica) es también consecuencia de diferentes estructuras microscópicas que dependen del tipo de hueso. En el

cortical, la anisotropía está asociada a la orientación de las osteonas, mientras que, en el esponjoso, depende esencialmente de la orientación espacial de las trabéculas.

Como se ha comentado anteriormente las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos son muy complicadas de determinar, en la literatura la mayoría de los autores no distinguen entre hueso cortical y esponjoso [6] [20] [3] [30] [29] y utilizan un material isotrópico lineal con un valor promedio de 7300MPa de módulo de Young y 0.3 de coeficiente de Poisson para toda la estructura ósea. Tal y como explica Garcia-Aznar [18] los resultados de estos modelos no son tan precisos como los que se obtienen al diferenciar entre cortical y trabecular, especialmente en el cálculo de tensiones. Utilizando un material homogéneo se obtienen unos valores de tensión inferiores, que caracterizando ambos tejidos con propiedades distintas.

En el modelo que se presenta en este trabajo se simula la estructura ósea haciendo distinción entre hueso cortical y esponjoso. Las propiedades asignadas se detallan a continuación [57] [58].

Hueso cortical:

- | | |
|--------------------------|---------------------------|
| · Material | Isótropo elástico-lineal. |
| · Módulo de Young | 17000 MPa. |
| · Coeficiente de Poisson | 0,3. |

Hueso esponjoso:

- | | |
|--------------------------|---------------------------|
| · Material | Isótropo elástico-lineal. |
| · Módulo de Young | 700 MPa. |
| · Coeficiente de Poisson | 0,3. |

8.2.2 Tejidos blandos

El comportamiento de los tejidos blandos es más interesante, pero también más complejo. Se suelen considerar como tejidos biológicos blandos aquellos en los que su módulo elástico es del orden de las tensiones a las que se ven sometidos, es decir, se alcanzan deformaciones del orden de la unidad.

En general, son materiales compuestos formados por una matriz orgánica muy flexible reforzada por fibras de colágeno y elastina. Su comportamiento depende de la composición y estructura, especialmente del porcentaje de fibras, sus características y tipo de agrupamiento.

Dentro del pie se pueden encontrar diferentes tejidos blandos como son los ligamentos, tendones, cartílagos y la fascia plantar con diferentes propiedades características cada una de ellas.

LIGAMENTOS

Los ligamentos son tejidos especializados en la resistencia a tracción son ricos en fibras y su orientación coincide esencialmente con la dirección del esfuerzo al que están sometidos. Se distinguen en el modelo varios tipos de ligamentos [Figura 30], que dependiendo de su función se le asignan atributos propios a cada uno de ellos.



- **Ligamentos finos:** Unen cada hueso del pie con su inmediato en todas las direcciones tanto entre los huesos del tarso, como los ligamentos de unión entre las falanges, las articulaciones metatarsofalángicas y los ligamentos de unión de los sesamoideos. Estos ligamentos tienen propiedades más flexibles que el resto de ligamentos que se localizan en el pie.
- **Ligamentos plantares cortos y largos:** Están situados en el interior de la bóveda plantar, con la misión de soportar los esfuerzos a los que se somete el pie, evitando su hundimiento. Estos ligamentos son muy resistentes e impiden la separación antero-posterior del pie cuando este está cargado.
- **Fascia plantar o aponeurosis plantar:** consiste en una gruesa lámina formada por múltiples capas de tejido fibroso que tiene como función mantener los arcos longitudinales, los cuales forman la bóveda de la planta del pie y mantener cubiertas y protegidas las capas de tendones y músculos.

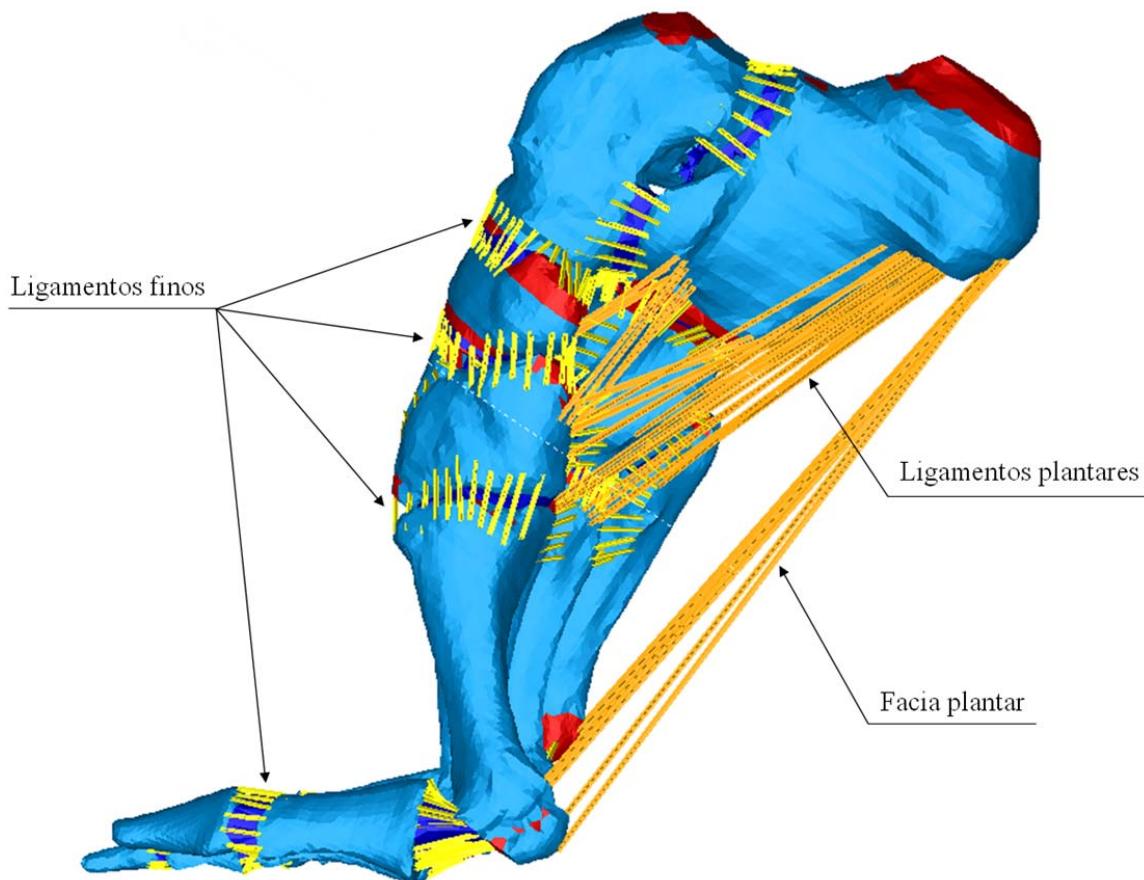


Figura 30 - Ligamentos representados en el modelo

Todos los ligamentos se simulan mediante elementos barra. Las secciones de estas barras se han ajustado en función del número para simular la sección real. Las propiedades y secciones que se indican a continuación [15]:

Ligamentos finos:

- Material Isótropo elástico-lineal.
- Módulo de Young 260 MPa.
- Coeficiente de Poisson 0,3.
- Sección 18.4 mm²

Ligamentos plantares y fascia plantar:

- Material Isótropo elástico-lineal.
- Módulo de Young 350 MPa.
- Coeficiente de Poisson 0,3.
- Sección 290.7 mm²

CARTÍLAGO

El cartílago es de los tejidos denominados hidratados, tienen un comportamiento altamente compresible ante cargas lentas. El objeto principal de este comportamiento es el de proporcionar a las articulaciones unas óptimas condiciones de lubricación, fricción, desgaste, absorción de impactos y distribución de la carga. Tienen las fibras distribuidas en varias direcciones. Ello hace que, además de estar sometidos a grandes deformaciones y ser fuertemente anisótropos, son prácticamente incompresibles para un amplio rango de deformaciones. Se interpone entre dos superficies óseas y su función es amortiguar la sobrecarga de presión de las superficies articulares permitiendo los movimientos, desplazamientos y deslizamientos de las superficies óseas sin que se produzca fricción entre ellas.

En el modelo se simulan con las siguientes características [17]:

Cartílago:

- Material Isótropo elástico-lineal.
- Módulo de Young 10 MPa.
- Coeficiente de Poisson 0,4.



8.3 Condiciones de contorno

Son aquellas condiciones que definen el comportamiento del modelo en sus límites. Como se ha destacado anteriormente, las condiciones de contorno son una de las partes más importantes del modelado. La definición de unas condiciones u otras determinan el resultado del estudio. Por ello hay que tener especial interés y basarse en una buena documentación para conseguir simular el estado de cargas del pie con la mayor precisión posible.

Se debe tener en cuenta que en este proyecto se realiza un estudio estático del pie, de ahí que no se tengan en cuenta momentos de giro ni inercias ni rozamientos con el suelo.

Las condiciones de contorno en un estudio estático se pueden clasificar en dos tipos: las cargas que producen las tensiones en el modelo y las condiciones de apoyo que impiden el movimiento de la estructura.

8.3.1 Cargas

Las cargas que se aplican a las estructuras biológicas vienen definidas por tres factores: la superficie a aplicar, la dirección de aplicación y el valor de dicha carga.

Sirviéndose de la ayuda de diferentes artículos y gráficos relacionados con el estudio de cargas [17] [59] y de la experiencia del grupo en biomecánica, se llega a las siguientes conclusiones:

- El caso de estudio se encuentra aproximadamente en el 70-90% de la fase de estancia del ciclo de la marcha.
- La superficie de contacto con la tibia y el peroné pertenece exclusivamente al astrágalo, exactamente a la superficie superior llamada troclea astragalina para la tibia, y la faceta exterior triangular de dicho hueso para el peroné. El conjunto forma lo que se conoce popularmente como articulación del tobillo. De toda la superficie articular, es el 75% de ella la que siempre está en contacto entre tibia, peroné y astrágalo.
- La carga perpendicular a la superficie de contacto con la tibia y el peroné que soporta el astrágalo se encuentra entre cuatro y cinco veces el peso corporal en el momento inicial de elevar el talón por el efecto tirante del tendón de Aquiles. El tendón de Aquiles ejerce casi el 100% de la fuerza necesaria para contrarrestar la reacción en la troclea astragalina cuando el talón está elevado. La carga sobre el pie disminuye, a partir del instante en que se eleva el talón hasta despegar el pie totalmente del suelo. En este caso, suponiendo que el pie se encuentra aproximadamente en un 85% del ciclo de estancia, el valor de dicha carga perpendicular al astrágalo es tres veces el peso del cuerpo.

- La fuerza tangencial producida en la misma superficie articular, contacto de tibia y peroné con astrágalo, ocurre lo mismo, con la diferencia de que en este caso, el valor de la carga es de 0.2 veces el peso corporal.
- En el caso particular de este modelo, un individuo de 60kg son: 180 kg de fuerza normal a la superficie articular más 12 kg de fuerza tangencial. La resultante es de 180.5 kg. Este valor de carga equivalente a la descomposición de una fuerza única y puntual en el centro de masas de la superficie de contacto, se distribuye uniformemente por toda la superficie de contacto de dichas componentes normal y tangencial.
- El ángulo que forma el primer metatarso con el suelo en el segundo momento de apoyo es de 20°. Puesto que el giro del primer metatarso con respecto al suelo debe ser de 70°, la primera falange queda formando 90° con el suelo.
- El giro máximo de flexión plantar es de 30°. La carga aplicada sobre la superficie articular del tobillo cuando el pie está totalmente apoyado (segundo momento de apoyo de la marcha) forma 10° en sentido antihorario con la vertical. En consecuencia en el tercer momento de apoyo la resultante forma 20° en sentido horario con la normal a la superficie de contacto.
- En definitiva las fuerzas aplicadas al modelo son [Figura 31]: Fuerza normal y tangencial a la superficie de aplicación de la carga $F_n=1695.2\text{N}$ $F_t=617\text{N}$.
- Esta carga se distribuye uniformemente por toda la superficie articular astragalina, dado que en el modelo la superficie de contacto del astrágalo consta de 361 nodos [Figura 31], se dividen las resultantes por el número de nodos, definiendo de este modo las fuerzas $F_{ni}=4.7\text{N}$ $F_{ti}=1.71\text{N}$.

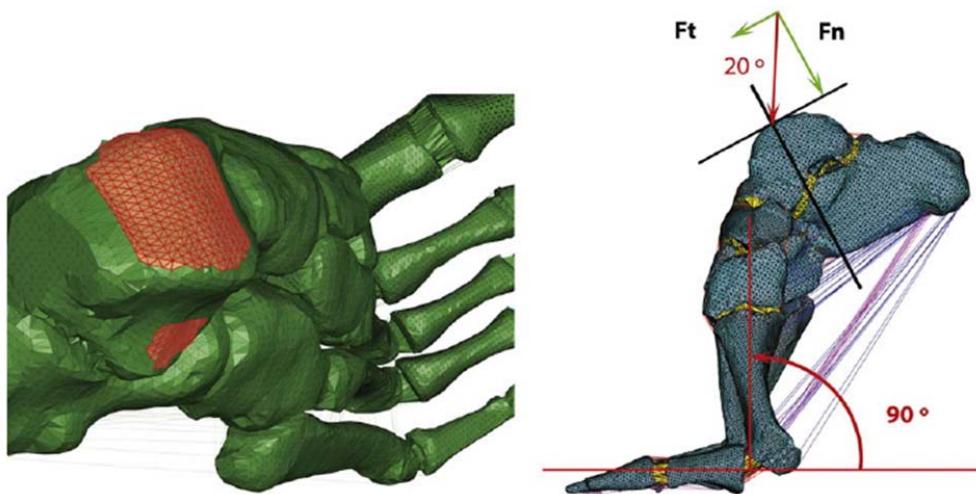


Figura 31 - Izquierda: Superficie de aplicación de la carga. Derecha: Angulo de las cargas con respecto al modelo

8.3.2 Condiciones de apoyo

En la [Figura 32] se muestra la discretización de la presión plantar durante la fase de la marcha.

Estas imágenes sirven de ayuda para entender la superficie del pie que realmente está en contacto con el suelo. En concreto el último fotograma de la secuencia corresponde a la posición toe-off.

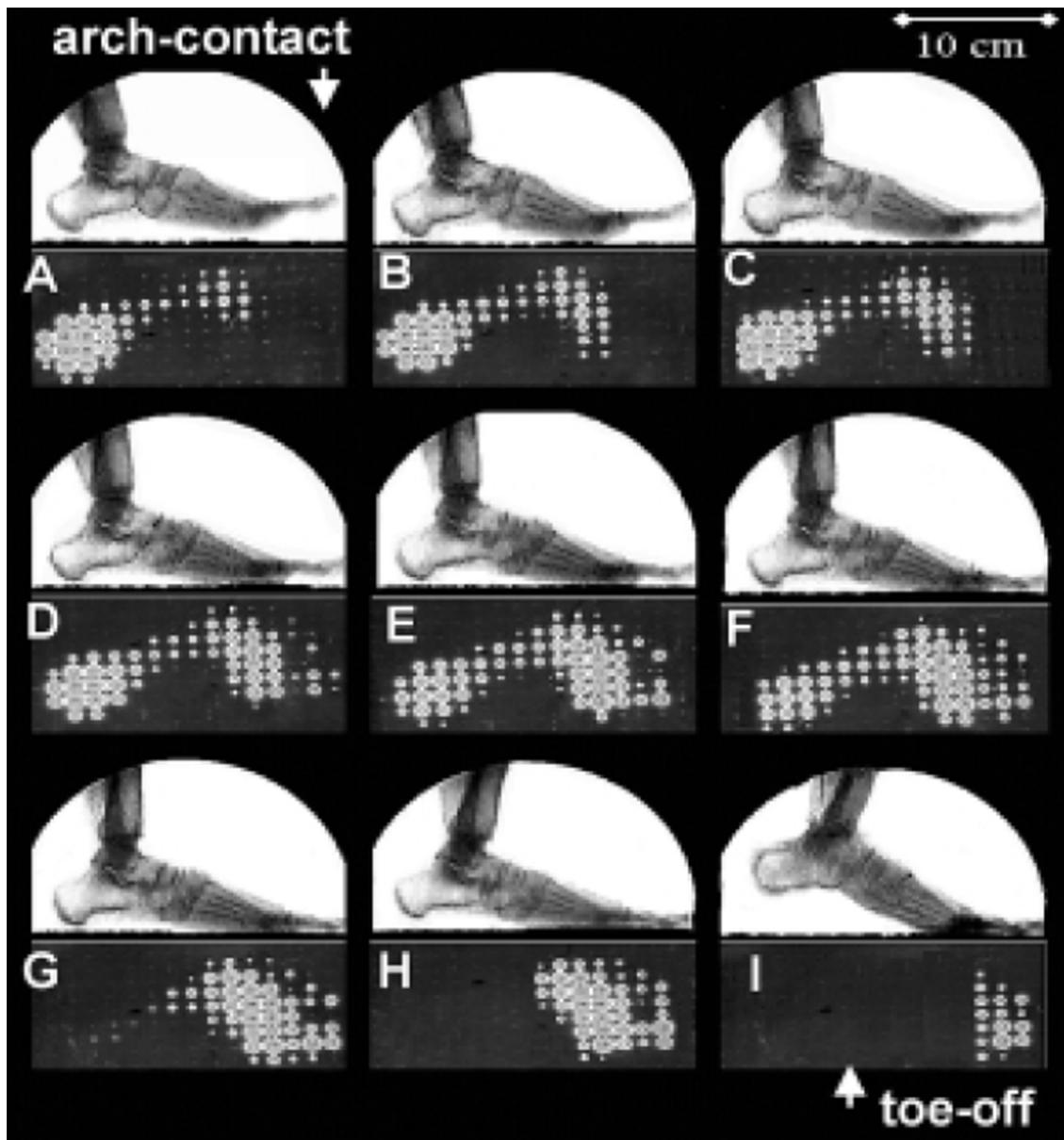


Figura 32 - Datos obtenidos mediante CPD³ durante varias etapas de la marcha [60]

³ Contact Pressure Display (CPD): Es un método óptico para cuantificar la presión plantar.

Este fotograma de la presión plantar sirve de base para definir el apoyo del pie en esta posición. De la experiencia de los médicos junto con la literatura consultada se deciden las siguientes condiciones de apoyo [17] [59]:

- Se consideran como apoyos fijos (empotrados) a la superficie de inserción del tendón de Aquiles (tendón que en la realidad genera la mayoría de la fuerza de reacción contraria a la carga del peso) y al 1^{er} y 2º dedos, los cuales son los únicos en los que se apoya el pie en la posición toe-off, como se ve en la [Figura 32].
- Las falanges del tercer, cuarto y quinto dedos se les permite total libertad de movimiento en el plano paralelo al suelo, impidiéndoles el movimiento vertical de las mismas, ya que estos dedos van perdiendo cada vez más contacto con el suelo.

Los nodos en los que se aplican estas condiciones de apoyo se detallan en la [Figura 33].

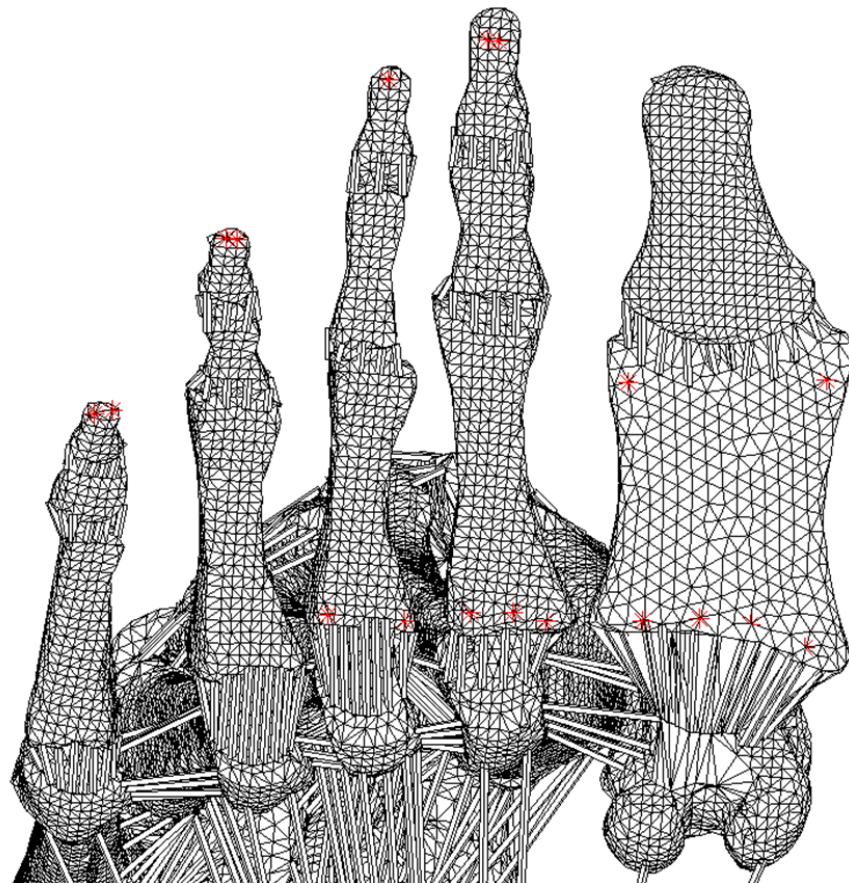


Figura 33 - Nodos a los que se les aplica las condiciones de apoyo



9 Lista de figuras y tablas

9.1 Listado de figuras

<i>Figura 1 - Condiciones de carga del modelo de EE.FF. planteado por Nakamura [5]</i>	6
<i>Figura 2 - 5 secciones del pie humano, modelo en 2D de Gefen [17]</i>	7
<i>Figura 3 - Primer modelo en 3D de la parte inferior de la pierna propuesto por Bandak [19]</i>	8
<i>Figura 4 - Modelo de EE.FF. utilizado por J. T. Cheung [14]</i>	9
<i>Figura 5 - Izquierda: Partes de las que se compone el calzado (parte superior, plantilla, entresuela y suela). Derecha: Modelo planteado por Jin-Rae Cho [8] para el estudio del calzado</i>	10
<i>Figura 6 - Metodología a seguir para desarrollo de un modelo de elementos finitos de un pie</i>	11
<i>Figura 7 - Radiografía anteroposterior del antepié de un paciente con hallux valgus</i>	12
<i>Figura 8 - Planos del cuerpo humano que se utilizan para describir el cuerpo</i>	18
<i>Figura 9 - Parámetros clínicamente relevantes de la falange proximal del primer dedo. Izquierda: Las imágenes pertenecen al hueso real, tomadas durante la disección. Derecha: Las imágenes pertenecen al modelo de elementos finitos</i>	19
<i>Figura 10 - Pie de rey utilizado para medir las dimensiones de los huesos durante las disecciones. Imagen facilitada por los cirujanos</i>	20
<i>Figura 11 - 6 fases de la marcha propuestas por Gefen [6]</i>	24
<i>Figura 12 - Ciclo rocker de la marcha</i>	25
<i>Figura 13 - Modelo de partida</i>	26
<i>Figura 14 - Músculos que actúan en el hallux</i>	30
<i>Figura 15 - Músculos añadidos al modelo. Detalle de las inserciones ramificadas de los tendones y detalle de la distribución en niveles de los músculos en lado plantar</i>	32



Figura 16 - Posicionamiento y dimensionamiento de la esfera para la generación, mediante substracción, de la concavidad en la base de la falange, en MIMICS	33
Figura 17 - Posicionamiento de la falange proximal del primer dedo y diferenciación de hueso cortical (azul) y hueso esponjoso (rojo)	34
Figura 18 - Puntos de apoyo del pie que se ven afectados por la geometría de la falange	35
Figura 19 - Esquema estructura archivo (.inp)	37
Figura 20 - Terminos que definen cada una de las zonas de la falange	39
Figura 21 - Tensiones máximas principales en la zona dorsal de las falanges	41
Figura 22 - Tipos de pies	42
Figura 23 - Tensiones máximas principales en la zona plantar de las falanges	43
Figura 24 - Tensiones mínimas principales en la zona plantar de las falanges	45
Figura 25 - Tensión máxima principal en la concavidad de la base de la falange	46
Figura 26 - Tensiones mínimas en los cartílagos de la primera y segunda falange	48
Figura 27 - Estado tensional de los músculos del pie con la falange de mujer más próxima a la media	49
Figura 28 - <u>Izquierda:</u> Tac's del pie utilizados para generar la geometría. <u>Derecha:</u> Tac de los metatarsos distinguiendo entre hueso cortical y esponjoso	56
Figura 29 - Mallado de la primera falange distinguiendo entre hueso cortical y esponjoso	57
Figura 30 - Ligamentos representados en el modelo	60
Figura 31 - <u>Izquierda:</u> Superficie de aplicación de la carga. <u>Derecha:</u> Angulo de las cargas con respecto al modelo	63
Figura 32 - Datos obtenidos mediante CPD durante varias etapas de la marcha [60]	64
Figura 33 - Nodos a los que se les aplica las condiciones de apoyo	65

9.2 Listado de tablas

<i>Tabla 1 - Incidencia de pies planos y hallux valgus en una familia de 7 generaciones. Tabla extraída de [24]</i>	<i>14</i>
<i>Tabla 2 - Ratio de hombres y mujeres en publicaciones sobre pacientes con hallux valgus, Tabla extraída de [31]</i>	<i>16</i>
<i>Tabla 3 - Resumen de los valores medidos durante las disecciones</i>	<i>20</i>
<i>Tabla 4 - Valores utilizados para la creación de las falanges de estudio</i>	<i>21</i>
<i>Tabla 5 – Abreviaturas casos de estudio</i>	<i>40</i>



10 Referencias

- [1] Núñez-Samper Pizarroso M, Llanos Alcázar L. F, *Biomecánica, medicina y cirugía del pie.*: MASSON, 2007.
- [2] Lijun Wu, "Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures," *Clinical Biomechanics*, vol. 22, pp. 221-229, 2007.
- [3] Tao Kai, Wang Cheng-tao, Wang Dong-mei, Wang Xu, "Primary Analysis of The First Ray Using a 3-Dimension Finite Element Foot Model," in *Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, 2005, pp. 2946-2949.
- [4] Doblare M, *Retos y oportunidades de la investigación transdisciplinaria. Reflexión sobre el papel de la mecánica de materiales en biomedicina.*: Real academia de la ingeniería, 2008.
- [5] Nakamura S, Crowninshield RD, Cooper RR, "An analysis of soft tissue loading in the," *Bulletin of Prosthetics Research*, vol. 18, pp. 27-34, 1981.
- [6] Gefen A, Megido-Ravid M, Itzchak Y, Arcan M, "Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: A basic tool for clinical applications," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 122, pp. 630-639, 2000.
- [7] Yu-Chun Hsu, Yih-Wen Gung, Shih-Liang Shih, Chi-Kuang Feng, Shun-Hwa Wei, Chung-Huang Yu, Chen-Sheng Chen, "Using an Optimization Approach to Design an Insole for Lowering Plantar Fascia Stress—A Finite Element Study," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 36, pp. 1345-1352, 2008.
- [8] Jin-Rae Cho, Seung-Bum Park, Sung-Hyun Ryu, Sung-Ho Kim, Shi-Bok Lee, "Landing impact analysis of sports shoes using 3-D coupled foot-shoe finite element model," *Journal of Mechanical Science and Technology*, vol. 23, pp. 2583-2591, 2009.
- [9] Bayod J, Losa-Iglesias M, Becerro de Bengoa-Vallejo R, Prados-Frutos J. C, Jules K, Doblare M, "Advantages and Drawbacks of Proximal Interphalangeal Joint Fusion Versus Flexor Tendon Transfer in the Correction of Hammer and Claw Toe Deformity. A Finite-Element Study," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 132, pp. 051002-1-7, 2010.



- [10] Matzaroglou C, Bougas P, Panagiotopoulos E, Saridis A, Karanikolas M, Kouzoudis D, "Ninety-Degree Chevron Osteotomy for Correction of Hallux Valgus Deformity: Clinical Data and Finite Element Analysis," *The open orthopaedics journal*, vol. 4, pp. 152-156, 2010.
- [11] David Lemmon, T. Y. Shiang, Azfar Hashmi, Jan S. Ulbrecht, Peter R. Cavanagh, "The effect of insoles in therapeutic footwear - a finite element approach," *Journal biomechanics*, vol. 30, pp. 615-620, 1997.
- [12] Patil K. M, Braak L. H, Huson A, "Analysis of stresses in two-dimensional models of normal and neuropathic feet," *Medical and biological engineering and computing*, vol. 34, pp. 280-284, 1996.
- [13] Weng-Pin Chen, Fuk-Tan Tang, Chia-Wei Ju, "Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait : a 3-D finite element analysis," *Clinical Biomechanics*, vol. 16, pp. 614-620, 2001.
- [14] Jason Tak-Man Cheung, MingZhang, Aaron Kam-Lun Leung, Yu-Bo Fan, "Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, pp. 1045-1054, 2005.
- [15] Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, "A 3-Dimensional Finite Element Model of the Human Foot and Ankle for Insole Design," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 86, pp. 353-358, 2005.
- [16] Jacob S, Patil K. M, "Three-dimensional Foot Modeling and Analysis of Stresses in Normal and Early Stage Hansen's Disease with Muscle Paralysis," *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 36, no. 3, 1999.
- [17] Gefen A, "Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release," *Journal of Biomechanics*, vol. 35, pp. 629-637, 2002.
- [18] Garcia-Aznar J.M, Bayod J, Rosas A, Larrainzar R, Garcia-Bogalo R, Doblare M, Llanos L. F, "Load Transfer Mechanism for Different Metatarsal Geometries: A finite Element Study," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 131, 2009.
- [19] Bandak F.A, Tannous R.E, Tordis T, "On the development of an osseo-ligamentous finite element model of the human ankle joint," *International Journal of Solids and Structures*, vol. 38, pp. 1681-1697, 2001.
- [20] Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, Kai-Nan An, "Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle–foot complex," *Clinical Biomechanics*, vol. 19, pp. 839-846, 2004.
- [21] Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, Kai-Nan An, "Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot," *Clinical Biomechanics*, vol. 21, pp. 194-203, 2006.
- [22] Jason Tak-Man Cheung, Kai-Nan An, Ming Zhang, "Consequences of Partial an Total Plantar Facia Release: Finite Element Study," *Foot & Ankle International*, vol. 27(2), pp. 125-132, 2006.
- [23] Xiao-Qun Dai, Yi Li, Ming Zhang, Jason Tak-Man Cheung, "Effect of sock on biomechanical responses of foot during walking," *Clinical Biomechanics*, vol. 21, pp. 314-321, 2006.
- [24] Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, "Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method," *Medical Engineering & Physics*,

- vol. 30, pp. 269-277, 2008.
- [25] Jia Yu, Jason Tak-Man Cheung, Yubo Fan, Yan Zhang, Aaron Kam-Lun Leung, Ming Zhang, "Development of a finite element model of female foot for high-heeled shoe design," *Clinical Biomechanics*, vol. 23, pp. S31-S38, 2008.
- [26] Yan Cong, Jason Tak-Man Cheung, Aaron KL Leung, Ming Zhang, "Effect of heelheighton-shoelocalizedtriaxialstresses," *Journal of Biomechanics*, vol. 44, pp. 2267-2272, 2011.
- [27] Budhabhatti S. P, Erdemir A, Petre M, Sferra J, Donley B, Cavanagh P, "Finite Element Modeling of the First Ray of the Foot: A Tool for the Design of Interventions," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 129, pp. 750-756, 2007.
- [28] Flavin R, Halpin T, O'Sullivan R, FitzPatrick D, Ivankovic A, Stephens M. M, "A finite-element analysis study of the metatarsophalangeal joint of the hallux rigidus," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 90-B, pp. 1334-1340, 2008.
- [29] Tian-Xia Qiu, Ee-Chon Teo, Ya-Bo Yan, Wei Lei, "Finite element modeling of a 3D coupled foot-boot model," *Med. Engineering & Physics*, vol. 33, pp. 1228-1233, 2011.
- [30] Antunes P. J, Dias G. R, Coelho A.T, Rebelo F, Pereira T, "Non-Linear Finite Element Modelling of Anatomically Detailed 3D Foot Model," pp. 1-11, 2008.
- [31] Kilmartin T. E, Wallace W. A, "The aetiology of hallux valgus: a critical review of the literature," *The Foot*, vol. 3, no. 4, pp. 157-167, 1993.
- [32] Goodfellow, "Aetiology of hallux rigidus," vol. 59, pp. 821-4, 1966.
- [33] Barnicott N. A, Hardy R.H, "The position of the hallux in West Africans," pp. 355-361, 1955.
- [34] Sim Fook L, Hodgson A. R, "A comparison of foot forms among the non-shoe wearing and shoe wearing Chinese population," *The Journal Bone Joint Surgery*, vol. 40-A, pp. 1058-1062, 1958.
- [35] Kato T, Watanabe S, "The etiology of hallux valgus in Japan," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 157, pp. 78-81, 1981.
- [36] Pinzur MS, Shields NN, Goelitz B, Slovenskai M, Kaye R, Ross SD, Suri M, "American Orthopaedic Foot and Ankle Society shoe survey of diabetic patients," *Foot and Ankle*, vol. 14(2), pp. 78-84, 1993.
- [37] Romash MM, Fugate D, Yanklowit B, "Passive motion of the first metatarsal cuneiform joint," *Foot Ankle Int.*, vol. 10(6), pp. 293-8, 1990.
- [38] Coughlin MJ, "Juvenile hallux valgus: Etiology and treatment," *Foot Ankle Int.*, vol. 16(11), pp. 682-97, 1995.
- [39] Johnston O., "Further studies of the inheritance of hand and foot anomalies," *Clinical Orthopedics*, vol. 8, pp. 146-159, 1959.
- [40] Hardy R. H, Clapham J. C. R, "Observations on hallux valgus based on a controlled series," *Bone Joint Surgery*, vol. 33B, pp. 376-391, 1951.
- [41] Bonney G, McNab I, "Hallux valgus and hallux rigidus," *Bone Joint Surgery*, vol. 34B, pp. 366-385, 1952.
- [42] Jose Maria Reverte Coma, *Antropología forense*.: Ministerio de Justicia, 1999.
- [43] Piggott H, "The natural history of hallux valgus in adolescence and early adult life,"



- Journal Bone Joint Surgery*, vol. 42B, pp. 749-760, 1960.
- [44] Merkel K. D, Katoh Y, "Mitchell osteotomy for hallux valgus: long term follow up and gait analysis," *Foot Ankle*, vol. 3, pp. 189-196, 1983.
- [45] Sherman K. P, Douglas D. L, Benson M. K, "Keller's arthroplasty: Is disstraction useful? A prospective trial," *Journal Bone Joint Surgery*, vol. 66B, pp. 765-769, 1984.
- [46] Meier P. J, Kenzora J. E, "The risk and benefits of distal first metatarsal osteotomies," *Foot Ankle*, vol. 6, pp. 7-17, 1985.
- [47] Love T. R, Whynot A. S, Farine M. D, "Keller arthroplasty: a prospective review," *Foot Ankle*, vol. 8, pp. 46-54, 1987.
- [48] Wu KK, "Mitchell bunionectomy: an analysis of four hundred and thirty personal cases," *Journal of foot surgery*, vol. 26, pp. 277-292, 1987.
- [49] Wanivenhaus A. H, Feldner Busztin H, "Basal osteotomy of the first metatarsal for the correction of metatarsus primus varus associated with hallux valgus," *Foot Ankle*, vol. 8, pp. 337-343, 1988.
- [50] Resch S, Stenstrom A, Egund N, "Proximal closing wedge osteotomy and adductor tenotomy for the treatment of hallux valgus," *Foot Ankle*, vol. 9, pp. 272-280, 1989.
- [51] Mauldin D M, Sanders M, Whitmer W W, "Correction of hallux valgus with metatarsocuneiform stabilisation," *Foot Ankle*, vol. 11, pp. 59-66, 1990.
- [52] O'Doherty D. P, Lowrie I. G, Magnussen P. A, "The management of the painful first metatarsophalangeal joint in the older patient," *Journal Bone Joint Surgery*, vol. 72B, pp. 839-842.
- [53] Conlan D, Gregg P. J, "Treatment of hallux valgus with overriding second toe," *Journal Bone Joint Surgery*, vol. 73B, pp. 519-520, 1991.
- [54] Vallier G. T, Peterson S. A, LaGrone M, "Keller resection arthroplasty: a 13 year experience," *Foot Ankle*, vol. 11, pp. 187-194, 1991.
- [55] Mann R, Rudicel S, Graves S, "Repair of hallux valgus with a distal soft tissue procedure and proximal metatarsal osteotomy," *Journal Bone Joint Surgery*, vol. 74A, pp. 124-129, 1992.
- [56] Palomo López P, Prados Frutos J.C., Becerro de Bengoa Vallejo R, Losa Iglesias M, "Extensor Hallucis Capsularis o Tendón Accesorio del Extensor Hallucis Longus: Estudio anatómico y funcional, frecuencia y mediciones," *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, vol. 5, no. 2, pp. 25-34, 2011.
- [57] Duda G.N, Mandruzzato F, Heller M, Goldhahn J, Moser R, Hehli M, Claes L, Haas N.P, "Mechanical boundary conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing," *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 639-650, 2001.
- [58] Gomez-Benito M.J, Fornells P, Garcia-Aznar J.M, Seral B, Seral-Innigo F, Doblare M, "Computational comparison of reamed versus unreamed intramedullary tibial nails," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 25, pp. 191-200, 2007.
- [59] Lundberg A, Svensson O. K, Nemeth G, Selvik G, "The axis of rotation of the ankle joint," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 8(71), 1989.
- [60] Gefen A, "The In Vivo Elastic Properties of the Plantar Fascia During the Contact Phase of Walking," *Foot & Ankle International*, vol. 24, pp. 238-244, 2003.