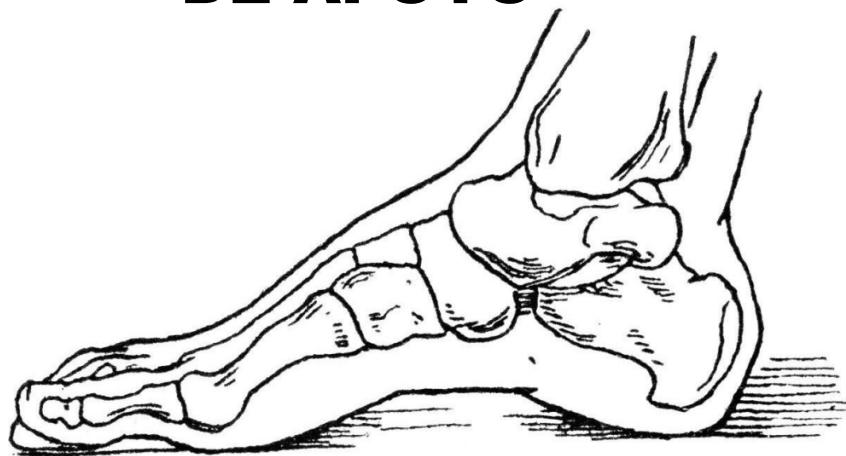


PROYECTO DE FIN DE CARRERA



ÁREA DE MECÁNICA DE MEDIOS CONTINUOS Y TEORÍA DE ESTRUCTURAS

TRANSMISIÓN DE TENSIONES Y EVALUACIÓN DE PRESIONES PLANTARES DEL PIE EN EL SEGUNDO Y TERCER MOMENTO DE APOYO



DIRIGIDO POR:

JAVIER BAYOD LOPEZ

DR. INGENIERO INDUSTRIAL POR LA
UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

REALIZADO POR:

CARLOS FERNÁNDEZ MANCHADO

ZARAGOZA, MAYO DE 2010

ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA

Memoria

PFC

Carlos Fernández Manchado

ÍNDICE

1.- INTRODUCCIÓN	4
1.1.-BIOINGENIERÍA Y BIOMECÁNICA.....	4
1.2.-ESTUDIOS ANTERIORES DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DEL PIE.....	7
1.3.-OBJETIVOS DEL PROYECTO.....	7
2.- MODELO DE ELEMENTOS FINITOS	8
2.1.-PUNTO DE PARTIDA.....	8
2.2.-MODELADO DE LA APONEUROSIS (FASCIA) PLANTAR	10
2.2.1.- DISEÑO GEOMÉTRICO	10
2.2.2.- MALLADO	14
2.2.3.- IMPORTACIÓN AL MODELO EN I-DEAS Y ADAPTACIÓN A LA FORMA DEL PIE	16
2.3.-DESARROLLO DE LA GRASA Y DE LA PIEL PLANTAR	19
2.3.1.- GRASA.....	19
2.3.2.- PIEL	22
2.4.-SUELO	23
2.5.-PREPARACIÓN PARA EXPORTAR A ABAQUS	25
2.5.1.- CONTACTOS.....	25
2.5.2.- ZONA DE APLICACIÓN DE CARGAS	29
2.6.-EXPORTACIÓN A ABAQUS.....	30
3.- PREPARACIÓN DEL MODELO PARA CÁLCULO	32
3.1.-SUELO COMO SUPERFICIE RÍGIDA	32
3.2.-PEGADO DE LA FASCIA AL HUESO: FUNCIÓN 'TIE'	32
3.3.-PAR DE CONTACTO PIEL-SUEL.....	33
3.4.-PROPIEDADES DE LOS MATERIALES.....	33
3.4.1.- TIPOS DE MATERIAL.....	33
1. HUESO CORTICAL Y ESPOÑOSO	34
2. CARTÍLAGO	36
3. LIGAMENTOS	36
4. FASCIA	38
5. FLEXORES.....	38
6. GRASA.....	38
7. PIEL.....	40

3.5.-CARGAS Y CONDICIONES DE CONTORNO.....	41
3.5.1.- CARGAS PARA EL SEGUNDO MOMENTO DE APOYO	41
3.5.1.- CARGAS PARA EL TERCER MOMENTO DE APOYO	42
3.5.2.- CONDICIONES DE CONTORNO.....	44
4.- ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	45
4.1.-FORMA DE CÁLCULO.....	45
4.2.-APONEUROSIS (FASCIA) PLANTAR.....	47
4.2.1.- INFLUENCIA EN LOS LIGAMENTOS	47
4.2.2.- INFLUENCIA SOBRE LA GRASA PLANTAR.....	50
4.2.3.- CAIDA DE LA BÓVEDA PLANTAR	51
4.3.-ALMOHADILLA (GRASA) PLANTAR.....	53
4.3.1.- PRESIONES PLANTARES	53
4.3.2.- VARIACIÓN DE SUS PROPIEDADES MECÁNICAS	56
4.4.-INFLUENCIA DE LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO	57
4.5.-PIEL PLANTAR.....	58
4.6.-COMPARACIÓN CON EL MODELO SIN GRASA DE LAS TENSIONES METATARSALES PRODUCIDAS.....	59
5.- CONCLUSIONES.....	61
6.- LINEAS FUTURAS.....	62

1.- INTRODUCCIÓN

1.1.- BIOINGENIERÍA Y BIOMECÁNICA

La **bioingeniería** es una ciencia multidisciplinar que comprende varias ramas de la ingeniería (mecánica, electrónica, informática, robótica, etc) de las cuales aplica sus conocimientos y técnicas en el campo de la medicina. Es una de las ramas más jóvenes de la ingeniería.

Se dedica fundamentalmente al diseño y construcción de productos sanitarios y tecnologías sanitarias tales como equipos médicos, prótesis, dispositivos médicos, dispositivos de diagnóstico (imagenología médica) y de terapia. También interviene en la gestión o administración de los recursos técnicos ligados a un sistema de hospitales. Combina la experiencia de la ingeniería con necesidades médicas para obtener beneficios en el cuidado de la salud.

Resulta de un largo espectro de disciplinas que la influencian desde diversos campos y fuentes de información. Debido a su extrema diversidad, no es extraño que la bioingeniería se centre en un aspecto en particular. Existen muy diversos desgloses de disciplinas para esta ingeniería, a menudo se desgrana en:

- Biomagnetismo y técnicas cerebrales
- Creación de imágenes y óptica biomédicas.
- Biomateriales
- Biomecánica y biotransporte
- Instrumentación médica
- Ingeniería molecular y celular
- Biología de sistemas

Hoy en día es posible aplicar con éxito modelos matemáticos que permiten simular fenómenos muy complejos en potentes ordenadores, del comportamiento de sistemas biológicos, con el control de un gran número de parámetros o con la repetición de su comportamiento. A esos recursos informáticos, matemáticos y a la bioingeniería en general son a los que hay que agradecer el que este proyecto sea posible, y no solo esto, sino que el avance que ha experimentado el conocimiento médico, diagnóstico, terapias y tratamientos, desde hace más de medio siglo, hubiese sido imposible si no fuese gracias a ellos.

La rama de la bioingeniería que *enmarca a este proyecto* es la **biomecánica**, la cual se puede definir el conjunto de conocimientos interdisciplinares generados a partir de utilizar, con el apoyo de otras ciencias biomédicas, los aportes de la

mecánica y distintas tecnologías, primero para el estudio del comportamiento de los sistemas biológicos, en particular del cuerpo humano, y segundo, en resolver los problemas que le provocan las distintas condiciones a las que puede verse sometido. Existe una gran variedad de aplicaciones incorporadas a la práctica médica con esta disciplina, desde la clásica pata de palo, a las sofisticadas ortopédicas con mando mioeléctrico, de las válvulas cardíacas a los modernos marcapasos, etc. La biomecánica del cuerpo humano puede estudiarse desde distintos puntos de vista: mecánico (ingeniería), bioquímico (composición molecular y sus repercusiones sobre la función) y estructural (macroscópica, microscópica, vascularización e inervación relacionándolas con sus propiedades).

Algunas de las aplicaciones e investigaciones biomecánicas realizadas y en proceso de desarrollo dentro del grupo de investigación GEMM (Grupo de mecánica estructural y modelado de materiales) perteneciente al I3A (Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón) donde se realizó este proyecto fin de carrera son:

1. Simulación por elementos finitos del cráneo, estudio de comportamiento de la articulación temporomandibular.

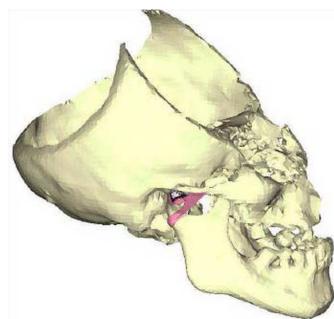


Fig1.1: Modelo de cráneo por
E.F.

2. Diseño de stents para la arteria carótida.
3. Estudio del comportamiento pre y post-operado de los ligamentos y menisco de la rodilla.

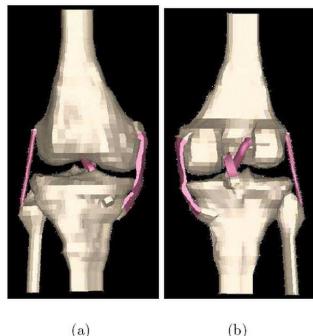


Fig 1.2: Articulación de la rodilla. (a) vista anterior, (b) vista posterior

4. Estudios de desgaste del cartílago articular de la rodilla y del polietileno en diferentes tipos de prótesis de rodilla.

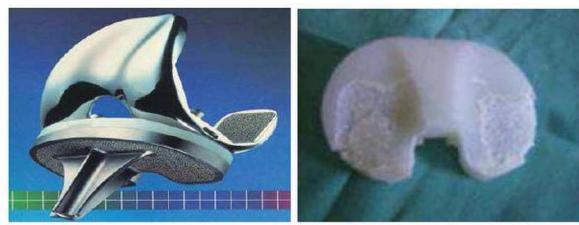


Fig. 1.3: (a) Prótesis de rodilla. (b) Polietileno articular desgastado

5. Diseño de filtros de vena cava.
6. Estudio y representación computacional de las fases del crecimiento de células óseas en fracturas.
7. Simulación por elementos finitos y estudio de la córnea humana para intervenciones quirúrgicas.

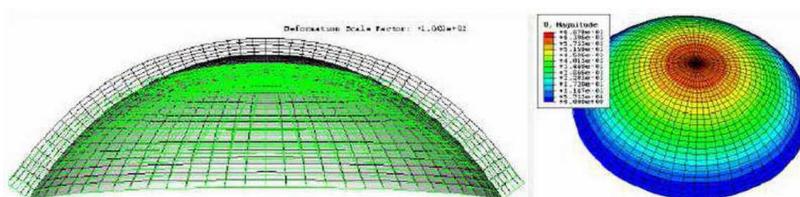


Fig. 1.4: Modelo de cornea humana en E.F.

8. Scaffolds para el crecimiento de estructuras en laboratorio de tejido biológico.

1.2.- ESTUDIOS ANTERIORES DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DEL PIE

Hasta ahora, otros estudios se habían centrado en el comportamiento mecánico del pie, y no se había realizado un modelo suficientemente realista para su estudio estático.

El siguiente proyecto complementa estudios realizados con anterioridad por el Grupo de Mecánica Estructural y Modelado de Materiales (GEMM) del Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), los cuales se han basado principalmente en estudiar el comportamiento estático del pie según diversas posiciones de la marcha humana, y diferentes configuraciones de los huesos del pie. Este proyecto es una parte de un proyecto más amplio realizado por este grupo, que pretende conseguir un modelo computarizado de pie estático en varias posiciones de la marcha, lo más realista posible, para su uso médico (estudio de patologías clínicas, deformaciones, variantes quirúrgicas, etc.). El interés inicial que motivó a la realización del proyecto fue para su uso quirúrgico; cuyo interés se debió para estudiar el comportamiento del pie en garra, y su solución quirúrgica.

1.3.- OBJETIVOS DEL PROYECTO

Este estudio pretende mejorar el modelo computacional que ya se tenía del pie, hecho por el GEMM . Los objetivos fundamentales son realizar los siguientes trabajos para dos modelos de elementos finitos de diferentes posiciones de la marcha humana:

- 1) Modelización de la aponeurosis plantar
- 2) Modelización de la grasa plantar y piel
- 3) Simulación del contacto pie-suelo
- 4) Huella plantar
- 5) Obtención de las presiones de contacto, fin último del proyecto

2.- MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

2.1.- PUNTO DE PARTIDA

Como se ha comentado con anterioridad, en este proyecto se mejoran dos modelos de elementos finitos del conjunto del pie realizados en proyectos anteriores, uno en la posición del segundo momento de apoyo y otro en la posición del tercer momento de apoyo. El trabajo consiste principalmente en implementar la aponeurosis plantar, la piel y la grasa lo más realista posible adaptándolas a estos modelos, para un uso posterior en estudios sobre presiones plantares y huella plantar.

Al igual que en trabajos anteriores, este proyecto fin de carrera forma parte de un proyecto de investigación dentro del GEMM en el cual se pretende ir mejorando poco a poco el modelo de elementos finitos de un pie real, añadiéndole nuevos elementos, y realizando sobre él nuevos estudios de investigación que hagan cada vez más exacto su comportamiento.

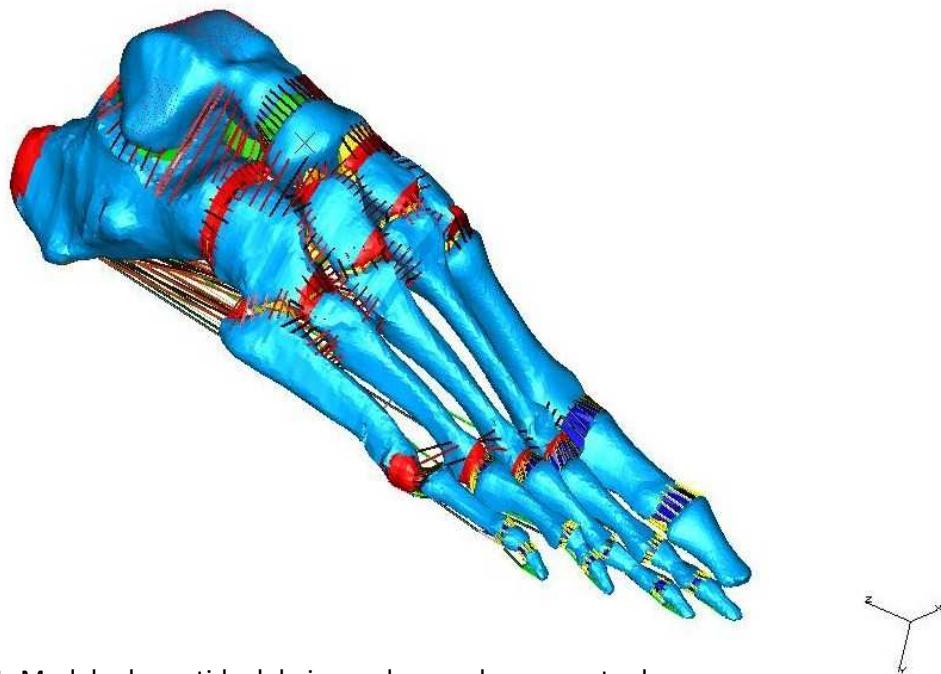


Fig. 2.1: Modelo de partida del pie en el segundo momento de apoyo.

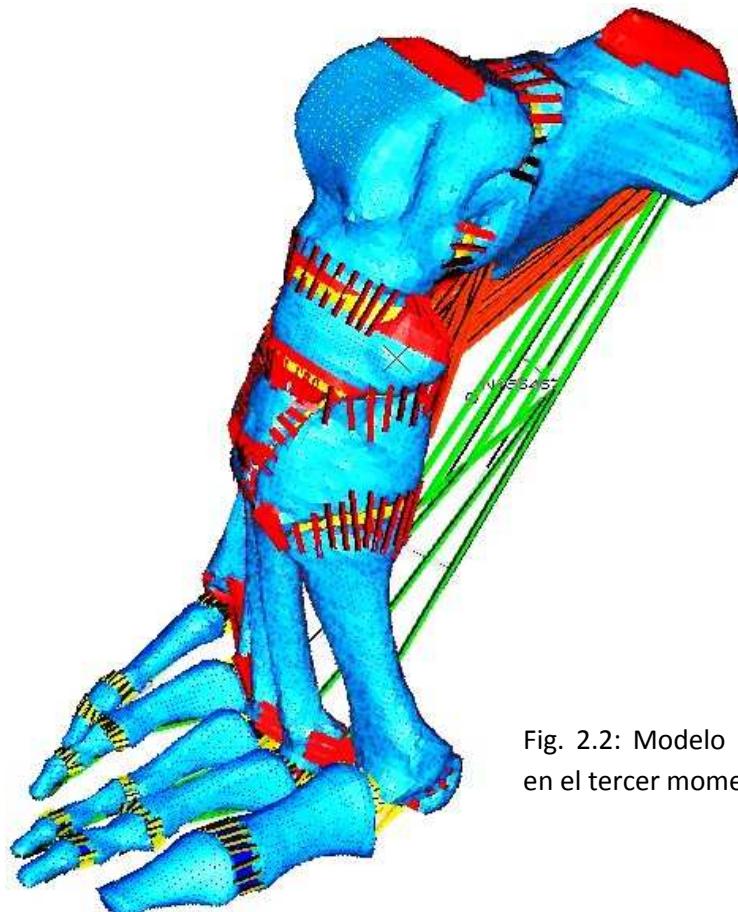


Fig. 2.2: Modelo inicial de E.F.
en el tercer momento de apoyo

Cabe comentar que para el modelado de elementos finitos del pie se utilizó el software de pre y postprocesado de malla llamado I-DEAS (el más utilizado en el grupo GEMM). Como se explica más adelante, primero se hace un mallado automático con el programa HARPOON y a continuación se exportan los modelos como archivos NASTRAN, que se pueden importar a I-DEAS directamente, ya que admite esta extensión.

Se debe tener en cuenta a la hora de utilizar el programa I-DEAS que su filosofía de trabajo se basa en el uso de grupos que pueden contener elementos, nodos, etc. En el caso del presente proyecto se han creado muchos de ellos, que visualizando todos a la vez se ve el modelo completo. El trabajar usando grupos permite el poder modificar ciertas zonas sin afectar al resto del modelo, asignar propiedades diferentes, etc. Para la diferenciación en grupos, lo más común, es el uso de diferentes colores para cada uno con el fin de trabajar con ellos cómodamente.

2.2.- MODELADO DE LA APONEUROSIS (FASCIA) PLANTAR

2.2.1.- DISEÑO GEOMÉTRICO

La fascia inicialmente se realizó sobre el modelo en el segundo momento de apoyo, y una vez hecha esta se adaptó al modelo en el tercer momento en I-DEAS.

Debido a la imposibilidad de apreciación de la fascia plantar en las tomografías hechas en el pie (ya que este tipo de tejido apenas absorbe radiación), tuvo que ser esquematizada por el médico podólogo que apoya los estudios del pie realizados por el GEMM. Las indicaciones fueron hechas sobre fotos tomadas de los huesos del pie, los cuales nos sirvieron para diseñar la geometría de la fascia mediante retroscopia.

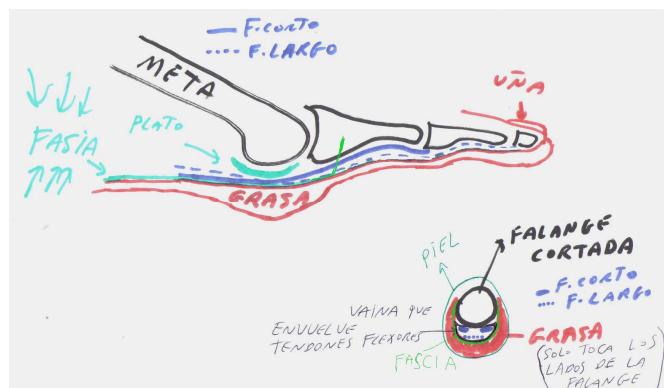


Fig. 2.3: Algunos de los croquis de la fascia realizados por el médico

El método usado para la implementación de la fascia, en resumen, fue el siguiente:

1. Lo primero fue importar el esquema más representativo de la fascia aportado por el médico (visión plantar), que pertenecía al segundo momento de apoyo, a un software especial de tratamiento de imagen y diseño 3D.

2.



Fig. 2.4: Esquema más representativo de la fascia realizado aportado por el médico, usado para diseñar la forma de la fascia sobre él.

3. En la visión plantar se realiza una retroscopia de la fascia, la cual nos queda totalmente plana. Esta retroscopia deja la fascia con un contorno muy mal definido, por segmentos rectos. Se divide manualmente la geometría hecha en zonas para que posteriormente el programa haga una subdivisión automática y refine la forma de la geometría (cuantas más divisiones más refinada quedará la geometría y mejor será su adaptación a los huesos). Esto es muy similar a la forma de trabajo con elementos finitos, cuanto más pequeños sean elementos mejor se adapta la malla a formas geométricas.

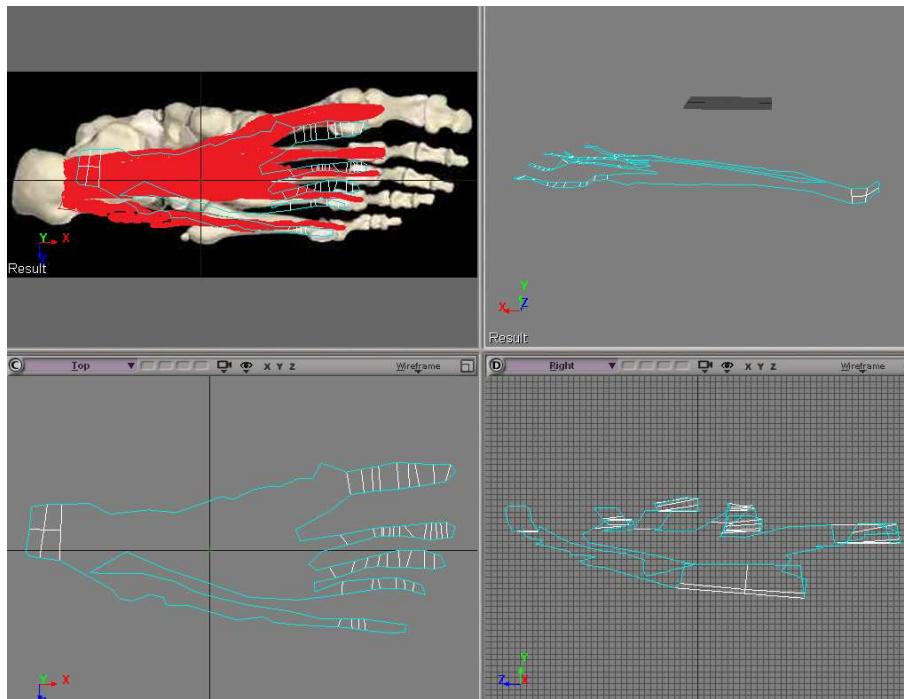


Fig 2.5: Retrosocopia de la fascia plantar a partir del esquema aportado por el médico.

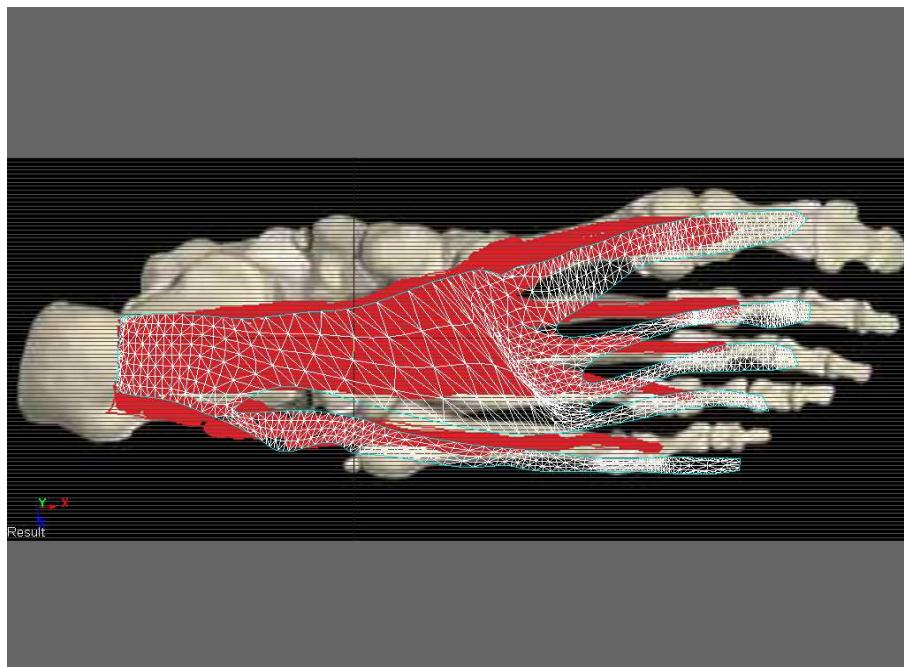


Fig. 2.6: Geometría de la fascia tras el suavizado del contorno

Importamos al programa nuestro modelo 3D inicial del pie en el segundo momento de apoyo, y escalamos hasta que las fotos del médico coincidiesen prácticamente con nuestro modelo. De esta forma se consigue que la fascia que dibujaremos en este programa aparezca relativamente bien posicionada respecto a nuestro modelo de pie.

4. Tenemos una geometría plana de la fascia en su visión plantar, ahora toca adaptarla a la realidad tanto en su vista plantar, como en su vista lateral.

La fascia se adapta lo máximo posible a los esquemas hechos por el médico en el modelo 3D del pie, desplazando los puntos geométricos tanto vertical como horizontalmente en las diferentes vistas, mediante una función del programa (lattice) que permite realizar un cambio de geometría suavizado moviendo manualmente solo unos pocos puntos patrón.

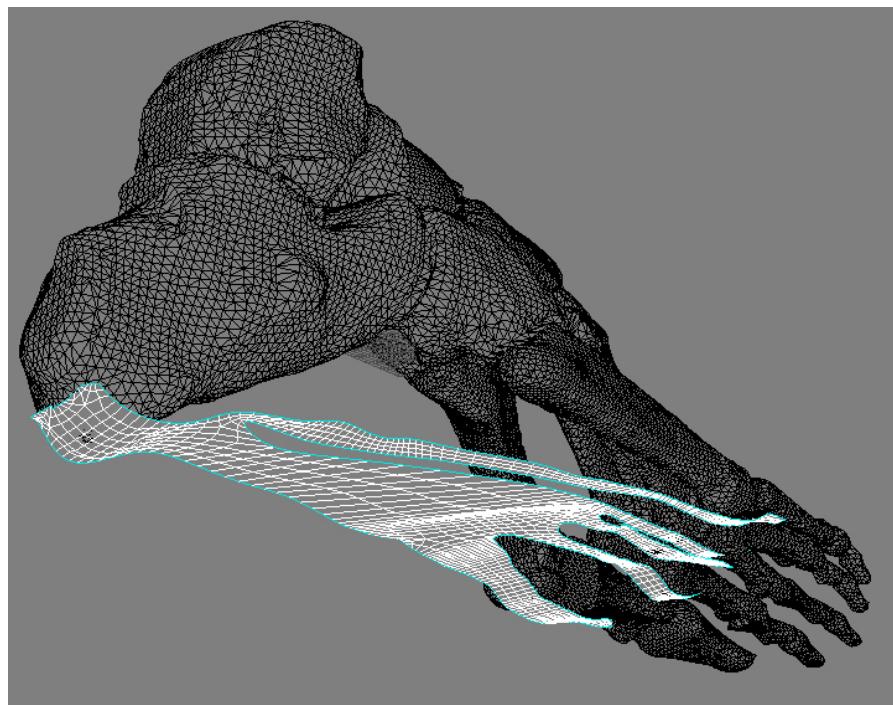


Fig. 2.7: Imagen de cómo quedaría la geometría de la fascia tras el proceso anterior.

5. Una vez que hemos adaptado la fascia lo máximo posible al pie exportamos el archivo en OBJ y con otro programa traduciremos a STL que es lo que reconoce ‘Harpoon’.

2.2.2.- MALLADO

Para tal menester se utilizó el software de mallado automático ‘Harpoon’ cuyas ventajas radican en la rapidez y calidad de mallado, la no necesidad de tener una malla superficial previa, la tolerancia que tiene en cuanto a errores geométricos y la facilidad de uso.

El procedimiento fue el siguiente:

1. Importamos a Harpoon la geometría de la fascia en archivo STL
2. Se procedió al mallado automático dándole al programa las siguientes especificaciones:
 - Mallado externo: Harpoon nos da a elegir entre mallado interno y externo (malla el espacio no ocupado por el volumen o el exterior respectivamente); como la geometría es una superficie se eligió externo ya que al no existir volumen no podría mallar ningún espacio interno, y el programa daría error. Al hacer cualquier mallado, tanto interno como externo el programa hace un mallado superficial sobre la geometría, que es lo que nos interesa.
 - Quitar nodos coincidentes: activar esta especificación evita la formación de nodos muy cercanos o coincidentes.
 - Elementos dominantemente hexaédricos: se eligió este tipo de elementos para el mallado. Así en el mallado superficial nos quedarán cuadriláteros, son los más indicados para posteriormente hacer la grasa y la piel, los cuales permitirán un mejor contacto con el suelo.
 - Tamaño de malla 2.5: Se usó un tamaño medio de elemento de 2.5 mm. Es un tamaño razonable para obtener resultados precisos, y no obtener un tiempo excesivo de cálculo, ya que estos repercutirán en el tamaño de los elementos de la piel con los cuales se realizará un contacto con los del suelo.

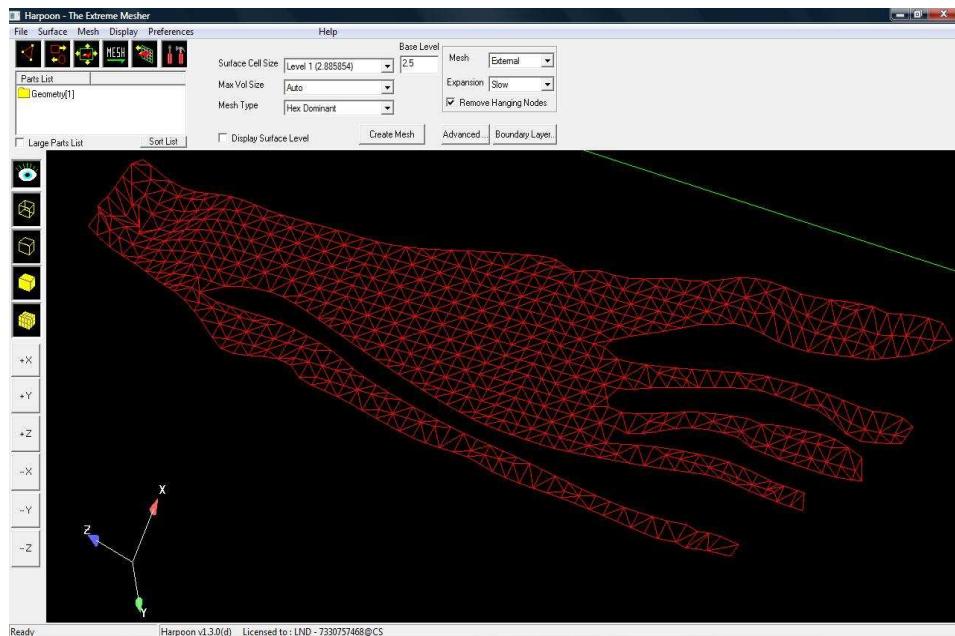


Fig. 2.8: Geometría de la fascia en el programa Harpoon con las opciones elegidas para el tipo de mallado

3. Despues del mallado el programa genera automáticamente grupos (tantos grupos como le hayamos indicado). Hay que asegurarse que grupo es el que nos interesa para exportar, que en nuestro caso fue solo el de elementos superficiales, que contiene además de los elementos superficiales de la fascia, otros que no nos interesa, y que nos encargaremos de borrar en I-DEAS.

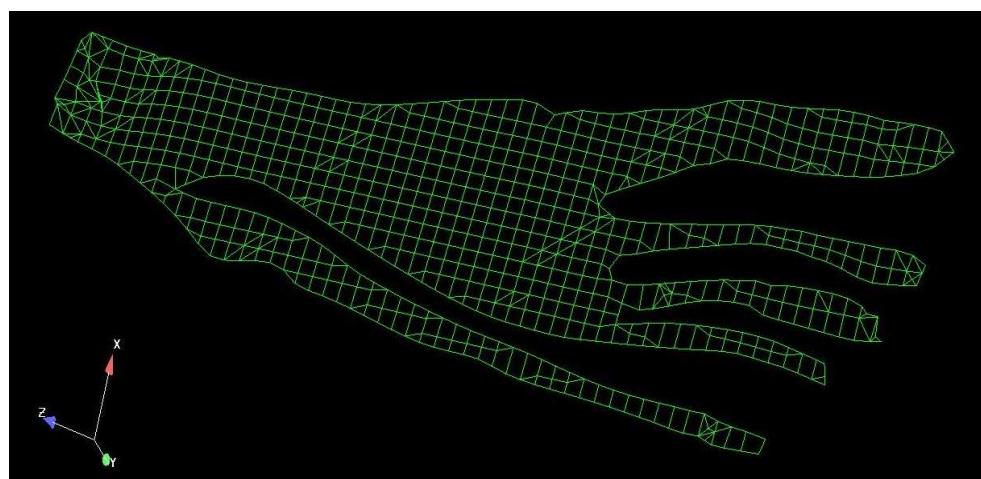


Fig. 2.9: Fascia en Harpoon una vez mallada. Se puede observar que en ciertas zonas con geometría más complicada, el mallado es de mala calidad.

2.2.3.- IMPORTACIÓN AL MODELO EN I-DEAS Y ADAPTACIÓN A LA FORMA DEL PIE

Una vez obtenida la malla de superficie de la fascia en ‘Harpoon’ se exportó el modelo a I-DEAS y se añadió primero al modelo del pie en el **segundo momento** de apoyo. Para ello lo se hizo en un archivo tipo NASTRAN, con extensión DAT, debido a que I-DEAS permite su importación directa sin tener que hacer ninguna modificación en el archivo. También podría haber sido importado a I-DEAS mediante archivo INP de ABAQUS, pero no es tan directo ya que requiere modificar el archivo INP después de exportar con Harpoon.

Una cosa a cuidar es que al importar a I-DEAS el mallado superficial hecho con ‘Harpoon’ solo se importe el hecho sobre la fascia, y en caso de que se importe alguno más eliminarlo en I-DEAS, cosa que hubo que hacer.

Como la malla de la fascia no está exactamente en la posición deseada, hubo de ser acercada en I-DEAS al hueso (calcáneo, epífisis de los metatarsos y superficie inferior de las falanges con las que contacta) para realizar posteriormente su unión. También hubo que adaptarla mejor moviendo manualmente aquellos nodos de la fascia sobre las epífisis de los metatarsos, cara inferior de las falanges y sobre el calcáneo, acercándolos y adaptándolos a la forma de estas superficies y que así quedase lo más realista posible, además de para permitir realizar posteriormente los contactos y pegados de la fascia con el hueso.

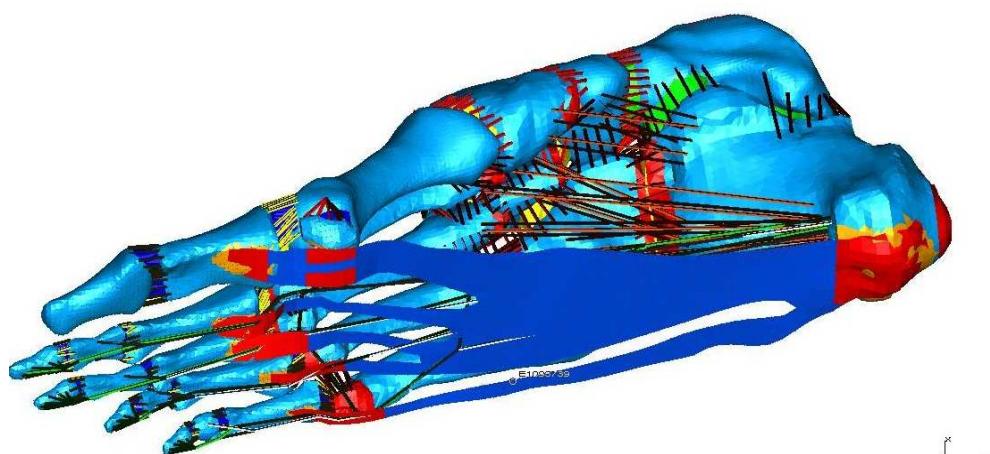


Fig 2.10: Imagen de la fascia (en azul oscuro) adaptada al m.e.f. en el segundo momento de apoyo. En rojo se representan las zonas de la fascia que contactan con el hueso.

Tras colocarla en la posición deseada se realizó un refinamiento de la malla, ya que Harpoon, aunque hace una buena calidad de malla, en las zonas con geometría complicada falla.

Para el pie en el **tercer momento** de apoyo se añadió la malla de la fascia adaptada y refinada sobre el pie en el segundo momento, ya que la única diferencia que hay entre ambos modelos es el giro de las falanges (ambos modelos de pie tienen la misma posición y orientación en el espacio). Lo primero que hubo que hacer fue posicionarla bien respecto al calcáneo y las epífisis metatarsianas, y tras esto adaptarla a las falanges de los dedos, girando, eliminando y añadiendo elementos para conseguir la forma correcta de la fascia, un trabajo un tanto laborioso.

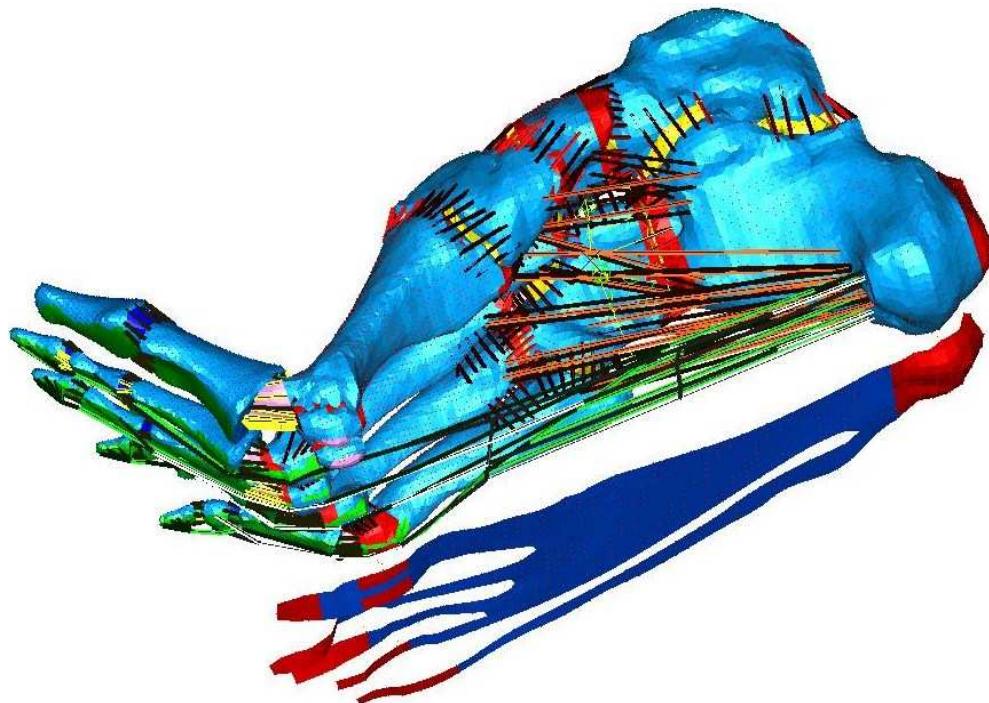


Fig. 2.11: Vista de la fascia tras importar al m.e.f. del pie en el tercer momento de apoyo (en rojo las zonas de contacto con el hueso).

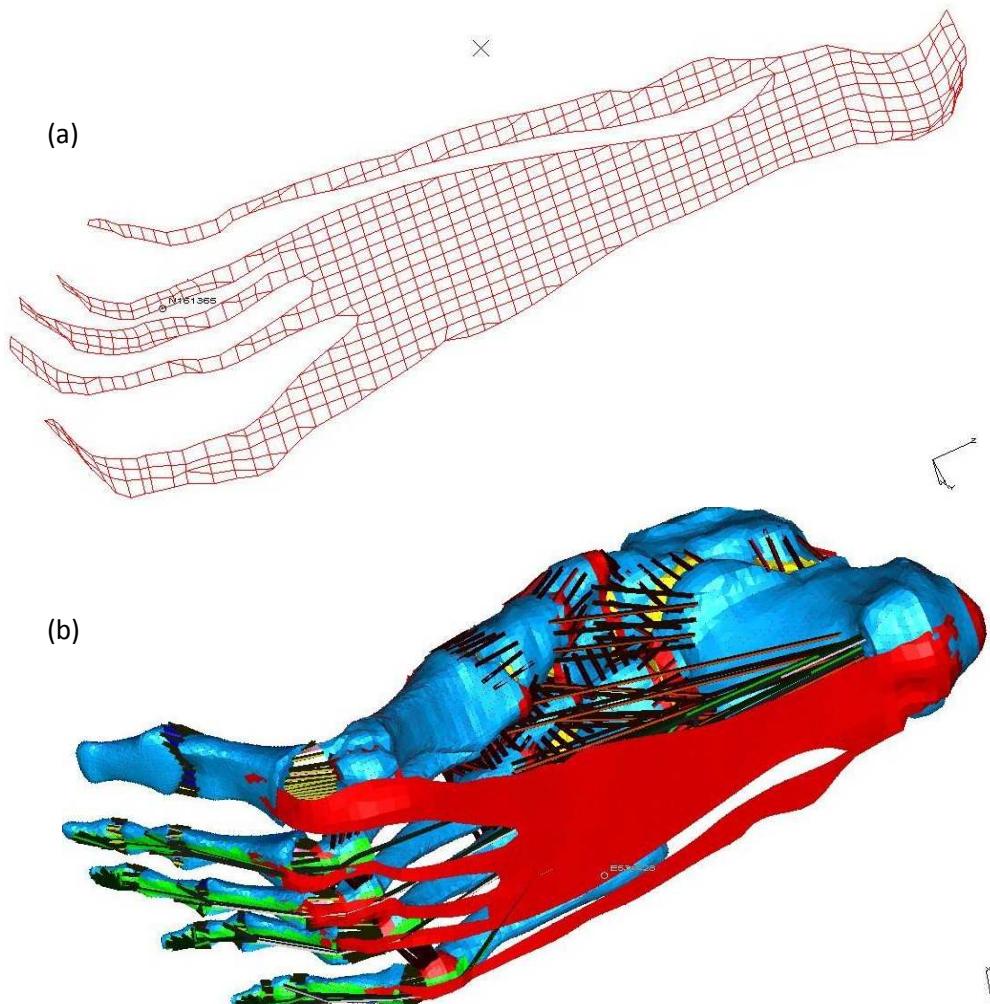


Fig. 2.12: (a) Forma final de la fascia y (b) fascia con el resto del modelo del pie para el tercer momento de apoyo.

2.3.- DESARROLLO DE LA GRASA Y DE LA PIEL PLANTAR

2.3.1.- GRASA

Esta se modeló totalmente en I-DEAS, ayudándose de tomografías para adaptar la forma y grosor.

La almohadilla plantar o grasa, para una persona joven y sana tiene un espesor máximo que ronda los 18 mm en el talón y unos 8 mm la eminencia digitoplantar, que son las zonas con mayor espesor. La grasa está distribuida por debajo de la fascia (anexa a esta) y los dedos, formando una almohadilla que recubriría toda la planta del pie y en parte los dedos. La grasa está anexa a la fascia plantar y la los tejidos que recubren los huesos.

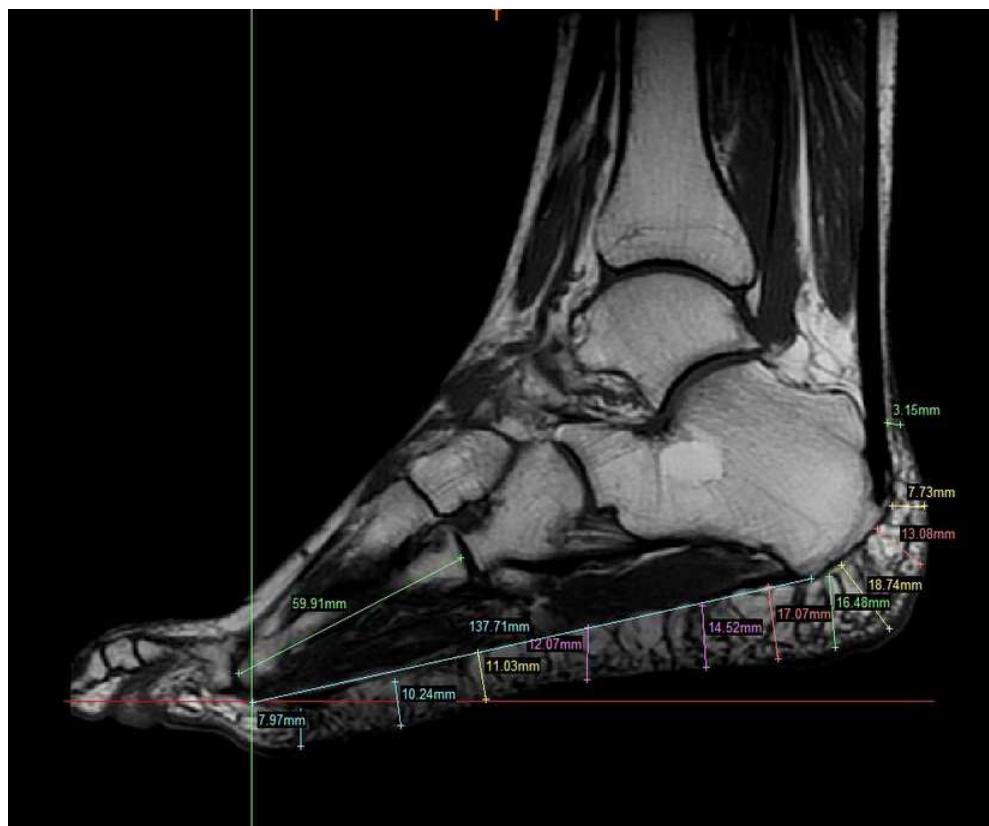


Fig. 2.13: TAC del plano sagital del pie, donde se muestran las medidas de la grasa que se han realizado con el software MIMMICS.

Se llegó a la conclusión de que para facilitar el contacto con el suelo en ambos modelos de pie, lo mejor era hacer la planta del pie prácticamente plana. Esto difiere de la realidad pero da unos resultados bastante acertados y considerables como válidos.

Para formar la grasa en ambos modelos, el procedimiento realizado fue mediante extrusión de la fascia y unos elementos de relleno que se mallaron manualmente para cubrir los huecos de la fascia y lo que sería la superficie de contacto de la grasa con las falanges; así, la extrusión del conjunto de la fascia y estos elementos de relleno formaría toda la superficie de la planta del pie.

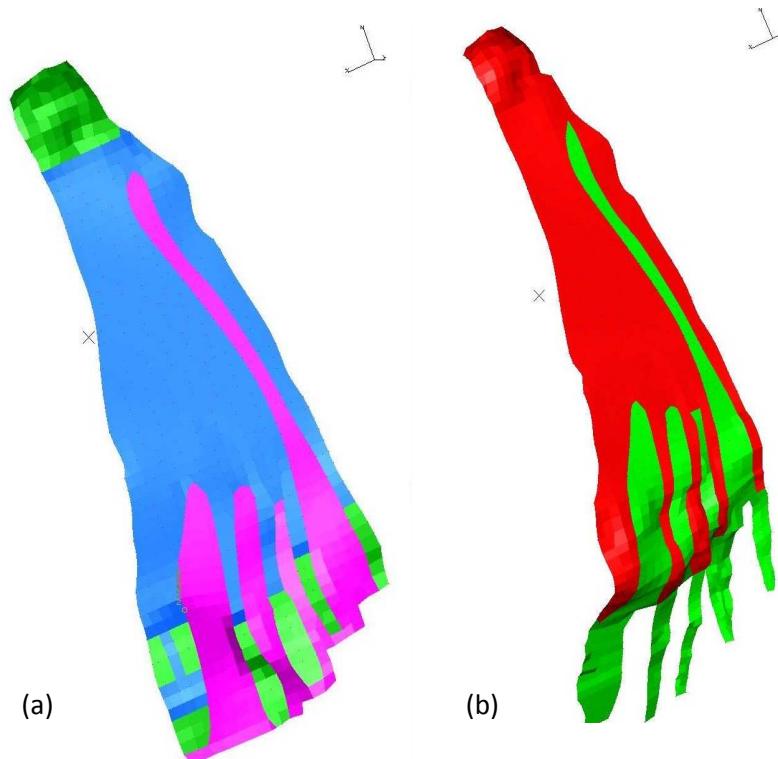


Fig. 2.14: (a) Fascia (azul y verde) con los elementos de relleno (morado) en el segundo momento de apoyo, y (b) fascia (rojo) y elementos de relleno (verde) para el tercer momento .

En el pie en el segundo momento de apoyo, no se implementó grasa bajo las falanges ya que se consideró que en esta posición es despreciable el apoyo de los dedos en el suelo, así se hizo un considerable ahorro de tiempo de trabajo. En el tercer momento tampoco se hizo toda la superficie

grasa, sino aquella que contacta con el suelo; ya que se ha despreciado el trabajo a tracción de esta debido a su bajísima elasticidad en comparación con la fascia y otras fibras.

La extrusión se realizó respecto a una superficie que se creó previamente (con el módulo Master Modeler de I-DEAS) posicionada adecuadamente para conseguir los espesores deseados (unos 18 mm de separación entre el calcáneo y la superficie y unos 9 con la epífisis de los metatarsos). Esta superficie creada se usó posteriormente como suelo.

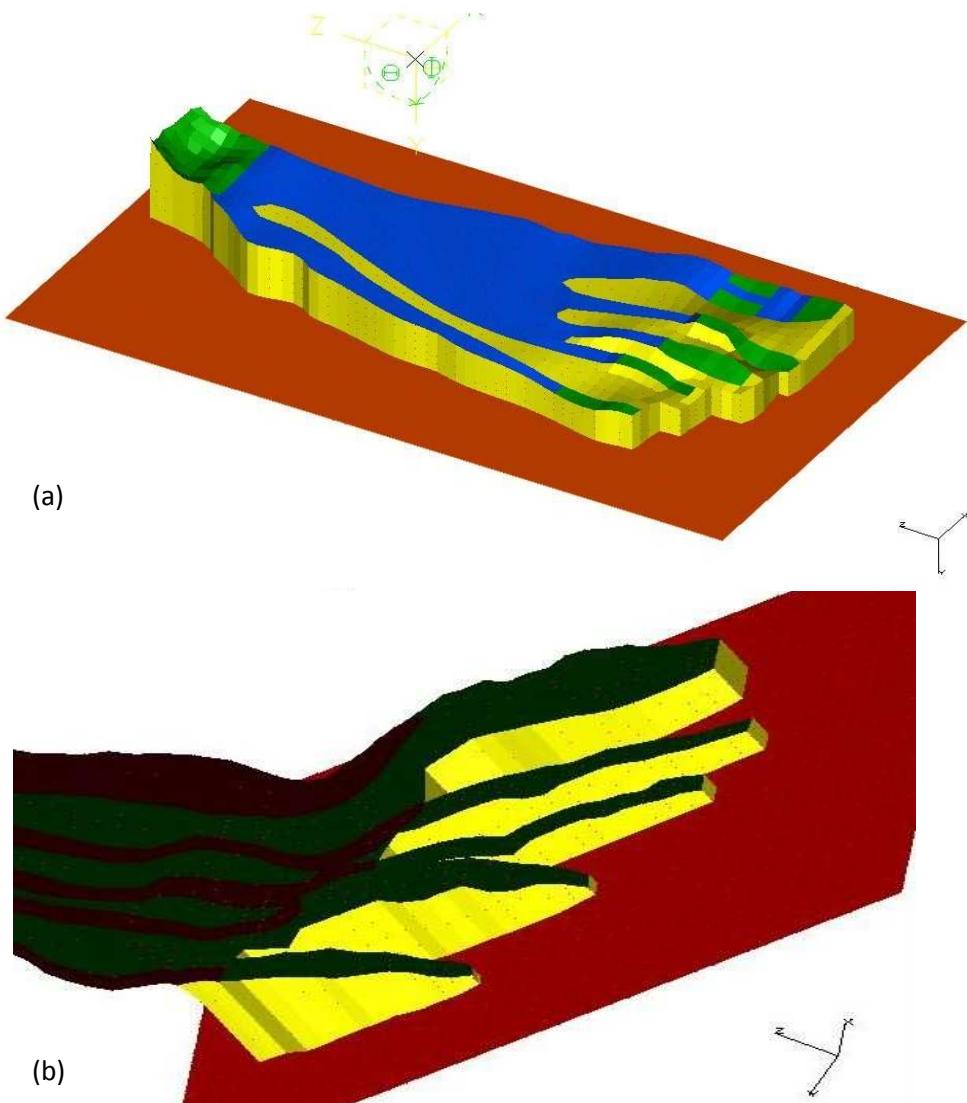
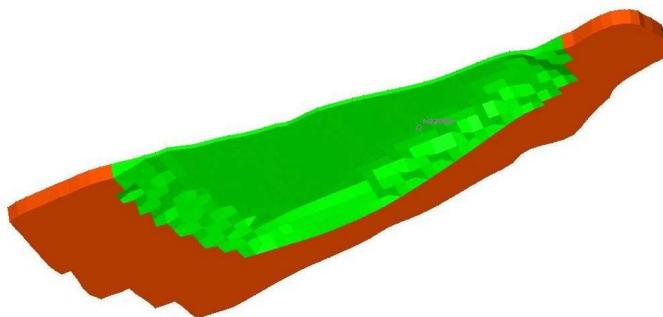


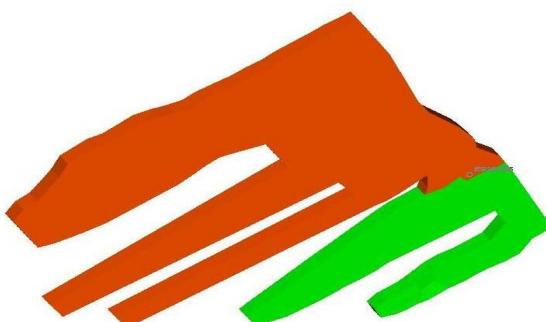
Fig. 2.15: Vista de la extrusión de la grasa para (a) el segundo momento y (b) tercer momento.

2.3.2.- PIEL

Se realizaron dos tipos de piel: una mediante elementos Shell sobre la grasa, para realizar el contacto con el suelo (lo que al final no funcionó); y otra mediante elementos Solid, extruyendo la superficie antes creada ya que ABAQUS solo se permite dar las propiedades de material hiperelástico a elementos volumétricos. Finalmente se prescindió del uso de la piel.



(a)



(b)

Fig. 2.16: Piel realizada con elementos volumétricos para (a) el segundo momento y (b) el tercer momento de apoyo. La superficie marrón sería la parte de la piel que se ha concluido que contacta con

2.4.- SUELO

Para el suelo simplemente se hizo una superficie rectangular de elementos, usando primero el módulo de diseño (master modeler) de I-DEAS para la geometría y luego mallando con elementos planos tipo SHELL; posteriormente se les dio la propiedad de elementos rígidos.

El mallado del suelo inicialmente se hizo de forma automática mediante elementos cuadráticos iguales, de 2,5 mm de lado (similar al tamaño de los elementos de la piel). Tras varias pruebas y modificaciones hechas, y la imposibilidad de conseguir la convergencia en el cálculo por culpa del contacto suelo-piel, se barajaron varias posibilidades para el contacto, que se explicará en el apartado referente a esto. En todas ellas implica que la piel tiene que ser coincidente en proyección vertical con la malla de elementos del suelo con los que contactaría esta. Para conseguir esto, se copio la malla de la piel sobre la malla del suelo, situándola coincidente en proyección según el eje y. Los elementos del suelo superpuestos con los de la malla copiada de la piel se eliminaron y después se unieron ambas mallas para formar el suelo. Tras esto, se extrusionó los elementos de la piel hacia la distancia de separación entre ambas superficies, para después unir mediante estos ambos mallados.

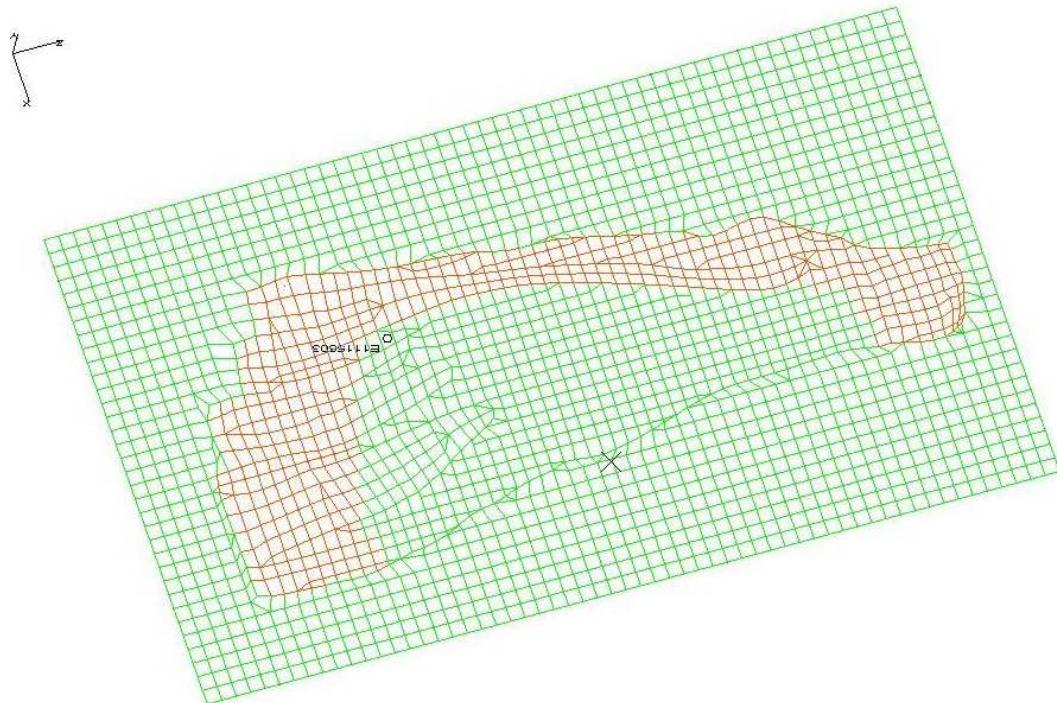


Fig. 2.17: Vista del diseño del mallado del suelo en el segundo momento de apoyo.

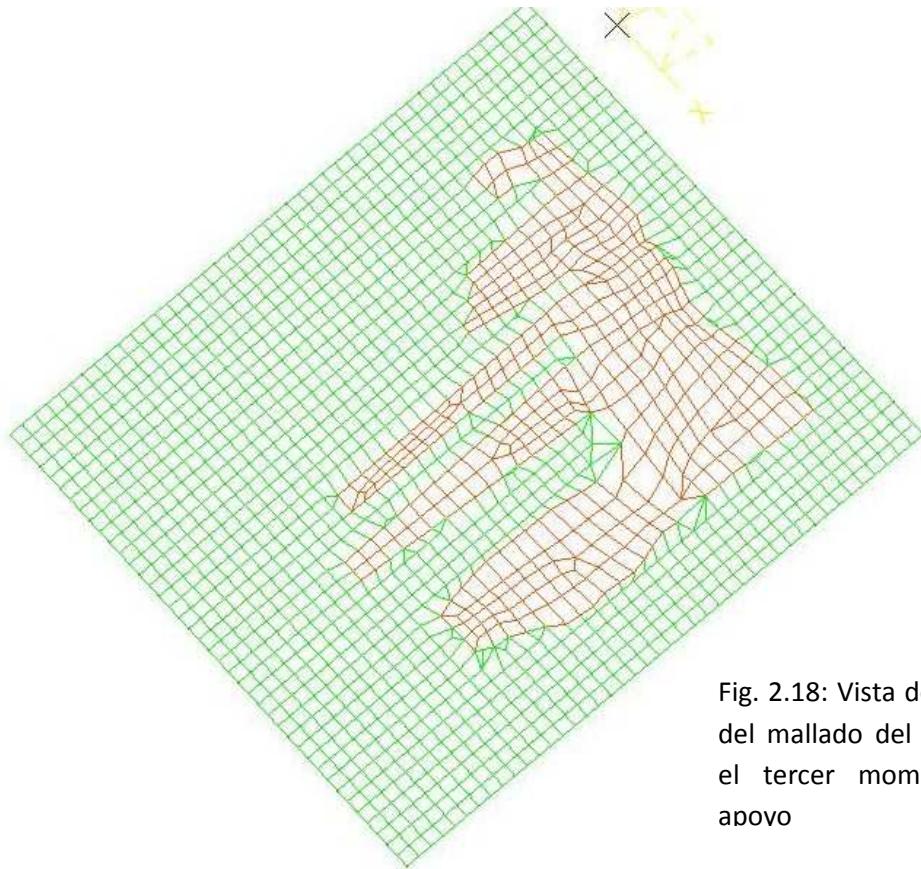


Fig. 2.18: Vista del diseño
del mallado del suelo en
el tercer momento de
apoyo

2.5.- PREPARACIÓN PARA EXPORTAR A ABAQUS

2.5.1.- CONTACTOS

Hay que tener en cuenta que la fascia la añadimos al resto del modelo del pie pero no establecimos ninguna relación física (de contacto) entre ambos modelos (son mallados independientes), cosa que se hizo editando el archivo INP; y lo mismo entre el suelo y la piel. Si no se establecieran estas relaciones físicas, las superficies se penetrarían entre sí como si no existiese ningún obstáculo.

Para poder establecer estas relaciones físicas, primero fue necesario preparar el modelo en I-DEAS, para lo cual se crearon grupos de elementos que formasen superficies para el contacto, y que para ABAQUS deben ser continuas y tener cada superficie su pareja afín (que sea lo más coincidente posible), con la que tendrá que contactar. El número de superficies ha de ser el doble que el de contactos, como es lógico. Para ambos modelos de pie habrá que hacer el mismo número de superficies.

- **Para la unión entre la fascia y el hueso:** Se usó una función de ABAQUS llamada ‘tie’ (pegado) y que se explicará posteriormente. La fascia, según fuentes médicas, está unida al hueso por la superficie inferior de las falanges proximales de los dedos, y en el primer dedo (dedo gordo) también está pegada a la superficie de los sesamoideos.

Las epífisis metatarsianas actuarían como poleas, permitiendo el movimiento relativo entre las superficies de estas y la fascia. Como estamos realizando un análisis estático, se consideró que para evitar complicaciones en el cálculo (errores de convergencia), era mejor realizar un pegado (TIE) en lugar de un contacto; considerando que al ser un análisis estático, no se verían demasiado afectados los resultados por esta decisión. El realizar un contacto seguramente imposibilitaría el cálculo, debido a los errores de convergencia que daría, por ser de diferente forma (cuadriláteros y triángulos) y muy diferente el tamaño de la malla de la fascia respecto de la superficie del hueso. También sería muy negativo para la convergencia la irregularidad de la superficie del hueso en un contacto.

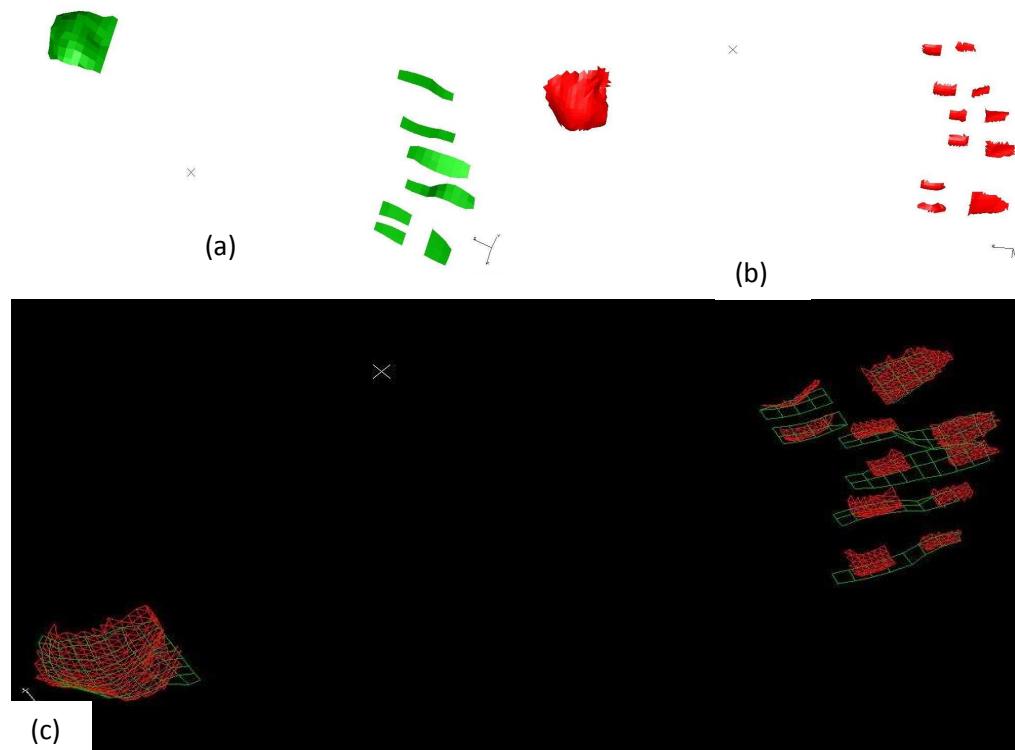


Fig. 2.19: Superficies de pegado de (a) fascia, (b) hueso y (c) ambas juntas para el segundo momento de apoyo.

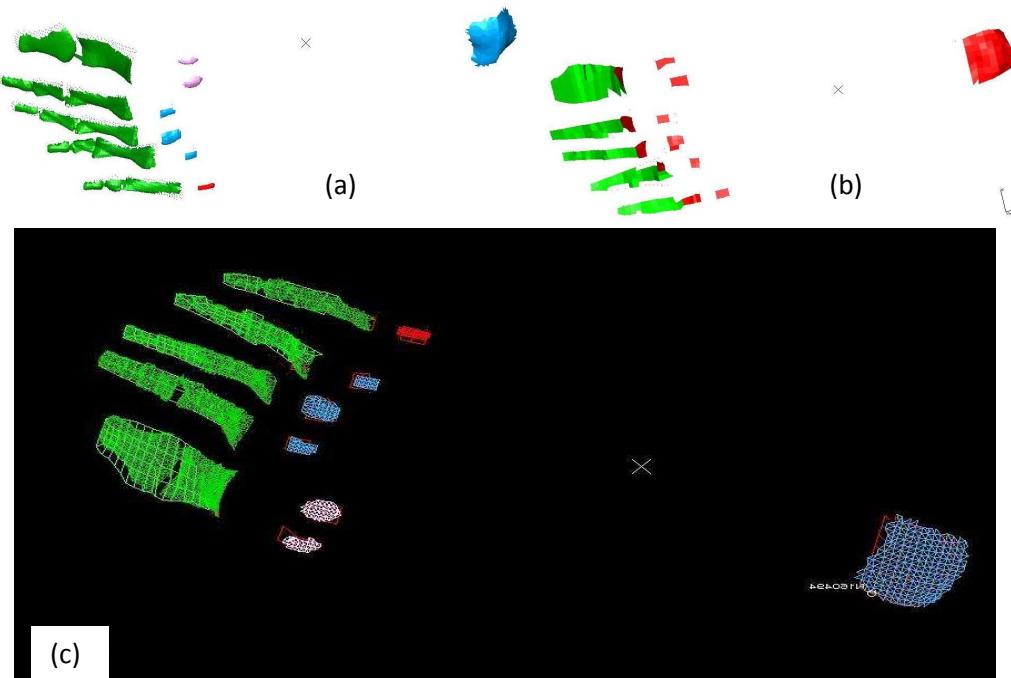


Fig. 2.20: Superficies de pegado de (a) fascia, (b) hueso y (c) ambas juntas para el tercer momento de apoyo.

Para la fascia, simplemente es necesario seleccionar aquellos elementos que contacten con el hueso y formar las superficies agrupándolos en grupos, ya que la fascia está formada por elementos superficiales; pero en la superficie de contacto del hueso, la tarea se complica ligeramente, ya que el hueso está formado por elementos tetraédricos, por lo que en las caras de contacto, habrá que insertar elementos tipo membrana para generar esas superficies cuyos nodos deben coincidir con los de la superficie libre de los tetraedros del hueso que contactarán con la fascia, y a los que posteriormente les daremos unas propiedades insignificantes (módulo de Young prácticamente nulo) para que no influya en el cálculo (de ello se hablará en el capítulo de propiedades).

- **Para el contacto entre piel y suelo:** La superficie de contacto por presión (la huella plantar), sería la zona de la eminencia digitoplantar, el talón, y la zona de piel de la planta del pie lateral externa, para el segundo momento de apoyo, despreciando el contacto de los dedos, que apenas influyen en la sujeción del cuerpo en esta posición mas que para mantener el equilibrio; y la zona de la eminencia digitoplantar y el primer, segundo, y tercer dedo para el tercer momento de apoyo, despreciando el contacto de el cuarto y quinto dedo que apenas apoyan y no intervienen en la sujeción del cuerpo.
Estas superficies de contacto se muestran de color marrón en la figura 2.16, y para el suelo en la 2.17 y 2.18 (segundo y tercer momento respectivamente).

Este contacto inicialmente se realizó mediante función ‘contact pair’ (par de contacto) de ABAQUS. Esta función ha dado muchos problemas para conseguir la convergencia del cálculo debido a que las *ecuaciones de comportamiento* dejan de ser lineales y ha imposibilitado la convergencia en el cálculo; pero es la mejor forma de emular la interacción entre dos cuerpos y la única de conseguir las presiones de contacto tal cual. Debido a esto se barajaron varias posibilidades:

- La inicial sería hacer un contacto entre las superficies elementales de la piel y el suelo, con el suelo formado por cuadriláteros iguales de 2.5mm. Pero a pesar de las muchas pruebas realizadas y variables modificadas (condiciones de

contorno principalmente), no se consiguió la convergencia en el cálculo.

- Lo mismo que antes pero se pensó que con los elementos del suelo coincidentes en proyección vertical con los de la piel sería más fácil la convergencia (se mantuvieron así para el resto de métodos realizados). Tampoco dio resultado.
- Cambiar a contacto mediante superficie nodal, siendo la superficie nodal la esclava (menos rígida) que sería la piel, y la del suelo la maestra. En este caso se consiguió una mayor convergencia pero no se llegó a completar el cálculo.
- Simular el contacto sin la función contact pair, mediante el bloqueo del desplazamiento vertical de los nodos de la piel (hecha mediante elementos volumétricos), como condición de contorno. Así se consigue una buena aproximación para los resultados del contacto. Mediante las tensiones mínimas principales en la grasa conseguiríamos una aproximación en distribución y valor a las presiones de contacto.

Esto último fue la único que dio resultado, y *se explicará mejor la forma de realizarlo en el apartado 4.1*, ya que no solo consistió en realizar un bloqueo del movimiento vertical de los nodos de la piel, si no el añadir una superficie de elementos anexa e la piel (copiando los elementos del suelo) para simular la fuerza de rozamiento.

2.5.2.- ZONA DE APLICACIÓN DE CARGAS

Las zonas de aplicación de cargas en el pie son dos, sobre la tróclea astragalina: una sobre la cara superior del astrágalo, que corresponde a la carga que transmite la tibia a este; y otra sobre la superficie lateral externa del astrágalo, que se corresponde a la zona de contacto con el peroné. Hay otra zona de aplicación de carga sobre la parte posterior del calcáneo, que correspondería a la fuerza que hace el tendón de Aquiles. Se formaron un par de grupos con las superficies nodales de estas dos zonas donde se iban a aplicar las cargas, para que luego, editando el archivo de ABAQUS, introducir el valor y forma de aplicación fácilmente.

La zona de contacto de la tibia y el peroné con la tróclea astragalina difiere un poco entre el segundo y el tercer momento de apoyo debido, como es lógico, al giro de la pierna respecto al pie. En el capítulo de 'propiedades y cargas aplicadas' se explica bien la forma de aplicación de estas.

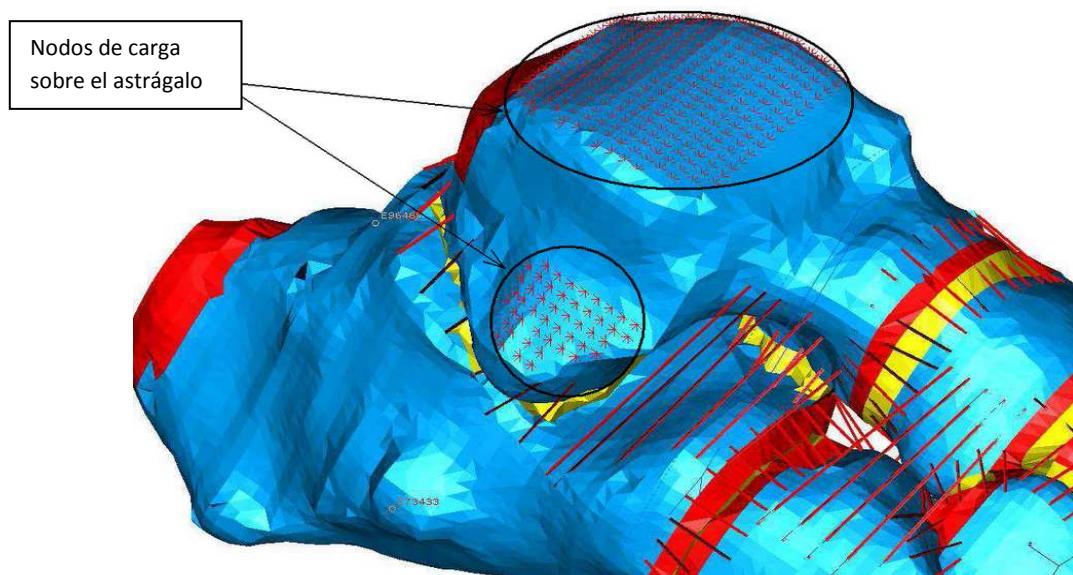


Fig. 2.21: Zonas de apoyo de la tibia y el peroné sobre el astrágalo para el segundo momento de apoyo (para el tercero sería muy similar).

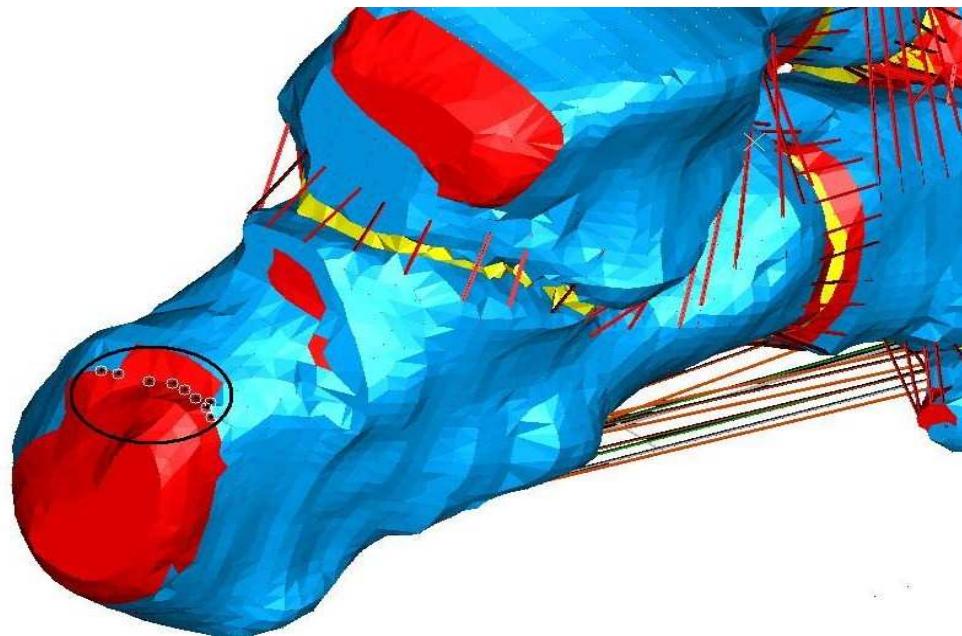


Fig. 2.22: Nodos de aplicación de la carga del tendón de Aquiles tanto para el segundo como para el tercer momento de apoyo .

2.6.- EXPORTACIÓN A ABAQUS

Para exportar a ABAQUS se realizó en un archivo tipo INP, el cual permitió posteriormente modificar las propiedades de los materiales, introducir los contactos, cargas, condiciones de contorno, etc.

Se eligieron los grupos de elementos y de nodos que eran útiles a la hora de mostrar resultados, establecer condiciones de contorno, cargas, etc.

Una vez exportado se editó este archivo con un editor de textos para prepararlo para el cálculo en ABAQUS.

En la figura 2.23 se pueden ver la imágenes finales de los modelos exportados a ABAQUS.

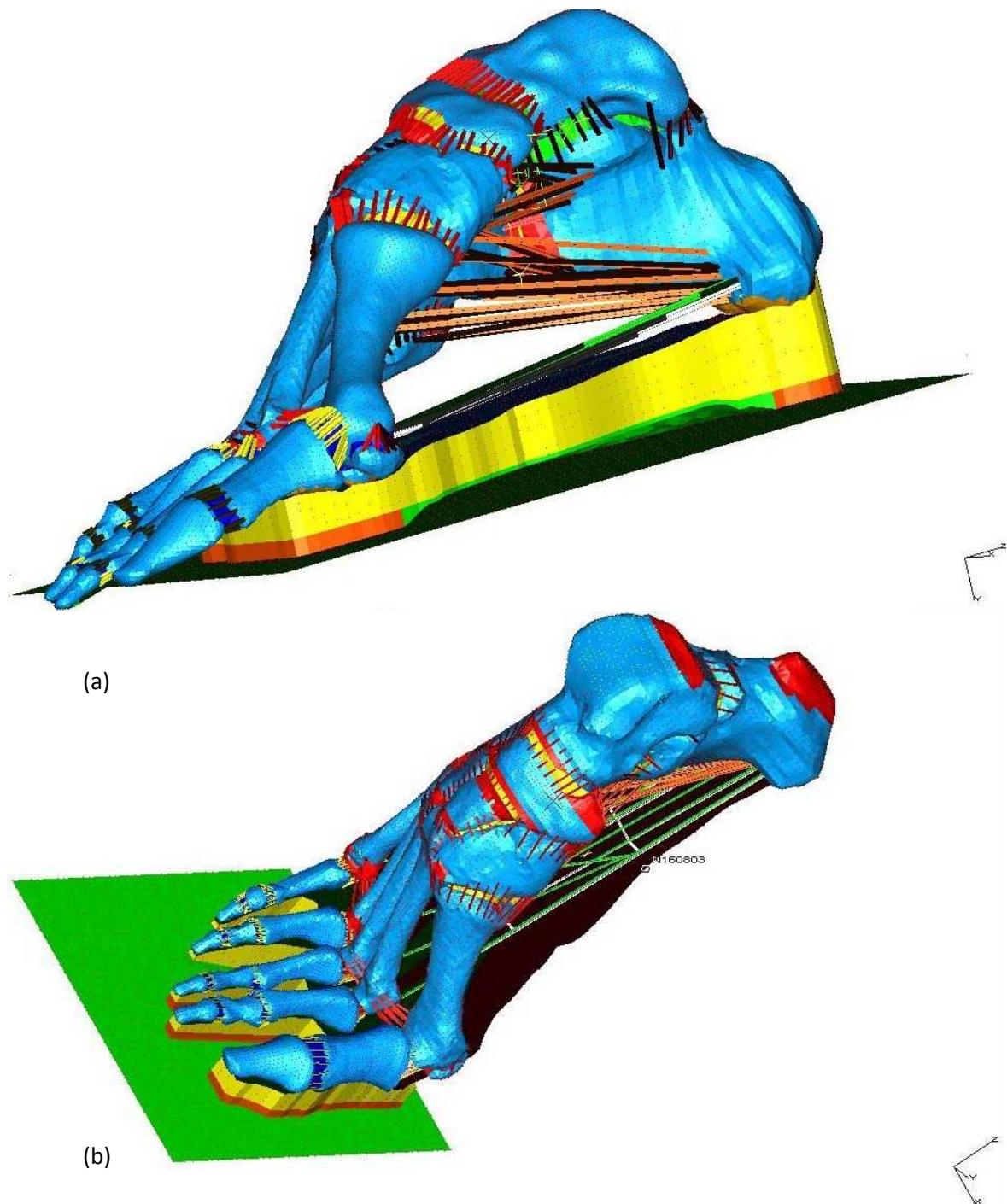


Fig. 2.24: Modelos de finales de elementos finitos para (a) el segundo momento de apoyo y (b) el tercer momento de apoyo.

3.- PREPARACIÓN DEL MODELO PARA CÁLCULO

Esta parte del proyecto consistió en la preparación del modelo para cálculo, cuyo proceso consistió principalmente en editar el archivo INP con un procesador de textos, añadiendo ciertos comandos para definir contactos, uniones, propiedades de materiales, cargas, etc.; ya que I-Deas no hace una traducción perfecta al ABAQUS y no le hemos definido en él las propiedades de materiales, contactos, etc.

A continuación se explican las características que se dieron al modelo. *Los comandos que las definen sobre el archivo INP se exponen en el Anexo II de Preparación del modelo para el cálculo.*

3.1.- SUELO COMO SUPERFICIE RÍGIDA

Para poder medir la presión plantar, si se hiciese por contacto, sería necesario una superficie donde se marcase la huella, es decir, un ‘suelo’. Se creó una superficie rectangular, tipo shell, que abarcase toda la zona de la planta que vaya a contactar y luego se malló con elementos cuadriláteros, como los de la piel, y un tamaño semejante a estos.

El procedimiento fue el mismo para ambos modelos: se dio la propiedad de cuerpo rígido al grupo de elementos que forman la superficie del suelo, para obtener exactamente la distribución de la presión plantar impresa sobre esta superficie al obtener los resultados.

3.2.- PEGADO DE LA FASCIA AL HUESO: FUNCIÓN ‘TIE’

Para la unión de la fascia con el hueso se usó la función que da ABAQUS llamada ‘TIE’. Esta función permite ‘pegar’ dos superficies más o menos próximas entre sí (se puede definir la proximidad para el pegado). Se ha considerado que este método es la mejor opción para realizar la unión requerida, ya que nos ahorraremos los problemas que da el establecer pares de contacto debido al aumento en el tiempo de cálculo y los errores de convergencia durante este.

3.3.- PAR DE CONTACTO PIEL-SUELO

Un par de contacto, que es una función que permite ABAQUS, nos sirve para conseguir que dos mallados físicamente independientes, contacten en el cálculo como lo harían en la realidad (por presión, fricción, etc.). Si no hiciésemos esto un mallado atravesaría literalmente al otro mallado y no habría interacción física entre ambos.

3.4.- PROPIEDADES DE LOS MATERIALES

Se deben definir las propiedades materiales de todos los elementos que forman el modelo. No se debe dejar ningún elemento por definir, ya que de lo contrario, ABAQUS dará error antes de comenzar el cálculo. Los elementos que forman el suelo son los únicos a los que no haría falta definir las propiedades de material, ya que se definió como cuerpo rígido.

3.4.1.- TIPOS DE MATERIAL

Para dar las propiedades, primero hubo que definir los tipos de material, dándoles un nombre, estableciendo su comportamiento (isotrópico, viscoelástico, etc.), y sus propiedades físicas: módulo de Young (E) y coeficiente de Poisson (v) [3], [4], [5].

Existe gran dificultad a la hora de obtener propiedades de cada uno de los componentes de este modelo ya que tales propiedades corresponden a modelos matemáticos de comportamiento no lineal. Las propiedades aplicadas a cada material se han sacado de los artículos que se citan a continuación ([3], [4], [5]), y corresponden a *modelos de comportamiento lineal aproximados* a la respuesta real (no lineal) excepto para el caso de la grasa y la piel, que serían los únicos modelos de comportamiento no lineales.

Para otros biomateriales de los que no se encontró documentación donde estuviesen las propiedades mecánicas definidas, se barajó la posibilidad de hacer *ensayos de tracción* para sacar las curvas de comportamiento del material, pero a falta de tejido humano con que ensayar, se estimaron las propiedades de los materiales restantes con la ayuda de un médico cirujano.

Por lo tanto todos los materiales se han definido *como elástico lineal isótropo*, exceptuando el material de la grasa y la piel, los cuales se definieron como hiperelásticos, cuyo comportamiento se explicará más adelante (aunque al final este tipo de comportamiento se acaba usando para todos el comportamiento lineal por imposibilidad de conseguir la convergencia, como se explica en el apdo. 4.1). Estos modelos y propiedades dadas los acercan bastante a la realidad.

En nuestro modelo hemos distinguido un total de trece biomateriales, los cuales se definen a continuación:

1. HUESO CORTICAL Y ESPONJOSO

El grupo GEMM ha sido el primero en hacer un modelo computacional del pie en el que se distinguen los dos tipos estructuras óseas que hay: el hueso cortical y el esponjoso.

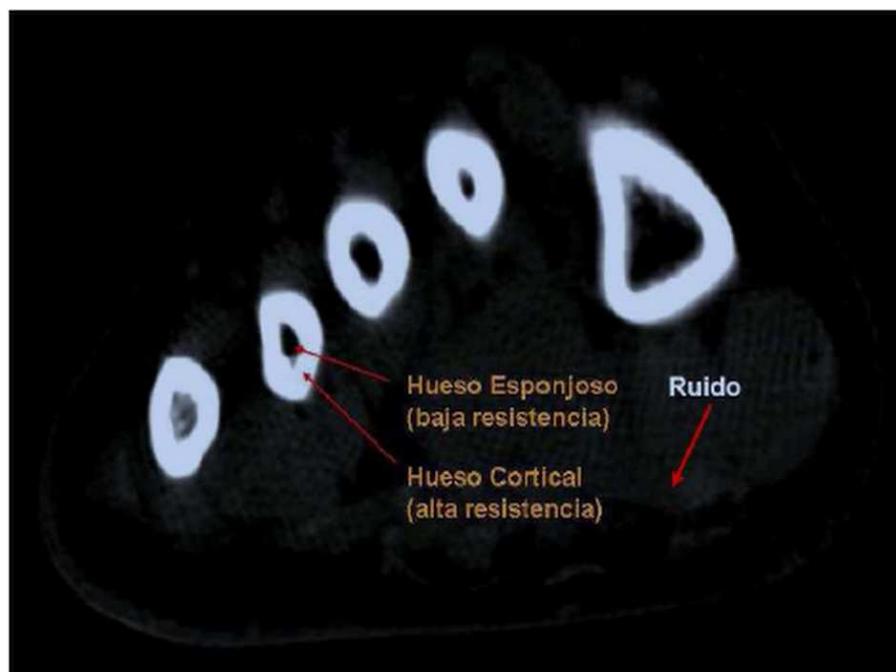


Fig. 3.1: Diferencia de densidad ósea vista en un TAC.

Esto hace muchísimo más realistas los resultados obtenidos respecto a otros modelos ya que difieren bastante las propiedades y distribución de ambos tipos de hueso.

- **H. cortical:** Es la parte más rígida del hueso, y por tanto, la que va a absorber la mayor parte de las tensiones originadas en él. Tiene forma de tubo hueco en cuyo interior se encuentra la parte esponjosa del hueso. Sus propiedades son:

- $E = 17000 \text{ MPa}$
- $\nu = 0.3$

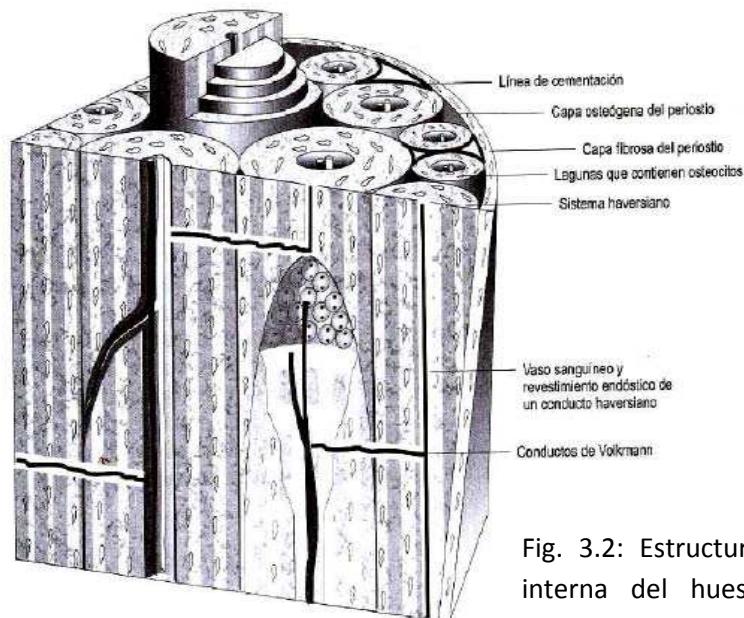


Fig. 3.2: Estructura interna del hueso cortical

- **H. esponjoso:** Conforma la parte interior del hueso, tiene muy baja densidad (porosidad altísima) respecto al cortical, problema por el cual prácticamente ni se aprecia en los TAC's. Sus propiedades son:

- $E = 700 \text{ MPa}$
- $\nu = 0.3$

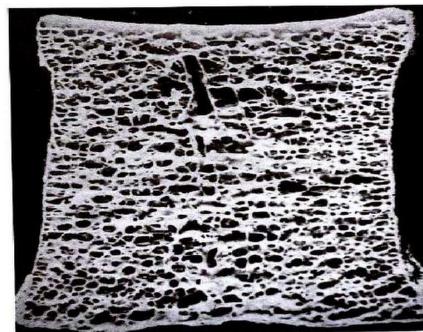


Fig. 3.3: Vista de las porosidades
del hueso esponjoso

2. CARTÍLAGO

Este material es el que separa dos huesos contiguos constituyendo la zona articular entre ambos y evitando la fricción y desgaste entre ambos.

Sus propiedades mecánicas hacen que sea bastante deformable, y considerar la hipótesis de pequeños desplazamientos y material elástico lineal en el modelo lo aleja bastante de la realidad. Pero debido a la forma de trabajo, y que estamos haciendo un estudio estático, podemos considerar que los resultados globales se aproximan bastante a los reales y apenas interfiere en los obtenidos para otros elementos. Sus propiedades son:

- $E = 10 \text{ MPa}$
- $\nu = 0.4$

3. LIGAMENTOS

Dependiendo de su función, se distinguen en este modelo de elementos finitos varios tipos de ligamentos, lo que condicionará sus propiedades mecánicas, encontrándose los siguientes: ligamentos finos, ligamento plantar largo, ligamento plantar.

Todos los ligamentos se han simulado por medio de *elementos tipo barra* en 2D a los que se les ha dado unas propiedades equivalentes a las propiedades reales dependiendo del número de barras que componen cada ligamento.

Los ligamentos finos en forma de elementos barra de color rojo que unen cada uno de los huesos del pie con su inmediato en todas direcciones. Dentro de este tipo se encuentran también los ligamentos de unión entre las falanges y los de la articulación metatarso-falángica. Estos últimos aparecen de color amarillo.

- $E = 260 \text{ MPa}$
- $\nu = 0.3$
- Sección = 0.04153 mm^2

Los ligamentos plantares cortos y largos, de color naranja, situados en el interior de la bóveda plantar, cuya misión es evitar su hundimiento en el momento de soportar el pie alguna carga.

- $E = 350 \text{ MPa}$
- $\nu = 0.3$
- Sección = 7.2675 mm^2

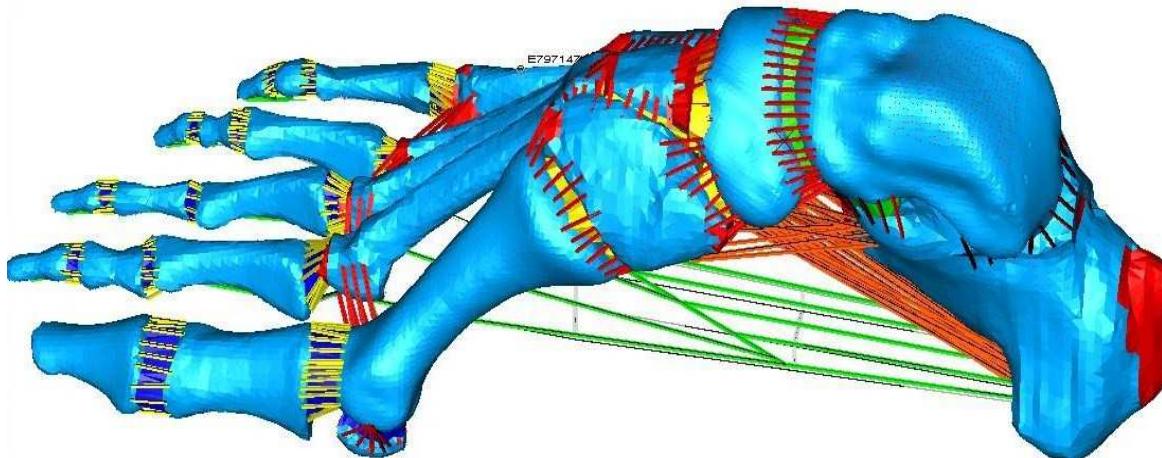


Fig. 3.4: Ligamentos del pie finos (rojos) y plantares cortos y largos (naranja).



4. FASCIA

La aponeurosis plantar o fascia, junto con los ligamentos plantares largos y cortos, es la que soporta los esfuerzos de hundimiento de la bóveda plantar al absorber los esfuerzos de tracción por hundimiento (aunque hay opiniones que dicen que no interviene en el soporte de la bóveda), es la primera capa plantar del pie (después de la piel y una capa adiposa) cubre y protege el resto de capas formadas por tendones y músculos diversos en el interior de la bóveda plantar.

A falta de tejido humano con que ensayar, y carencia de estudios que hayan establecido sus propiedades, esta se estimaron con la ayuda de un médico, que consideró el tejido equivalente mecánicamente al de los ligamentos. Sus propiedades mecánicas son:

- $E = 350 \text{ MPa}$
- $\nu = 0.3$

5. FLEXORES

Los flexores, al igual que ocurrió con la fascia, se tuvieron que estimar sus propiedades mecánicas con la ayuda de un médico. Las propiedades dadas son:

- $E = 450 \text{ MPa}$
- $\nu = 0.3$

6. GRASA

Es la parte del modelo que crea la huella plantar. Esta se creó mediante extrusión de la fascia plantar, por lo que está formada por elementos hexaédricos con una longitud de los lados de 2.5 mm aproximadamente.

La almohadilla plantar es la capa adiposa que tras la piel absorbe los esfuerzos de tracción de hundimiento. Además de ser un tejido adiposo es un tejido nervioso, por el que concurren un elevado número de nervios y vasos sanguíneos. Por lo que la mayoría de los dolores que se puedan producir en el pié estarán relacionados directa o indirectamente con ella.

Tiene un comportamiento hiperelástico descrito en varios artículos. ABAQUS nos permite aplicar varios modelos de comportamiento hiperelástico, de los cuales hemos elegido el tipo Ogden, basándonos en los artículos antes citados. Este tipo de materiales se caracteriza por no ser de comportamiento lineal (como todos los hiperelásticos) y por ser descrito su comportamiento mediante una peculiar ecuación de densidad de energía potencial elástica (siendo un hiperelástico Ogden de primer orden):

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

Donde:

U: Energía de deformación

μ : Módulo elástico

α : Valor de medida del incremento del módulo elástico

λ : Deformaciones principales

La presión de compresión “ σ ” se calcula desde la función de deformación mediante la fórmula:

$$\sigma = \frac{2\mu}{\alpha} (\lambda^{\alpha-1} - \lambda^{(\frac{\alpha}{2})-1})$$

Para este trabajo se toman los siguientes valores:

- Material hiperelástico de primer orden bajo compresión uniaxial donde:

$$\lambda_1 = \lambda$$

$$\lambda_2 = \lambda_3 = \lambda^{-1/2}$$

$$\lambda = 1 + \varepsilon, \text{ donde } \varepsilon \text{ es la deformación}$$

- Módulo elástico ‘ μ ’ de 0.01688 MPa.
- Incremento del módulo elástico (α) de 6.82.

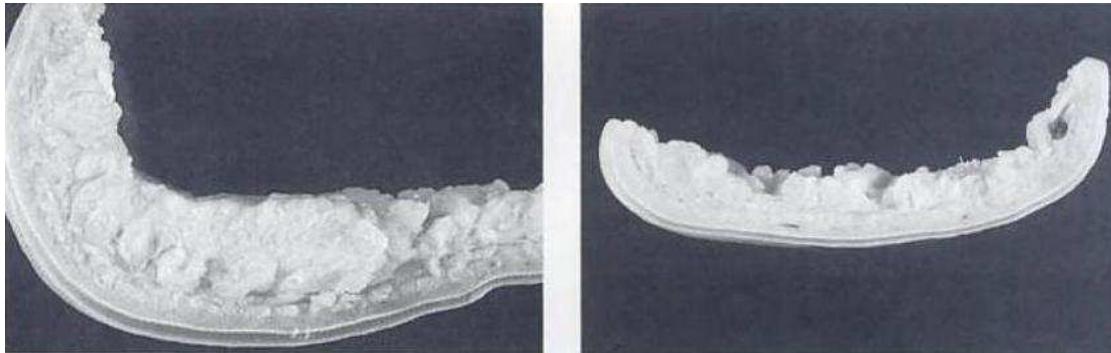


Fig. 3.5: Vista de la almohadilla plantar y la piel del talón.

7. PIEL

Con la piel, al igual que con flexores y fascia, tampoco se dispone de datos que definan su comportamiento mecánico, y tampoco se ha podido realizar ningún ensayo para poder definirlo.

Hay algunos estudios que desprecian su influencia en la distribución de esfuerzos en al conjunto del pie. En este proyecto no se va a prescindir de la piel y se comparará los resultados obtenidos con un modelo sin piel.

Además la piel de la planta del pié varía considerablemente de espesor, de unos 4 mm de media en las zonas donde contactaría con el suelo (talón y eminencia digitoplantar) a 1 mm en el resto; por lo son unos espesores a considerar.

Al igual que para la grasa, se le ha dado un comportamiento hiperelástico de tipo Ogden de primer grado, con una ecuación de densidad de energía potencial de deformación igual que para la grasa, cuyos coeficientes son:

- Módulo elástico ' μ ' de 0.122 MPa.
- Incremento del módulo elástico (α) de 18.

3.5.- CARGAS Y CONDICIONES DE CONTORNO

Las diferentes condiciones de apoyo en la marcha humana se explicaron en el apartado 3. Con ello se pueden entender la forma de aplicar las cargas y condiciones de contorno en este proyecto. Para la aplicación de las cargas, se han obtenido los datos necesarios de diferentes artículos y gráficos ([6], [7], [8], [9], [10], [11], [12], [13], [14]).

3.5.1.- CARGAS PARA EL SEGUNDO MOMENTO DE APOYO

Las cargas están aplicadas en dos huesos, con la ayuda de diferentes gráficos y artículos relacionados se han llegado a las siguientes conclusiones:

- **Astrágalo:** El peso del cuerpo es transmitido al astrágalo por medio de la tibia y el peroné. Por lo tanto las dos zonas de contacto de estos dos huesos con el astrágalo serán las dos superficies donde se aplican las cargas. La carga será distribuida uniformemente por una superficie nodal (que se selecciona manualmente, como se comentó en capítulos anteriores) y el valor total de la misma será de 500 Newton (83% de la carga aproximadamente, el resto estaría en el otro pie que todavía apoya algo), carga que se correspondería con la de una persona de aproximadamente 60 Kg.

La dirección de aplicación de esta carga no será la de la perpendicular al suelo sino que la aplicaremos con una inclinación de 10 grados debido a la inclinación de la tibia y el peroné en el estado Forefoot-Contact respecto del pie.

- **Calcáneo:** Existe una carga aplicada en sentido opuesto en el astrágalo. Esta carga es debida a la acción que ejerce en el talón el tendón de Aquiles. Según estudios realizados ([4], [6]), ésta fuerza se corresponde a la mitad de la fuerza aplicada en el astrágalo. En nuestro caso tendríamos una fuerza distribuida de 250 Newton. El punto de aplicación se ubica en el punto de partida del talón de Aquiles y su inclinación será la misma que en la carga aplicada en el Astrágalo.

Con lo anterior, y habiendo elegido una superficie de carga de 836 nodos para de la tibia y el peroné, y 9 nodos para la carga en la zona de inserción del tendón de Aquiles, quedan las siguientes cargas individuales por nodo:

- Para la carga tibia-peroné: $F_{ni} = 0,58899 \text{ N/nd}$; $F_{ti} = 0,10385 \text{ N/nd}$
- Para la carga del t. de Aquiles: $F_{ni} = 27,3557 \text{ N/nd}$; $F_{ti} = 4,8235 \text{ N/nd}$

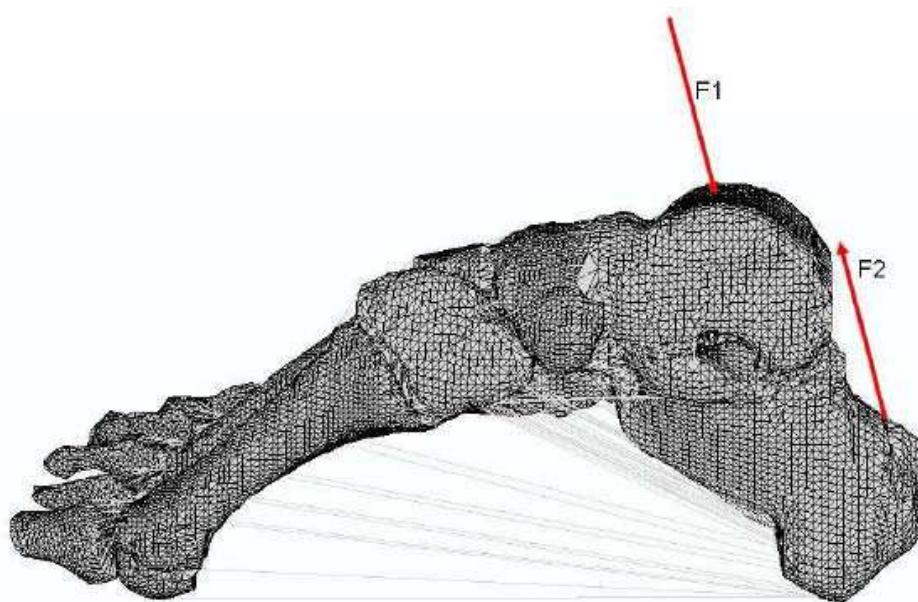


Fig. 3.6: Fuerzas resultantes de la tracción del tendón de Aquiles (F2) y el apoyo de la tibia y el peroné (F1)

3.5.1.- CARGAS PARA EL TERCER MOMENTO DE APOYO

Sirviéndose de la ayuda de diferentes artículos y gráficos relacionados con el estudio de cargas sobre el pie, se han llegado a las siguientes conclusiones:

- 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 tróclea astragalina cuando el talón está elevado.

- Para la fuerza tangencial producida en la misma superficie articular ocurre lo mismo que lo comentado en el punto anterior para la fuerza normal. Con la diferencia que en este caso, el valor de la carga es de 0.2 veces el peso corporal.

Las fuerzas normales y tangenciales serán por lo tanto:

- a) 180 kg de normal a la superficie articular
- b) 12 kg de tangencial
- c) La resultante es de 180,5 kg.

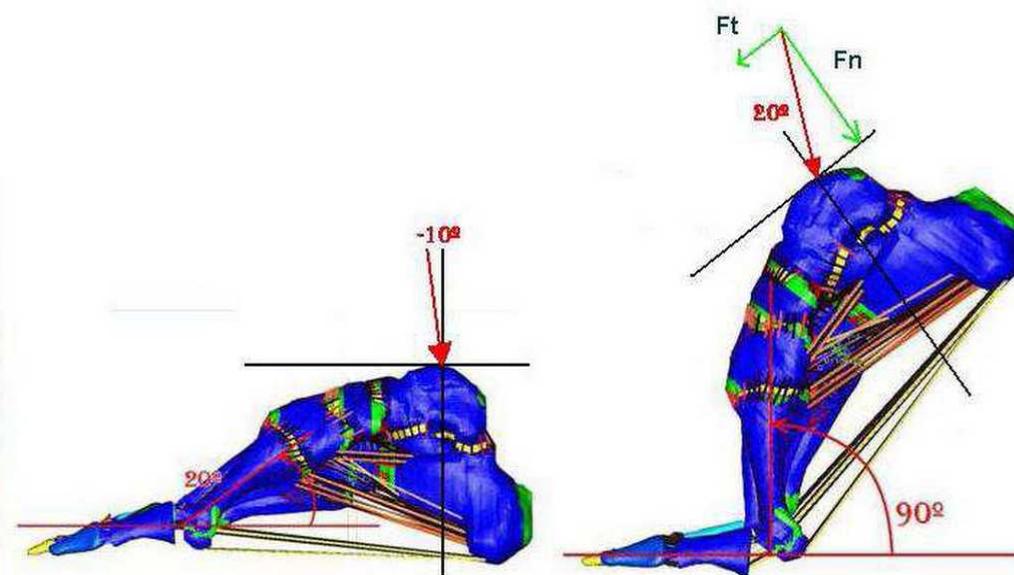


Fig. 3.7: Comparativa entre las fuerzas resultantes para el segundo momento y el tercero momento, y sus respectivos ángulos de actuación.

Para distribuir la carga uniformemente por toda la superficie articular astragalina, se cogieron un total de 361 nodos superficiales del modelo sobre el astrágalo en la zona de contacto y se dividieron las resultantes por el número de nodos, con lo que en cada uno de ellos las cargas serán:

- a) $F_{ni}=4.7 \text{ N}$
- b) $F_{ti}=1.71 \text{ N}$

3.5.2.- CONDICIONES DE CONTORNO

Las condiciones de contorno son las necesarias para obtener la huella plantar.

Al final, debido a la imposibilidad de el contacto con el suelo, se han aplicado condiciones de contorno solo a la piel, limitando su movimiento, para obtener la huella plantar y simular un contacto.

En el tercer momento de apoyo además de esto, se ha limitado el movimiento los nodos del tendón de Aquiles permitiendo solo su giro.

En el apartado 4.1 se explica más detalladamente las condiciones de contorno impuestas al desplazamiento de la piel, y alguna más que se han creído necesaria para asegurar la estabilidad del pie.

4.- ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.1.- FORMA DE CÁLCULO

En la siguiente tabla se resumen las propiedades generales dadas a los diferentes biomateriales para la realización de análisis en ABAQUS:

MATERIAL	MODELO DE COMPORT.	COEFICIENTES (v)	MÓD.ELÁSTICO (N/mm ²)	ELEMENTOS DE ABAQUS USADOS
H. esponjoso	Elástico lineal	0.3	700	C3D4
H. cortical	Elástico lineal	0.3	17000	C3D4
Cartílagos	Elástico lineal	0.4	10	C3D4
Lig. finos	Elástico lineal	0.3	260	B31
Lig. largos y plantar metatars.	Elástico lineal	0.3	350	B31
Flexores		0.3	450	B31
Fascia	Elástico lineal	0.3	350	S4 predominante
Grasa	Elástico lineal	0.5	1	C3D6 predominante
	Hiperelástico	6.82 (α)	0.01688 (μ)	
Piel	Elástico lineal	0.3	50	S4 predominante
	Hiperelástico	18 (α)	0.122 (μ)	

Se puede observar que tanto para la grasa como para la piel hay definidos dos modelos de material. El modelo más acertado de comportamiento sería el modelo hiperelástico, que como se comentó en apartados anteriores de artículos publicados especializada en la materia en la que se encuadra nuestro proyecto (Journal of Biomechanics).

Tanto el realizar un contacto como el usar *un material hiperelástico*, supone una pérdida de linealidad en las ecuaciones de comportamiento, equilibrio y cinemáticas; complicándose notablemente las ecuaciones y aumentando así el tiempo de cálculo. Las ecuaciones no lineales implica que los resultados no son obtenidos directamente, sino que se obtienen mediante aproximaciones por incrementos.

Para una primera aproximación y para los resultados que queremos obtener, no sería necesario un comportamiento tan complejo y con tantos problemas en el cálculo como el hiperelástico.

Para la *simulación del contacto con el suelo* se hicieron multitud de pruebas, y se llegó a la conclusión de que la mejor solución era anexionar la piel que hipotéticamente contactaría con el suelo a una superficie de elementos Shell (el suelo creado en ideas, con los nodos coincidentes en proyección vertical con los de la piel) . A esta superficie se le dio un módulo elástico bajo (50 MPa) con la intención de simular las fuerzas de rozamiento, debido a que en las pruebas realizadas, se vio que este era imprescindible para la estabilidad del pie en el segundo momento de apoyo; en el tercer momento no importa tanto debido a que la forma del movimiento del pie es de giro en torno a la zona de amarre del tendón de Aquiles al calcáneo. Esta necesidad de las fuerzas de rozamiento es debida principalmente a que la componente horizontal de la fuerza resultante longitudinal (de las cargas aplicadas por la tibia, el peroné y el t. de Aquiles) el momento de giro respecto a la vertical no son nulas, si no que tienden a empujar y a hacer bascular (según de donde sujetemos) el pie hacia atrás y hacia el dedo meñique.

Como *condición de contorno* principal, se limitó verticalmente el desplazamiento del ‘suelo’ y se impidió el desplazamiento horizontal de los nodos del contorno de este, de forma que el resto de nodos se muevan libremente, dejando actuar a las fuerzas elásticas en contra del movimiento, simulando a las de rozamiento. También se *impidió el desplazamiento transversal* del peroné, ya que se consideró que el peroné tiene que ejercer además de la fuerza vertical y horizontal longitudinal que había puesta una horizontal transversal para conseguir una mayor estabilidad del pie y evitar su basculación lateral.

Las presiones plantares (de contacto) no se pudieron obtener directamente por la imposibilidad de encontrar la convergencia con el contacto. Así pues, se optó por obtener las tensiones mínimas principales sobre la grasa (ya que sobre la piel los resultados con estas tensiones eran poco concluyentes), que se las consideró en valor y distribución, próximas a las presiones de contacto. El suelo, al ser mucho más rígido que la grasa, y estar limitado su desplazamiento verticalmente, permite que las tensiones mínimas principales sean una buena aproximación a las presiones plantares tanto en distribución como en valor.

Debido a la imposibilidad de obtener el contacto, se consideró que como alternativa a ello, era suficiente con medir dónde las tensiones principales mínimas, en la última capa de grasa, eran diferentes de cero y *negativas para la obtención de la huella plantar*.

4.2.- APONEUROSIS (FASCIA) PLANTAR

Las estructuras específicas que proveen y dotan de estabilidad a la bóveda plantar sido un motivo de discusión durante mucho tiempo, sobre todo en lo que se refiere a la contribución de la fascia plantar a tal cometido.

Hay dos vertientes en el pensamiento sobre la contribución de la fascia plantar a la estabilidad de la bóveda: una que piensa que contribuye enormemente a esa estabilidad, actuando esta (al igual que los ligamentos plantares) como una viga de soporte horizontal del arco longitudinal; y otra que apenas contribuye, y que solo sirve para la contención de la grasa o almohadilla plantar, siendo los ligamentos plantares y la musculatura los que realizan tal labor.

Se ha estudiado la influencia de la fascia en diferentes elementos del pie tanto para el segundo como para el tercer momento de apoyo, considerando dos casos, calculando tensiones y desplazamientos en dos casos: un pie con fascia, y otro sin fascia. Como ya se comentó anteriormente, las propiedades mecánicas del material que la forma se estimaron por carencia de tejido con que obtenerlas.

4.2.1.- INFLUENCIA EN LOS LIGAMENTOS

En la *figura 4.1* se muestra la situación de los ligamentos que ayudarían a mantener la bóveda plantar (como vigas de soporte horizontal).

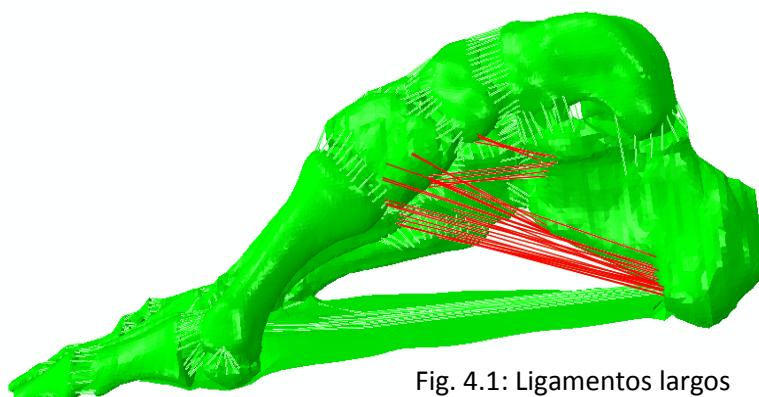


Fig. 4.1: Ligamentos largos

En la *figura 4.2* se observa las distribución de tensiones en la fascia plantar tanto para el segundo momento de apoyo como para el tercero. En ella se observa severo incremento de tensiones de la fascia en el tercer momento de apoyo, donde las más altas se deben a la flexión de las falanges proximales.

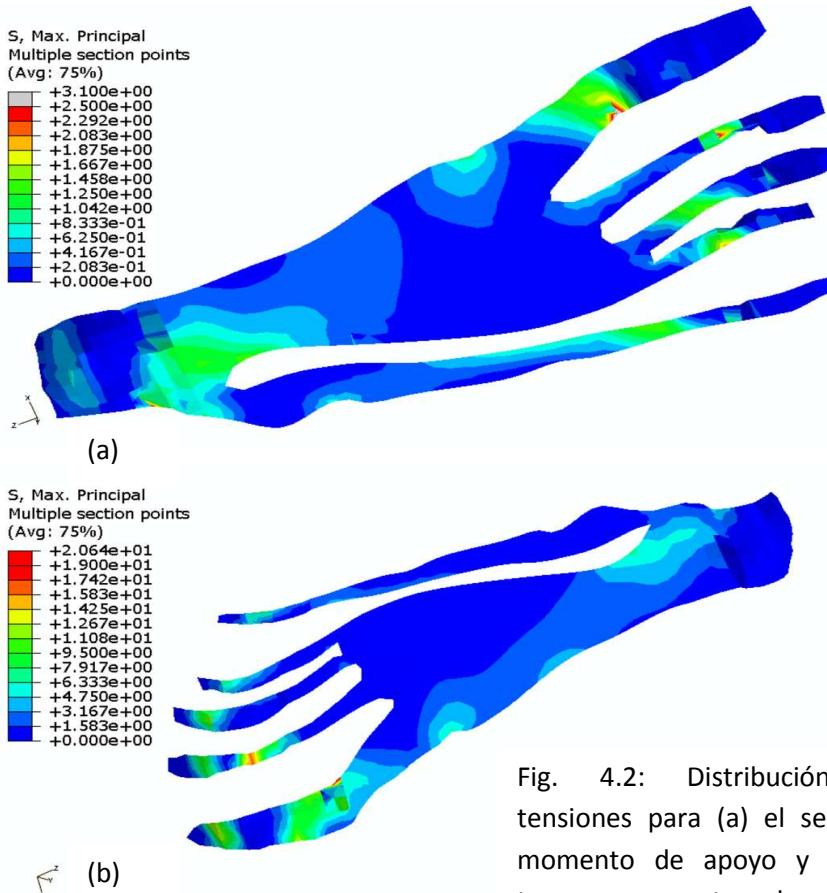


Fig. 4.2: Distribución de tensiones para (a) el segundo momento de apoyo y (b) el tercer momento de apoyo (ambos sin grasa)

En la figura 4.3 se puede observar el notable incremento de las tensiones en los ligamentos tras eliminar la fascia. Observando los resultados se intuye que, en general, mayor es el aumento de la tensión de los ligamentos cuanto más nos alejamos de la posición de la fascia en sentido vertical (de los más largos, a los más cortos), con un incremento de tensiones que puede llegar al 95% para el segundo momento de apoyo y entorno a un 85% para el tercer momento.

Se observa que en el segundo momento tienden a tensionarse más los ligamentos más cercanos a la fascia (*que en la realidad sería el ligamento plantar largo*), mientras que en el tercer momento serían los interiores los más tensionados (*que en la realidad correspondería al ligamento calcáneo navicular y al calcáneo cuboidéo*).

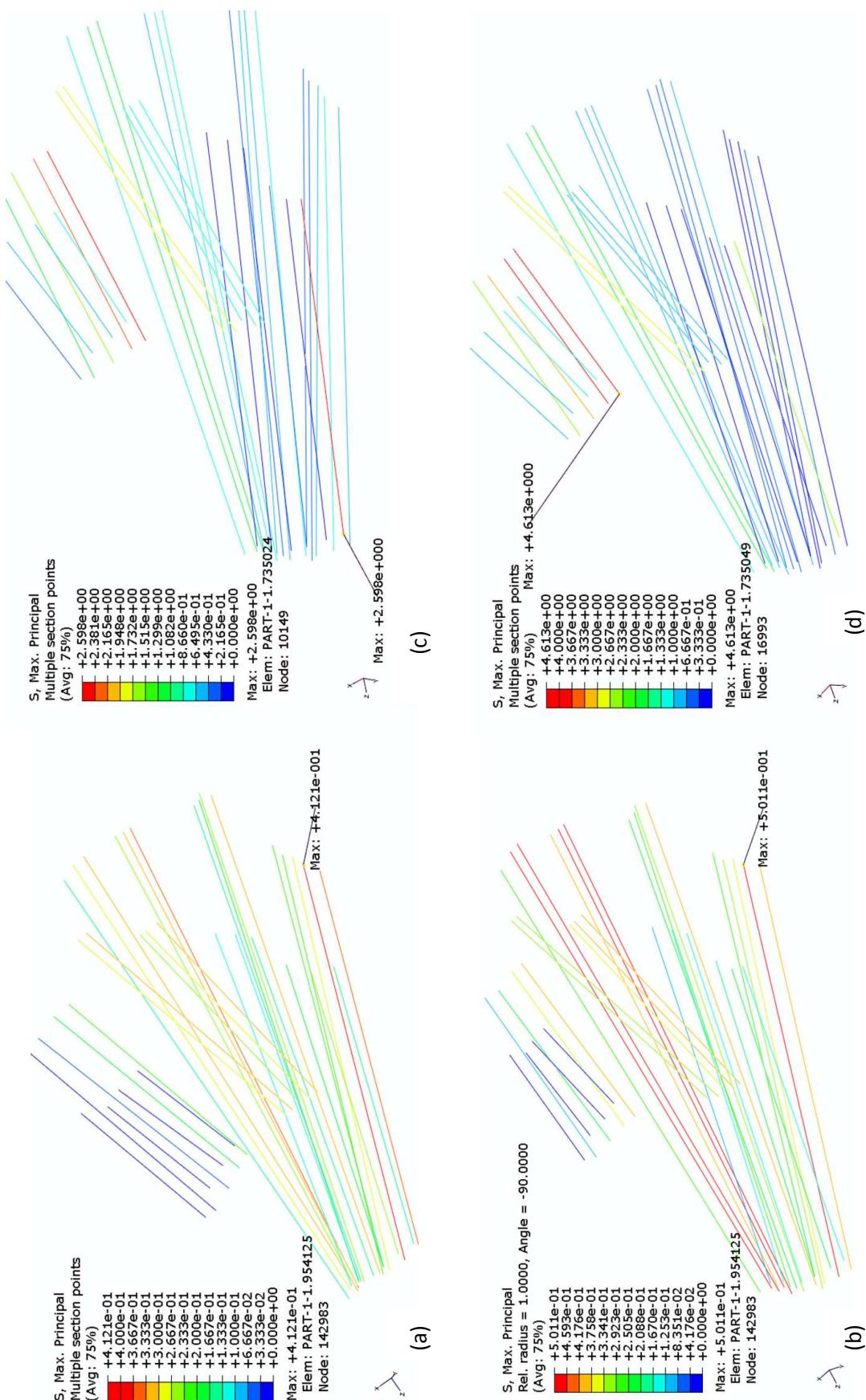


Fig. 4.3: Tensiones los ligamentos para el segundo momento de apoyo (a)con fascia y (b) sin fascia y para el tercer momento de apoyo (c) con fascia y (d) sin fascia

4.2.2.- INFLUENCIA SOBRE LA GRASA PLANTAR

Se puede observar que la fascia influye enormemente sobre la grasa a la hora de distribuir la carga de las que se transmite a través de las epífisis metatarsianas y el calcáneo. Esta hace que las cargas transmitidas a la grasa no se concentren en un área muy pequeña, de *lo que se deduce su importancia para evitar úlceras plantares y evitar sobrecargas en la grasa que modifiquen su comportamiento.*

Con la liberación de la fascia plantar se pueden observar tensiones muy concentradas bajo las cabezas metatarsales y el calcáneo.

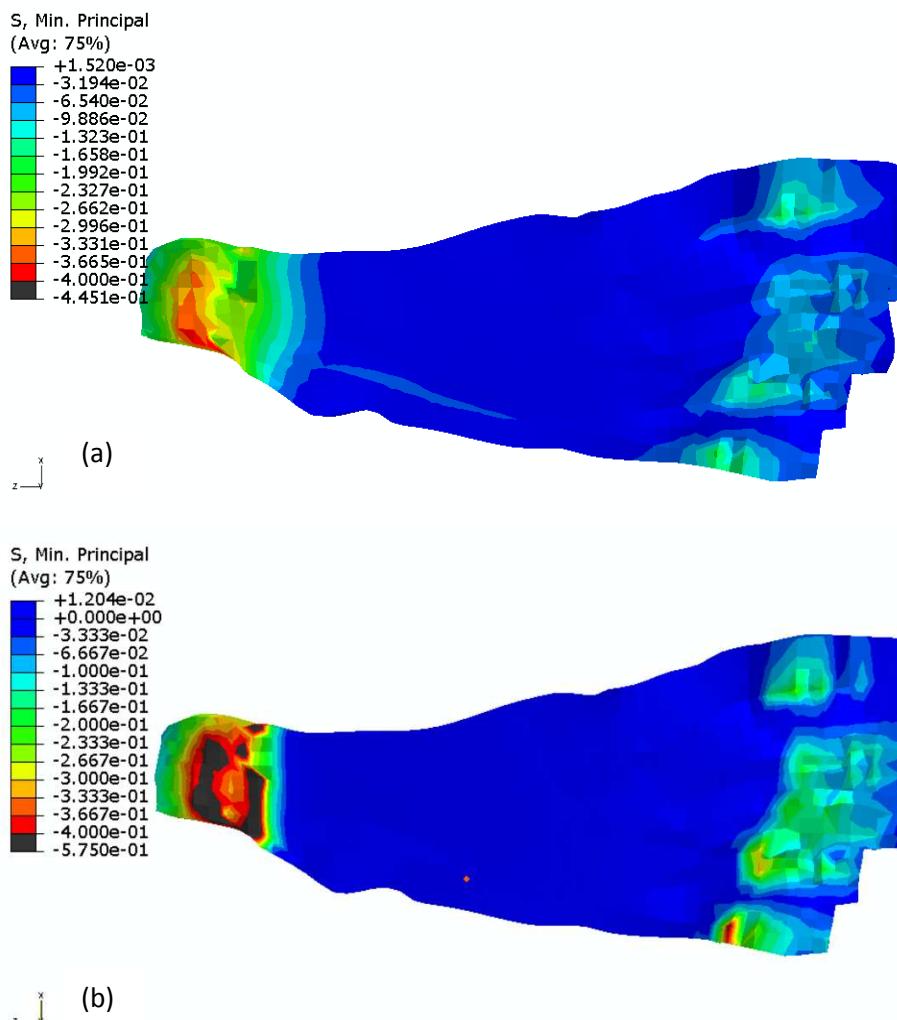


Fig. 4.4: Distribución de tensiones de compresión en la primera capa de grasa a continuación de la fascia para el segundo momento (a) con fascia y (b) con liberación de la fascia plantar

En la figura 4.5 se puede observar la distribución de las tensiones mínimas plantares para el pie con la fascia liberada en el segundo momento de apoyo, que en comparación con las de la figura 4.7, se observan concentradas en áreas menores y un aumento de la tensión, lo que en la realidad implicaría una disminución del área de apoyo del pie y un aumento de las presiones plantares.

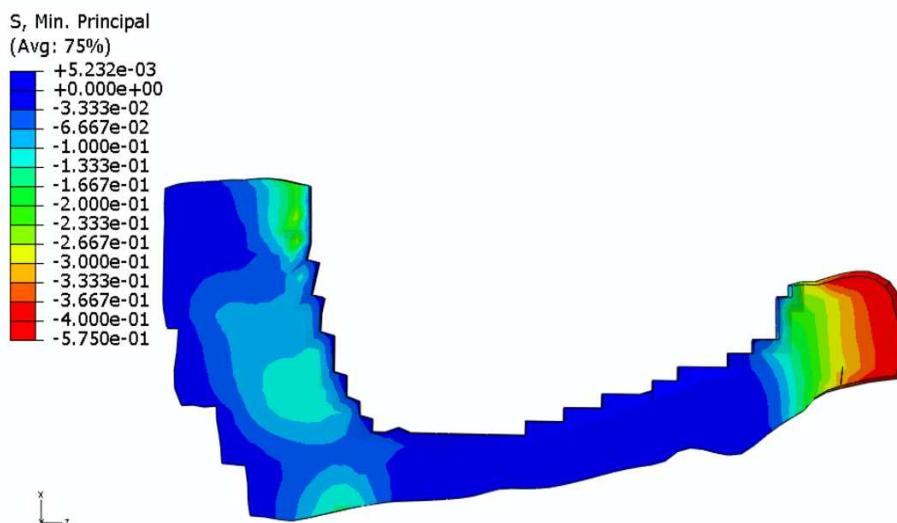


Fig. 4.5: Distribución de tensiones mínimas en la última capa de grasa de un pie sin fascia y en el segundo momento de apoyo.

4.2.3.- CAIDA DE LA BÓVEDA PLANTAR

La disminución de la altura de la bóveda plantar, se ha comprobado que es en torno a 4 mm de media, y que tras una fasciotomía esta cae en torno a 15 mm para el segundo momento de apoyo.

Se consideró importante el incluir la grasa para el estudio de la caída de la bóveda plantar ya que se verificó que la fascia influye enormemente en la distribución de tensiones de la grasa y por ello, la deformación de esta contribuye a la caída de la bóveda plantar.

Se comprobó ***en otros cálculos lanzados sin la grasa, que la caída de la bóveda era muy escasa***, en torno a 0.3 mm.

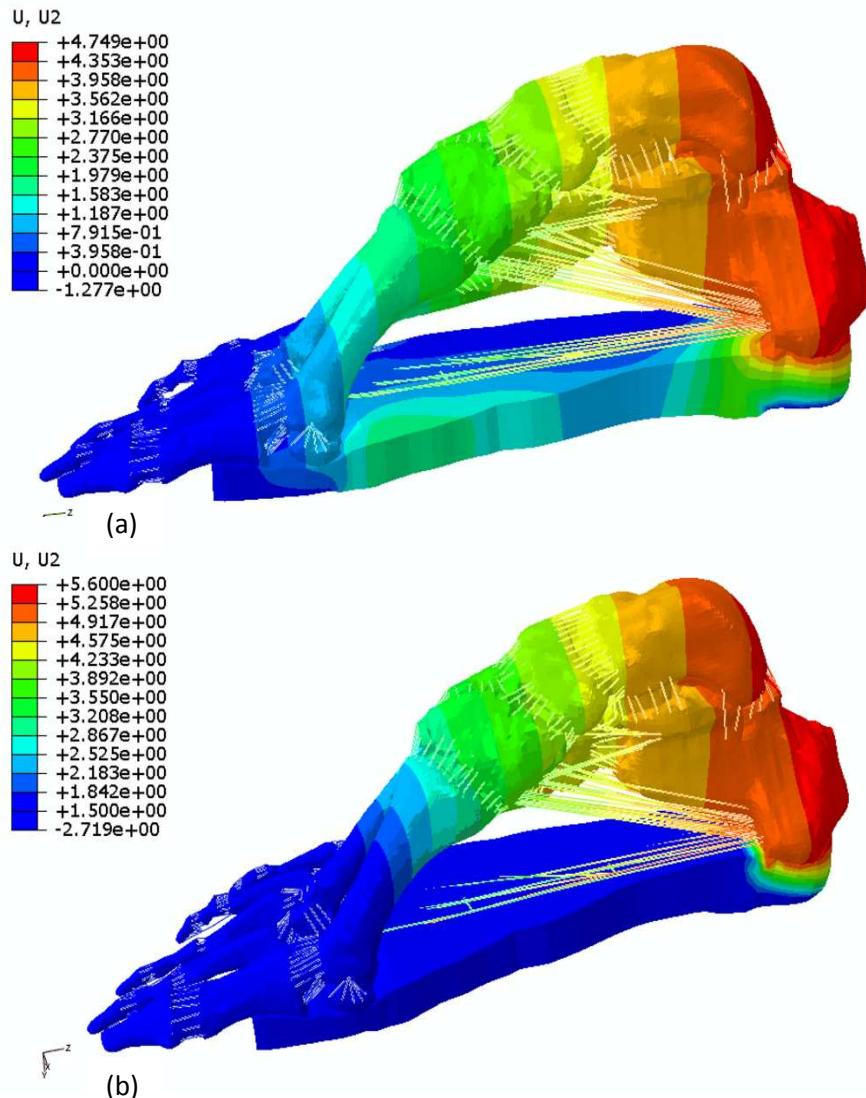


Fig. 4.6: Desplazamientos verticales debidos a la apertura de la bóveda planta para (a) un pie normal y (b) un pie sin fascia.

Se puede relacionar con el *desplazamiento vertical de la línea articular de Chopart*, que como se puede observar, para el pie con fascia, se desplazaría en torno a 3.5 mm y al que se le ha liberado la fascia plantar, se desplazaría en torno a 4,5 mm.

Estos resultados difieren de la realidad (principalmente el segundo), seguramente porque las propiedades mecánicas dadas a la grasa y la fascia no son comparables a las reales. Aun así, cualitativamente, sirve para hacernos una idea de lo que supone la influencia de la fascia plantar.

4.3.- ALMOHADILLA (GRASA) PLANTAR

La grasa es uno de los elementos más importantes del pie a la hora de absorber la energía de los impactos al andar o correr y las presiones de contacto del pie, además de por la cantidad de elementos nerviosos y vasculares que pasan a través de esta. Esta distribuye los esfuerzos a través de ella misma, permitiendo que los huesos y otros tejidos sufran menos.

Un cambio en sus propiedades puede implicar la aparición de fuertes dolores en el pie y úlceras.

4.3.1.- PRESIONES PLANTARES

La grasa es fundamental en la distribución de las presiones plantares. Ella es la que da la forma de la huella plantar. A continuación se muestra la distribución de presiones para nuestros modelos estándar de pie en el segundo y tercer momento de apoyo ($E_{grasa}=1 \text{ MPa}$, $v=0.3$):

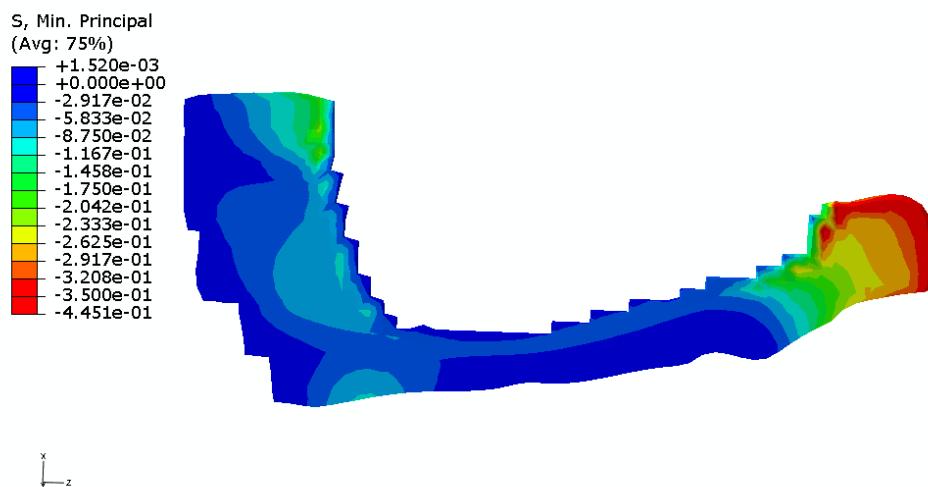


Fig. 4.7: Tensiones mínimas principales en la grasa plantar para el modelo estándar del pie realizado en segundo momento de apoyo ($v=0.3$ y $E=1 \text{ MPa}$)

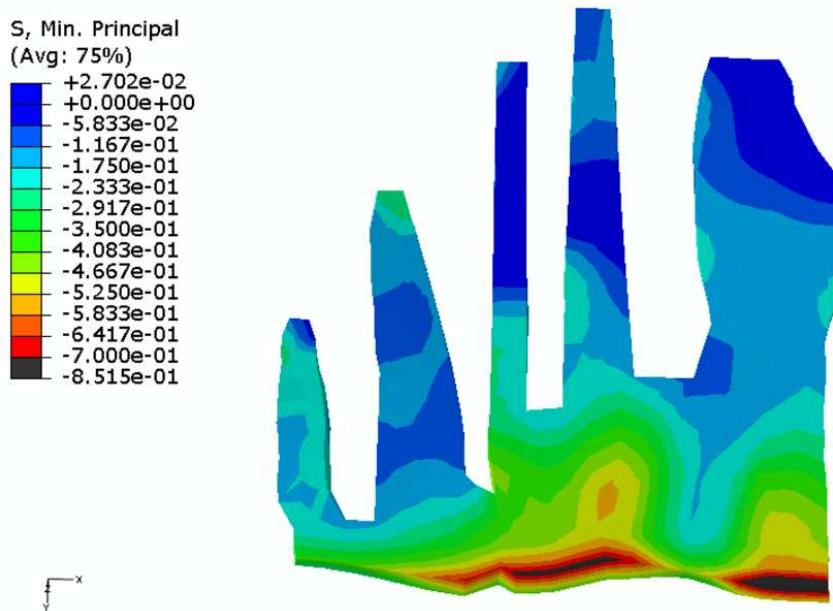


Fig. 4.8: Tensiones mínimas principales en la grasa plantar para el modelo estándar del pie realizado en tercer momento de apoyo ($\nu=0.3$ y $E=1$ MPa)

En las imágenes anteriores (fig. 4.6 y 4.7) se pueden ver las tensiones mínimas principales en la última capa de elementos de la grasa (con valores y distribución similares a las presiones de contacto).

Se observa como para la subfase del segundo momento de apoyo, la presión máxima se concentraría en el borde posterior del talón, que sería la primera zona de contacto con el suelo.

Para la subfase estudiada del tercer momento de apoyo, se observa que las máximas presiones se concentran en la zona de la eminencia digitoplantar (bajo las epífisis metatarsianas).

Se puede comprobar que la presión máxima ejercida en el tercer momento de apoyo es un 80% mayor que en el segundo. Se ha cometido un pequeño error al ***no incluir el músculo-tendón*** flexor en el modelo, ya que falsea algo los resultados, debido a que la flexión del dedo pulgar permitiría un mayor reparto de presiones y así tener las epífisis metatarsianas más descargadas. El pulgar se puede considerar que contribuye enormemente a la estabilidad y equilibrio del pie en esta fase.

Para entender mejor los resultados obtenidos, en la página siguiente (Fig. 4.8) se muestra el ciclo completo de un pie durante la marcha. Nuestra subfase del segundo momento de apoyo estudiada se encontraría **entre los 32 y los 128 ms**, momento en el cual se ejercen las máximas presiones en el talón. Para el caso del tercer momento de apoyo, nos encontraríamos **entre los 416 y 512 ms**, donde se ejerce la máxima presión en la zona de la eminencia digitoplantar.

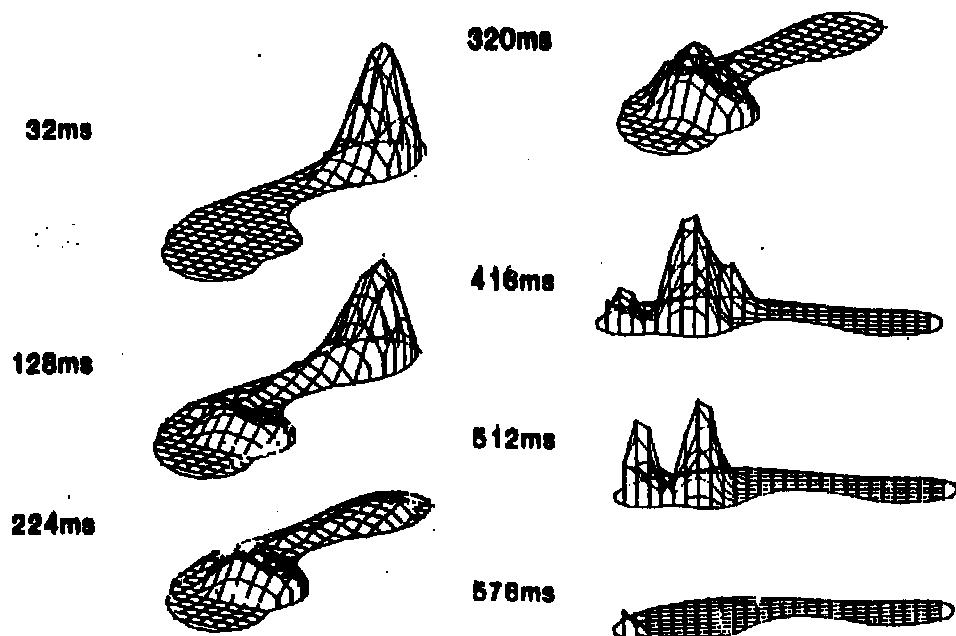


Fig. 4.9: Distribución de presiones plantares en el ciclo de la marcha humana.

Con nuestros modelos se podrían estudiar otras subfases de los momentos de apoyo con el simple hecho de variar las cargas ejercidas por la tibia, el peroné y el astrágalo y las condiciones de contorno, sin necesidad de cambiar el modelo.

4.3.2.- VARIACIÓN DE SUS PROPIEDADES MECÁNICAS

Uno de los mayores problemas que sufren las personas diabéticas es la formación de ulceras en el cuerpo, en gran parte por la modificación de las propiedades mecánicas de los tejidos del cuerpo. En el pie, la producción de úlceras es una patología muy frecuente por la incapacidad de la grasa de absorber y distribuir por toda su masa las presiones plantares.

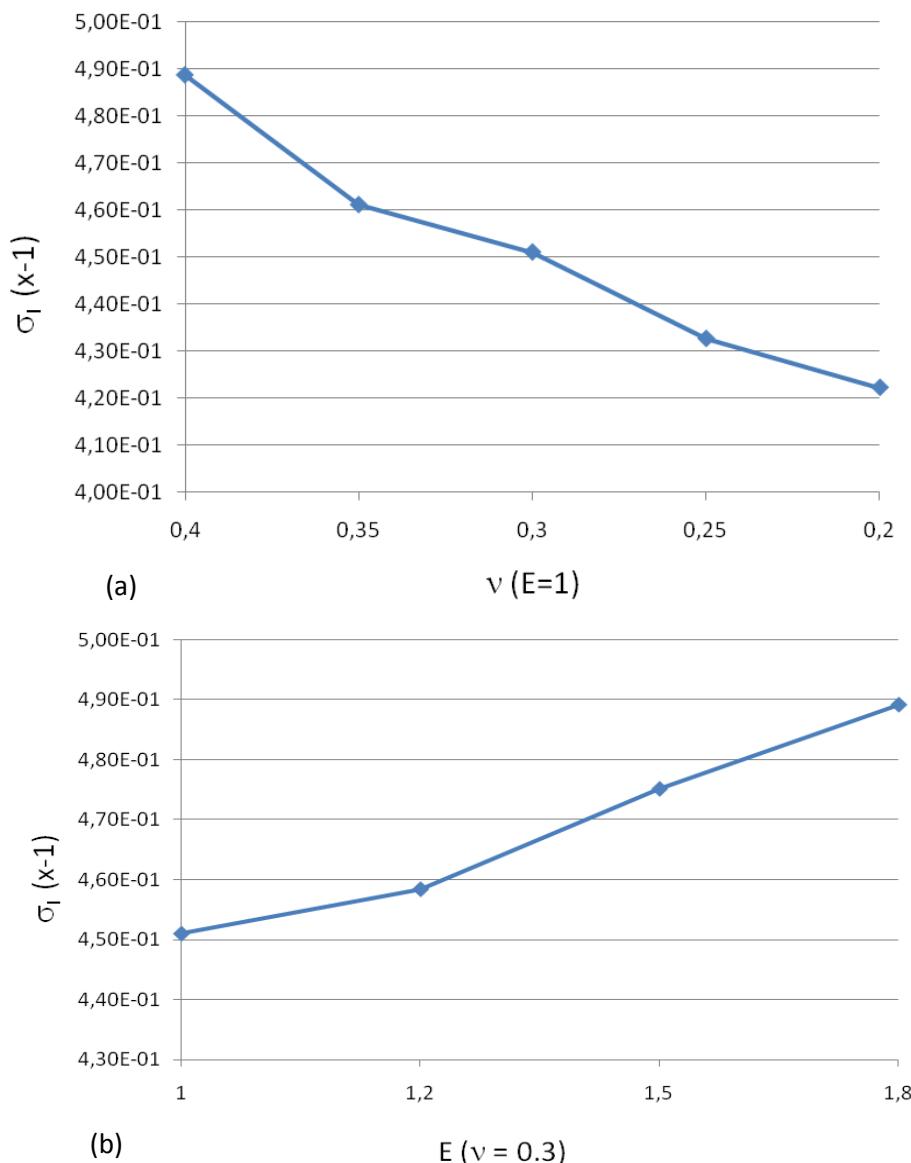


Fig. 4.10: Evolución de la tensión mínima principal en la grasa plantar (a) variando el coef. de Poisson y (b) variando el módulo de Young

En la fig. 4.10 se puede observar cómo evoluciona las presiones máximas (equivalentes a las tensiones mínimas principales) variando la elasticidad (módulo de Young- E) de la grasa y su capacidad de expandirse bajo carga (coeficiente de Poisson- v).

Se observa que la pérdida de elasticidad (aumento de E) implica un aumento de las tensiones producidas en la grasa, y la disminución de su capacidad de expansión (disminución de v) reduce las tensiones de compresión en esta.

Por la forma de las gráficas se puede establecer una aproximación matemática lineal a la evolución de las tensiones máximas producidas respecto a ambas variables, cosa que no sería correcta si le hubiésemos dado a la grasa la propiedad de material hiperelástico; pero debido a los pequeños rangos de variación en que nos movemos (por lo menos para el módulo elástico) se puede usar dicha aproximación lineal para intuir cómo evoluciona el comportamiento de la grasa en la realidad.

4.4.- INFLUENCIA DE LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO

La forma de transmitir las cargas por la articulación tibioperoneastragalina, se ha podido comprobar mediante la pequeña variación de parámetros como las zonas de contacto con el astrágalo de la tibia, inclinación de las cargas, etc., que influye muchísimo en la huella plantar y la forma de obtener presiones plantares, ya que debido a esto, el pie puede contactar con el suelo por unas zonas antes que por otras. Quizás de ahí derivan muchas patologías clínicas muy comunes como pie pronador y supinador, por ejemplo.

Por ello es importante agregar la articulación del tobillo a los modelos de elementos finitos del pie, ya que esta influirá muchísimo en la forma de obtener presiones y huella plantar.

Para hacernos una idea de la influencia de la articulación del tobillo sobre las presiones plantares y huella plantar, se puede comparar la imagen de la siguiente página (fig. 4.11), en la que se permitió el libre desplazamiento del astrágalo transversalmente (como si el tobillo ejerciese fuerza en el eje x); con la figura 4.7, en la que está restringido el desplazamiento transversal del pie.

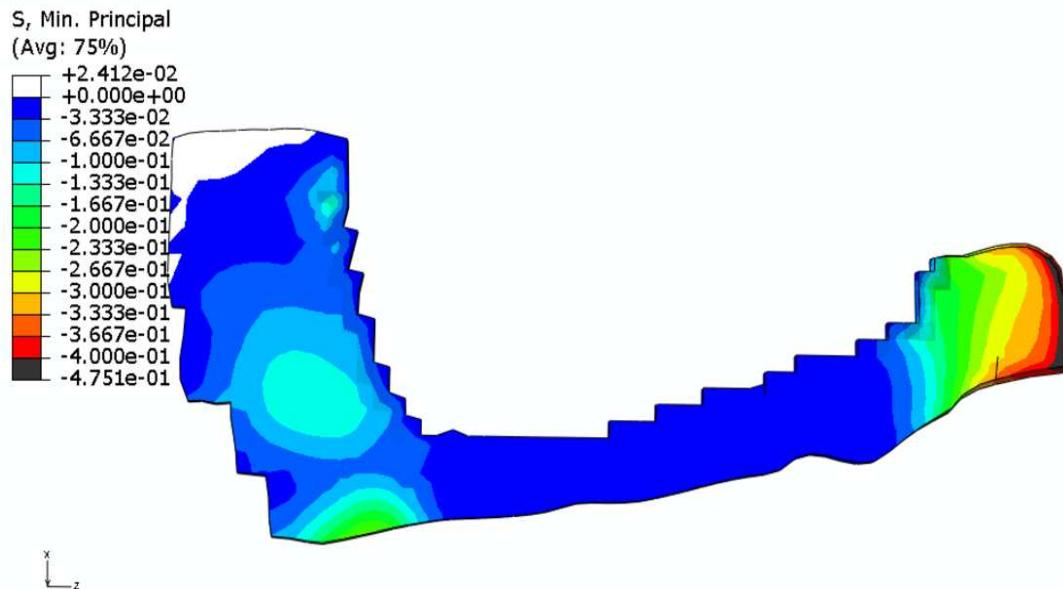


Fig. 4.11: Presiones plantares sin restringir el desplazamiento transversal del astrágalo.

Se puede observar como el contacto con el suelo tendería a realizarse por el lado exterior de la planta del pie, cargando así el peso bajo el quinto metatarso, lo que podría ser un pie con abducción en varo.

Así pues se puede concluir que se ha simplificado demasiado la transmisión de cargas por el tobillo, una articulación bastante compleja, tanto en su forma constructiva, como en la manera de transmitir las cargas.

4.5.- PIEL PLANTAR

El modelo de la piel implementado con elementos Shell no nos es útil si no se consigue realizar el contacto con el suelo.

Muchos estudios han prescindido de su uso en las simulaciones para la obtención de huellas plantares, quizás por su escasa importancia en la distribución de presiones plantares y por la poca utilidad de los resultados obtenidos sobre estas superficies (si son elementos Shell).

Consideraremos que el principal papel que juega la piel, mecánicamente hablando, es el de *contener la grasa* (almohadilla) plantar y *evitar su expansión excesiva* bajo cargas, además de la *protección que ejerce contra la fricción*.

4.6.- COMPARACIÓN CON EL MODELO SIN GRASA DE LAS TENSIONES METATARSALES PRODUCIDAS

A continuación se muestran las tensiones metatarsales máximas y mínimas tanto de los metatarsos como de las falanges con el objetivo de ver si el añadir la grasa al modelo varía de forma notable estas tensiones (tanto en valor como en distribución) o por el contrario permanecen constantes.

En el tercer momento de apoyo

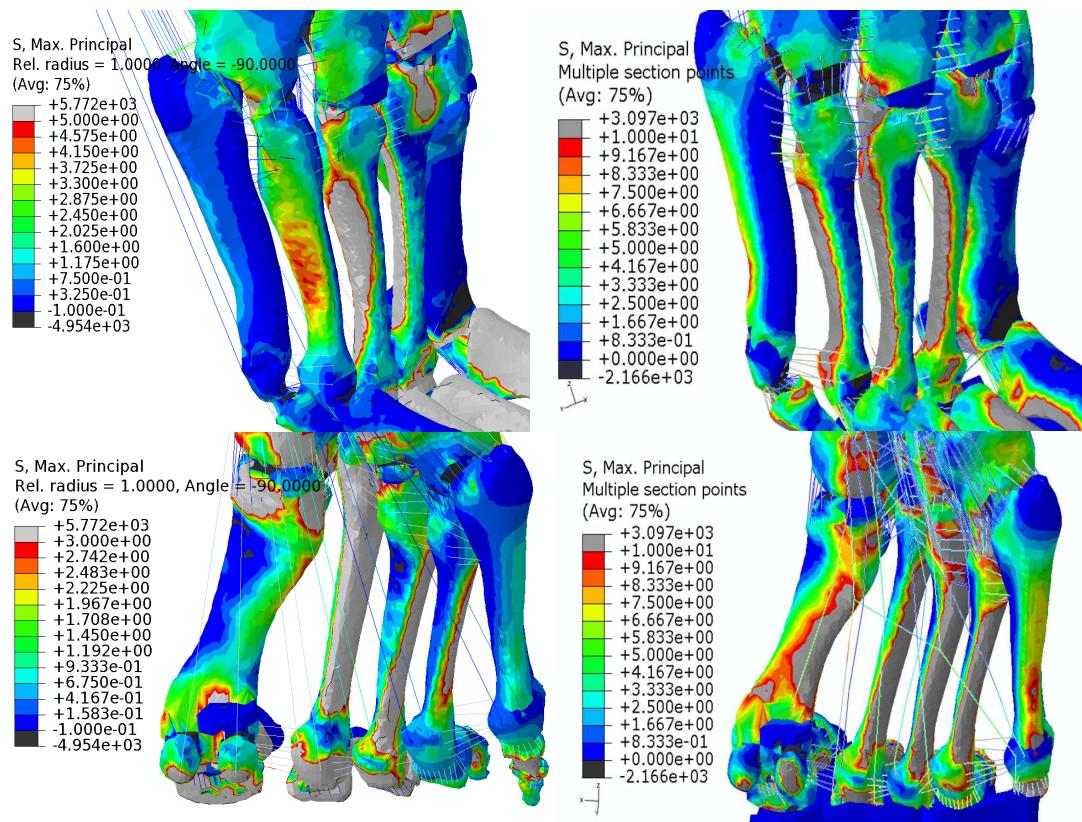


Fig. 4.12: Tensiones máximas principales metatarsales en vista dorsal (arriba) y plantar (abajo) para el modelo en el tercer momento de apoyo sin grasa (izq.) y con grasa (dcha.)

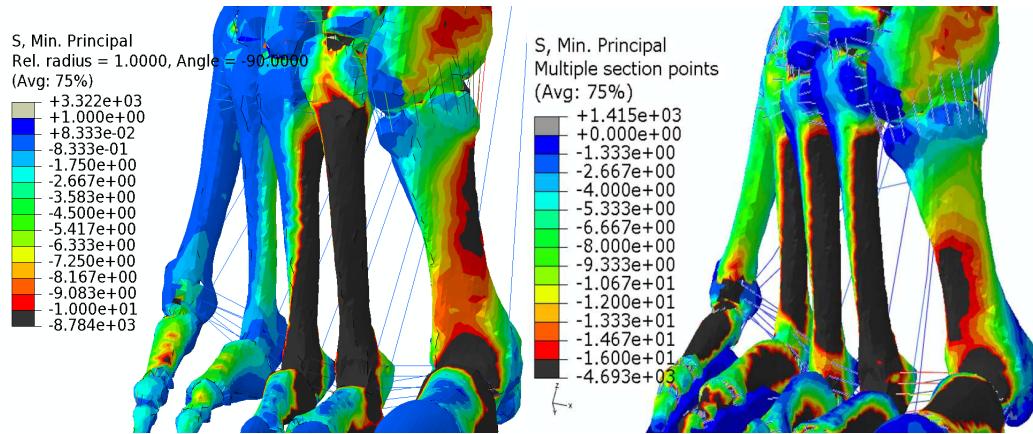


Fig. 4.13: Tensiones mínimas principales metatarsales en vista dorsal (las de la vista plantar se pueden despreciar) para el pie sin grasa (izq.) y con grasa (dcha.)

Se puede observar que la forma de las distribuciones de las tensiones máximas (tracción) y mínimas (compresión) no cambia demasiado (no hacer caso del primer metatarso, ya que no se ha restringido su movimiento, como en el modelo sin grasa), pero sí que cambia de forma severa el valor de las tensiones, donde los valores de tracción y compresión aumentan considerablemente para los metatarsos, sin embargo para el conjunto global del pie disminuyen.

Lo mismo ocurriría para el segundo momento de apoyo.

Este hecho quizás se deba a que las fuerzas elásticas debidas a la deformación de la grasa, someten a los metatarsos a unos esfuerzos por flexión mucho mayores. Por lo tanto es importante incluir la grasa en el análisis para la obtención de unos valores más certeros.

Los resultados de los modelos anteriores donde no se incluía la grasa, se puede concluir, que como estudios cualitativos serían válidos, pero no ocurriría lo mismo si cuantitativamente, cuyos resultados de tensiones, deformaciones, etc., no serían válidos.

5.- CONCLUSIONES

A continuación se muestran las conclusiones a las que se ha llegado al realizar los cálculos y tras el análisis de los resultados expuesto en la sección anterior:

- Es necesario obtener mediante ensayo en laboratorio, unos **modelos de comportamiento fiables** para la grasa, la piel y la fascia, ya que pequeñas variaciones en sus propiedades afectan de forma notable al resto del modelo, además de por la demostrada importancia que tienen estos tejidos en la estabilidad y reparto de cargas.
- La **fascia** juega un papel muy importante tanto en el reparto de cargas por toda la almohadilla plantar, y así evitar el exceso de presión bajo las cabezas metatarsianas y el calcáneo; como en evitar el colapso de la bóveda plantar, a modo de viga tirante horizontal.
- En relación con el punto anterior, en el que se concluye que la fascia permite el reparto de tensiones por toda la almohadilla plantar, podríamos concluir también que otra posible causa del **hundimiento de la bóveda plantar** (pie plano) podría ser debido a una mayor compresión de la almohadilla plantar por pérdida de elasticidad o estiramiento permanente de la fascia plantar, redistribuyendo con el tiempo las bolsas de grasa y provocando la planitud de planta del pie.
- El **rozamiento** de la piel con el suelo o la superficie sobre la que repose es una fuerza que no hay que despreciar, no solo como propiedad que ayuda a mantener la estabilidad del pie, sino también en la distribución de tensiones en el pie, que se pueden ver acrecentadas por la actuación de esta fuerza.
- Durante el cálculo hubo que modificar varias veces los nodos de apoyo de la tibia y el peroné, ya que tales superficies diferían de la realidad y provocaban la basculación del pie que causaba una distribución de presiones plantares alejada de la realidad (por lo menos de un pie sano). De ahí se ve la importancia que tiene la **articulación del tobillo** y la necesidad de agregarla a los modelos de elementos finitos para transmitir las cargas con mayor precisión ya que pequeñas variaciones en estas provocan un comportamiento anómalo del pie.

- El **músculo flexor del dedo gordo** del pie es esencial para mantener la estabilidad del pie en el tercer momento de apoyo, por lo que es necesario añadirlo a el modelo en esta posición, para estudiar con precisión todos los esfuerzos y deformaciones a los que está sometido el pie en este caso.
- Las **propiedades mecánicas de la grasa** influyen enormemente en la concentración de tensiones en la planta del pie, aumentando esta con la pérdida de elasticidad de la grasa y con la capacidad de expansión transversal.
- Las **grasa influye sobre las cargas que solicitan a los diferentes huesos**. Es importante incluirla en los cálculos si se quieren tener unos resultados cuantitativos correctos, sin embargo cualitativamente se puede prescindir de ella.

6.- LINEAS FUTURAS

A continuación, y en relación a los resultados y conclusiones obtenidas, se pretende dar unas líneas a seguir para la mejora del modelo de elementos finitos y mejora de resultados:

- Modelar la grasa **como material hiperelástico y sobre todo ortotropo** ya que esta solo resiste esfuerzos de compresión.
- Incluir en el modelo (del tercer momento por lo menos) **el músculo flexor del dedo gordo** por su importancia en el equilibrio del cuerpo y en reparto de tensiones
- **Obtención experimental de las cargas articulares** (sobre todo del tobillo) mediante técnicas de captura de movimiento (VICON).
- Incluir la **articulación tibioperoneastragalina**, debido a su importancia en la transmisión de esfuerzos.
- Realizar el **contacto con el suelo**
- Obtener en ensayos de laboratorio el comportamiento de los biomateriales que no están definidos (fascia, grasa y piel principalmente).

ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIRÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA

Bibliografía

PFC

Carlos Fernández Manchado

- [1] Mariano Nuñez-Samper, Luis Fdo. Llanos. **Biomecánica, medicina y cirujía del pie.**
- [2] Rodrigo C. Miralles, Iris Miralles. **Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor.**
- [3] Amit Gefen. **Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release.** J. Biomechanics, pages 629-637, 2002.
- [4] Aaron Kam-Lun Leung Yu-Bo Fan Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang. **Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing- a material sensitivity study.** J. Biomechanics, page 1045-1054, 2005.
- [5] Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, Kai-Nan An. **Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex.** Clinical Biomechanics, pags. 839-846.
- [6] Y. Itzchak-M. Arcan A. Gefen, M. Megido-Ravid. **Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications.** J. Biomechanical Engineering, 122:630-639, 2000.
- [7] James M. Morris. **Biomechanics of the foot and ankle.** (122):10-17, 1977.
- [8] Gunnar Németh-Göroran Selvik Arne Lundberg, Ola K. Svensson. **The axis of rotation of the ankle joint.** The Journal of Bone and Joint Surgery, 8(71):94-99, 1989.
- [9] Joseph M. Czerniecki. **Foot and ankle biomechanics in walking and running.** American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 6(67):246-252, 1988.
- [10] Edward Y. S. Chao Richard N. Stauffer and Robert C. Brewster. **Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint.** J.Biomechanics, (127):189-195, 1977.
- [11] A. Seireg and R. J. Arvikar. **The prediction of muscular load sharing and Joint forces in the lower extremities during walking.** J. Biomechanics, 8:89-102, 1975.
- [12] Margareta Nordin Victor H. Frankel. **Biomechanics of the ankle.** Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, pages 153-160, 1989.
- [13] Dai-Nan An Harold B. Kitaoka, Zong Pong Luo. **Three-dimensional analysis of normal ankle and foot mobility.** The American Journal of Sports Medicine, 25:238-242, 1997.
- [14] R. J. Arvikar A. Seireg. **The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking.** J. Biomechanics, 8:89-102, 1975.