



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Máster

ESTUDIO DE LA RECUPERACIÓN MEDIANTE MEF DE LA BIOMECANICA DEL PIE TRAS EL ACORTAMIENTO DEL CUARTO DEDO

Autor

Roberto Rueda Galindo

Director

Dr. Javier Bayod López

Universidad de Zaragoza / Escuela de Ingeniería y Arquitectura

2017



Escuela de
Ingeniería y Arquitectura
Universidad Zaragoza

DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe acompañar al Trabajo Fin de Grado (TFG)/Trabajo Fin de Máster (TFM) cuando sea depositado para su evaluación).

D./D^a. ROBERTO RUEDA GALINDO

con nº de DNI 23034520C en aplicación de lo dispuesto en el art.

14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo

de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la

Universidad de Zaragoza,

Declaro que el presente Trabajo de Fin de (Grado/Máster)
INGENIERIA BIOMEDICA, (Título del Trabajo)

ESTUDIO DE LA RECUPERACIÓN MEDIANTE MEF DE LA BIOMECANICA DEL PIE
TRAS EL ACORTAMIENTO DEL CUARTO DEDO DEL PIE.

es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada
debidamente.

Zaragoza, 13 DE SEPTIEMBRE DE 2017

Fdo: _____

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero mostrar mi agradecimiento a Javier Bayod por darme la oportunidad de realizar este proyecto, así como sus consejos y orientaciones para llevarlo a cabo.

Del mismo modo, querría dar las gracias a Andrés Mena por su importante colaboración en la elaboración del modelo, sin su ayuda este proyecto no hubiera sido posible.

Finalmente, no quisiera terminar sin agradecer tanto a mi novia como a mi familia todo el apoyo que me han mostrado, ya no sólo en este trabajo, sino a lo largo de todo el master.

Sinceramente gracias.

RESUMEN

En este proyecto se estudia la influencia del acortamiento del cuarto dedo del pie en la biomecánica habitual del pie y los posibles efectos adversos derivados, así como el planteamiento de opciones para su recuperación. En el caso particular a estudio en este trabajo, el acortamiento se produjo tras la extracción de la falange medial del cuarto dedo durante una operación quirúrgica para tratar las patologías de Neuroma de Morton y Hallux Valgus.

Para su estudio se realiza una simulación computacional mediante un modelo de elementos finitos en tres dimensiones del esqueleto de un pie humano. Este modelo se realizó a partir de la combinación de las falanges extraídas de la paciente y el modelo previo de pie creado por el grupo de Mecánica Estructural y Modelado de Materiales de la Universidad de Zaragoza

Este trabajo consta de siete capítulos. En el primer capítulo se realiza una breve introducción, exponiendo objetivos, contexto del trabajo y principales patologías del pie. En el segundo capítulo se hace repaso del estado del arte en el estudio por el método de elementos finitos del pie. El capítulo tercero el proceso de extracción de la geometría de las falanges y creación del modelo de elementos finitos. En el cuarto capítulo se presentan las propiedades de los tejidos del pie. En el quinto se muestra el análisis realizado al modelo de elementos finitos. En el sexto capítulo se muestran los resultados y en el séptimo se plantean opciones para la recuperación del pie, en octavo y último se exponen las conclusiones del trabajo, así como futuras líneas de trabajo que pueden surgir a partir de este proyecto. Se añade dos anexos, en el primero se hace una pequeña introducción a la anatomía del pie humano, en el segundo se explica la posición elegida para el análisis del pie.

Se obtuvieron los resultados de tensiones principales máximas y mínimas en falanges y desplazamientos en todo el pie, donde se pudo comprobar que si bien antes de la operación el pie presentaba algunas tensiones que indican los dolores que padecía la paciente, estos aumentaron de manera notable después del acortamiento del dedo, especialmente en los dedos tercero y cuarto del pie.

Después del estudio realizado, se propone como mejor opción para que la paciente pueda andar sin dolores el uso de plantillas a medida.

Índice

AGRADECIMIENTOS	3
RESUMEN	5
I. INTRODUCCIÓN	12
1.1 Contexto y trabajo previo	12
1.2 Principales patologías del pie	13
1.3 Metodología y plan de trabajo	19
1.4 Principales aportaciones de este proyecto	20
1.5 Desglose del proyecto	20
II. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE	22
2.1 Ingeniería biomecánica	22
2.2 Modelos computacionales del pie humano.....	23
III. CREACIÓN DEL MODELO DE PIE	28
3.1 Reconstrucción de la geometría.....	28
3.2 Modelo de partida.....	32
3.3 Modelo antes de la operación.....	33
IV. PROPIEDADES TEJIDOS PIE	39
4.1 Tejidos duros.....	40
4.2 Tejidos blandos.....	43
V. ANÁLISIS DEL MODELO MEDIANTE MEF	50
5.1 Contactos.....	50
5.2 Condiciones de contorno.....	51
5.3 Proceso de cálculo	56
VI. RESULTADOS	57
6.1 Resultados antes de la operación.....	57
6.2 Resultados después de la operación	63
6.3 Discusión	67
VII. RECUPERACIÓN DEL PIE	69
7.1 Intervención Quirúrgica.....	69
7.2 Uso de Plantillas.....	69

VIII.	CONCLUSIONES	71
8.1	Trabajo Futuro	72
	ANEXO I: ANATOMIA DEL PIE	73
	ANEXO II: POSICIÓN DEL PIE EN EL ANÁLISIS	82
	BLIBIOGRAFIA	84

Índice De Figuras

<i>Figura 1– Patologías comunes pie Humano: (a) Fascitis plantar, (b) Metatarsalgia, (c) Dedos en garra o martillo, (d) Espolón Calcáneo, (e) Juanete de Sastre, (f) Tendinitis.</i>	13
<i>Figura 2 – Hallux Valgus.</i>	15
<i>Figura 3 – Neuroma de Morton.</i>	17
<i>Figura 4 – Casos de Carga plateados por Crowninshield et al.</i>	23
<i>Figura 5 – Secciones propuestas por Gefen et al.</i>	24
<i>Figura 6 - Modelo en 3D propuesto por Weng-Pin et al.</i>	25
<i>Figura 7 - Modelo en de pie 3D más calzado propuesto por Yu J. et al.</i>	26
<i>Figura 8 – TAC's del pie utilizado para generar la geometría.</i>	28
<i>Figura 9 – Primera mascara anatómica.</i>	29
<i>Figura 10 – Primer modelo 3D.</i>	29
<i>Figura 11 – Separación Inicial de cada una de las falanges.</i>	30
<i>Figura 12 – Geometría de las falanges.</i>	31
<i>Figura 13 – Geometría de las falanges diferenciando entre hueso esponjoso y cortical.</i>	31
<i>Figura 14 – Modelo de partida.</i>	32
<i>Figura 15– Hueso generado ((a) Hueso Esponjoso, (b) Hueso Cortical).</i>	34
<i>Figura 16– Cartílago generado.</i>	35
<i>Figura 17 – Ligamentos generados ((a) Ligamentos Plantares y Fascia, (b) Ligamentos Finos).</i>	35
<i>Figura 18 – Tendones generados.</i>	36
<i>Figura 19 – Tipos de Elementos.</i>	36
<i>Figura 20 – Modelo MEF antes de la operación.</i>	37
<i>Figura 21 – Modelo MEF después de la operación.</i>	38
<i>Figura 22 – Curva σ-ϵ de los tejidos del pie bajo tracción.</i>	39
<i>Figura 23 – Curva σ-ϵ de los tejidos del pie bajo compresión.</i>	40
<i>Figura 24 – División entre hueso esponjoso y cortical.</i>	41
<i>Figura 25 – Cartílago en articulación Metatarsofalángica.</i>	45
<i>Figura 26 – Curva σ-ϵ de los tendones.</i>	47
<i>Figura 27– Fascia Plantar.</i>	48

<i>Figura 28 – Pares de Contactos para las falanges.</i>	50
<i>Figura 29– Nodos apoyo en los 1er, 2º y 3 º dedos ((a) 1er, 2º dedos, (b) 3 º dedo).</i>	51
<i>Figura 30 – Nodos apoyo en las falanges de los 2º, 3 º, 4 º y 5 º dedos.</i>	52
<i>Figura 31 – Nodos empotrados pertenecientes al Talón de Aquiles.</i>	52
<i>Figura 32– Condiciones de Apoyo para las Falanges.</i>	53
<i>Figura 33– Pretensión Flexores.</i>	54
<i>Figura 34– Cargas sobre el astrágalo.</i>	55
<i>Figura 35– Tensiones principales máximas zona dorsal.</i>	58
<i>Figura 36– Tensiones principales máximas en segunda y tercera falange.</i>	59
<i>Figura 37– Detalle tensión principal máxima en la segunda falange.</i>	59
<i>Figura 38– Tensiones principales mínimas en zona plantar.</i>	60
<i>Figura 39– Detalle tensión principal mínima en falanges.</i>	61
<i>Figura 40– Desplazamiento U1.</i>	61
<i>Figura 41– Desplazamiento U2.</i>	62
<i>Figura 42– Desplazamiento U3.</i>	62
<i>Figura 43– Tensiones principales máximas en las falanges después de la operación. ...</i>	64
<i>Figura 44– Tensiones principales máximas vista dorsal.</i>	64
<i>Figura 45– Tensiones principales mínimas vista plantar.</i>	65
<i>Figura 46– Detalle tensiones principales mínimas segundo, tercer y cuarto dedo.</i>	65
<i>Figura 47– Desplazamientos U1.</i>	66
<i>Figura 48– Desplazamientos U2.</i>	66
<i>Figura 49– Desplazamientos U3.</i>	67
<i>Figura 50 – Huesos Pie.</i>	73
<i>Figura 51 – Partes del Pie.</i>	74
<i>Figura 52 – Vista lateral Pie Humano.</i>	75
<i>Figura 53 – Músculos Intrínsecos del pie.</i>	78
<i>Figura 54 – Articulaciones Pie Humano (Vista Dorsal).</i>	79
<i>Figura 55 – Ligamentos Pie Humano.</i>	80
<i>Figura 56 – Ciclo de marcha propuesto por Gefen et al.</i>	83

Índice De Tablas

<i>Tabla 1– Tensiones principales máximas y principales mínimas antes de la operación..</i>	57
<i>Tabla 2– Desplazamientos máximos pie antes de la operación.</i>	58
<i>Tabla 3– Tensiones principales máximas y principales mínimas después de la operación</i>	63
<i>Tabla 4– Desplazamientos máximos pie después de la operación.....</i>	63

I. INTRODUCCIÓN

Este trabajo fin de master se enmarca dentro del campo de la biomedicina, más concretamente de la biomecánica, convirtiéndose así en un proyecto interdisciplinar que relaciona los conocimientos y técnicas propias de la medicina y la ingeniería mecánica.

Existen numerosas patologías en el pie, estas se pueden clasificar según la zona de aparición. Dividiéndose de este modo entre patologías propias del antepié, retropié, y pie y tobillo [55].

Dentro de las patologías del antepié, una de las más comunes es el Hallux Valgus, popularmente conocido como juanete. El Hallux Valgus es una deformidad del pie que consiste en una desviación de la cabeza del primer metatarsiano, que desvía y empuja el dedo gordo hacia los demás dedos [25].

También en el antepié, una patología bastante habitual es el Neuroma de Morton. Esta patología se debe a un engrosamiento del nervio interdigital en el espacio que existe entre el tercer y cuarto dedo del pie [23]. Usualmente, se presenta como dolor entre esos dedos.

En este proyecto se estudia un caso clínico particular, en el cual a una paciente de 57 años de edad se le acorto el cuarto dedo del pie durante una operación quirúrgica para tratar las patologías de Neuroma de Morton y Hallux Valgus. Siendo el objetivo de este proyecto el analizar la influencia del acortamiento del cuarto dedo del pie en la biomecánica habitual del pie y los posibles efectos adversos derivados, así como plantear posibilidades para recuperar la biomecánica habitual del pie.

1.1 Contexto y trabajo previo

Se realizará una simulación del comportamiento del pie mediante un modelo de elementos finitos en tres dimensiones del esqueleto de un pie humano para el estudio de las tensiones y deformaciones. Teniendo en cuenta cartílago, ligamento, fascias y tendones.

Para realizar la simulación computacional, se parte de un modelo de elementos finitos desarrollado por el grupo de Mecánica Estructural y Modelado de Materiales (GEMM) de la Universidad de Zaragoza, el cual se ha ido

perfeccionando a lo largo de los últimos años gracias al trabajo de estudiantes e investigadores del grupo.

Las principales líneas de investigación seguidas en los trabajos realizados con el modelo 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, entre otras.

1.2 Principales patologías del pie

Tal y como se dijo anteriormente, las patologías del pie se pueden clasificar según la zona de aparición, dividiéndose en patologías del antepié, retropié, y pie y tobillo. A continuación, se enumeran algunas de las patologías más comunes dentro de cada uno estos grupos [55].

- **Patologías del Antepié:** Hallux Valgus, Metatarsalgia, Dedos en garra o martillo, Neuroma de Morton, Enfermedad de Freiberg, Juanete de Sastre y Pie Reumático.

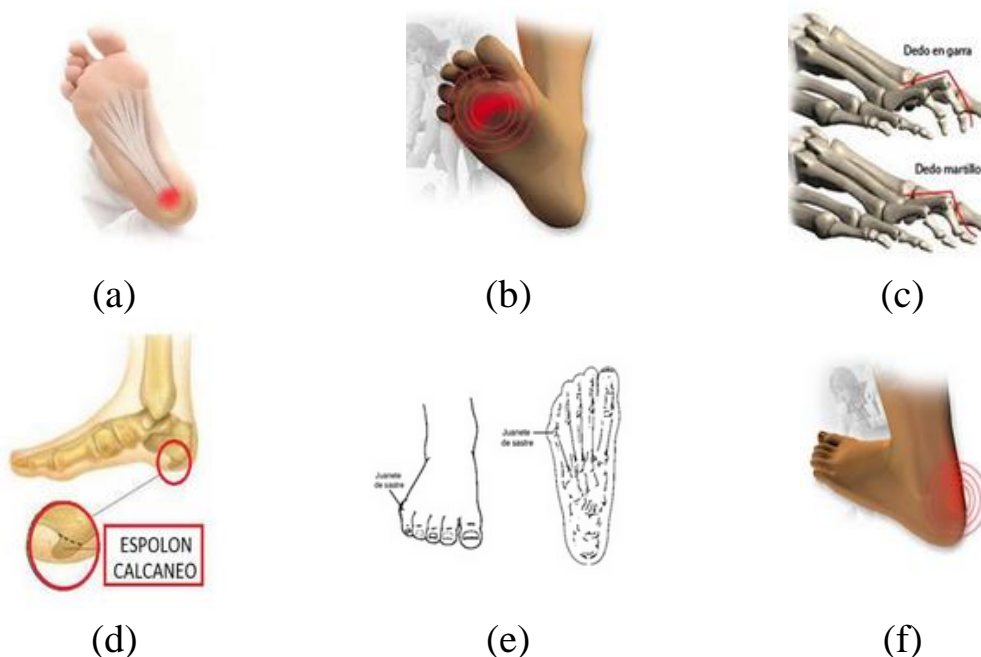


Figura 1– Patologías comunes pie Humano: (a) Fascitis plantar, (b) Metatarsalgia, (c) Dedos en garra o martillo, (d) Espolón Calcáneo, (e) Juanete de Sastre, (f) Tendinitis.

- **Patologías del Retropié:** Fascitis plantar, Enfermedad de Sever, Enfermedad de Haglund.
- **Patologías de Pie y tobillo:** Pie cavo, Pie Plano, Necrosis Escafoide, Síndrome del Canal, Espolón Calcáneo, Tendinitis.

A continuación, se explican en más detalle las patologías de Hallux Valgus y Neuroma de Morton ya que son la causa del tratamiento quirúrgico al que se sometió a la paciente.

1.2.1 Hallux Valgus

El Hallux Valgus, junto con el pie plano, es la deformidad más frecuente del pie y patología del aparato locomotor.

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. Pese a que vulgarmente se denomina a esta deformidad "juanete", el juanete realmente es la manifestación clínica más frecuente y visible del Hallux Valgus y se corresponde con la proliferación ósea o exóstosis, generalmente localizada a nivel medial de la articulación [22].

Causas

Se trata de una deformidad de origen multifactorial, aunque en la mayoría de los casos existe como denominador común un déficit mecánico de base. Dicho de otro modo, la forma en que el pie funciona durante la marcha es anómala y favorece que los diferentes segmentos óseos se vayan deformando como consecuencia de la carga y la función mecánica a la que está sometido. No obstante, la deformidad afecta mayoritariamente al género femenino y los distintos

factores que justifican este hecho, como pueden ser el uso de un calzado poco adecuado o el aumento de laxitud articular de las mujeres de forma general y durante determinadas etapas de su vida (embarazo, menopausia...) son algunas de las líneas de investigación en auge actualmente [46].

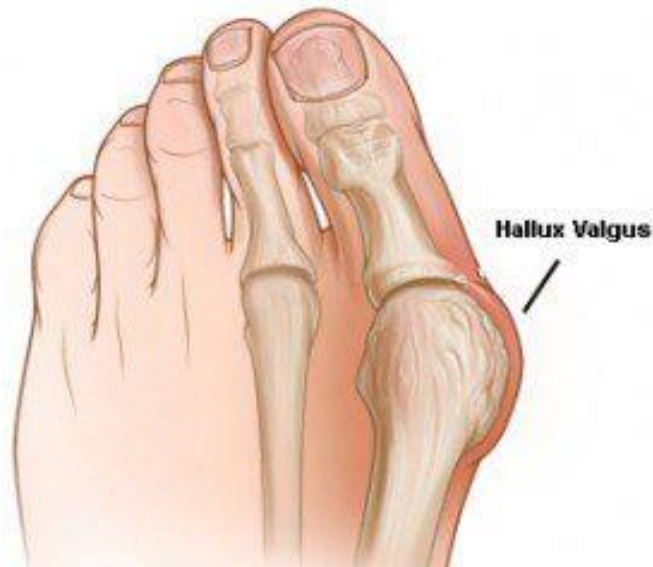


Figura 2 – Hallux Valgus.

Síntomas

La patología se caracteriza por alteraciones en la forma del pie 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.

Tratamiento

En general, el paciente puede ser tratado inicialmente con un tratamiento conservador, salvo que la deformidad sea tan severa y dolorosa que el tratamiento conservador no represente ningún beneficio.

El tratamiento conservador se inicia explicando al paciente la naturaleza de su problema, incluyendo las causas del dolor y el camino para reducir o prevenir dicho dolor, e incluye el uso de calzado ancho que no comprima los dedos, con tacón mediano (máximo de 5 cm), junto al uso de plantilla de descarga metatarsal, en el caso de que el problema sea la metatarsalgia secundaria. La utilización de órtesis de silicona de separación entre primer y segundo dedo son generalmente mal toleradas dentro del calzado y las férulas de uso nocturno se considera que no tienen un efecto permanente [54].

La indicación quirúrgica está motivada por la presencia de dolor, no por motivos estéticos e igualmente no está indicado realizar la reparación del Hallux Valgus para prevenir la progresión de la deformidad.

Han sido descritas sobre 130 técnicas quirúrgicas para el tratamiento del Hallux Valgus, que pueden ser divididas en procedimientos sobre tejidos blandos, osteotomías, artroplastias y procedimientos combinados.

1) Procedimientos sobre tejidos blandos.

La liberación distal de tejidos blandos ha sido propuesta por muchos autores. Sin embargo, la experiencia ha mostrado que la liberación distal sola de tejidos blandos no es suficiente para corregir la deformidad, especialmente si el ángulo intermetatarsiano es superior a 15°. Por ello, la indicación para liberación distal es la deformidad con ángulo de Hallux Valgus inferior a 30° y ángulo menor de 15°.

2) La osteotomía diafisaria en "scarf" del primer metatarsiano.

La osteotomía en "scarf" (ensamblaje) del primer metatarsiano, presenta un trazado en "Z". Se trata de un trazado en tres tramos más o menos ortogonal al plano sagital, cuyo tramo principal invade la práctica totalidad de la diáfisis del hueso siendo aproximadamente paralelo al suelo, y sus tramos cortos proximal plantar y distal dorsal se disponen en ángulo agudo con respecto al primero para separar dos fragmentos, plantar cefálico y dorsal basal, con encaje recíproco.

1.2.2 Neuroma de Morton

El neuroma de Morton (también llamado neuroma interdigital o neuroma plantar) es una degeneración del nervio digital plantar acompañada de una fibrosis (engrosamiento) alrededor del nervio. Usualmente se localiza entre el tercer y cuarto metatarsiano (75% de los casos), aunque a veces se puede presentar entre el segundo y tercero (17% de los casos). Muy raras veces se presenta en otras posiciones [52].

Técnicamente la denominación más correcta es neuritis de Morton, ya que es impropio denominarlo "neuroma" porque realmente no es un tumor, sin embargo es la expresión más utilizada [23].

Es una patología bastante frecuente, su incidencia en las mujeres es 6 a 18 veces mayor que en los hombres y puede presentarse a cualquier edad.

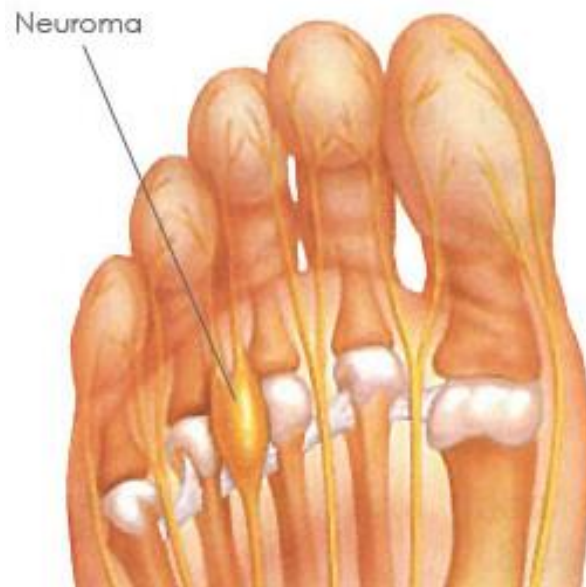


Figura 3 – Neuroma de Morton.

Causas

La causa más común del neuroma de Morton es la irritación por compresión del nervio interdigital entre las cabezas metatarsianas. Dicha irritación puede producirse por una sobrecarga mecánica en dicha zona, siendo la forma de pisar uno de los agentes causales más importantes. El origen no está sólo en el pie, ya que por ejemplo el hecho de tener la musculatura de la parte posterior de la pierna acortada (gemelos, sóleo, etc.) favorece el aumento de carga soportada en la zona metatarsal del pie y por tanto favorecerá la aparición del Neuroma.

También puede ser causado por el atrapamiento del ligamento intermetatarsal profundo, compresión por bursitis intermetatarsal, microtraumatismos de repetición que degeneran el nervio, alteraciones biomecánicas, o una combinación de algunas de las anteriores.

El uso de zapatos de punta estrecha y tacón pueden favorecer su aparición ya que favorece por un lado la mayor dorsiflexión de los dedos y por otro lado la compresión de la zona metatarsal

Una pronación del pie muy brusca cuando caminamos o corremos también puede tener un efecto directo en la generación del Neuroma de Morton.

Síntomas

El paciente se queja de un dolor mecánico, similar a una descarga eléctrica que aumenta por la tarde o de un dolor acentuado después de mantenerse de pie durante un tiempo. El dolor puede ser más o menos intenso según el calzado utilizado, empeorando con el uso de puntas estrechas.

El dolor afecta a la parte delantera del pie correspondiente a los dedos en contacto con el neuroma. Raras veces se presenta durante la noche. Algunas actividades como el correr, caminar o bailar ballet aumentan la dorsiflexión de los dedos y la sobrecarga en la zona. Esto nos indica que la sobrecarga mecánica tiene una incidencia directa en el Neuroma.

Desde el punto de vista clínico, en el 30% de los casos el neuroma de Morton no se observan anomalías. Al apretar con una mano las cabezas metatarsianas mientras se aplica presión con la otra en el interespacio plantar y dorsal se suele provocar un dolor intenso. También se produce dolor a la presión transversa de la parte delantera del pie (signo de Mulder). A veces, al presionar las cabezas metatarsianas se produce un "click" producido por el movimiento del neuroma en dirección dorsal [52].

A veces el Neuroma de Morton se confunde con una metatarsalgia de origen mecánico (sobrecarga) por lo que es necesario realizar algunas pruebas radiodiagnósticas para confirmar su existencia.

Las pruebas diagnósticas utilizadas son la ecografía y la resonancia magnética, no siendo visible en una radiografía normal.

Tratamiento

El tratamiento inicial debe de estar encaminado a intentar eliminar la sobrecarga mecánica, por un lado realizando un cambio de calzado:

- Utilizar una horma más ancha en la zona de los dedos.

- Limitar el uso de tacones.

- La altura de pala debe ser suficiente para que el antepié no quede comprimido. Hemos de entender que cuando caminamos nuestros dedos se dorsiflexionan (se doblan hacia arriba) y es preciso que el interior del calzado permita dicho movimiento. Por eso es importante caminar cuando nos probamos unos zapatos nuevos y ver que no notamos excesiva presión en los dedos o uñas al hacerlo.

La siguiente medida consistirá en la realización de un estudio biomecánico de la marcha y el diseño y fabricación de una plantilla personalizada que consiga eliminar la sobrecarga mecánica en la zona.

El tratamiento de fisioterapia encaminada a desinflamar la zona y a dar mayor flexibilidad al pie y a la polea muscular de la pierna también ayudará a disminuir los síntomas.

Las infiltraciones también pueden resultar satisfactorias en la fase aguda, aunque no se aconseja realizar más de tres en un año. Estos tratamientos suelen ser efectivos en el 70% de los casos.

Si el tratamiento conservador no consigue resolver el problema, deberemos de plantear la opción quirúrgica, con la que se obtienen buenos resultados, pero siempre debería de ser una opción a valorar una vez agotadas las vías anteriores.

1.3 Metodología y plan de trabajo

En primer lugar se realiza un estudio del estado del arte en el modelado mediante elementos finitos del pie humano, con el que disponer de una base sólida con la que apoyarse para exponer los aportes del trabajo en este campo de conocimiento.

En lo que respecta a la metodología propia de trabajo, se comienza extrayendo la geometría exacta de las falanges a estudio haciendo uso de imágenes obtenidas del pie mediante TAC's y su posterior conversión a geometría mediante el software MIMICS 19.0.

Una vez que se tiene la geometría exacta y se ha hecho una distinción entre hueso esponjoso y cortical se añade las falanges al modelo previo de pie.

La herramienta empleada en todo el pre-proceso de cálculo de añadir, mover o quitar elementos al modelo son el paquete de CAE, ICEM CFD 17.1, 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 VIM.

El método para investigar la relación entre la geometría de las falanges y el estado tensional que produce en el esqueleto es por medio del método de los elementos finitos.

Con el modelo preparado se lanzan los cálculos y se revisan las soluciones. En base a los resultados obtenidos se exponen las conclusiones.

En la fase de cálculo se ejecutan los cálculos en ABAQUS 2016, paquete CAE utilizado también en el post proceso de resultados.

1.4 Principales aportaciones de este proyecto

Este trabajo fin de master se basa en un modelo elementos finitos en tres dimensiones del pie humano que hace distinción entre hueso cortical y esponjoso y estudia el pie en la posición denominada como Toe-off del ciclo de marcha. En la literatura son escasos los modelos que tienen en cuenta la diferencia entre propiedades de hueso.

En cuanto al objetivo planteado, es el primer estudio que analiza el comportamiento del pie tras un acortamiento de un dedo del pie, en concreto en este trabajo se estudia el efecto del cuarto dedo, y sus consecuencias en la biomecánica habitual de la persona.

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 tras la operación las tensiones aumentan en el tercer y cuarto dedo de manera ostensible y en menor medida en el segundo dedo, lo que provoca dolores al paciente. También se detectó que disminuyó la movilidad general del pie tras la operación.

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, así como la **lista de figuras** y **tablas**.

En el **capítulo 1** se muestran los objetivos, metodológicas, técnicas y herramientas, así como las principales patologías de pie. También se hace un pequeño resumen de principales aportaciones de este proyecto.

En el **capítulo 2** se presenta el estado del arte de los modelos de elementos finitos del pie en dos y tres dimensiones, así como trabajos previos realizados por la Universidad de Zaragoza. 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 la metodología seguida en la obtención de la geometría a estudio y creación del modelo de elementos finitos.

En el **capítulo 4** se definen las propiedades de los tejidos del pie, tanto tejidos duros como es el hueso, como blandos tal y como son ligamentos, cartílago o fascias.

En el **capítulo 5** se describe las condiciones elegidas en el análisis del modelo de elementos finitos.

En el **capítulo 6** se detallan y explican los resultados obtenidos del cálculo mediante elementos finitos de la estructura del pie.

En el **capítulo 7** se plantean opciones para la recuperación de la biomecánica del pie.

En el **capítulo 8** se muestran las conclusiones alcanzadas tras el análisis de los resultados.

En el **anexo 1** se muestra un resumen de la anatomía del pie, mientras que en **anexo 2** se explica la posición elegida para el análisis del modelo de elementos finitos.

Finalmente, se muestra la **bibliografía** utilizada en este trabajo.

II. 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, tras el acortamiento del cuarto dedo del pie.

2.1 Ingeniería biomecánica

La Biomecánica es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

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 principio de los 80 del siglo pasado, con trabajos como el de Crowninshield et al. [21].

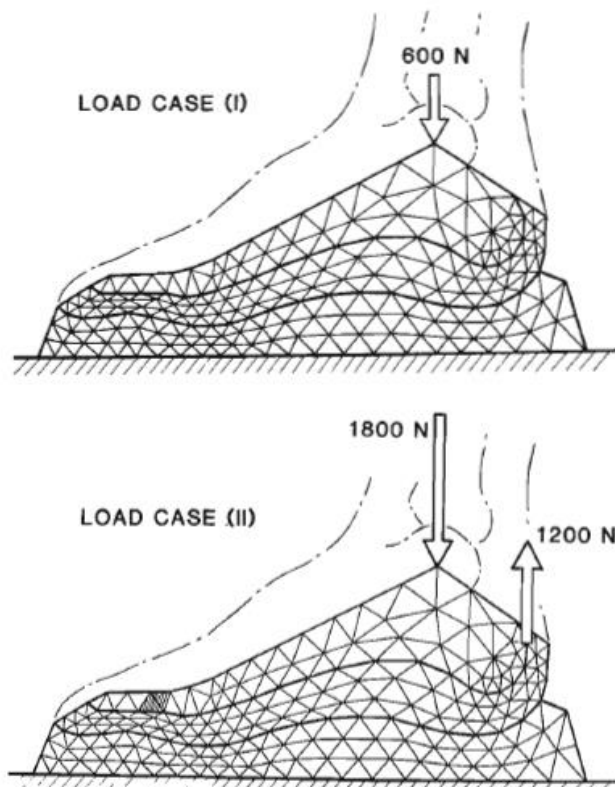


Figura 4 – Casos de Carga planteados por Crowninshield et al.

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

2.2.1 Modelos de elementos finitos en dos dimensiones

Los primeros modelos de elementos finitos utilizados eran en dos dimensiones. Como referencia, el anteriormente citado artículo de Crowninshield et al. [21] que 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. Con este modelo se calcularon las propiedades elásticas del material de la suela para minimizar la presión en la planta del pie.

Para evitar llegar a modelos tan simplificados, también era frecuente en las primeras simulaciones por elementos finitos simular tan sólo una parte del pie.

Autores como Patil et al. [50] analizaron un modelo de pie humano en varias posiciones de la marcha para calcular en que parte y en qué momento el pie está sometido a mayores esfuerzos.

El tema de la presión plantar aparece frecuentemente en la literatura, tanto en los primeros modelos sencillos y simplificados, como en los últimos y más completos modelos en 3 dimensiones.

Los primeros modelos que simulan el comportamiento del pie completo, están a caballo entre el 2D y el 3D. Como el modelo de Gefen et al. [34] en el que se realizan 5 secciones en el pie, un corte por cada dedo) y calcular cada sección por separado. Lo que se consigue es mediante 5 cálculos en dos dimensiones se obtiene el comportamiento del pie en todo su volumen.

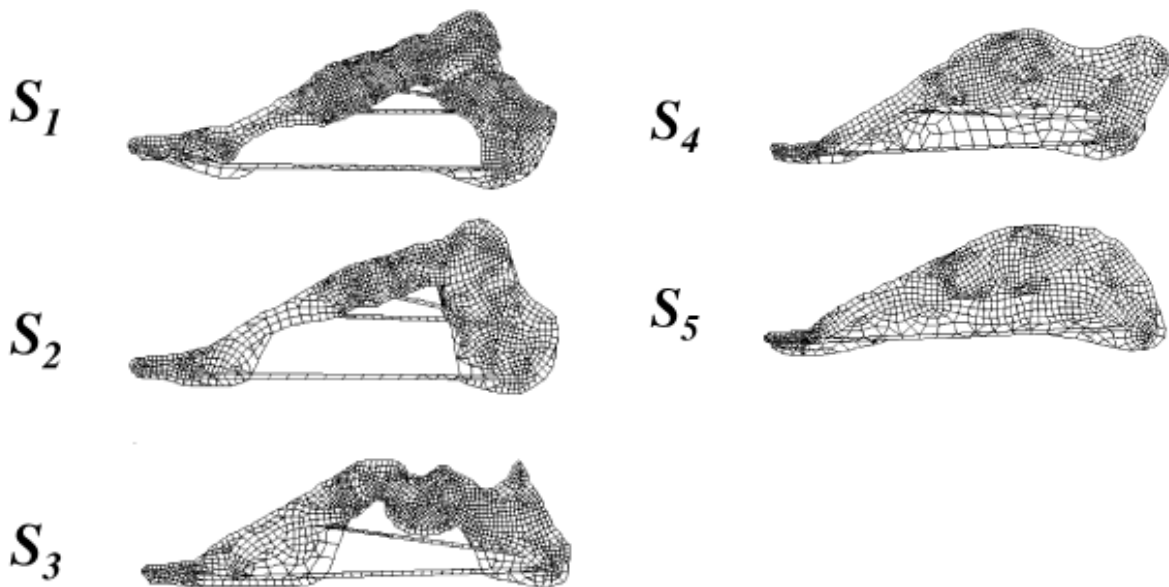


Figura 5 – Secciones propuestas por Gefen et al.

Es importante destacar que entre todos estos trabajos iniciales tan solo en los de Wu et al. [61] se hace distinción entre hueso cortical y esponjoso. Esto influye en el resultado de los cálculos, como indica García-Aznar et al. [27], siendo la tensión máxima bajo las

mismas condiciones de carga en huesos de propiedades homogéneas menor que si se distingue entre cortical y esponjoso.

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 et al. [4]. Este modelo fue creado a partir de tomografías, y en él se tienen en cuenta las diferentes propiedades entre hueso cortical y esponjoso.

Posteriormente, Weng-Pin et al. [60] propusieron un modelo en el que calculaban la distribución de tensiones en la planta del pie durante una fase de la marcha, y aunque este modelo no distingue entre hueso cortical y esponjoso, si se tenía en cuenta por vez primera, en los modelos en 3D, el cálculo a los tejidos blandos. Se parte de las tomografías de un pie humano para modelar la superficie exterior del pie.

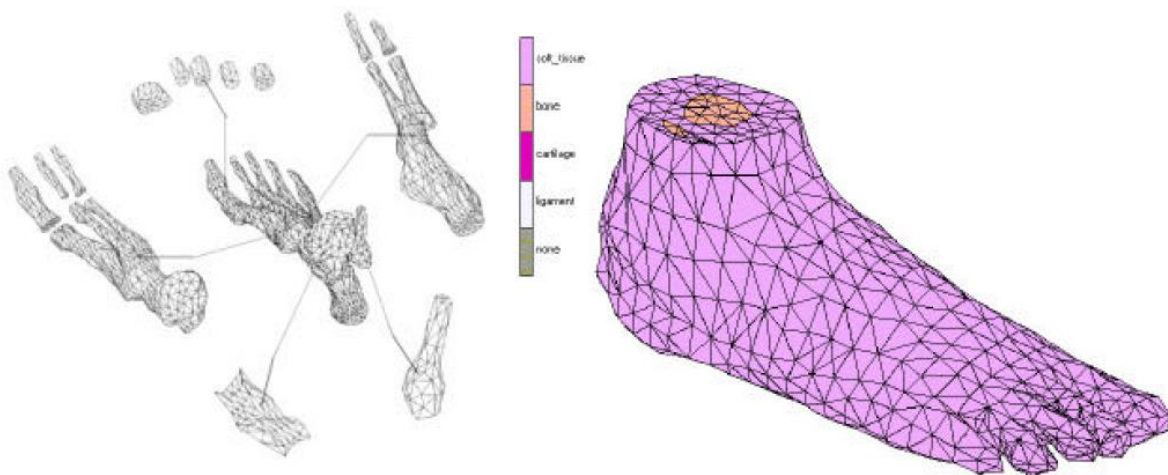


Figura 6 - Modelo en 3D propuesto por Weng-Pin et al.

J. T. Cheung et al. [15] centraron sus estudios principalmente en la fascia plantar y en reducir la presión máxima en la planta del pie. Analizando la influencia de la rigidez de la fascia plantar en la distribución de tensiones durante la marcha y en cómo reducir la presión máxima en la planta del pie mediante el uso de calcetines o plantillas a medida. En todos sus estudios utiliza un modelo de elementos finitos en tres dimensiones, obtenido a partir de la resonancia magnética del pie de un paciente de 24 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.

Yu J. et al. [62] analizaron el diseño del calzado de tacón de las mujeres y la influencia en las distintas patologías del pie. Estos artículos señalan que el calzado de tacón aumenta la presión en la unión metatarsofalángica del primer dedo, y sufrir esta presión durante periodos largos de tiempo contribuye al desarrollo del hallux valgus.

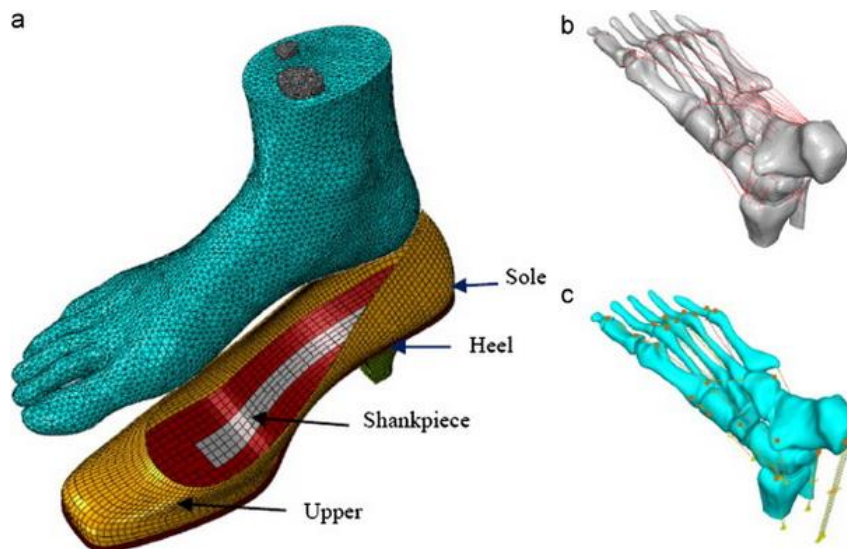


Figura 7 - Modelo en de pie 3D más calzado propuesto por Yu J. et al.

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.

2.2.3 Estudios realizados con el modelo

El modelo de partida utilizado 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.

Las principales líneas de investigación seguidas en los trabajos realizados con el modelo han sido el estudio de patologías del pie, así como la simulación de tratamientos y cirugías.

Con este modelo ha sido estudiada en varias ocasiones la patología de dedos en garra. Como en el trabajo realizado por Bayod et al. [7], donde se comparaban las diferentes técnicas utilizadas para corregir la deformidad, extrayéndose ventajas e inconvenientes de cada una estas técnicas. O el trabajo de Calvo García [9], en donde se investigaba la técnica más adecuada para llevar a cabo la operación quirúrgica mediante la implantación de un implante Ni-Ti.

También, ha sido estudiada la patología Hallux Valgus, como en el trabajo de Morales Orcajo [46], donde se estudiaba la influencia de la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie en la formación de juanetes. En particular, 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.

Otros estudios interesantes han sido, el de Bayod et al. [5] donde se investigaba el efecto de la eliminación ósea progresiva del calcáneo sobre el aumento del riesgo de fractura tras la extracción ósea en esa zona. O el trabajo de García–Aznar et al. [27]. en el que se desarrollaban varios modelos computacionales para comparar la respuesta biomecánica de diferentes geometrías metatarsianas.

III. CREACIÓN DEL MODELO DE PIE

Para el estudio de una patología concreta, como es este caso, es fundamental poseer un modelo idéntico al real del paciente. Este es un proceso laborioso que requiere varios pasos desde la extracción de imágenes, creación de la geometría y su posterior tratado hasta conseguir el modelo MEF a estudiar. Todos los pasos seguidos se detallan en este capítulo.

3.1 Reconstrucción de la geometría

La geometría se obtuvo a partir de 93 tomografías axiales computarizadas (TAC's) en formato DICOM. Estas radiografías representan cortes paralelos realizados cada 2 mm. Perteneciendo el pie a estudio a una paciente de 57 años a una paciente que ha sufrido una intervención quirúrgica en la que se acorto el cuarto de dedo de su pie izquierdo.

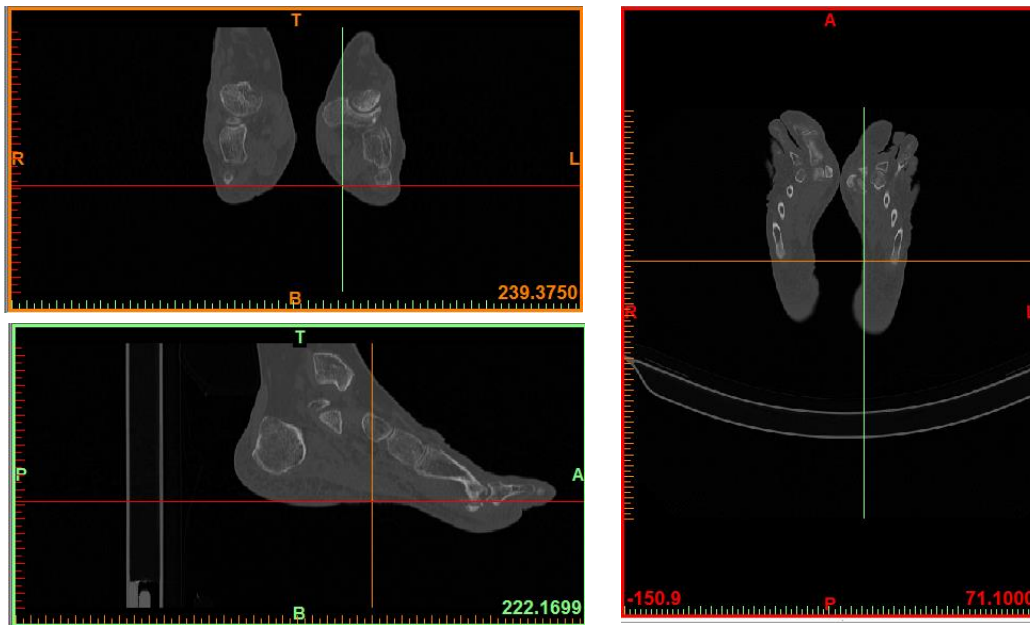


Figura 8 – TAC's del pie utilizado para generar la geometría.

En la Figura 8 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.

El proceso de reconstrucción de la anatomía 3D del pie comienza con las imágenes del TAC previamente realizado al paciente. Se utiliza un programa informático llamado MIMICS (Materialise, Lovaina, Belgica), que es un software para el modelado y diseño de elementos 3D partiendo de imágenes 2D (con imágenes de formato DICOM). Una vez importadas las imágenes del TAC en el programa se generan las imágenes del paciente según tres planos diferentes, plano coronal (frontal), plano transversal (axial) y plano sagital.

A continuación, se realiza una segmentación automática mediante la herramienta Thresholding, la cual permite seleccionar el tipo de tejido que se quiere visualizar. Seleccionando el valor predefinido de hueso Bone (CT) se genera la primera máscara del modelo como se muestra en la Figura 9.

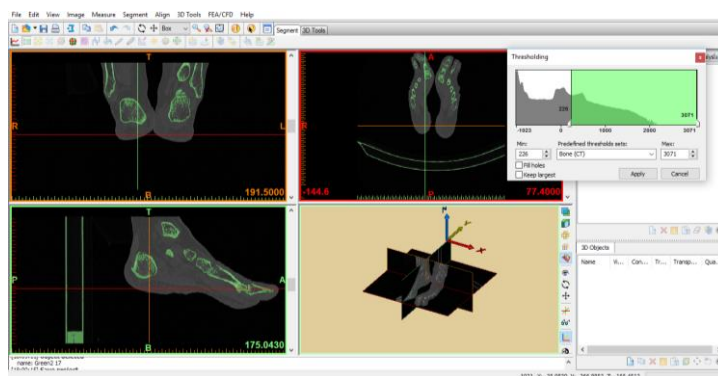


Figura 9 – Primera máscara anatómica.

A partir de la máscara se calcula con la herramienta Calculate 3D, un primer volumen en 3D del conjunto del hueso segmentado. Cuyo resultado se muestra en la Figura 10, este ha de sufrir varios procesos depurativos hasta obtener el volumen final de hueso deseado.

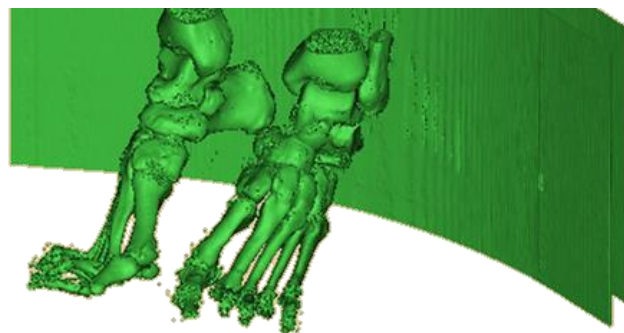


Figura 10 – Primer modelo 3D.

El siguiente paso es separar cada uno de los huesos que componen las falanges del pie. Para ello se realiza una copia de la primera máscara para trabajar sobre ella con la herramienta Region Growing obteniendo un segundo volumen 3D sobre el que se edita capa a capa eliminando el hueso que queremos obtener.

Por último, se realiza mediante la herramienta Boolean Operations la resta automática de volúmenes entre máscara inicial con los huesos unidos y la máscara inicial con los huesos unidos y la máscara final obteniéndose una nueva máscara del hueso.



Figura 11 – Separación Inicial de cada una de las falanges.

El hueso muestra huecos en su estructura que hay que cerrar. Para ello se utiliza la herramienta Wrap que envuelve o cierra todos los huecos que se encuentren en el hueso. Esta operación conlleva una desventaja y es que se incrementa el volumen real del hueso, esto se debe evitar ya que se quiere obtener una geometría 100% realista. Este hecho se soluciona con un proceso depurativo que consiste en crear una máscara a partir del volumen del hueso (proceso inverso). La máscara generada está llena de material a diferencia de las mallas anteriores y además se observa el sobrante de unos milímetros de material respecto al hueso real. Se realiza un proceso de disminución de material por medio de la técnica Erode y se obtiene la máscara final que ajusta milimétricamente con el volumen de hueso real. Este procedimiento fue el seguido para sacar cada uno de los huesos de las falanges.

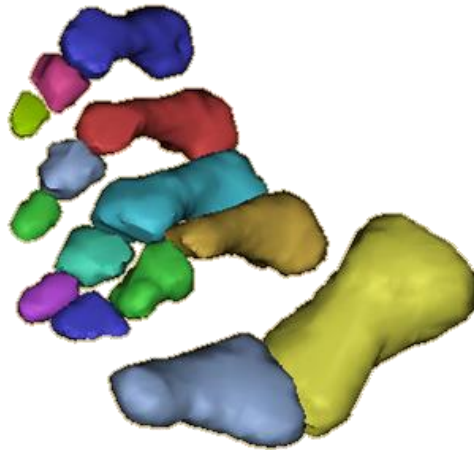


Figura 12 – Geometría de las falanges.

Una vez obtenida la geometría exacta de las falanges se trató cada una de las máscaras obtenidas diferenciación entre hueso esponjoso y cortical, el resultado se muestra a continuación:

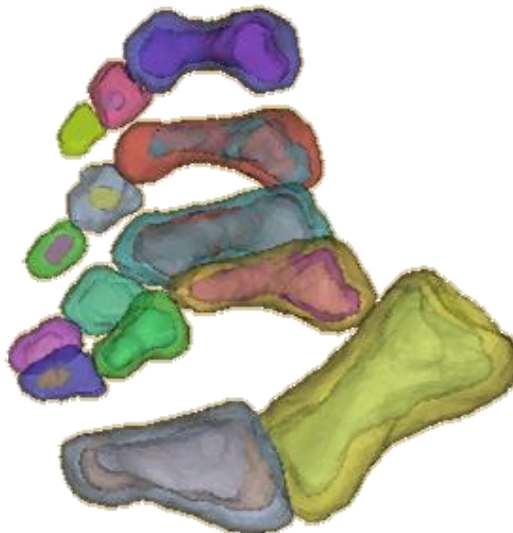


Figura 13 – Geometría de las falanges diferenciando entre hueso esponjoso y cortical.

Esta geometría se exportó en formato STL, con la cual se procedió a mallar con el programa ICEM CFD 17.1 el nuevo modelo. Este modelo parte de uno inicial creado por el grupo GEMM de la Universidad de Zaragoza al que se introdujeron las nuevas

falanges obtenidas. Antes de continuar con el proceso de mallado y elaboración de todos los elementos adyacentes es necesario conocer un poco más ese modelo inicial.

3.2 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 a una simulación por elementos finitos de un pie humano real lo más exacto posible.

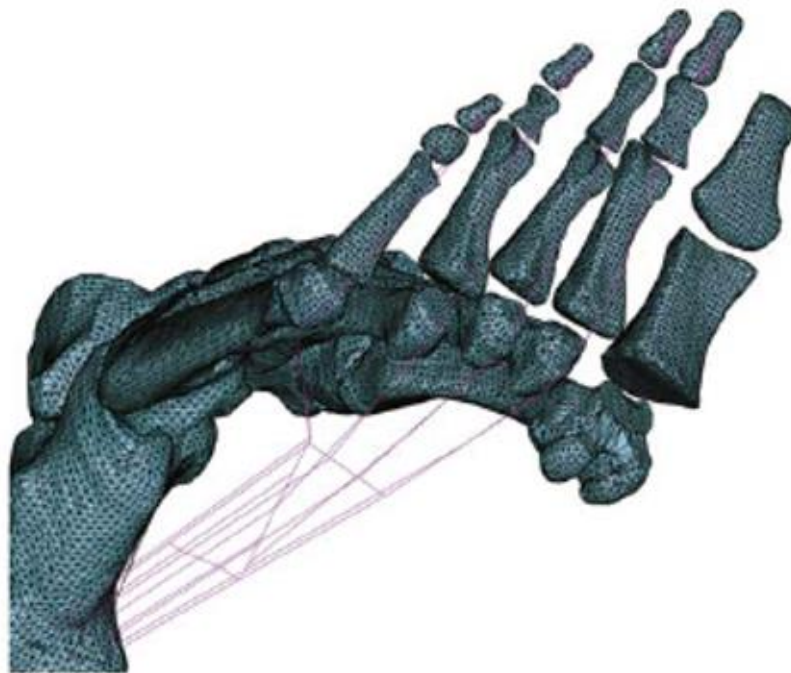


Figura 14 – Modelo de partida.

A lo largo de los distintos proyectos realizados se han ido añadiendo nuevos elementos hasta alcanzar el nivel de detalle actual. En el apartado 2.2.3 Estudios realizados con el modelo, se indican algunos de los trabajos de investigación realizados hasta el momento con este modelo de elementos finitos.

El punto de partida de este proyecto es un modelo del pie humano en la posición del tercer momento de apoyo que consta de 797753 elementos que modelan [46]:

Los 26 huesos que forman el pie: Astrágalo, Calcáneo, Escafoides, 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 segundo, tercero, cuarto y quinto.

Es importante destacar que una de las mayores aportaciones de este modelo es la distinción de las propiedades del hueso cortical y el esponjoso. Por otro lado la posición de estudio del pie en el tercer momento de apoyo también es novedosa, ya que simula la posición toe-off. Tan solo el modelo utilizado por Yu J. et al. [62] en el estudio del pie de la mujer con calzado de tacón se asemeja al modelo presentado.

3.3 Modelo antes de la operación

Una vez generada la geometría, esta fue exportada a ICEM CFD 17.1. Donde, primero se malló la parte de hueso esponjoso y después la parte de hueso cortical. Se eligieron elementos tetraédricos para mallar el modelo ya que la geometría es demasiado compleja para utilizar hexaedros, además la precisión que se obtendría en los resultados no es excesivamente mejor comparándolo con el tiempo de cálculo requerido. El tamaño de malla elegido para el hueso fue de 1.5 mm, mientras que para el cartílago de 0.5 mm.

Posteriormente, en este mismo programa se procedió a editar la malla y generar de nuevo a mano todos los elementos adyacentes al modelo como son ligamentos, cartílagos y tendones.

La complejidad de este proceso reside en que hay muchos elementos en el modelo que interaccionan 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 las falanges se divide en dos grandes pasos. El primero, se refiere al posicionamiento y caracterización de las falanges; y el segundo, es el trabajo de recomposición de todos los tejidos adyacentes al hueso.

Dado 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.

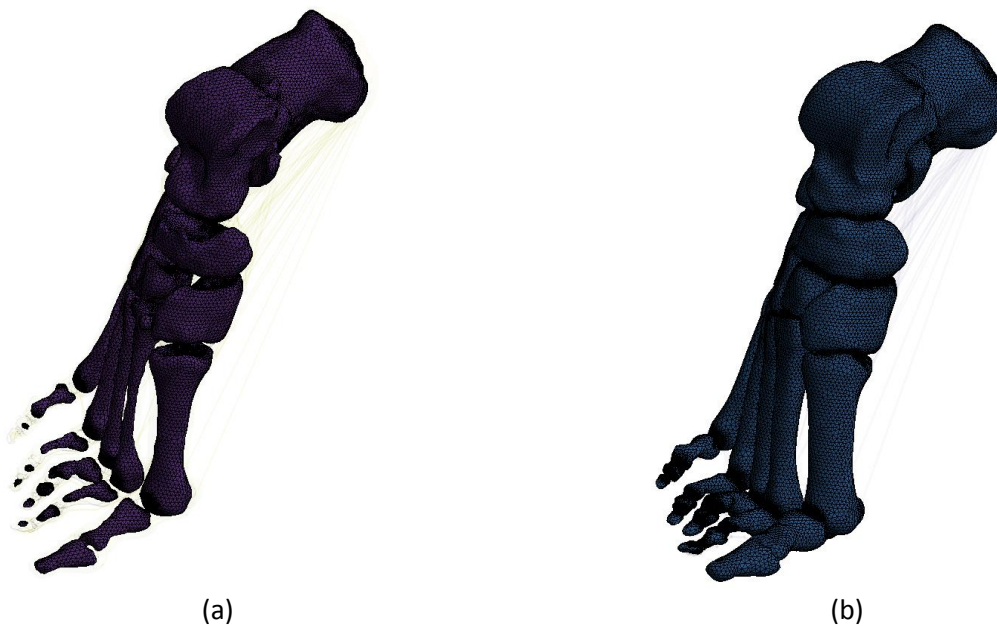


Figura 15– Hueso generado ((a) Hueso Esponjoso, (b) Hueso Cortical).

Una vez se han definido correctamente las falanges, se coloca en la posición y orientación adecuada con respecto al resto huesos. Para ello se eliminan las falanges existentes en el modelo inicialmente y mediante traslaciones y rotaciones se sitúan las nuevas falanges en el espacio correspondiente.

A continuación, se generan los cartílagos que afectan a las falanges, que son los cartílagos que se encuentran en el espacio interóseo entre los metatarsos y cada una de las falanges. Para modelar los cartílagos lo que se hace es, crear un volumen hueco a base de elementos cascarilla o shell, y rellenar este volumen interior con elementos tetraédricos, con un tamaño de malla similar al tamaño de los elementos shell utilizados para crear el volumen hueco.

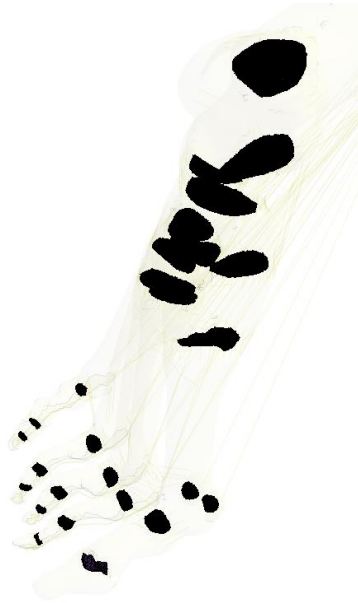


Figura 16– Cartílago generado.

En este punto se procede a conectar todos los ligamentos del modelo debido a que al remallado se perdieron todas las conexiones.

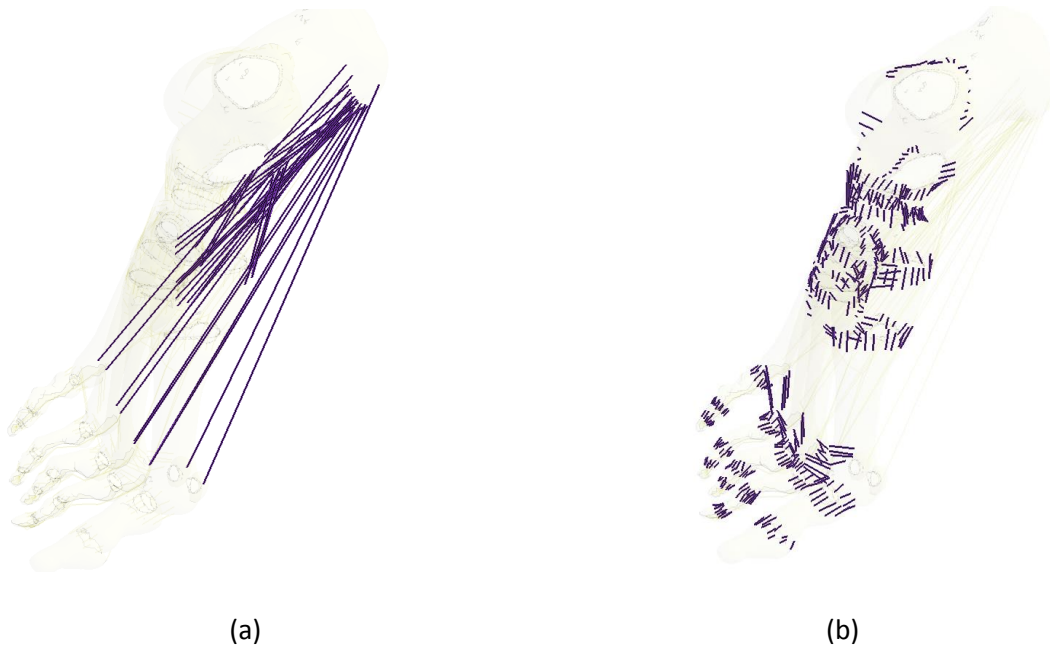


Figura 17 – Ligamentos generados ((a) Ligamentos Plantares y Fascia, (b) Ligamentos Finos).

También es necesario redefinir los grupos correspondientes a las superficies de contacto de los huesos con los tendones. La definición de estos puntos es muy importante ya que afectan a las condiciones de contorno y contactos del modelo.

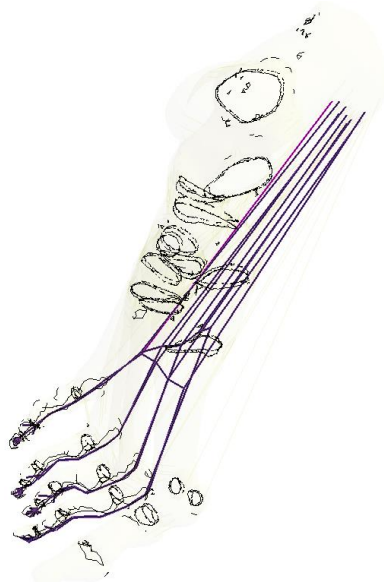


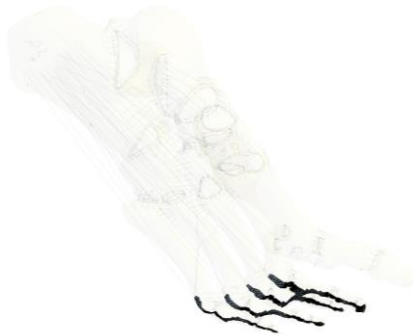
Figura 18 – Tendones generados.

Después de todo este proceso contamos con 3 grupos de tipos de elementos:

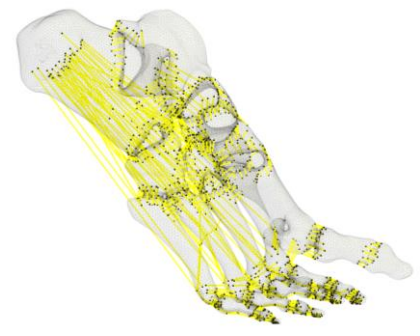
- a) Elementos tipo Solid (C3D4) que forman hueso cortical, esponjoso y cartílagos.
- b) Elementos tipos Shell (S3) que se utilizaran para el contacto entre tendones y falanges.
- c) Elementos tipos Beam (B31) que forman ligamentos, tendones y fascia.



Solid (C3D4)



Shell (S3)



Beam (B31)

Figura 19 – Tipos de Elementos.

El resultado final es un modelo altamente complejo de 2071100 elementos y 376911 nodos.

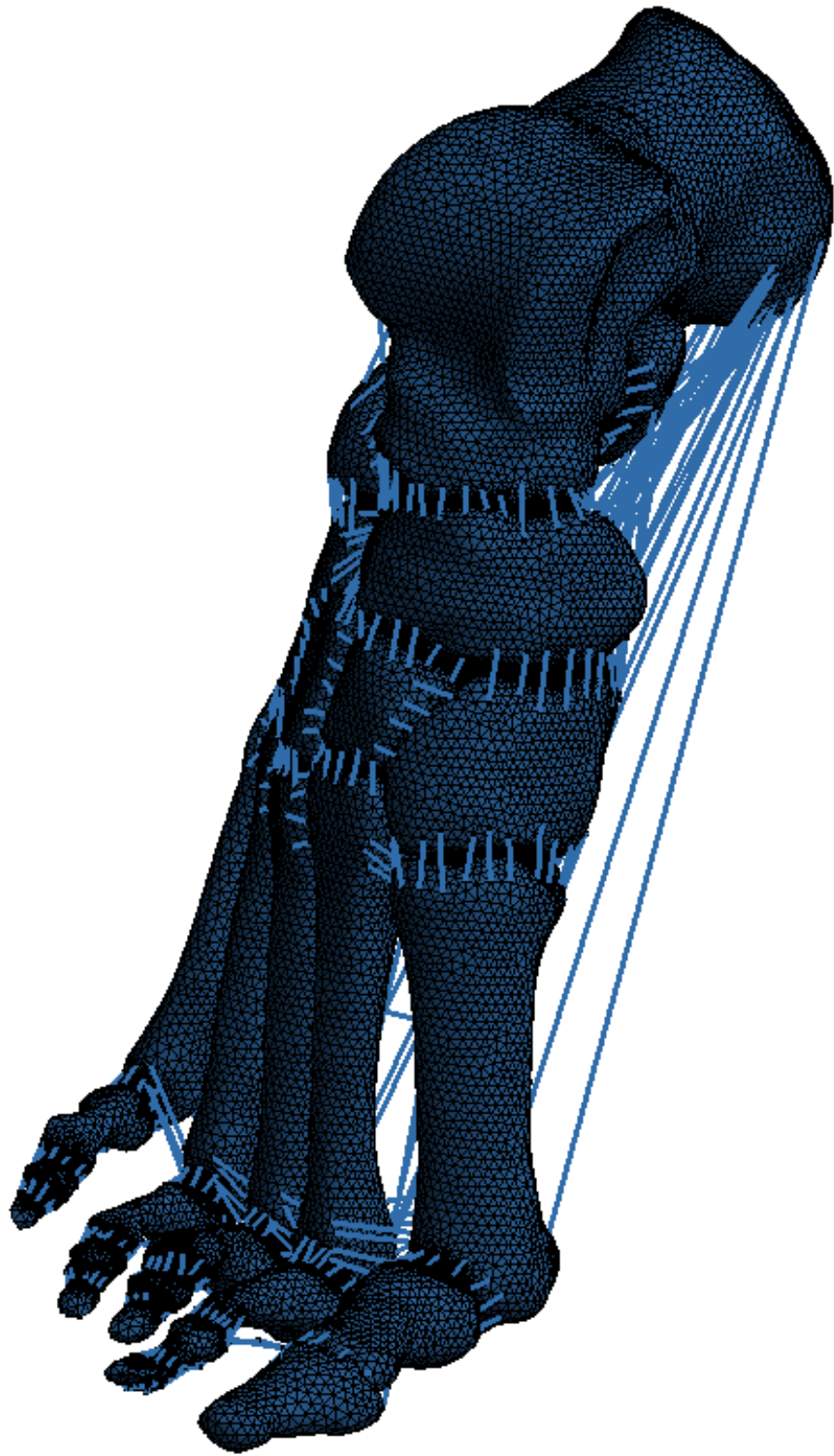


Figura 20 – Modelo MEF antes de la operación.

3.4 Modelo después de la operación

Una vez generado este modelo se procedió a simular la operación quirúrgica sufrida por la paciente. En dicha operación el cirujano extirpo la falange medial del dedo y limpio de las falanges distal y medial del tejido blando (cartílago, ligamentos y tendones), uniendo posteriormente la falange proximal y distal.

En la creación de nuestro modelo de elementos finitos para su posterior simulación, se considera que entre las falanges proximal y distal ha crecido hueso cortical de unión y eliminándose cartílagos, ligamentos y tendones de las falanges tal y como sucedió en la operación. El resto del modelo queda exactamente igual que el anterior, obteniendo el resultado que se muestra en la Figura 21.

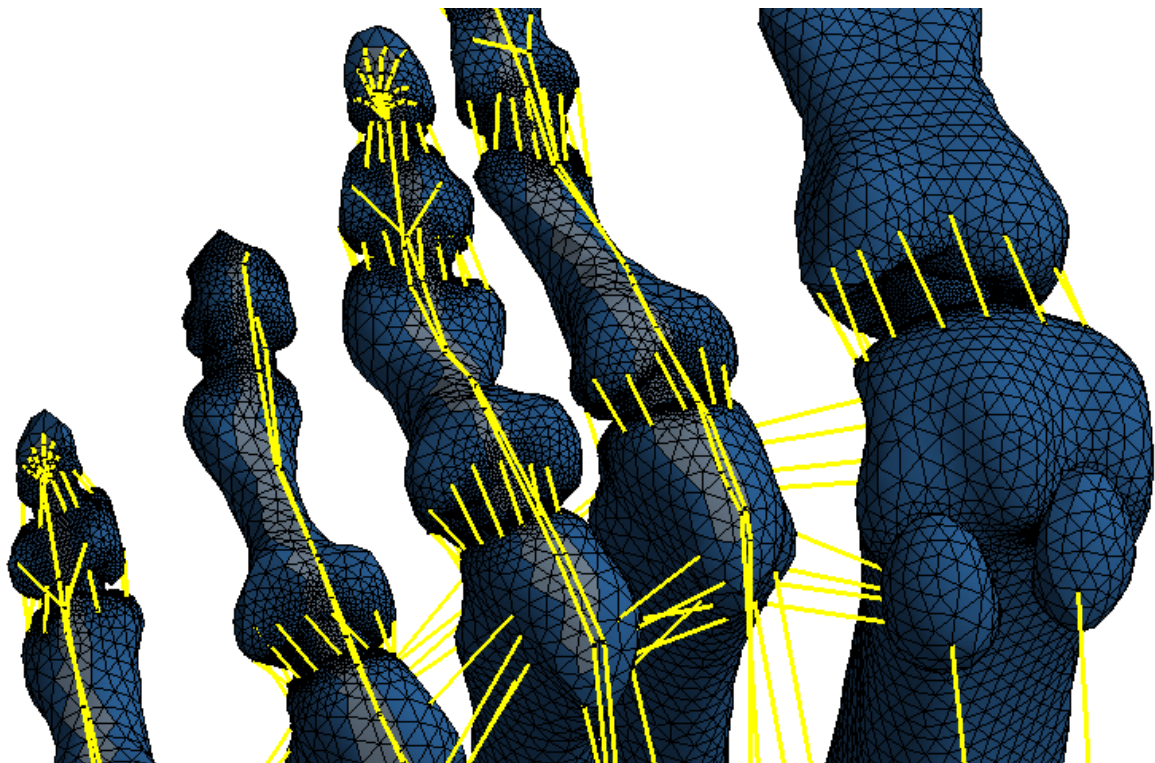


Figura 21 – Modelo MEF después de la operación.

IV. PROPIEDADES TEJIDOS PIE

La simulación de los tejidos biológicos es un desafío para los ingenieros ya que muestran un comportamiento sumamente complejo. Tienen una estructura fibrosa con una orientación espacial específica y una respuesta mecánica anisotrópica. Los tejidos biológicos son multifásicos con una fase fluida y una matriz sólida. Muchos tejidos biológicos experimentan un fuerte comportamiento no lineal, como grandes deformaciones (comportamiento hiperelástico) y una naturaleza dependiente del tiempo (comportamiento viscoelástico). En general, muestran patrones de histéresis y sus respuestas varían con la velocidad de aplicación de la carga. Como tejido vivo, experimentan variabilidad intersubjetiva, diferenciación sexual, envejecimiento; evolucionan de acuerdo a las tensiones, las enfermedades o los diferentes tipos de actividades celulares. Afortunadamente, hoy en día es posible utilizar diversas herramientas para abordar estas complejidades.

Los tejidos biológicos contienen dos tipos de tejidos: los tejidos duros y blandos. La principal diferencia es la existencia de la fase inorgánica. Este componente mineral hace que el tejido duro sea más rígido y más resistente que el tejido blando, como se muestra en la Figura 22 en una prueba de tracción uniaxial hasta el punto de falla.

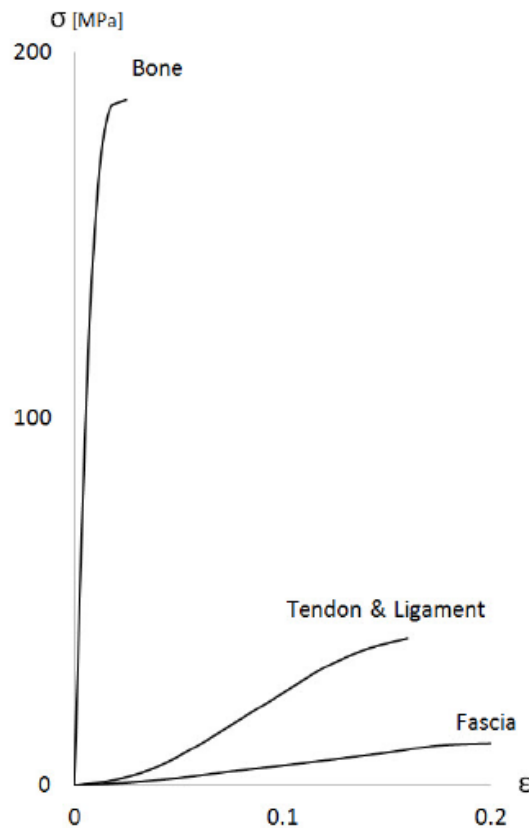


Figura 22 – Curva σ - ϵ de los tejidos del pie bajo tracción.

A nivel del pie y desde una perspectiva biomecánica, solo se incluyen en los modelos los tejidos conectivos y musculares.

Los tejidos conectivos dan forma a los órganos y los mantienen en su lugar, mientras que el tejido muscular produce activamente la fuerza y causa movimiento dentro de los órganos internos. El tejido epitelial y el tejido nervioso no se consideran para el análisis mecánico. Durante el rendimiento fisiológico, se espera que los tejidos funcionen en la mitad inferior de sus curvas. La Figura 23 muestra la curva de tensión-deformación de los tejidos del pie que funcionan bajo cargas de compresión. Estos gráficos se presentan como una comparación cualitativa entre los comportamientos mecánicos de los diferentes tejidos sanos que participan en el análisis computacional del pie.

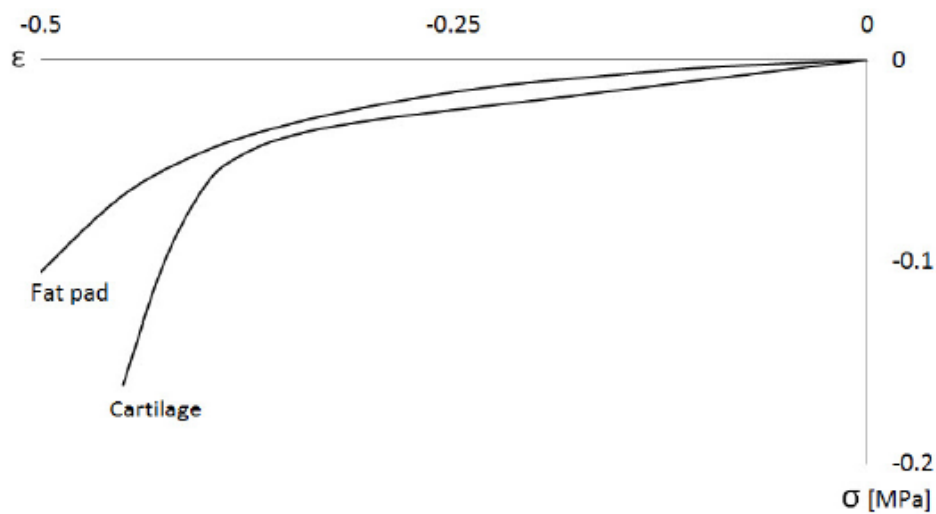


Figura 23 – Curva σ - ϵ de los tejidos del pie bajo compresión.

La correcta asignación de los materiales es una parte fundamental para la correcta obtención de resultados en el modelo por elementos finitos. A continuación, se describen las características de los tejidos que se pueden encontrar en el pie y las propiedades que se le asignan.

4.1 Tejidos duros

El tejido biológico que incorpora minerales en matrices blandas, formando generalmente un escudo protector o soporte estructural, se clasifica como tejido duro. Este grupo incluye huesos, cuernos y conchas.

En el pie humano el único tejido duro que aparece es el material óseo. El tejido óseo es una de las estructuras más rígidas y fuertes del cuerpo debido a su combinación de elementos orgánicos e inorgánicos. Alcanza un rendimiento mecánico muy alto porque

los minerales, el calcio y el fosfato confieren rigidez en la compresión y los materiales orgánicos, como colágeno, proteoglicanos y proteínas, contribuyen a las propiedades de tracción. El hueso es un material anisotrópico que exhibe comportamientos diferentes bajo tensión y compresión [20]. Está compuesto por hueso cortical y hueso trabecular; este último tiene el módulo elástico más bajo.

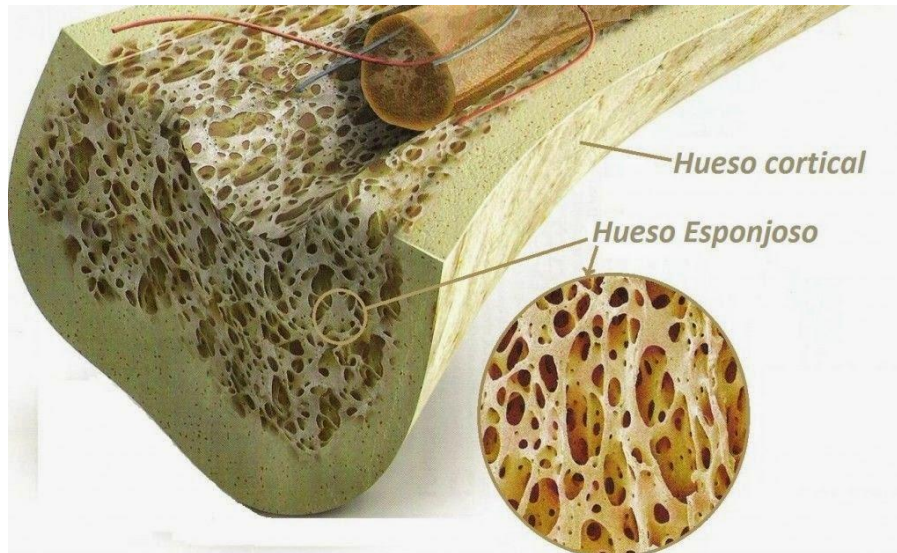


Figura 24 – División entre hueso esponjoso y cortical.

3.1.1 Tejido óseo

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 ($n = 50-95\%$) y compacto o cortical ($n = 5-10\%$).

El hueso compacto denso se conoce como hueso cortical, se encuentra en la corteza, que es la capa externa del hueso (Figura 24). Es más duro, más fuerte y más resistente que el hueso esponjoso y contribuye a aproximadamente el 80% del peso de un esqueleto humano. Debido a la complejidad de este material en las simulaciones computacionales, se asume con frecuencia como elástica homogénea, isotrópica y lineal. Estos supuestos fueron investigados por Huiskes [37], quien informó que se puede considerar que los huesos corticales y trabeculares exhiben comportamientos linealmente elásticos en el caso de carga casi estática. El valor más predominante del

módulo de Young para hueso cortical es 17GPa. La literatura contiene datos limitados sobre las propiedades mecánicas de los huesos del pie; por lo tanto, las propiedades que se utilizan en los modelos de pie se estiman con los valores medios de los huesos de las piernas.

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.

Generalmente, el material biológico es discontinuo a cualquier nivel, pero el hueso esponjoso también es discontinuo a nivel macroscópico; por lo tanto, se asemeja a una estructura en lugar de a un material (Figura 10). La orientación y la densidad de la estructura trabecular son factores importantes en el comportamiento mecánico del hueso esponjoso, considerándose un comportamiento elástico completamente lineal. Los estudios actuales han indicado valores para el módulo de Young desde 0.4 a 0.7 GPa [4] hasta 5.5 GPa como el valor más alto [61]. El coeficiente de Poisson se considera de 0.3 para hueso cortical.

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.

En los modelos que se presentan en este trabajo se simula la estructura ósea haciendo distinción entre hueso cortical y esponjoso. Las propiedades asignadas se detallan a continuación.

Hueso cortical:

Material	Isótropo elástico-lineal.
Módulo de Young	17000 MPa.
Coefficiente de Poisson	0,3

Hueso esponjoso:

Material	Isótropo elástico-lineal.
Módulo de Young	700 MPa.
Coefficiente de Poisson	0,3

4.2 Tejidos blandos

El comportamiento de los tejidos blandos es aún 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.

El tejido blando conecta, apoya o rodea otras estructuras y órganos del cuerpo. Es un compuesto que consiste en una matriz orgánica muy flexible que se ve reforzada por las fibras de colágeno y elastina. 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.

El comportamiento de los tejidos blandos depende de su composición y estructura, en particular con respecto al porcentaje, sus características, la direccionalidad y el tipo de agrupación de sus fibras. Por lo tanto, los tejidos especializados en tensiones de tracción, como los tendones y los ligamentos, son ricos en fibras orientadas en la dirección de la tensión, mientras que los tejidos que pueden resistir fuerzas de compresión, como el cartílago rico en proteoglicanos con fibra, son distribuidos aleatoriamente. En general, soportan grandes deformaciones y son altamente anisotrópicos. Son casi incompresibles en una amplia gama de deformaciones.

3.2.1 Ligamentos

Los ligamentos consisten en el tejido conectivo fibroso que mantiene el contacto con los huesos a través de las articulaciones. Son un compuesto biológico que consiste en una matriz de sustancia base reforzada por manojos de fibras de colágeno y elastina. La matriz de la sustancia base está compuesta de proteoglicanos, glicolípidos, fibroblastos y agua [59]. Mientras que el cartílago permite el deslizamiento libre entre los huesos, los ligamentos guían las articulaciones en un movimiento normal, lo que proporciona estabilidad a las articulaciones.

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, 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 tiene 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.

El propósito principal de incluir ligamentos en un modelo de pie es simular la función de articulación de proporcionar guías para mantener el contacto con los huesos de la cabeza y proporcionar estabilidad para el retropié. Para este propósito, los ligamentos en la simulación de pie están representados por elementos de armadura o resortes. Ambos elementos son unidimensionales y solo soportan fuerzas de tracción, mientras que las fuerzas de compresión son soportadas por el cartílago.

En los modelos analizados en este trabajo por el método de los elementos finitos los ligamentos han sido insertados mediante elementos barra. Las propiedades y secciones que se indican a continuación:

Ligamentos finos:

Material	Isótropo elástico-lineal.
Módulo de Young	260 MPa.
Coefficiente de Poisson	0,3
Sección	12 mm ²

Ligamentos plantares:

Material	Isótropo elástico-lineal.
Módulo de Young	350 MPa.
Coefficiente de Poisson	0,3
Sección	153 mm ²

3.2.2 Cartílago

El cartílago es un tejido relativamente blando que está presente en muchas partes del cuerpo, como la nariz, la oreja y las articulaciones; esta revisión se centra en el cartílago articular. Específicamente, el cartílago articular cubre los extremos de los

huesos para facilitar el transporte de carga y la lubricación. Su estructura puede resistir enormes fuerzas de compresión y es capaz de crear una superficie de baja fricción sobre la que se deslizan las uniones. Este tejido puede considerarse altamente heterogéneo, anisotrópico y multifásico y consiste principalmente en agua, fibrillas de colágeno y una densa madeja de proteínas cargadas negativamente, los proteoglicanos [48].

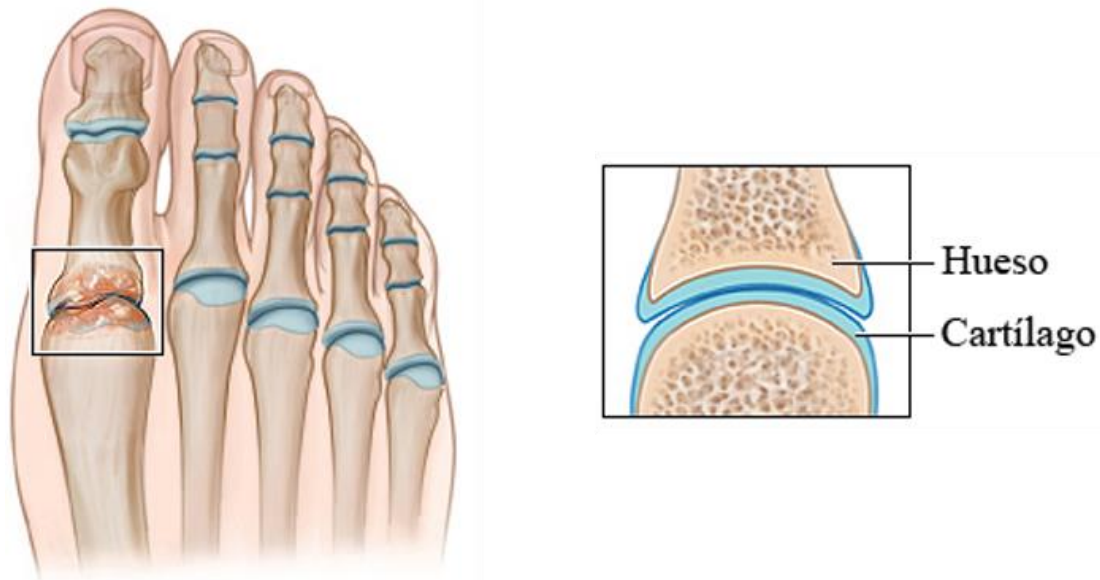


Figura 25 – *Cartílago en articulación Metatarsofalángica.*

Similar a otros tejidos biológicos, existe una amplia variedad de enfoques numéricos para representar el comportamiento constitutivo del cartílago articular, que incluye conductas elásticas, viscoelásticas, poroelásticas, electromecánicas, reforzadas con fibrillas, bicomponentes, bifásicas y de tres fases. Sin embargo, en el modelado del pie, que incluye muchas articulaciones, el tejido del cartílago articular se considera un material elástico lineal isotrópico sin flujo de líquido intersticial durante la fase de estado estacionario. Clift [18] observó que, en el caso de una carga instantánea o instantánea, el cartílago debería modelarse como un material elástico lineal. Este enfoque reduce la complejidad de los cálculos sin perder precisión debido a que el volumen del cartílago y su influencia en el resultado final es casi insignificante en comparación con otros tejidos del pie.

Se pueden seguir dos vías básicas para simular el comportamiento articular:

- A. Rellenar el espacio articular con un sólido para simular la flexibilidad de la conexión entre estructuras óseas.
- B. Considerar la interacción superficie-superficie con elementos de contacto sin fricción.

Aunque ambos modelos presentan una aproximación razonable, la segunda vía es ligeramente mejor porque permite un movimiento articulado real.

Con respecto a las propiedades elásticas lineales, el cartílago se define como un material incompresible para una respuesta instantánea, con un coeficiente de Poisson de 0.4. El valor del módulo de Young es más controvertido con dos valores diferentes 1 y 10 MPa. El primer valor se derivó en un estudio sobre las propiedades biomecánicas del cartílago en la primera articulación metatarsofálica cadavérica humana de Athanasiou et al. [3]. El valor de 10 MPa se identificó en la literatura previa sobre la base de las propiedades elásticas lineales del modelo de rodilla sugerido por Schreppers et al. [57]. La selección de ambos valores puede ser apropiada porque los valores más altos se aplican con frecuencia a las articulaciones más grandes, como la rodilla y los valores más bajos se aplican con frecuencia a las articulaciones más pequeñas, como las articulaciones de los dedos. Un valor de 10 MPa puede ser más adecuado para tarso, mientras que un valor de 1 MPa puede ser adecuado para falanges.

En los modelos analizados en este trabajo se ha simulado con las siguientes propiedades:

Cartílago:

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

3.2.3 Tendones y músculos

El tendón es el tejido que conecta el hueso y los músculos en sus extremos y transmite las fuerzas generadas por los músculos a la estructura ósea. Tienen una estructura jerárquica de múltiples unidades que se compone de moléculas de colágeno, fibrillas, fibras, fascículos y unidades tendinosas. Estos haces de fibras están alineados con el eje largo del tendón y proporcionan la resistencia a la tracción del tendón.

Los tendones exhiben patrones de fibras y características viscoelásticas; su curva típica de tensión-deformación (Figura 26) tiene una tensión máxima inicial del 2% seguida de una región lineal hasta la tensión definitiva con falla macroscópica. A diferencia de las fibras musculares, que exhiben comportamientos pasivos y activos, las fibras tendinosas solo exhiben comportamientos pasivos donde el estrés depende de la tensión.

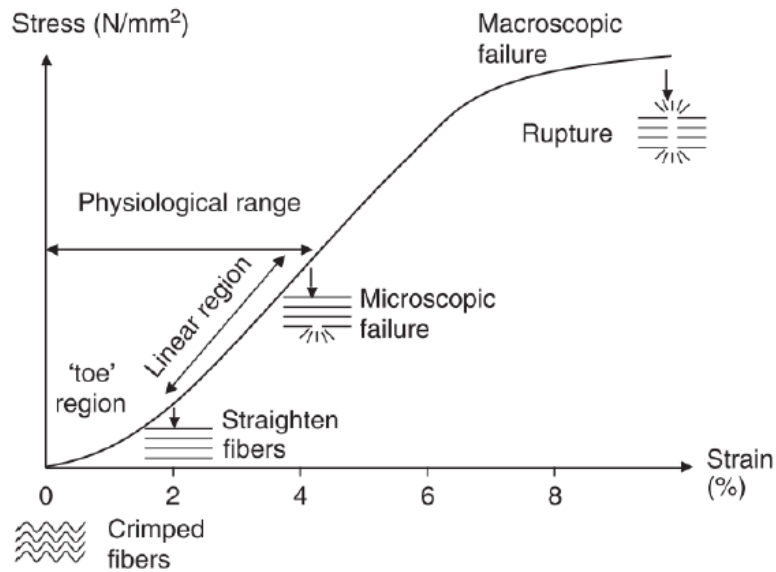


Figura 26 – Curva σ - ϵ de los tendones.

Dentro de los tendones del pie, el tendón de Aquiles es el más importante porque es uno de los más fuertes del cuerpo humano; Tiene grandes fuerzas y frecuentemente falla por ruptura.

Las propiedades mecánicas del tendón de Aquiles han sido examinadas in vivo [39] por la prueba de tracción de cadáveres, y por la prueba de microtensión. El módulo de Young generalmente varía de 0.2 a 2 GPa. La información sobre otros tendones del pie es incompleta, la mayoría de las pruebas proporcionan datos sobre parámetros estructurales, rigidez o áreas transversales de diferentes tendones. Pocos estudios analizan las propiedades materiales del tendón extrínseco del pie para los cuales los datos son similares.

A pesar de su respuesta mecánica análoga a los ligamentos, que está dominada por las fibras de colágeno, la mayoría de los modelos propuestos se centran en predecir la respuesta del ligamento. Se han realizado pocas simulaciones de los tendones del pie. En nuestro modelo se ha tenido el efecto del Tendón de Aquiles entre las condiciones de contorno del modelo.

Pocos modelos han considerado el tejido muscular. La mayoría de los autores define un tejido conectivo gordo a granel con propiedades de material ponderado, como para el hueso trabecular y cortical.

En los modelos analizados en este trabajo por el método de los elementos finitos los tendones flexores han sido insertados mediante elementos barra. Las propiedades y secciones que se indican a continuación:

Tendones Flexores:

Material	Isótropo elástico-lineal.
Módulo de Young	450 MPa.
Coefficiente de Poisson	0,3
Sección	200 mm ²

3.2.4 Fascia Plantar

La fascia plantar o aponeurosis plantar es un tipo de tendón con una forma de capa histológica similar pero engordada, que 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. En particular, la fascia plantar cumple una función importante en la absorción del impacto en el suelo, el almacenamiento y el retorno de la energía de la deformación, la transmisión de las fuerzas del tendón de Aquiles y el mantenimiento de la estabilidad del arco (Figura 27).

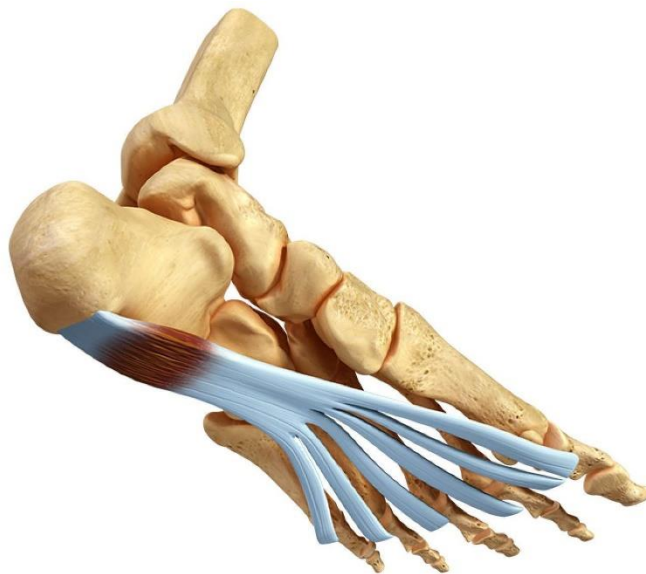


Figura 27– Fascia Plantar.

Similar a los ligamentos, la fascia plantar se modela por su función mecánica en la estructura del pie para mantener la estabilidad en el arco longitudinal medial. Sin embargo, su morfología y comportamiento mecánico no se refinan. La aponeurosis plantar solo se modela cuando todo el pie está involucrado y se descuida en modelos de geometría parcial. Típicamente se simula con elementos de barra uniendo el

calcáneo con la base de cada falange proximal. Las propiedades aplicadas son elásticos lineales con un módulo de Young de 350 MPa y una relación de Poisson de 0.3.

Debido al importante papel de la fascia plantar en la locomoción humana, algunos autores emplearon enfoques no lineales más precisos como Isvilanonda et al. [38] y Cheng et al. [12].

En los modelos analizados en este trabajo por el método de los elementos finitos la fascia plantar ha sido insertada mediante elementos barra. Las propiedades y secciones con las que se han dotado a estos elementos se indican a continuación:

Fascia Plantar:

Material	Isótropo elástico-lineal.
Módulo de Young	350 MPa
Coefficiente de Poisson	0,3
Sección	153 mm ²

3.2.5 Grasa y piel

En el modelado del pie, el tejido graso se denomina almohadilla grasa. Se encuentra debajo de las cabezas calcáneo y metatarsiano. Sin embargo, el tejido graso también se encuentra en otras partes del pie. Para fines mecánicos, se consideran las propiedades de la almohadilla de grasa. Este tejido se conoce comúnmente como tejido blando plantar.

La almohadilla del talón es una estructura altamente especializada que está diseñada para resistir cargas compresivas; consiste en células grasas empaquetadas que están rodeadas por tejido conectivo fibroso elástico. Este tejido blando se caracteriza por comportamientos no lineales y dependientes del tiempo, es decir, el nivel y la velocidad a la que se carga el tejido influyen en su rigidez instantánea.

Este tejido viscoelástico provoca un interés sustancial en el desarrollo de una caracterización más refinada de sus propiedades mecánicas debido a su fuerte relación con las ulceraciones diabéticas y la complejidad de medir sus tensiones internas. Sin embargo, en el modelo a estudio no ha sido tomada en cuenta.

V. ANÁLISIS DEL MODELO MEDIANTE MEF

En el campo de la ingeniería biomédica el método de los elementos finitos es un método muy extendido ya que nos permite estudiar las tensiones que aparecen en el interior de los tejidos biológicos bajo unas condiciones de carga dadas, debido que muchas veces la obtención de estos valores no se pueden medir mediante métodos experimentales.

5.1 Contactos

Una definición idónea de los contactos es fundamental para la correcta resolución del problema, con los contactos se determina la interacción que habrá entre cada uno de los componentes del problema.

Los huesos del modelo están unidos entre sí por medio de cartílagos y ligamentos, esta unión se produce por medio de nodos compartidos.

También, ha sido definida la interacción entre cada una de las falanges con sus respectivos tendones flexores, para ello se crearon cuatro grupos de nodos (uno por cada tendón flexor) y cuatro grupos de elementos Shell (uno por cada dedo). Cada uno de estos cuatro contactos se definen permitiendo deslizamiento, pero nunca penetración, entre el grupo de nodos de los flexores y el conjunto de elementos Shell correspondiente.

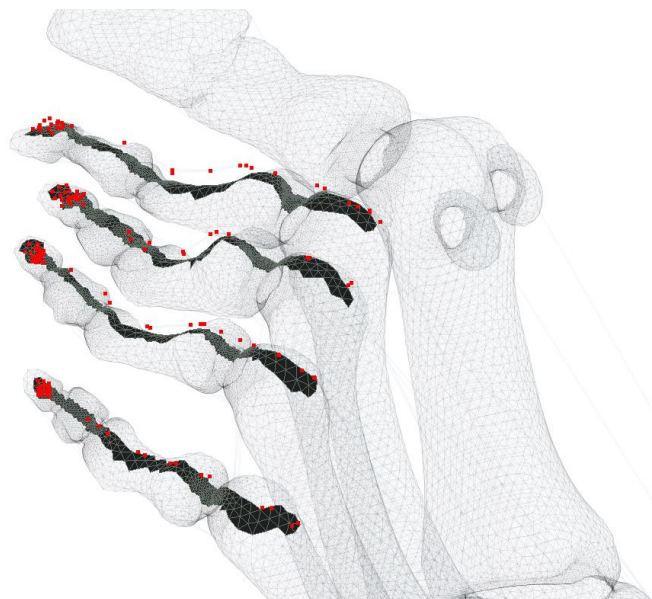


Figura 28 – Pares de Contactos para las falanges.

5.2 Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno son las condiciones impuestas que definen el comportamiento del modelo en los límites del problema. Deben representar supuestos razonables de las condiciones reales del problema y, por lo tanto, deben considerarse cuidadosamente al definir el análisis, ya que su definición determina el correcto resultado del estudio.

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.

5.2.1 Condiciones de apoyo

Se consideran como apoyos fijos (empotrados) los nodos del primer, segundo y tercer dedo, tal y como se muestra en la Figura 29.

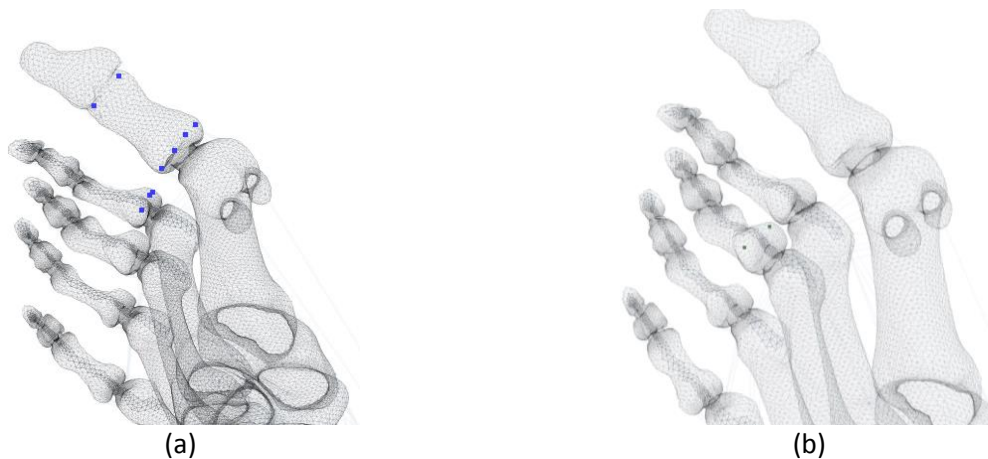


Figura 29– Nodos apoyo en los 1er, 2º y 3º dedos ((a) 1er, 2º dedos, (b) 3º dedo).

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 30.

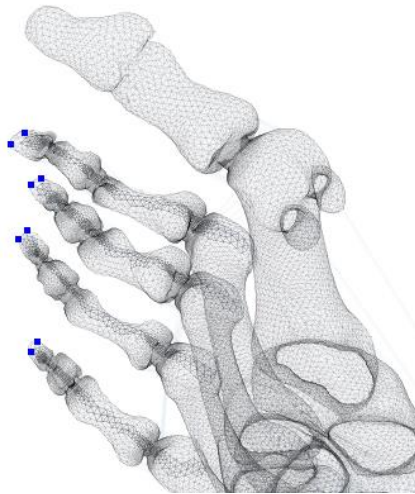


Figura 30 – *Nodos apoyo en las falanges de los 2º, 3º, 4º y 5º dedos.*

También, se consideran como empotrados los nodos pertenecientes 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).

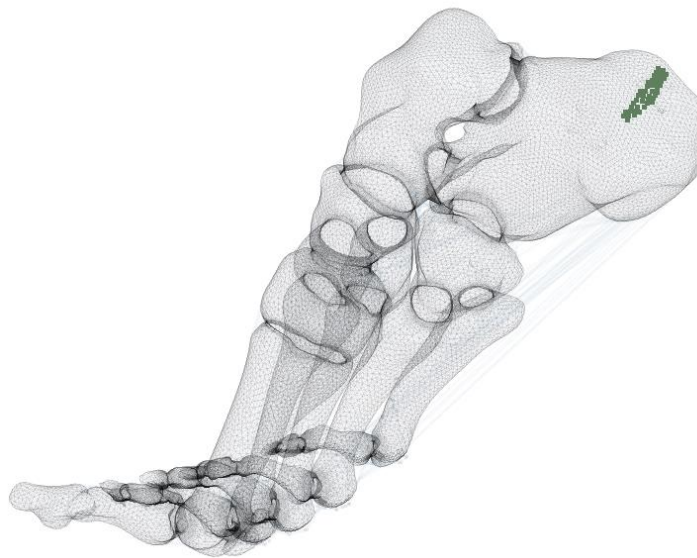


Figura 31 – *Nodos empotrados pertenecientes al Talón de Aquiles.*

Finalmente, todos los nodos pertenecientes a los tendones flexores que entran en contacto con cada una de las falanges se les limito su movimiento en el plano paralelo al suelo.

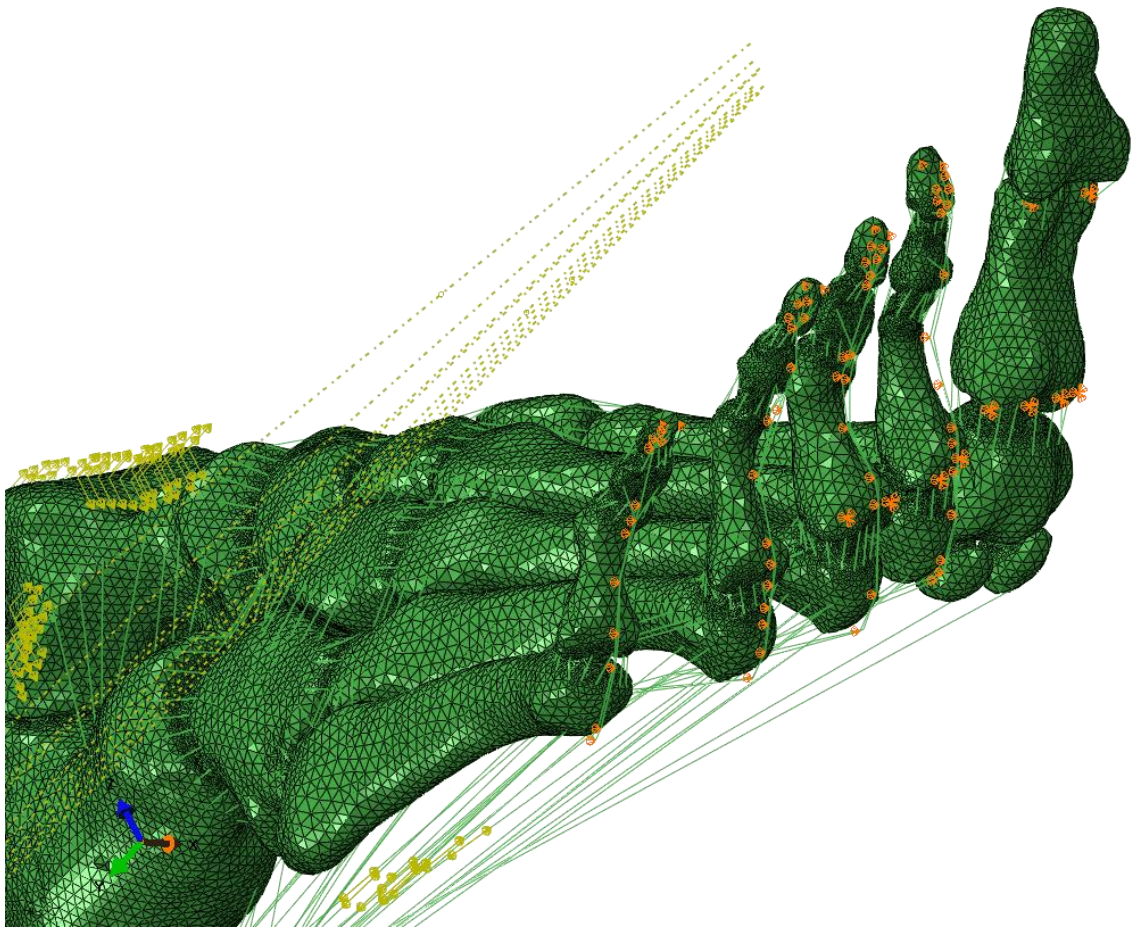


Figura 32– Condiciones de Apoyo para las Falanges.

5.2.2 Cargas

Sirviéndose de la ayuda de diferentes artículos y de la experiencia del grupo en biomecánica, se llega a las siguientes conclusiones en la aplicación de cargas [46]:

- La superficie de contacto con la tibia y el peroné pertenece exclusivamente al astrágalo, exactamente a la superficie superior y la faceta exterior triangular de dicho hueso para el peroné. El conjunto forma lo que se conoce popularmente como articulación del tobillo.

- 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.
- Los tendones flexores ejercen una fuerza de pretensión de 22N, que se aplican sobre los elementos barra mostrados en la Figura 33.

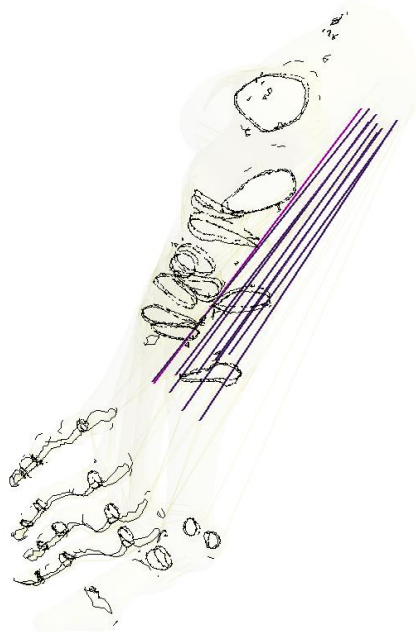


Figura 33– Pretensión Flexores.

- En el caso particular de este modelo, una paciente 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.
- En definitiva las fuerzas aplicas al modelo son: Fuerza normal y tangencial a la superficie de aplicación de la carga $F_n = -1801 \text{ N}$ $F_t = -119.49 \text{ N}$.
- Esta carga se distribuye uniformemente por toda la superficie articular astragalina, dado que en el modelo la superficie de contacto del astrágalo consta de 499 nodos, se dividen las resultantes por el número de nodos, definiendo de este modo las fuerzas $F_{ni} = -3.61 \text{ N}$ $F_{ti} = -0.24 \text{ N}$.

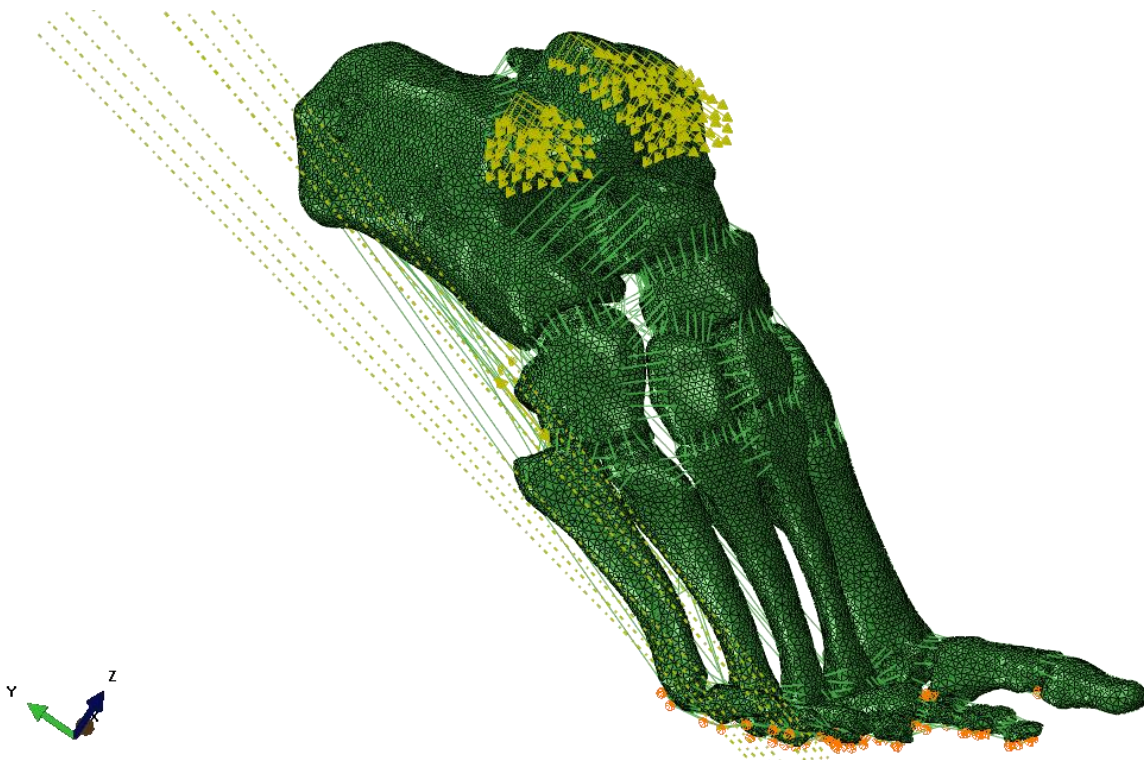


Figura 34– Cargas sobre el astrágalo.

5.3 Proceso de cálculo

Una vez realizadas todas las modificaciones, el modelo queda geoméricamente 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.

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.

VI. RESULTADOS

Un vez se han obtenido los resultados del archivo .odb, se procede al estudio de los resultados en los tejidos duros del modelo.

Para ello, se analizan los resultados de las tensiones principales máximas, tensiones principales mínimas y desplazamientos del modelo del pie antes de la operación y del modelo de pie después de la operación.

6.1 Resultados antes de la operación

Para favorecer la comprensión de los resultados mostrados a continuación, se incorporan dos tablas resumen de resultados, en las cuales, se pueden ver para cada una de las falanges el valor de tensiones principales máximas y el valor de tensión principal mínima; y el valor máximo de desplazamientos (U1, U2 y U3) en el pie.

Dedo	Falange	Tensión principal máxima (MPa)	Tensión principal mínima (MPa)
1	<i>Proximal</i>	0.56	-20.90
	<i>Distal</i>	0.003	-0.002
2	<i>Proximal</i>	46,55	-43.16
	<i>Medial</i>	2.40	-2.21
	<i>Distal</i>	5.74	-18.01
3	<i>Proximal</i>	28.19	-46.70
	<i>Medial</i>	22.93	-31.63
	<i>Distal</i>	7.84	-26.92
4	<i>Proximal</i>	1.63	-9.12
	<i>Medial</i>	0.43	-27.11
	<i>Distal</i>	11.8	-12.64
5	<i>Proximal</i>	0.52	-4.82
	<i>Medial</i>	0.06	-1.48
	<i>Distal</i>	13.11	-18.21

Tabla 1– Tensiones principales máximas y principales mínimas antes de la operación.

	Desplazamiento Máximo (mm)	Zona
U1	1.27	Calcáneo
U2	4.69	Cuarto Dedo
U3	1.93	Tercer Dedo

Tabla 2– Desplazamientos máximos pie antes de la operación.

6.1.1 Tensiones principales máximas

Las tensiones principales máximas corresponden, principalmente, a los esfuerzos de tracción. Estos esfuerzos tienen mayor relevancia en la zona dorsal de las falanges debido a las condiciones de contorno aplicadas en nuestro modelo donde los puntos de apoyo están en la zona plantar y al ciclo de marcha aplicado en el modelo.

Los resultados de las tensiones principales máximas en la zona dorsal, 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 35.

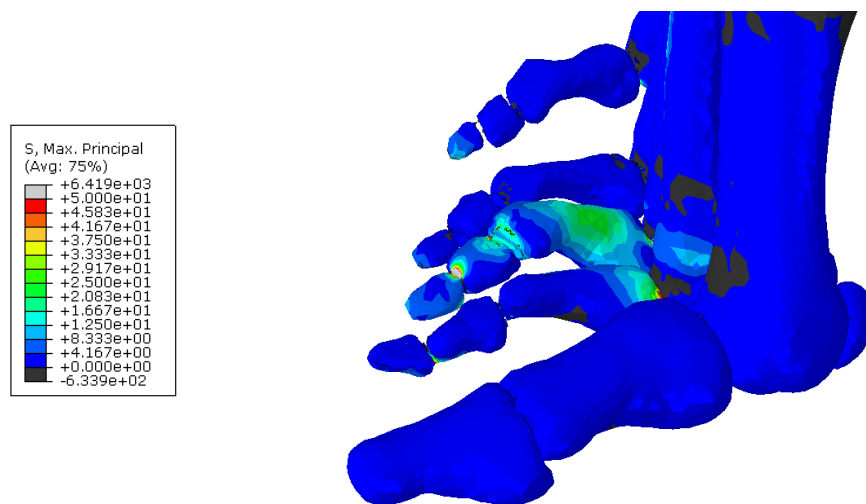


Figura 35– Tensiones principales máximas zona dorsal.

En esta imagen, y tal como se mostró en la tabla de resultados al inicio, se puede ver que las falanges que muestran mayores tensiones son la segunda y tercera falange.

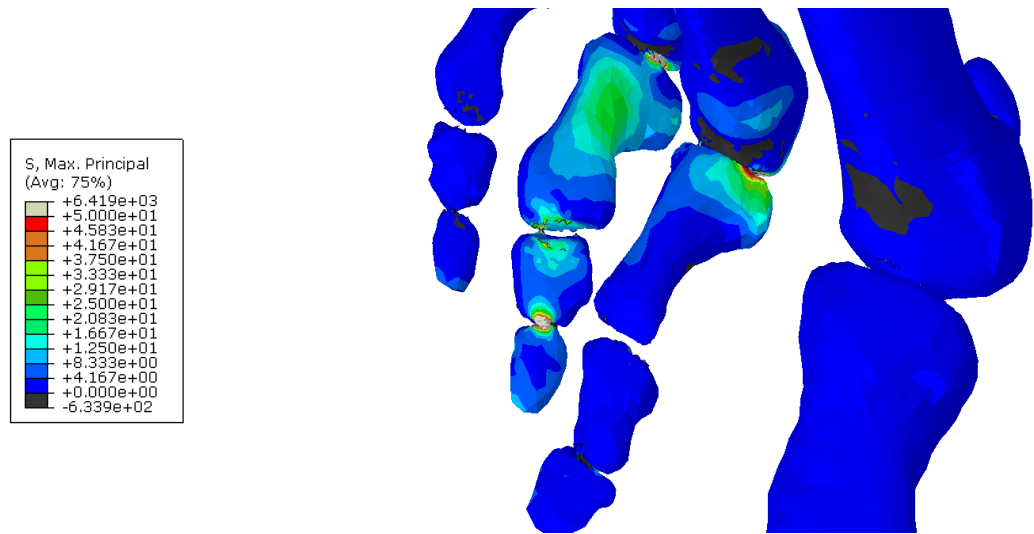


Figura 36– Tensiones principales máximas en segunda y tercera falange.

Siendo especialmente llamativa la concentración de tensiones que sufre la falange proximal del segundo dedo, este valor indica los dolores que padecía la paciente antes de la operación.

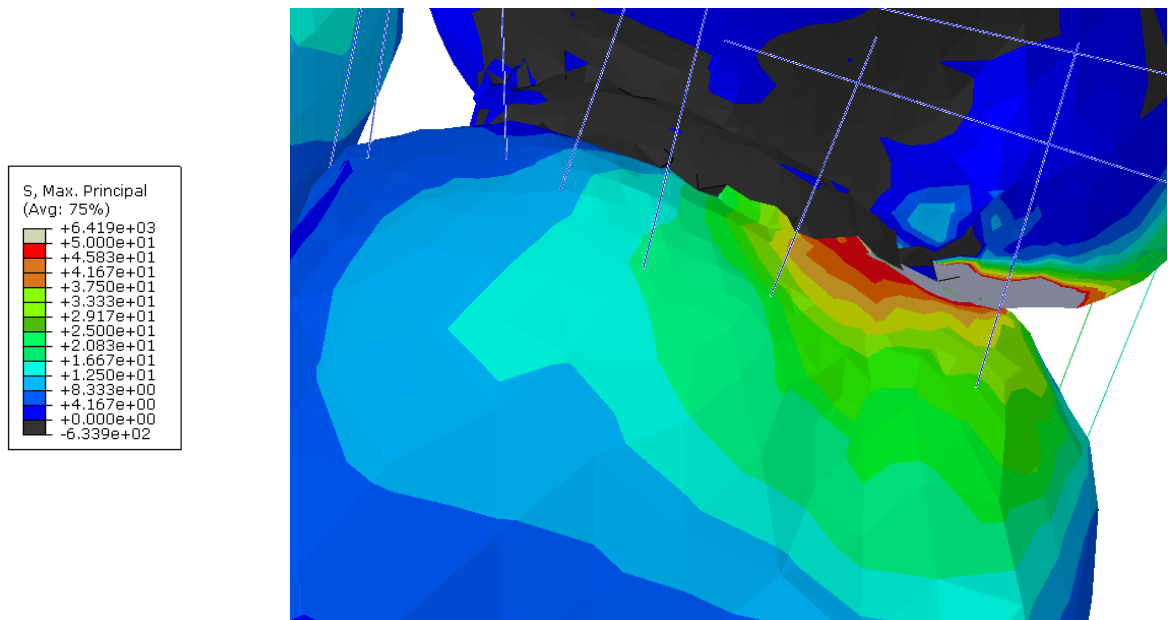


Figura 37– Detalle tensión principal máxima en la segunda falange.

6.1.2 Tensiones principales mínimas

Las tensiones principales mínimas corresponden, principalmente, a los esfuerzos de compresión. Estos esfuerzos tienen 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.

Los resultados de las tensiones principales mínimas 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 38.

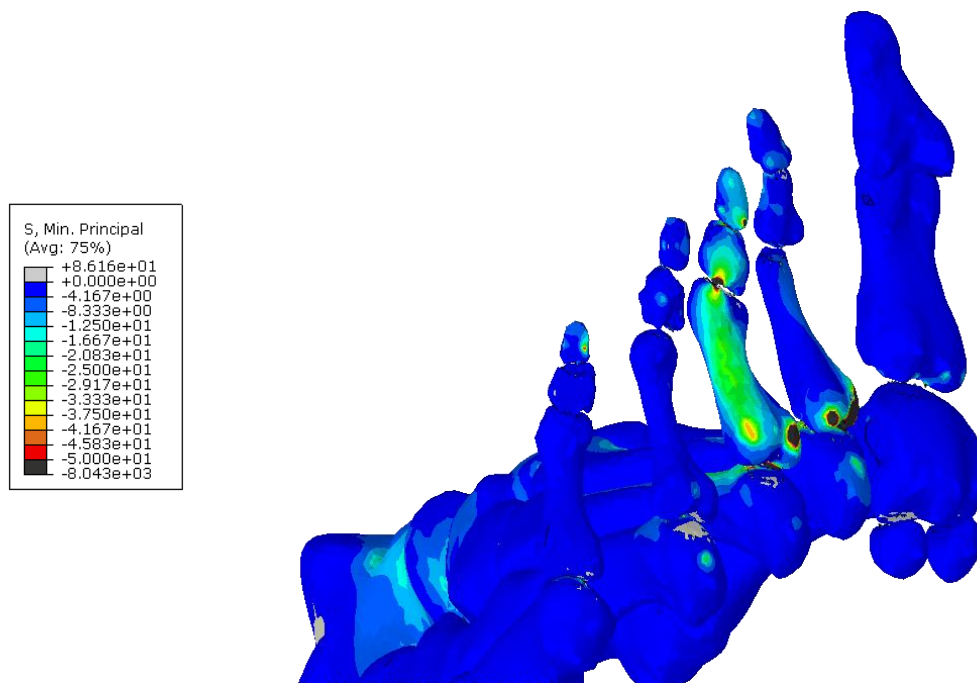


Figura 38– Tensiones principales mínimas en zona plantar.

Se observa que las falanges que muestran mayores tensiones son la segunda y tercera falange. En la Figura 39 se muestran estas tensiones con más detalle.

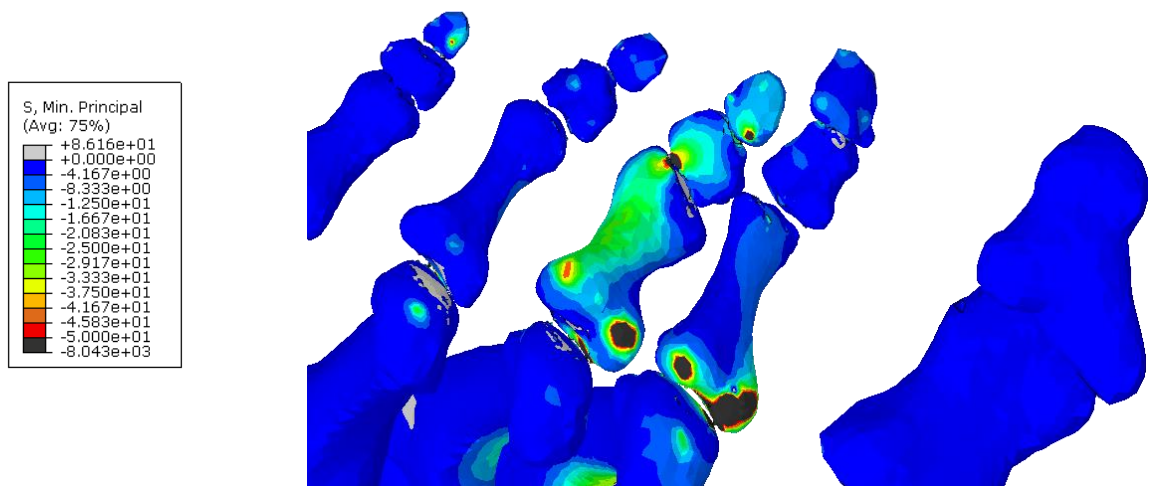


Figura 39– Detalle tensión principal mínima en falanges.

6.1.3 Desplazamientos

Finalmente, se obtienen desplazamientos en todo el pie. Haciendo especial hincapié en los resultados obtenidos en las falanges, que posteriormente se comparan con los del pie después de la operación, analizándose de este modo como sea visto afectada la movilidad del pie tras el acortamiento de la falange.

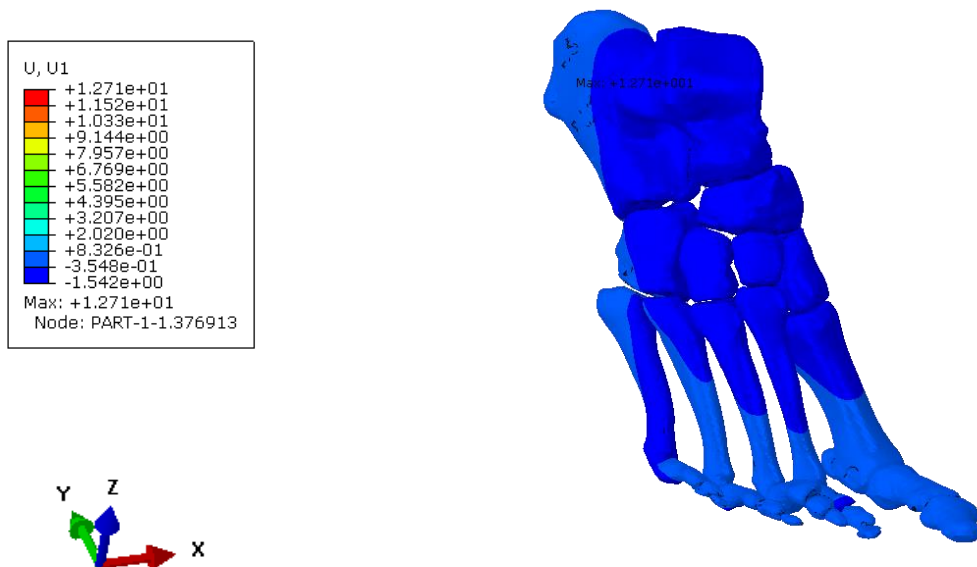


Figura 40– Desplazamiento U1.

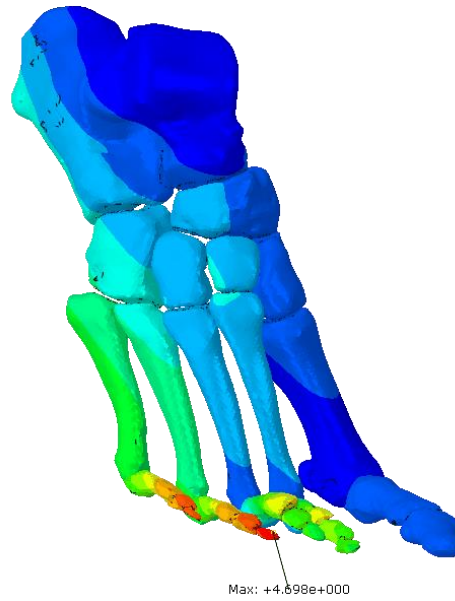
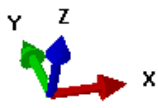
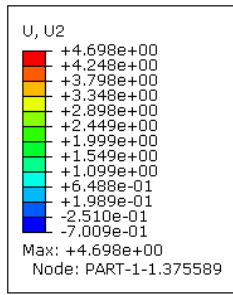


Figura 41– Desplazamiento U2.

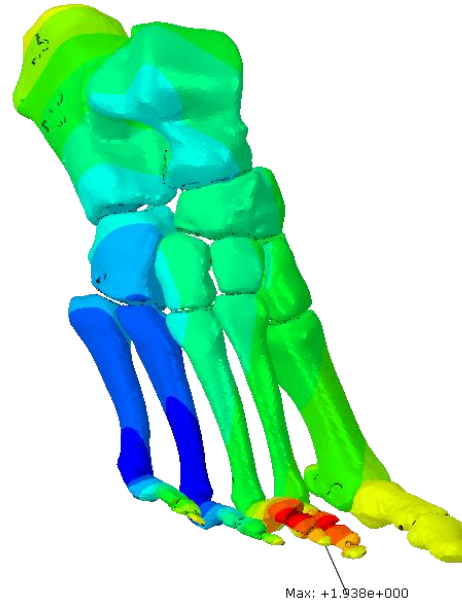
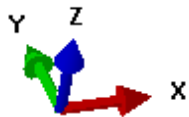
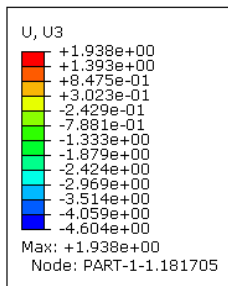


Figura 42– Desplazamiento U3.

6.2 Resultados después de la operación

De nuevo, para favorecer la compresión de resultados y la comparativa entre los dos modelos, se incorpora dos tablas resumen en donde se pueden ver para cada una de las falanges el valor de tensiones principales máximas y el valor de tensión principal mínima; y el valor máximo de desplazamientos (U1, U2 y U3) en el pie.

Dedo	Falange	Tensión principal máxima (MPa)	Tensión principal mínima (MPa)
1	<i>Proximal</i>	1.83	-20.80
	<i>Distal</i>	0.004	-0.009
2	<i>Proximal</i>	48.36	-47.43
	<i>Medial</i>	2.89	-2.38
	<i>Distal</i>	7.23	-17.87
3	<i>Proximal</i>	27.08	-46.69
	<i>Medial</i>	19.81	-34.82
	<i>Distal</i>	20.20	-35.53
4	<i>Proximal</i>	6.31	-12.32
	<i>Crecimiento</i>	13.83	-48.91
	<i>Distal</i>	7.44	-23.10
5	<i>Proximal</i>	0.47	-3.92
	<i>Medial</i>	0.08	-1.21
	<i>Distal</i>	12.59	-21.42

Tabla 3– Tensiones principales máximas y principales mínimas después de la operación.

	Desplazamiento Máximo (mm)	Zona
U1	1.26	Calcáneo
U2	4.25	Cuarto Dedo
U3	1.92	Tercer Dedo

Tabla 4– Desplazamientos máximos pie después de la operación.

En una comparativa rápida entre las dos tablas de resultados (antes vs. después de la operación), se observa que en general las tensiones tanto máximas como mínimas han aumentado, mientras que la movilidad general del pie ha disminuido.

6.2.1 Tensiones principales máximas

Se muestran los resultados de las tensiones máximas principales en la zona dorsal de las falanges. Observando un aumento en la falange proximal del segundo dedo y a un aumento general de las tensiones en el tercer dedo, especialmente en la falange distal donde hay una concentración de tensiones debido al acortamiento del cuarto dedo y la limitación general del pie.

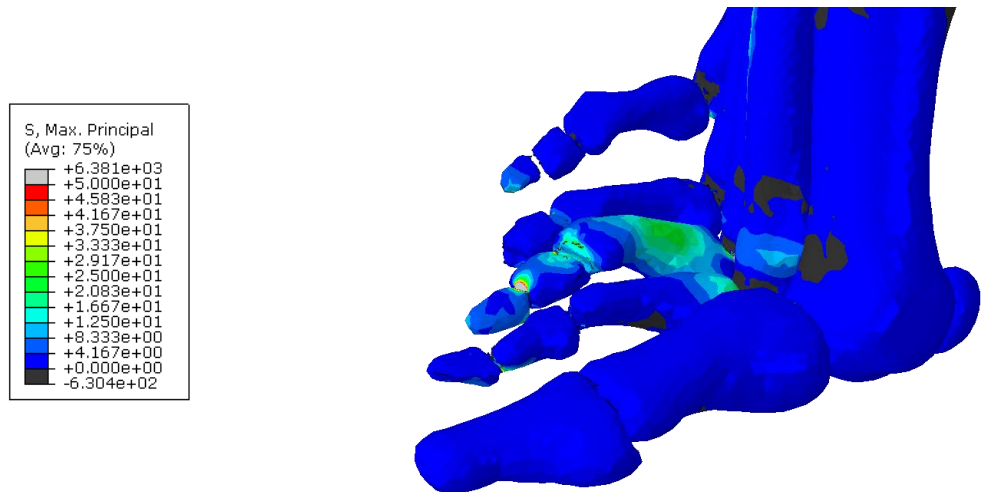


Figura 43– Tensiones principales máximas en las falanges después de la operación.

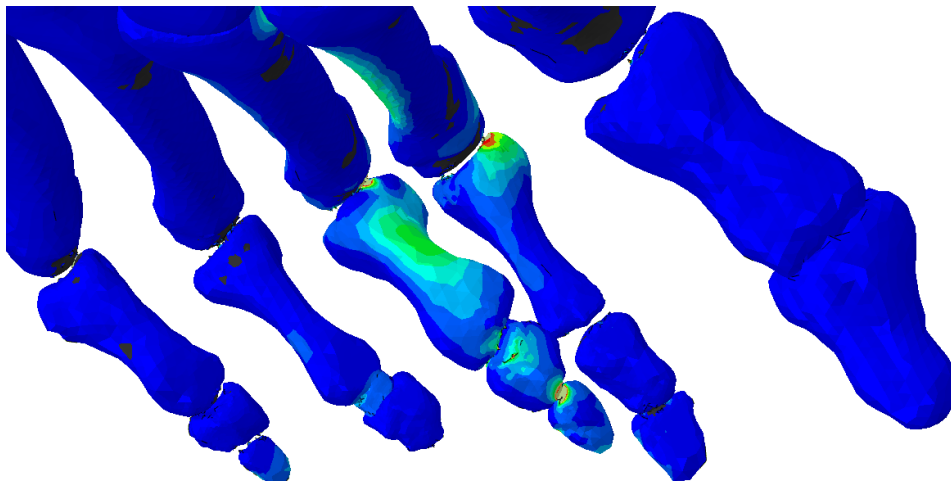


Figura 44– Tensiones principales máximas vista dorsal.

6.2.2 Tensiones principales mínimas

Se muestran los resultados de las tensiones mínimas principales en la zona plantar de las falanges. Observando un aumento en las tensiones del segundo, tercer y cuarto dedo, siendo especialmente significativo esos aumentos en las falanges mediales y distales del tercer dedo y en la falange distal del cuarto dedo. Indicadores todos ellos de los dolores de la paciente. En cambio, el primer y quinto dedo presentan valores similares a antes de la operación.

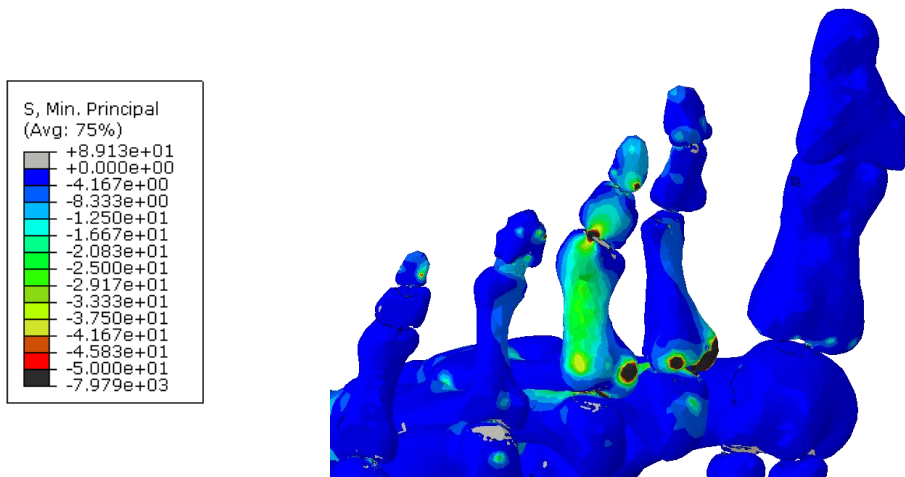


Figura 45– Tensiones principales mínimas vista plantar.

Al ser de especial interés, se muestra una imagen de detalle de las tensiones del segundo, tercer y cuarto dedo.

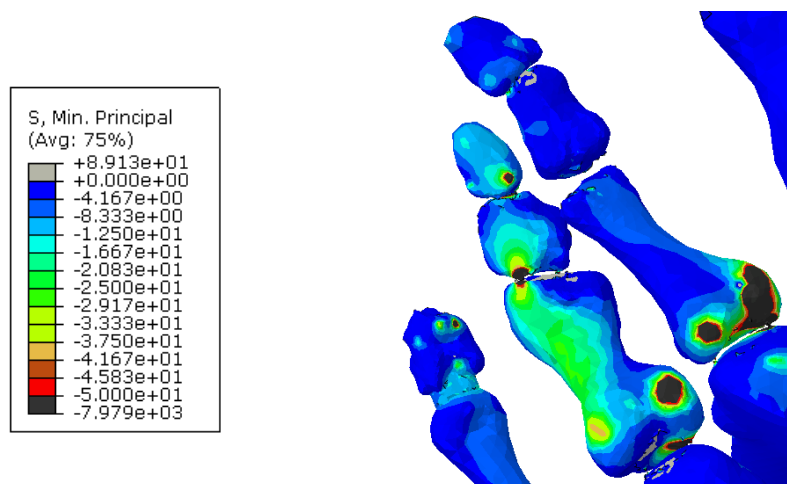


Figura 46– Detalle tensiones principales mínimas segundo, tercer y cuarto dedo.

6.2.3 Desplazamientos

Finalmente, se obtienen los desplazamientos en todo el pie después de la operación.

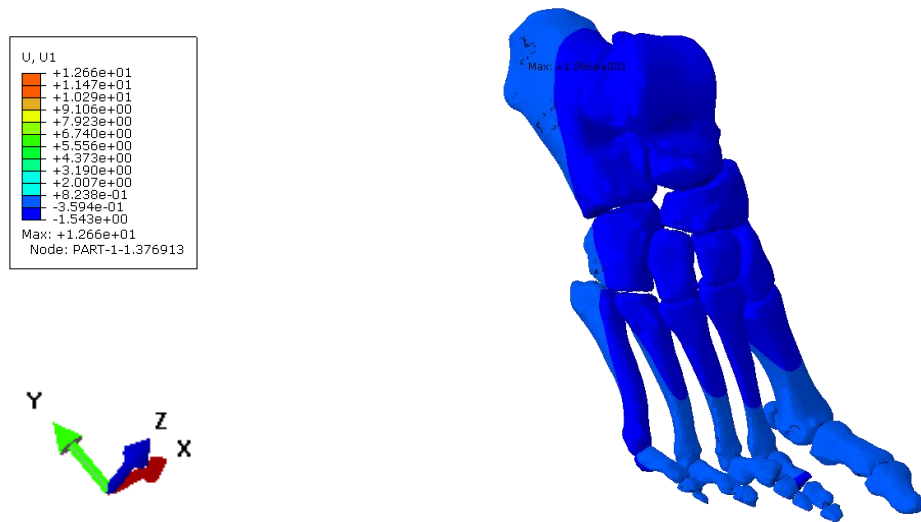


Figura 47– Desplazamientos U1.

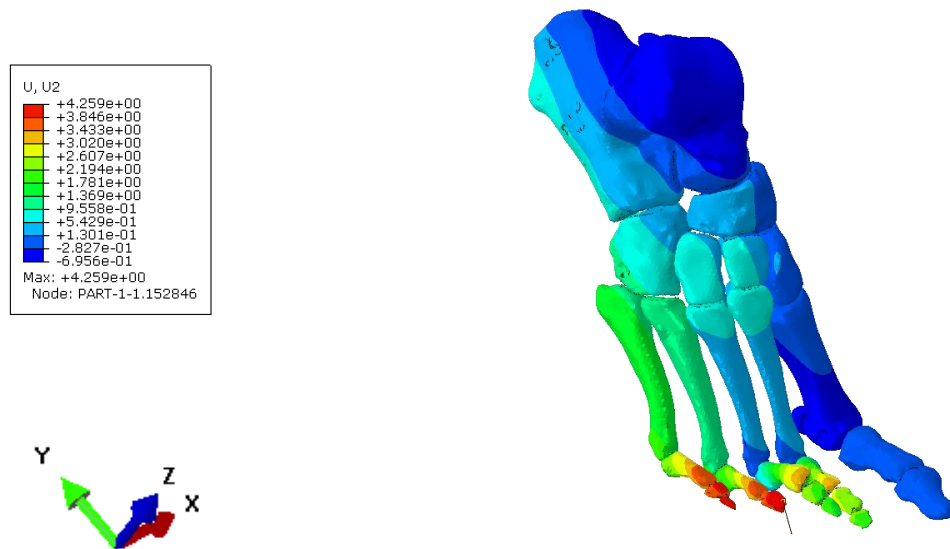


Figura 48– Desplazamientos U2.

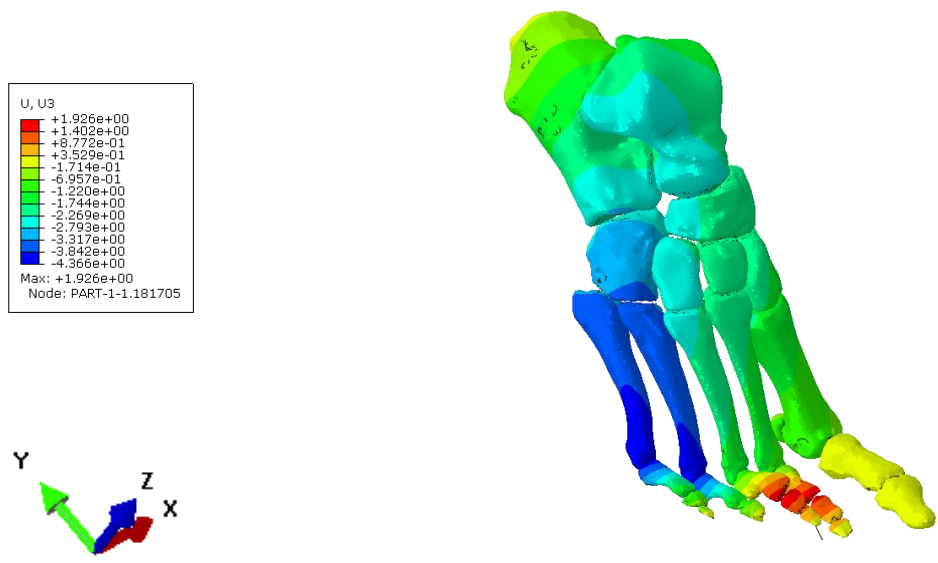


Figura 49– Desplazamientos U3.

Se observa en estos resultados, que después de la operación el pie muestra un comportamiento más rígido, en particular en el cuarto dedo.

6.3 Discusión

En este trabajo, se han estudiado dos modelos de pie en tres dimensiones por el método de los elementos finitos. En el primer modelo se simula el pie antes de la operación y en el segundo después de la operación. Para el análisis de estos dos modelos se han tenido en cuenta los resultados de los tejidos duros, hueso cortical y esponjoso, de los que se han analizado las tensiones principales máximas, tensiones principales mínimas y desplazamientos.

En el modelo de pie antes de la operación, se observan valores elevados para tensión principal máxima en el segundo dedo, donde el máximo valor (46.55 MPa) está en la falange proximal. Los valores de tensión principal mínima son elevados en la falange proximal del segundo dedo y en la falange proximal del tercer dedo, con valores de -43.16 MPa y -46.70 MPa respectivamente. El resto del pie muestra valores muy inferiores.

En el modelo después de la operación, se observan un aumento tensiones generalizado en todo el pie. Siendo este aumento especialmente llamativo en el hueso de crecimiento entre las falanges proximal y distal del tercer hueso. Inicialmente en esa zona había una tensión principal máxima de 0.43 MPa se pasa a una tensión de 13.83, y las tensiones principales mínimas pasan de -27.11 MPa a -48.91 MPa. Debido al aumento de rigidez de esa zona por la extirpación del cartílago.

También, es interesante comparar los resultados de la tercera falange donde aumenta la tensión principal mínima en las falanges medial y distal, pasando de valores antes de la operación de -31.63 MPa y -26.92 MPa respectivamente a -34.82 MPa y -35.53 MPa después de la operación. Mientras que las tensiones principales máximas no se han visto alteradas. Estos resultados, en los que aumentan las tensiones debidas a compresión pero apenas nada las de tracción, son debidos al sobre esfuerzo al que se ven sometidas estas falanges por el acortamiento del cuarto dedo.

Mientras los resultados en el segundo dedo han aumentado, pero no de una manera tan evidente como en los anteriormente citados. Pasando en la falange proximal de valores para tensión principal mínima de -43.16 MPa a -47.43 MPa y para los valores de tensión principal máxima de 46.55 MPa a 48.36 MPa.

En la comparativa entre los dos modelos cabe resaltar la variación que se ha producido en los desplazamientos de los modelos, donde, como cabía esperar, el pie después de la operación ha visto reducidos sus desplazamientos de manera general. Donde merece la pena resaltar la disminución de desplazamientos del cuarto dedo, donde paso de unos desplazamientos en el plano perpendicular de 0.30 mm a 0.17 mm.

Finalmente, cabe señalar que estos modelos tienen varias limitaciones. Una limitación se refiere al hecho de la no modelización de algunas estructuras musculares y tejidos blandos, como grasa y piel, que están involucradas en el pie real. Esta limitación reduce la aplicabilidad del modelo, porque, por ejemplo, no se pudo estimar la presión del pie que hubiera sido interesante en el desarrollo de plantillas. Además, este modelo es un modelo casi estático en el que solo se ha tenido en cuenta un momento del ciclo de marcha. Para un estudio completo del ciclo de marcha, sería necesario un estudio dinámico.

VII. RECUPERACIÓN DEL PIE

Después del estudio por el método de elementos finitos realizado, se ha visto que el pie después de la operación presenta mayores tensiones en los dedos segundo tercero y cuarto que antes de la operación, lo que provoca continuos dolores a la paciente. También la fijación entre las falanges distal y proximal del cuarto dedo ha hecho que el pie sea globalmente más rígido.

Son todos ellos motivos sufrientes, para que se propongan opciones a la recuperación del pie. Planteándose inicialmente dos:

- Intervención quirúrgica.
- Uso de plantillas.

7.1 Intervención Quirúrgica

Una intervención quirúrgica de recuperación del estado original, supondría la introducción de los tejidos duros y blandos extirpados, como cartílago, ligamentos, tendones y hueso en una zona muy pequeña. Por lo tanto, una intervención altamente compleja.

Además, a criterio de los médicos consultados, después de la operación practicada esta zona ha quedado muy dañada y una nueva intervención podría provocar nuevos e irreversibles daños a la paciente, que harían imposible la recuperación del pie.

Por lo tanto, debido a los altos riesgos que conlleva, esta posibilidad ha sido desestimada.

7.2 Uso de Plantillas

Aun no resolviendo las patologías, el uso de plantillas a medida si paliaría los dolores de la paciente. Mejorando los puntos de apoyos y redistribuyendo las cargas que actúan sobre el pie.

Por lo tanto, se considera que el uso de plantillas a medida puede ser la mejor opción para que la paciente pueda andar sin dolores.

Según el estudio realizado estas plantillas deben tener las siguientes características:

- Zona de amortiguamiento en zona de metatarsos para liberar de tensiones de los dedos segundo, tercero y cuarto.
- Forma ergonómica y adaptativa a la geometría real del pie en la zona de las falanges para permitir un apoyo idóneo de todos los dedos.
- Sujeción para el cuarto dedo, que ha quedado sin movilidad y sin capacidad de respuesta por la extracción de tejidos blandos.

VIII. CONCLUSIONES

El pie es una de las estructuras más complejas del cuerpo humano. No solo debido a que involucra multitud de tejidos blandos y duros, nervios y articulaciones, si no a que la interacción entre todos ellos debe ser idónea, permitiendo de ese modo una adecuada respuesta a la multitud de esfuerzos a los que es sometido.

El estudio del pie por medio de los elementos finitos es un campo en auge, debido a la cada vez mayor complejidad de los modelos y precisión que se obtienen con estos, a veces, imposibles de obtener por medios experimentales. Siendo de especial interés los estudios de patologías, tratamientos quirúrgicos y sus consecuencias, y el modelado de la interacción entre pie y calzado.

La obtención de la geometría es un proceso extremadamente laborioso, debido a la necesidad de obtener un modelo exacto al que tenemos en la realidad.

La modelización de condiciones de contorno realistas, una correcta interacción entre tejidos blandos y duros, y una adecuada caracterización de materiales son elementos que resultan imprescindibles para la obtención de unos correctos resultados en el modelo.

Respecto a los resultados antes de la operación, se observan valores elevados para tensión principal máxima y tensión principal mínima en el segundo dedo, especialmente en la falange proximal que era causa de dolor en la paciente. Se comprobó que el resto del modelo estaba dentro de los valores no patológicos.

Después de la operación, se observan valores elevados para tensiones principales mínimas en el cuarto dedo, especialmente en el hueso de crecimiento en la unión de las falanges proximal y distal. También se observa un aumento de tensiones principales mínimas en el segundo y tercer dedo del pie. Siendo estas tensiones indicadores de dolor para el paciente. Respecto a la comparativa de desplazamientos, se observa un pie más rígido después del acortamiento de la cuarta falange que antes de la operación.

Finalmente, se propone como opción más segura para la recuperación del pie, el uso de plantillas a medida.

8.1 Trabajo Futuro

El trabajo iniciado en este trabajo fin de master se puede continuar analizando otras posiciones en el ciclo de marcha habitual de la persona, que permitan ahondar en los problemas ya detectados y derivados del acortamiento del dedo.

Resulta de especial interés para trabajos futuros crear nuevos modelos que incorporen la interacción del pie con el calzado. Extrayendo de estos nuevos análisis, datos que permitan el diseño idóneo de plantillas a medida.

ANEXO I: ANATOMIA DEL PIE

El pie humano y el tobillo son una fuerte y compleja estructura mecánica que contiene 26 huesos, 33 articulaciones, y más de 100 músculos, ligamentos y tendones.

El pie se puede subdividir en tres partes: retropié, parte media y antepié.

- El **retropié** está compuesto por el astrágalo y el calcáneo o talón. Los dos huesos largos que componen la pierna, la tibia y el peroné, se conectan con la parte superior del astrágalo para formar el tobillo. Tiene función estabilizadora.
- La **parte media** del pie está formada por cinco huesos irregulares: cuboide, navicular, y tres huesos cuneiformes, los cuales constituyen los arcos del pie, que sirve como un amortiguador. La parte media del pie está conectada con el antepié y el retropié mediante músculos y la fascia plantar. Esta parte tiene una función rítmica ya que los huesos que la forman actúan de forma sincrónica.
- El **antepié** se compone de los cinco metatarsianos que forman el metatarso y las falanges del pie. Al igual que los dedos de la mano, el dedo gordo tiene dos falanges (proximal y distal), mientras que el resto de los dedos tienen tres falanges (proximal, medial y distal). Las articulaciones entre las falanges se llaman interfalángicas y las que existen entre el metatarso y las falanges se denominan metatarsofalángicas.

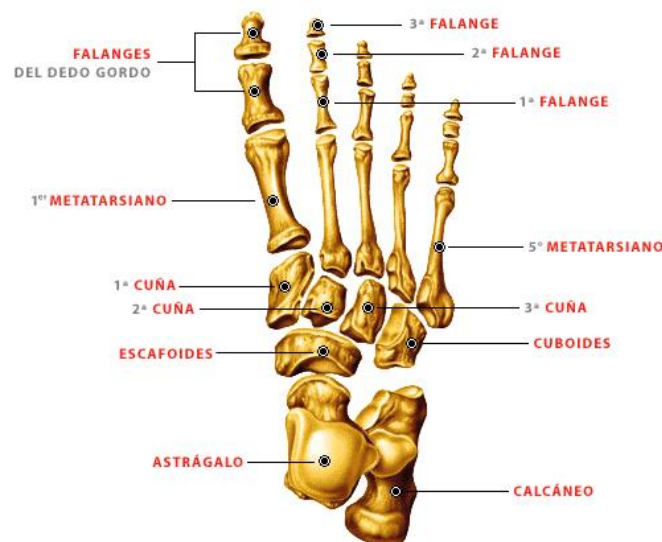


Figura 50 – Huesos Pie.

La porción ósea del pie puede dividirse en tres partes:

- **Tarso**, con siete huesos siendo, de atrás a delante el calcáneo, el astrágalo, el escafoides, el cuboides y tres cuñas (primera o medial, segunda o intermedia y tercera o lateral)
- **Metatarso**, con cinco huesos largos, que se disponen de dentro afuera con los nombres de primero, segundo, tercero, cuarto y quinto.
- **Falanges**, con catorce huesos. Se conocen con los nombres de primera o proximal, segunda o media y tercera o distal o ungueal.

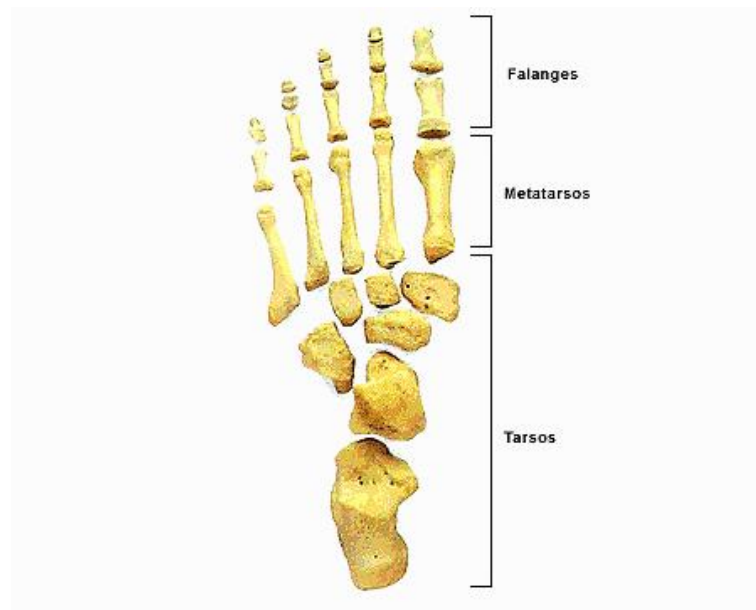


Figura 51 – Partes del Pie.

La parte superior o dorsal del pie se llama empeine y la inferior planta. El pie se mueve en relación a la pierna con el auxilio de músculos extensores y flexores. Los primeros, que constituyen la pantorrilla, se insertan en la extremidad posterior del calcáneo por medio del tendón de Aquiles. Los segundos están situados delante de la pierna. Existen, además, músculos elevadores que hacen girar el pie hacia fuera o hacia dentro.

El pie humano está formado por tres arcos que constituyen una bóveda, dos arcos longitudinales y un arco transversal que están mantenidos por las formas entrelazadas de los huesos del pie, los ligamentos y los músculos. La ligera movilidad de los arcos cuando el peso se aplica y se retira del pie hace que el caminar y el correr sean más económicos en términos de energía.

El arco interno es el más largo y alto mientras que el arco externo tiene una longitud y altura menor a las del arco interno. Por último, el arco anterior cuyos puntos de apoyo son la cabeza del primer y quinto metatarsiano. La excesiva tensión en los tendones y ligamentos de los pies puede dar lugar a arcos caídos o pies planos. El arco externo se compone de posterior a anterior por:

calcáneo, cuboides, quinto metatarsiano y la falange del quinto dedo. El interno lo forman astrágalo, escafoides, primera cuña, primer metatarsiano y falange del primer dedo.

1. Huesos

Los huesos que constituyen el pie se disponen en tres grupos principales:

Grupo proximal: formado por los huesos del tarso.

Astrágalo. Es el único hueso del tarso que se articula con la pierna, quedando sujeto por la mortaja tibioperonea y articulándose caudalmente con el calcáneo y ventralmente con el escafoides. Consta de una cabeza o porción anterior que se articulará con el escafoides, un cuello o segmento intermedio y un cuerpo o porción posterior. El cuerpo es la parte más voluminosa, su cara superior es articular formando la porción media o principal de la tróclea o polea astragalina.

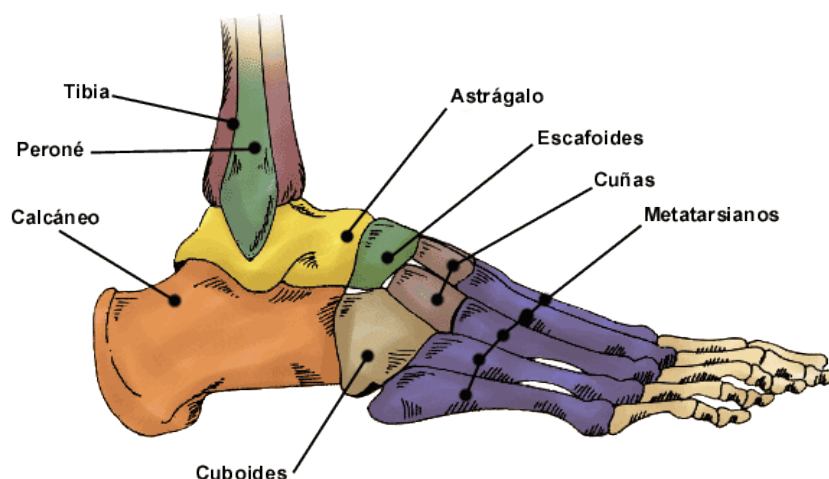


Figura 52 – Vista lateral Pie Humano.

Calcáneo. Tiene una forma irregularmente paralelepípeda representando su mitad posterior el talón. En su cara superior distinguimos dos carillas articulares para el astrágalo. Entre ambas carillas existe un surco profundo denominado sulcus calcanei, que junto con sulcus tali forma un conducto o cueva ósea: el seno del tarso (sinus tarsi). La cara inferior es rugosa y presenta dos eminencias: las tuberosidades interna y externa del calcáneo. La cara externa presenta un pequeño tubérculo denominado tubérculo peroneo. En la cara interna podemos observar el canal calcáneo interno debajo del sustentaculum tali. La cara anterior es lisa y se articula con el cuboides. La cara posterior forma la parte prominente del talón.

Escafoides. Presenta una forma navicular. Su cara posterior o proximal ofrece una excavación articular para el astrágalo. Su cara anterior o distal presenta tres facetas triangulares para articularse con las cuñas. En la parte interna del hueso se aprecia un saliente denominado tubérculo del escafoides y en la parte externa una carilla plana para el cuboides.

Cuñas o huesos cuneiformes. Son tres: primera o medial, segunda o intermedia y tercera o lateral. Todas presentan una cara proximal triangular articulada con el escafoides y una cara distal también triangular articulada con los cuatro primeros metatarsianos.

Cuboides. Tiene forma irregularmente cuboidea. Su cara proximal es lisa y se articula con el calcáneo. Su cara distal presenta dos facetas articulares para el cuarto y quinto metatarsiano. En la cara medial presenta dos carillas, una anterior para la tercera cuña y otra posterior para el escafoides. El resto de sus caras (dorsal, plantar y lateral) son rugosas y no articulares. En la cara plantar destaca una cresta, la cresta del cuboides, que divide en dos partes su cara plantar constituyendo la parte anterior un canal denominado surco del peroneo lateral largo.

Grupo intermedio. Formado por los metatarsianos.

Metatarsianos. Son pequeños huesos largos, que se disponen de dentro afuera con los nombres de primero, segundo, tercero, cuarto y quinto. No se encuentran en el mismo plano sino que forman un arco transversal, más elevado por dentro que por fuera. Cada uno de ellos consta de una base o extremo proximal, un cuerpo o diáfisis y una cabeza o extremidad distal. El quinto suele presentar un saliente posteroexterno a nivel de su base: La apófisis estiloides del quinto metatarsiano. La diáfisis es prismática triangular con base dorsal y arista plantar. El primer metatarsiano (el más grueso) se articula con la primera cuña, el segundo encaja entre las tres cuñas, el tercero sólo se articula con la tercera, el cuarto con la tercera y el cuboides y el quinto sólo con el cuboides. Además todos se articulan entre sí.

Grupo distal: formado por las falanges.

Falanges. Se conocen con los nombres de primera o proximal, segunda o medial y tercera o distal o ungueal. El dedo gordo o hallux sólo tiene dos falanges: la proximal y la distal o ungueal. Son muy rudimentarias, presentando una base o extremidad proximal, una diáfisis muy corta y una cabeza o extremidad distal. Las superficies articulares de sus extremidades son trocleas rudimentarias.

2. Músculos

Los músculos que actúan sobre el pie se clasifican como músculos extrínsecos, los que se originan en la cara anterior, posterior o lateral de la

pierna, y los músculos intrínsecos, que se originan en la cara dorsal o plantar del pie.

Siendo los extrínsecos todos aquellos músculos que se originan en la pierna y se unen a los huesos del pie. La tibia y el peroné y la membrana interósea separan estos músculos en grupos anteriores y posteriores, a su vez, se subdividen en subgrupos y capas.

Los intrínsecos pueden dividirse en dos grupos: músculos de la planta del pie y músculos del dorso del pie.

Músculos de la planta del pie.

Los músculos de la planta del pie los podemos dividir en 3 planos: profundo, medio y superficial.

Plano profundo: Este plano muscular está inervado por el nervio plantar lateral rama del nervio tibial.

- Interóseos dorsales y plantares, participan en la flexión y extensión del pie, y abducción y aducción de los dedos, teniendo de referencia el eje del pie (segundo dedo).
- Músculo oponente del dedo meñique del pie que tracciona en dirección plantar y medial.
- Músculo flexor corto del quinto dedo. Flexiona la articulación metatarsofalángica.
- Músculo aductor del dedo gordo del pie. Su función es la flexión de la articulación metatarsofalángica, aduce y sustenta el arco transversal y longitudinal.
- Músculo flexor corto del dedo gordo. Se encarga de la flexión de la articulación metacarpofalángica y sustenta el arco longitudinal. Pasa entre los 2 huesos sesamoideos y se inserta en la segunda falange y la flexiona.

Plano medio: Este plano lo inerva el nervio plantar lateral y el plantar medial, que también es rama del nervio tibial (S2, S3)

- Músculo lumbrical del pie. Son 4 músculos que flexionan las articulaciones metatarsofalángeas del 2º al 5º dedo, provocan la extensión de la articulación interfalángica del 2º al 5º dedo y aduce del 2º al 5º dedo hacia el dedo gordo.
- Músculo cuadrado plantar. Aumenta la tracción del flexor largo de los dedos.

Plano superficial: Inervado por los nervios plantar medial y plantar lateral (S1, S2, S3)

- Músculo abductor del dedo gordo. Flexiona y abduce el primer dedo y sustenta el arco longitudinal. Está inervado por el nervio plantar medial procedente del nervio tibial.
- Músculo flexor corto de los dedos. Su acción es la flexión de la articulación metacarpofalángica e interfalángicas proximales del 2.º al 5.º dedo, también sustenta el arco longitudinal. Lo inerva el nervio plantar medial.
- Músculo abductor del 5º dedo. Flexiona, abduce y sustenta el arco longitudinal. Lo inerva el nervio plantar lateral, rama del nervio tibial.



Figura 53 – Músculos Intrínsecos del pie.

Músculos del dorso del pie

Los músculos intrínsecos del dorso del pie son únicamente dos:

- Músculo extensor corto de los dedos. Su contracción provoca la extensión de los dedos 2, 3 y 4. Actúa coordinadamente con el músculo extensor largo de los dedos.
- Músculo extensor corto del dedo gordo. Su contracción provoca la extensión del dedo gordo, actúa de forma coordinada con el músculo extensor largo del dedo gordo.

3. Articulaciones del pie humano

Articulación del tobillo o supra-astragalina. Se trata de una trocleartrosis formada por la cara distal de la extremidad inferior de la tibia y por las carillas

articulares de los maléolos, junto con el astrágalo que ofrece su polea para permitir los movimientos de flexo-extensión.

Articulación astragalotarsiana. Son las diversas articulaciones que experimenta el astrágalo con sus dos huesos tarsianos vecinos (calcáneo y escafoides). Esta articulación queda constituida por dos cámaras articulares independientes separadas por el seno del tarso.

Articulación calcaneocuboidea. Se establece entre la carilla articular distal del calcáneo y la carilla articular proximal del cuboides. Ambas son irregularmente triangulares. Es una articulación artrodial, provista de una cápsula y una sinovial propias y dotada de cierta autonomía funcional.

Articulaciones del tarso:

- Articulación cuneonavicular: la parte trasera del escafoides se articula con la primera, segunda y tercera cuña.
- Articulación intercuneiformes: se articulan entre si las tres cuñas.
- Articulación cubo-cuneana: la parte trasera del cuboides se articula con la base del cuarto y quinto dedo y la parte más externa de la tercera cuña.

Articulaciones tarsometatarsianas. La hilera más distal de los huesos del tarso (cuboides y tres cuñas) se articula con las extremidades proximales de los cinco metatarsianos. Son articulaciones artrodiales. La interlínea articular (conocida por los cirujanos como interlínea de Lisfranc) es muy quebrada y en la profundidad está interrumpida por dos principales ligamentos interóseos: (interno y externo).

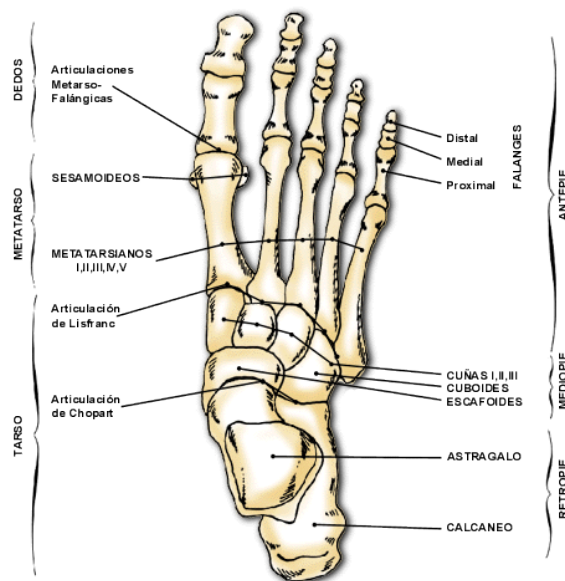


Figura 54 – Articulaciones Pie Humano (Vista Dorsal).

Articulaciones metatarsofalángeas e interfalángeas. Las primeras son bicondíleas mientras que las segundas son troclears rudimentarias. A su nivel se realizan fundamentalmente movimientos de flexo-extensión de los dedos, que tratan agarrarse a terreno para hacer más sólida la sujeción de la bóveda plantar. Por otra parte, es en estas articulaciones donde el pie estático o de apoyo adquiere el último impulso para despegarse del suelo y transformarse en dinámico durante la marcha.

4. Ligamentos del pie humano

Ligamentos de la articulación supraastragalina

Ligamento lateral interno o ligamento deltoideo. Toma como inserción proximal el maleolo tibial, abriéndose en abanico en dirección al tarso, distinguiéndose cuatro haces o fascículos según sus inserciones:

- Haz tibioastragalino posterior: tubérculo interno de la apófisis posterior del astrágalo.
- Haz tibioalcáneo: sustentaculum tali.
- Haz tibioastragalino anterior: cara interna del cuello del astrágalo.
- Haz tibioescafoideo: tuberosidad del escafoides.

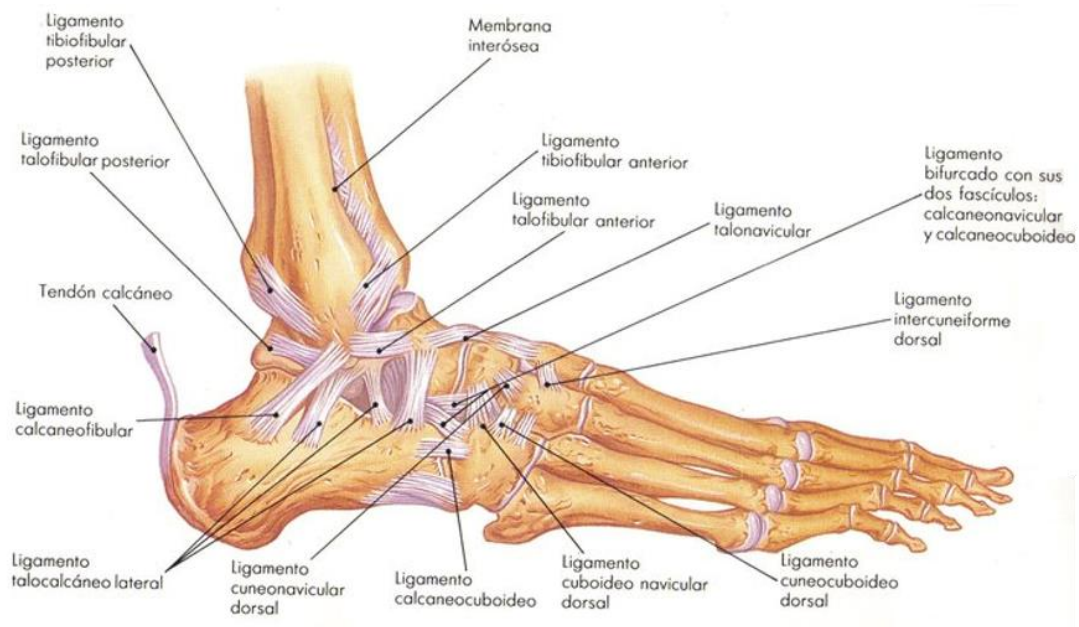


Figura 55 – Ligamentos Pie Humano.

Ligamentos de la articulación astragalotarsiana.

Además de los ligamentos calcaneoescafoideo plantar y haz escafoideo del ligamento en Y de Chopart, en la articulación astragalotarsiana se describen otros cuatro ligamentos.

- Ligamento calcaneoastragalino interóseo: es el más importante y poderoso. Rellena el seno del tarso, uniendo fuertemente los surcos correspondientes al astrágalo y calcáneo.
- Ligamento calcaeoastragalino posterior: une los tubérculos de la apófisis posterior del astrágalo con la parte vecina de la cara superior del calcáneo. Transforma en orificio el canal existente entre ambos tubérculos (para el tendón del flexor largo del dedo gordo).
- Ligamento calcaneoastragalino externo: desde la apófisis externa del astrágalo hasta la cara externa del calcáneo, situándose inmediatamente por delante del ligamento peroneocalcáneo.
- Ligamento calcaneoastragalino interno: muy débil y cubierto por el ligamento deltoideo, une la cara interna del astrágalo con la parte vecina del sustentaculum tali.
-

5. Aponeurosis y fascias

La aponeurosis plantar se sitúa en la planta del pie, bajo la piel, se inserta en el talón y en las falanges de los dedos.

6. La bóveda plantar humana

Se conoce como bóveda plantar el conjunto arquitectónico que forman los elementos óseos y ligamentosos del pie. Conforman una bóveda elástica que le permite adaptarse a las irregularidades del terreno y actuando como amortiguador en la marcha. Esto se debe a que sólo algunas zonas de los huesos del tarso y metatarso están en contacto con la superficie, por lo que forman una bóveda de forma triangular.

El peso que soporta el pie se transmite desde la articulación tibiotarsiana en tres direcciones hacia los puntos de apoyo de la bóveda plantar, mientras que los arcos antes descritos se aplanan y se elongan. Los puntos de apoyo de la bóveda plantar son 3, pero el peso no se reparte de forma equitativa entre cada uno de ellos.

La bóveda, a su vez, está sostenida por tres arcos. La curvatura de estos tres arcos es mantenida por ligamentos y músculos, lo que impide la separación de los huesos.

ANEXO II: POSICIÓN DEL PIE EN EL ANÁLISIS

A la hora de modelar por el método de elementos finitos una parte del cuerpo humano, lo primero que hay que determinar es la posición en la se va a realizar el estudio de 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.

Partiendo de la 6 subfases del ciclo de marcha que propuso Gefen et al. [34]

Initial-Contact: Contacto inicial del pie con el suelo. Es el momento en el que el talón es la única parte del pie que se apoya. Y por tanto el talón recibe 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 sienta el talón, 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 sollicitación 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.

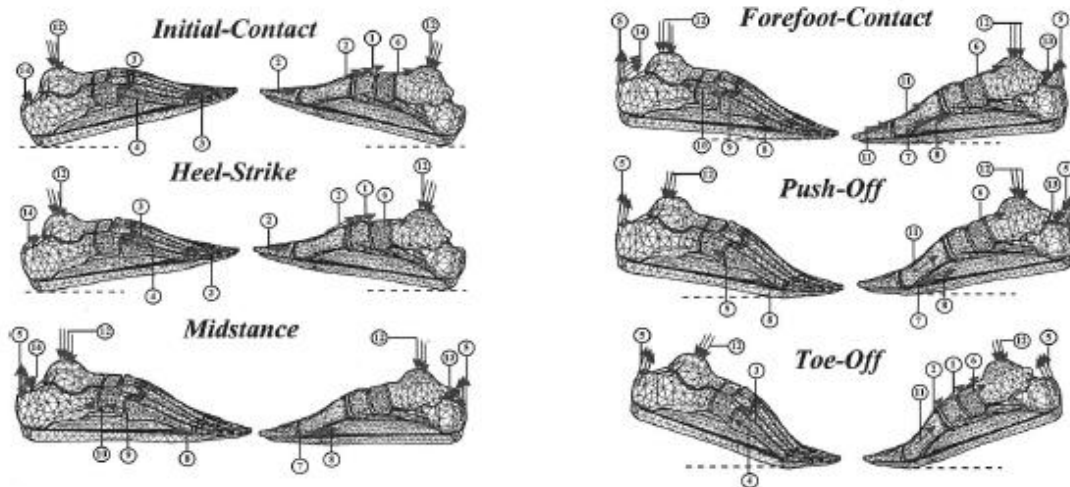


Figura 56 – Ciclo de marcha propuesto por Gefen et al.

Para el estudio que se lleva a cabo en este proyecto, el análisis de la influencia de la geometría de la falange en el cuarto dedo del pie y su efecto en las falanges adyacentes, la posición más desfavorable es cuando el peso del cuerpo recae sobre las cabezas de los metatarsos. 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.

1. Aínsa Barreras, J. (2011). **Estudio de extracción ósea en el hueso calcáneo y una anomalía del segundo metatarsiano**. Proyecto Final de Carrera. Universidad de Zaragoza.
2. Antunes, P., Dias, G., Coelho, A., Rebelo, F. and Pereira, T. (2008). **Hyperelastic Modelling of Cork-Polyurethane Gel Composites: Non-Linear FEA Implementation in 3D Foot Model**. Materials Science Forum, 587-588, pp.700-705.
3. Athanasiou, K., Liu, G., Lavery, L., Lanctot, D. and Schenck, R. (1998). **Biomechanical Topography of Human Articular Cartilage in the First Metatarsophalangeal Joint**. Clinical Orthopaedics and Related Research, 348, pp.269-281.
4. Bandak, F., Tannous, R. and Toridis, T. (2001). **On the development of an osseo-ligamentous finite element model of the human ankle joint**. *International Journal of Solids and Structures*, 38(10-13), pp.1681-1697.
5. Bayod, J., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., Losa-Iglesias, M. and Doblaré, M. (2012). **Mechanical stress redistribution in the calcaneus after autologous bone harvesting**. Journal of Biomechanics, 45(7), pp.1219-1226.
6. Bayod, J., de Bengoa Vallejo, R., Iglesias, M. and Doblaré, M. (2013). **Stress at the Second Metatarsal Bone After Correction of Hammertoe and Claw Toe Deformity**. Journal of the American Podiatric Medical Association, 103(4), pp.260-273.
7. Bayod, J., Losa-Iglesias, M., Becerro de Bengoa-Vallejo, R., Prados-Frutos, J., Jules, K. and Doblaré, M. (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**. *Journal of Biomechanical Engineering*, 132(5), p.051002.
8. Budhabhatti, S., Erdemir, A., Petre, M., Sferra, J., Donley, B. and Cavanagh, P. (2007). **Finite Element Modeling of the First Ray of the Foot: A Tool for the Design of Interventions**. Journal of Biomechanical Engineering, 129(5), p.750.
9. Calvo Garcia, C. (2016). **Respuesta biomecánica a cinco tipos de cirugía para aliviar el dedo en garra mediante implante de NiTi**. Proyecto Final de Carrera. Universidad de Zaragoza.
10. Chen, W., Lee, S. and Lee, P. (2015). **Plantar pressure relief under the metatarsal heads – Therapeutic insole design using three-dimensional finite element model of the foot**. *Journal of Biomechanics*, 48(4), pp.659-665.
11. Chen, W., Tang, F. and Ju, C. (2001). **Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis**. *Clinical Biomechanics*, 16(7), pp.614-620.
12. Chen, W., Tang, F. and Ju, C. (2001). **Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis**. *Clinical Biomechanics*, 16(7), pp.614-620.

13. Cheng, H., Lin, C., Wang, H. and Chou, S. (2008). **Finite element analysis of plantar fascia under stretch—The relative contribution of windlass mechanism and Achilles tendon force.** *Journal of Biomechanics*, 41(9), pp.1937-1944.
14. Cheung, J. and Zhang, M. (2005). **A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design.** *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(2), pp.353-358.
15. Cheung, J., Zhang, M. and An, K. (2004). **Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex.** *Clinical Biomechanics*, 19(8), pp.839-846.
16. Cheung, J., Zhang, M., Leung, A. and Fan, Y. (2005). **Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study.** *Journal of Biomechanics*, 38(5), pp.1045-1054.
17. Cho, J., Park, S., Ryu, S., Kim, S. and Lee, S. (2009). **Landing impact analysis of sports shoes using 3-D coupled foot-shoe finite element model.** *Journal of Mechanical Science and Technology*, 23(10), pp.2583-2591.
18. Clift, S. (1992). **Finite-element analysis in cartilage biomechanics.** *Journal of Biomedical Engineering*, 14(3), pp.217-221.
19. Coughlin, M. J. (1984). **Hallux Valgus - causes, evaluation, and treatment.** *Postgraduate.Medicine*, 75(5).
20. Cowin, S. C. (1979). **On the Strength Anisotropy of Bone and Wood.** *Journal of Applied Mechanics*, 46(4):832_838.
21. Crowninshield, R. and Nakamura, S. (1981). **An analysis of soft tissue loading in the foot.** *Journal of Biomechanics*, 14(7), p.492.
22. Es.wikipedia.org. (2017). **Hallux valgus.** [online] Available at: https://es.wikipedia.org/wiki/Hallux_valgus [Accessed 18 Nov. 2017].
23. Es.wikipedia.org. (2017). **Neuroma de Morton.** [online] Available at: https://es.wikipedia.org/wiki/Neuroma_de_Morton [Accessed 18 Nov. 2017].
24. Es.wikipedia.org. (2017). **Pie.** [online] Available at: <https://es.wikipedia.org/wiki/Pie> [Accessed 18 Nov. 2017].
25. Fernandez Gurumeta, D. (2017). **Lesiones tobillo y pie.** [online] Available at: <http://www.columnaytraumatologia.com/lesiones-y-tratamientos/traumatologia-general-y-deportiva/lesiones-de-tobillo-y-pie.html> [Accessed 18 Nov. 2017].
26. García González, A. (2007). **Estudio por elementos finitos del pie humano. Aplicación a diferentes patologías.** Proyecto Final de Carrera. Universidad de Zaragoza.
27. García-Aznar, J. (2008). **Load Transfer Mechanism for Different Metatarsal Geometries: A Finite Element Study.** *Journal of Biomechanical Engineering*, 131(2), p.021011.
28. García-González, A., Bayod, J., Prados-Frutos, J., Losa-Iglesias, M., Jules, K., de Bengoa-Vallejo, R. and Doblaré, M. (2009). **Finite-element simulation of flexor digitorum longus or flexor digitorum brevis tendon transfer for the treatment of claw toe deformity.** *Journal of Biomechanics*, 42(11), pp.1697-1704.
29. Gefen, A. (2002). **Biomechanical analysis of fatigue-related foot injury mechanisms in athletes and recruits during intensive**

- marching.** *Medical & Biological Engineering & Computing*, 40(3), pp.302-310.
30. Gefen, A. (2002). **Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release.** *Journal of Biomechanics*, 35(5), pp.629-637.
 31. Gefen, A. (2003). **Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation.** *Medical Engineering & Physics*, 25(5), pp.435-436.
 32. Gefen, A. (2003). **The in Vivo Elastic Properties of the Plantar Fascia during the Contact Phase of Walking.** *Foot & Ankle International*, 24(3), pp.238-244.
 33. Gefen, A., Megido-Ravid, M. and Itzchak, Y. (2001). **In vivo biomechanical behavior of the human heel pad during the stance phase of gait.** *Journal of Biomechanics*, 34(12), pp.1661-1665.
 34. Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzchak, Y. and Arcan, M. (2000). **Biomechanical Analysis of the Three-Dimensional Foot Structure During Gait: A Basic Tool for Clinical Applications.** *Journal of Biomechanical Engineering*, 122(6), p.630.
 35. Gómez-Benito, M., Fornells, P., García-Aznar, J., Seral, B., Seral-Iñigo, F. and Doblaré, M. (2007). **Computational comparison of reamed versus unreamed intramedullary tibial nails.** *Journal of Orthopaedic Research*, 25(2), pp.191-200.
 36. Hsu, Y., Gung, Y., Shih, S., Feng, C., Wei, S., Yu, C. and Chen, C. (2008). **Using an Optimization Approach to Design an Insole for Lowering Plantar Fascia Stress—A Finite Element Study.** *Annals of Biomedical Engineering*, 36(8), pp.1345-1352.
 37. Huiskes, R. (1982). **On the modelling of long bones in structural analyses.** *Journal of Biomechanics*, 15(1), pp.65-69.
 38. Isvilanonda, V., Dengler, E., Iaquinto, J., Sangeorzan, B. and Ledoux, W. (2012). **Finite element analysis of the foot: Model validation and comparison between two common treatments of the clawed hallux deformity.** *Clinical Biomechanics*, 27(8), pp.837-844.
 39. Lichtwark, G. a. and Wilson, a. M. (2005). **In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping.** *The Journal of experimental biology*, 208(Pt 24):4715_25.
 40. Lin, S.-C., Chen, C. P.-C., Tang, S. F.-T., Chen, C.-W., Wang, J.-J., Hsu, C.-C., Hsieh, J.-H., and Chen, W.-P. (2014). **Stress Distribution Within the Plantar Aponeurosis During Walking - a Dynamic Finite Element Analysis.** *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 14(04):1450053.
 41. Los Arcos Martínez, A. (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.** Proyecto Final de Carrera. Universidad de Zaragoza.
 42. Lundberg, A., Goldie, I., Kalin, B. and Selvik, G. (1989). **Kinematics of the Ankle/Foot Complex: Plantarflexion and Dorsiflexion.** *Foot & Ankle*, 9(4), pp.194-200.
 43. Lundberg, A., Svensson, O., Bylund, C. and Selvik, G. (1989). **Kinematics of the Ankle/Foot Complex—Part 3: Influence of Leg Rotation.** *Foot & Ankle*, 9(6), pp.304-309.

44. Lundberg, A., Svensson, O., Bylund, C., Goldie, I. and Selvik, G. (1989). **Kinematics of the Ankle/Foot Complex—Part 2: Pronation and Supination.** *Foot & Ankle*, 9(5), pp.248-253.
45. Matzaroglou, C., Bougas, P., Panagiotopoulos, E., Saridis, A., Karanikolas, M. and Kouzoudis, D. (2010). **Ninety-Degree Chevron Osteotomy for Correction of Hallux Valgus Deformity: Clinical Data and Finite Element Analysis.** *The Open Orthopaedics Journal*, 4(1), pp.152-156.
46. Morales Orcajo, E. (2012). **Influencia de la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie en la formación de juanetes.** Trabajo Fin de Master. Universidad de Zaragoza.
47. Morales Orcajo, E. (2015). **Computational foot modeling for clinical assessment.** PhD thesis. Universidad de Zaragoza.
48. Nguyen, T. C. (2005). **Mathematical modelling of the biomechanical properties of articular cartilage.** PhD thesis, University of Queensland, Australia.
49. Palomo López, P., Prados Frutos, J. and Becerro de Bengoa Vallejo, R. (2011). **Extensor Hallucis Capsularis o Tendón Accesorio del Extensor Hallucis Longus: Estudio anatómico y funcional, frecuencia y mediciones.** *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, 5(2).
50. Patil, K., Braak, L. and Huson, A. (1996). **Analysis of stresses in two-dimensional models of normal and neuropathic feet.** *Medical & Biological Engineering & Computing*, 34(4), pp.280-284.
51. Pavan, P. G., Pachera, P., Stecco, C., and Natali, a. N. (2014). **Constitutive modeling of time-dependent response of human plantar aponeurosis.** *Computational and mathematical methods in medicine*, 2014:1_8.
52. Podoactiva.com. (2017). **¿Qué es el Neuroma de Morton?** | Blog Podoactiva. [online] Available at: <http://www.podoactiva.com/es/blog/patologias-y-tratamientos/que-es-el-neuroma-de-morton> [Accessed 18 Nov. 2017].
53. Qiu, T., Teo, E., Yan, Y. and Lei, W. (2011). **Finite element modeling of a 3D coupled foot–boot model.** *Medical Engineering & Physics*, 33(10), pp.1228-1233.
54. Ripollydeprado.com. (2017). **Estado Actual de la Cirugía del Hallux Valgus** | Ripoll y De Prado. [online] Available at: http://www.ripollydeprado.com/dr_de_prado/estado-actual-de-la-cirugia-del-hallux-valgus/ [Accessed 18 Nov. 2017].
55. Ripollydeprado.com. (2017). **Patologías frecuentes del pie** | Ripoll y De Prado. [online] Available at: http://www.ripollydeprado.com/dr_de_prado/patologias-frecuentes-del-pie/ [Accessed 18 Nov. 2017].
56. Rosas Ramos, A. (2006). **Estudio por elementos finitos del comportamiento del pie.** Proyecto Final de Carrera.
57. Schreppers, G., Sauren, A. and Huson, A. (1990). **A Numerical Model of the Load Transmission in the Tibio-Femoral Contact Area.** *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 204(1), pp.53-59.

58. Spirka, T., Erdemir, A., Ewers Spaulding, S., Yamane, A., Telfer, S. and Cavanagh, P. (2014). **Simple finite element models for use in the design of therapeutic footwear.** *Journal of Biomechanics*, 47(12), pp.2948-2955.
59. Weiss, J. a. and Gardiner, J. C. (2001). **Computational modeling of ligament mechanics.** *Critical reviews in biomedical engineering*, 29(3):303_71.
60. Weng-Pin Chen, Fuk-Tan Tang, Chia-Wei Ju, (2001). **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.
61. Wu, L. (2007). **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*, 22(2), pp.221-229.
62. Yu, J., Cheung, J., Wong, D., Cong, Y. and Zhang, M. (2013). **Biomechanical simulation of high-heeled shoe donning and walking.** *Journal of Biomechanics*, 46(12), pp.2067-2074.
63. Zanetti, M., Ledermann, T., Zollinger, H. and Hodler, J. (1997). **Efficacy of MR imaging in patients suspected of having Morton's neuroma.** *American Journal of Roentgenology*, 168(2), pp.529-532.