

**Universidad**  
**Zaragoza**

## Trabajo Fin de Grado

**RESPUESTA BIOMECÁNICA A CINCO TIPOS  
DE CIRUGÍA PARA ALIVIAR EL DEDO EN  
GARRA MEDIANTE IMPLANTE DE NiTi**

**BIOMECHANICS RESPONSE TO FIVE  
DIFFERENT TYPES OF SURGERY TO RELIEVE  
THE CLAW TOE DEFORMITY BY MEAN OF  
TiNi IMPLANTS**

Autor

**Carlos Calvo Gil**

Director

**Javier Bayod López**

Escuela de Ingeniería y Arquitectura de Zaragoza

2016



**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./Dª. Carlos Calvo Gil,

con nº de DNI 73220801W 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) Grado \_\_\_\_\_, (Título del Trabajo)

con título Respuesta biomecánica a cinco tipos de cirugía para aliviar el dedo en garra mediante implantes de NiTi

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

Zaragoza, 20 de septiembre de 2016

Fdo: Carlos Calvo Gil

## RESUMEN

---

El presente trabajo fin de grado trata de investigar la técnica más adecuada para llevar a cabo la operación quirúrgica que da solución a la patología del dedo en garra mediante la implantación de un implante Ni-Ti. Para encontrar la técnica más exitosa se plantearon inicialmente cinco técnicas quirúrgicas diferentes que fueron simuladas. Las diferencias entre las técnicas se basan en transferir o anular los músculos flexores largos o cortos de los dedos del pie. Además cada modelo se simuló dos veces con dos prototipos distintos de implantes; uno de ellos posee una forma recta y el otro angulada siguiendo la estructura del dedo del pie.

Primero se construyeron los modelos en tres dimensiones en el programa I-DEAS, partiendo inicialmente de un modelo ya creado con el implante colocado. Posteriormente, se introdujeron las condiciones de contorno que afectan a cada uno de los modelos propuestos en un principio. Con los modelos ya completados, el siguiente paso es lanzar a calcular y visualizar los resultados en el programa Abaqus.

Para finalizar, una vez rescatados los resultados, se elaboraron tablas comparativas entre las técnicas planteadas y los resultados del pie patológico sin intervenir quirúrgicamente. A través de las tablas comparativas pudimos obtener varias conclusiones. Las más destacadas son que el implante angulado consigue peores resultados en comparación con el implante recto al tener una mayor concentración de tensiones y que la técnica que daría un mejor resultado para el paciente sería eliminar el músculo flexor corto de los dedos del pie sin transferir a ningún otro punto, aunque no llegaría a ser un modelo óptimo debido a que las tensiones originadas en las falanges siguen siendo altas.

# ÍNDICE GENERAL

---

1.	INTRODUCCIÓN .....	1
1.1.	Descripción y objetivos del proyecto .....	1
1.2.	El pie. Patología dedo en garra.....	2
2.	PLANTEAMIENTO INICIAL .....	4
2.1.	Forma del implante .....	4
2.2.	Músculos flexores del pie .....	5
2.3.	Definición de los casos a estudiar .....	6
3.	MODELADO EN ELEMENTOS FINITOS .....	7
3.1.	Punto de partida .....	7
3.2.	Pasos previos .....	8
3.3.	Elaboración de los modelos .....	10
4.	CONDICIONES DE CONTORNO Y PROPIEDADES .....	12
4.1.	Materiales y propiedades específicas .....	12
4.2.	Condiciones de contorno .....	17
5.	CÁLCULOS Y RESULTADOS.....	20
6.	CONCLUSIONES .....	25
7.	ANEXOS .....	27
7.1.	Anexo1: Biomecánica.....	28
7.2.	Anexo2: Anatomía del pie humano .....	30
7.3.	Anexo3: La marcha humana.....	33
7.4.	Anexo4: Modificación del archivo .inp .....	36
7.5.	Anexo5: Resultados en Abaqus .....	41
7.6.	Anexo6: Tratamientos actuales .....	62
8.	BIBLIOGRAFÍA .....	64

# ÍNDICE DE FIGURAS

---

<i>Figura 1.1. Vista del implante en su posición.....</i>	1
<i>Figura 1.2. Dibujo de un pie con un dedo en garra.....</i>	3
<i>Figura 2.1. Imagen del implante recto (izquierda) y angulado (derecha).....</i>	4
<i>Figura 2.2. Flexor largo común de los dedos.....</i>	5
<i>Figura 2.3. Flexor corto común de los dedos.....</i>	5
<i>Figura 2.4. Imagen de las falanges que componen los dedos del pie. ....</i>	6
<i>Figura 3.1. Tomografía computarizada del tobillo y el pie.....</i>	7
<i>Figura 3.2. Punto de partida en el programa I-DEAS.....</i>	8
<i>Figura 3.3. Imagen del grupo sobre el que trabajaremos en el programa I-DEAS.....</i>	9
<i>Figura 3.4. Grupo conjunto falanges (izquierda) y grupo implantes (derecha). .....</i>	9
<i>Figura 3.5. Modificación del flexor corto para el caso dos.....</i>	10
<i>Figura 3.6. Modificación del flexor largo para el caso cuatro. ....</i>	11
<i>Figura 4.1. Sección transversal y longitudinal del fémur derecho. ....</i>	12
<i>Figura 4.2. Conjunto cortical del pie en el programa I-DEAS. ....</i>	13
<i>Figura 4.3. Conjunto esponjoso del pie en el programa I-DEAS. ....</i>	13
<i>Figura 4.4. Conjunto de cartílagos del pie en el programa I-DEAS. ....</i>	14
<i>Figura 4.5. Conjunto de ligamentos finos del pie en el programa I-DEAS.....</i>	15
<i>Figura 4.6. Ligamentos cortos y largos (verdes y blancos), y fascia plantar en el programa I-DEAS. ....</i>	15
<i>Figura 4.6. Conjunto de implantes rectos en el programa I-DEAS. ....</i>	16
<i>Figura 4.7. Dirección de la carga debido al peso. ....</i>	18
<i>Figura 4.8. Nodos para carga en el astrálogo. ....</i>	18
<i>Figura 4.9. Nodos para carga en el calcáneo.....</i>	19
<i>Figura 7.1. Esquema aclaratorio de las diferentes ramas de la biotecnología. ....</i>	29
<i>Figura 7.2. Huesos que forman el pie humano. ....</i>	30

---

<i>Figura 7.3. Posición del pie en las seis fases de la marcha humana.....</i>	34
<i>Figura 7.4. Ciclo rocker de la marcha.....</i>	34
<i>Figura 7.5. Materiales definidos en los modelos de simulación.....</i>	36
<i>Figura 7.6. Asignación de la forma y propiedades de grupos que forman el modelo del pie.....</i>	37
<i>Figura 7.7. Pretensado de los flexores largo y corto. ....</i>	38
<i>Figura 7.8. Cargas y apoyos aplicados a los modelos del pie.....</i>	39
<i>Figura 7.9. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso uno con el implante recto.....</i>	41
<i>Figura 7.10. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso dos con el implante recto.....</i>	42
<i>Figura 7.11. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso tres con el implante recto.....</i>	42
<i>Figura 7.12. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso cuatro con el implante recto.....</i>	43
<i>Figura 7.13. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso cinco con el implante recto.....</i>	43
<i>Figura 7.14. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso uno con el implante recto.....</i>	44
<i>Figura 7.15. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso dos con el implante recto.....</i>	44
<i>Figura 7.16. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso tres con el implante recto.....</i>	45
<i>Figura 7.17. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso cuatro con el implante recto.....</i>	45
<i>Figura 7.18. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso cinco con el implante recto.....</i>	46
<i>Figura 7.19. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso uno con el implante recto. ....</i>	46
<i>Figura 7.20. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso dos con el implante recto. ....</i>	47
<i>Figura 7.21. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso tres con el implante recto.....</i>	47
<i>Figura 7.22. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso cuatro con el implante recto.....</i>	48

<i>Figura 7.23. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso cinco con el implante recto.....</i>	48
<i>Figura 7.24. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante recto para el caso uno.....</i>	49
<i>Figura 7.25. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante recto para el caso dos.....</i>	49
<i>Figura 7.26. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante recto para el caso tres.....</i>	50
<i>Figura 7.27. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante recto para el caso cuatro.....</i>	50
<i>Figura 7.28. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante recto para el caso cinco.....</i>	51
<i>Figura 7.29. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso uno con el implante angulado. ....</i>	51
<i>Figura 7.30. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso dos con el implante angulado. ....</i>	52
<i>Figura 7.31. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso tres con el implante angulado. ....</i>	52
<i>Figura 7.32. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso cuatro con el implante angulado. ....</i>	53
<i>Figura 7.33. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso cinco con el implante angulado. ....</i>	53
<i>Figura 7.34. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso uno con el implante angulado.....</i>	54
<i>Figura 7.35. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso dos con el implante angulado.....</i>	54
<i>Figura 7.36. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso tres con el implante angulado.....</i>	55
<i>Figura 7.37. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso cuatro con el implante angulado.....</i>	55
<i>Figura 7.38. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso cinco con el implante angulado.....</i>	56
<i>Figura 7.39. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso uno con el implante angulado.....</i>	56

<i>Figura 7.40. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso dos con el implante angulado.....</i>	57
<i>Figura 7.41. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso tres con el implante angulado.....</i>	57
<i>Figura 7.42. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso cuatro con el implante angulado.....</i>	58
<i>Figura 7.43. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso cinco con el implante angulado.....</i>	58
<i>Figura 7.44. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante angulado para el caso uno.....</i>	59
<i>Figura 7.45. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante angulado para el caso dos .....</i>	59
<i>Figura 7.46. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante angulado para el caso tres.....</i>	60
<i>Figura 7.47. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante angulado para el caso cuatro.....</i>	60
<i>Figura 7.48. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante angulado para el caso cinco.....</i>	61
<i>Figura 7.49. Situación extrema del pie en garra.....</i>	62

# ÍNDICE DE TABLAS

---

<i>Tabla 1. Tabla resumen de los resultados obtenidos de los desplazamientos verticales con el implante recto.....</i>	21
<i>Tabla 2. Tabla resumen de los resultados obtenidos de los desplazamientos verticales con el implante angulado.....</i>	21
<i>Tabla 3. Tabla resumen de los resultados obtenidos de las tensiones principales máximas con el implante recto.....</i>	22
<i>Tabla 4. Tabla resumen de los resultados obtenidos de las tensiones principales máximas con el implante angulado.....</i>	22
<i>Tabla 5. Tabla resumen de los resultados obtenidos de las tensiones principales mínimas con el implante recto.....</i>	22
<i>Tabla 6. Tabla resumen de los resultados obtenidos de las tensiones principales mínimas con el implante angulado.....</i>	23
<i>Tabla 7. Tabla resumen de los resultados obtenidos de las tensiones de Von Mises en el implante recto.....</i>	23
<i>Tabla 8. Tabla resumen de los resultados obtenidos de las tensiones de Von Mises en el implante angulado.....</i>	23
<i>Tabla 9. Tabla de los valores aproximados de los límites elásticos del hueso cortical.....</i>	25

# MEMORIA

---

# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1. Descripción y objetivo del proyecto.

El trabajo fin de grado que aquí se expone es complementario a otros estudios que se han realizado sobre patologías que se producen en el pie humano. Concretamente se van a llevar a cabo estudios estáticos independientes del tercer momento de apoyo del ciclo de la marcha humana, para ayudar a encontrar la mejor opción quirúrgica de la patología conocida como dedo en garra.

El objetivo de este proyecto es el estudio de una nueva técnica quirúrgica para corregir la patología del dedo en garra. Dicha técnica consiste en la colocación de un implante dentro y entre las falanges proximal y medial, uniendo mediante este implante ambas falanges (fig.1.1.). El implante se colocará en el segundo, tercero y cuarto dedo del pie, descartando el quinto porque según otros estudios el implante en dicho dedo no mejoraría su comportamiento y también por razones de tamaño. Como finalidad lo que queremos conseguir con esta técnica es disminuir la probabilidad de fractura de las falanges y los dolores o molestias que pueda tener el paciente cuando el pie efectúe sus funciones principales.

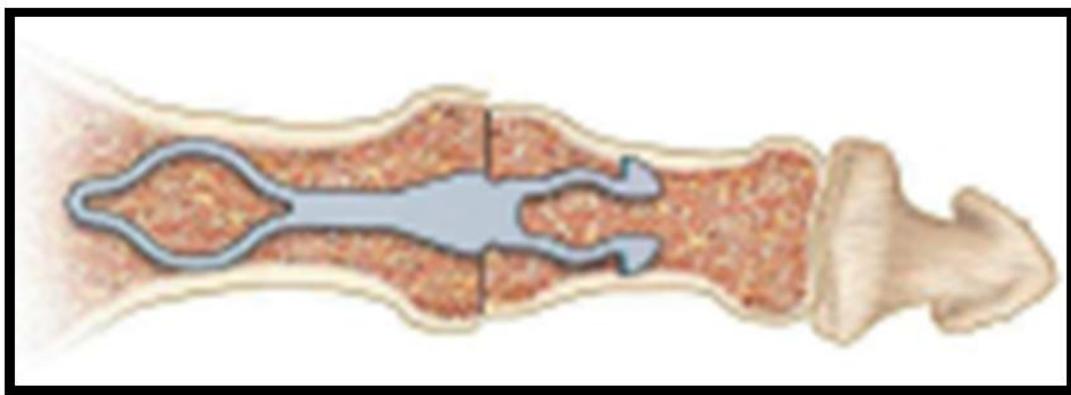


Figura 1.1. Vista del implante en su posición.

El proyecto consta de ocho capítulos que se distribuirán como se muestra a continuación:

1. **Introducción:** capítulo que pretende dar una visión del conjunto del proyecto y los principales objetivos que se pretenden alcanzar mediante el desarrollo del mismo.
2. **Planteamiento inicial:** aquí se describirán los estudios que se realizarán sobre el pie y sus diferencias entre ellos.

3. **Modelado en elementos finitos:** se explicarán los procesos llevados a cabo para la elaboración de los modelos computacionales del pie humano para su estudio posterior.
4. **Condiciones de contorno y propiedades:** una vez se dispone del modelo computacional se tratará en este capítulo de incluir todas aquellas restricciones en apoyos, cargas localizadas, propiedades y demás datos en los estudios propuestos.
5. **Cálculos y resultados:** se representarán tablas comparativas de los resultados encontrados para los diferentes casos que hemos simulado.
6. **Conclusiones:** a raíz de resultados obtenidos, expuestos en el capítulo anterior, se interpretarán los análisis comparativos para mostrar las conclusiones más significativas encontradas.
7. **Anexos:** completarán toda la información adicional que requiere este trabajo.
8. **Bibliografía:** se mostrarán todas las fuentes utilizadas para desarrollar el trabajo presente.

## 1.2. El pie. Patología dedo en garra.

Los pies son la parte terminal de una extremidad del cuerpo humano que va desde el tobillo hasta la punta de los dedos, y sirve principalmente para sostener el cuerpo humano y permitir su locomoción (caminar, correr, saltar...etc.). Una mala estructuración en los huesos puede causar dolores y molestias en el momento de realizar sus funciones.

Existen diferentes patologías que deforman el pie provocando un mal comportamiento del mismo. Nosotros vamos a estudiar las deformaciones que se originan por la patología conocida como dedo en garra.

El dedo en garra (fig. 1.2.) es una deformidad de los dedos menores del pie, que consiste en una flexión excesiva de las articulaciones proximales y distales del segundo, tercero, cuarto o quinto (menos frecuente) dedo del pie.



Figura 1.2. Dibujo de un pie con un dedo en garra.

La causa más frecuente de los dedos en garra es un desequilibrio muscular y/o tendinoso. Este desequilibrio, que conduce a la flexión del dedo del pie, se debe a modificaciones mecánicas (estructurales) del pie. Así pues, las soluciones no quirúrgicas podrán proporcionarle alivio, pero no tratarán las causas de las deformaciones.

Los dedos en garra con frecuencia se agravan por el uso de zapatos que no se adapten a la forma del pie, por ejemplo, zapatos que aplastan los dedos de los pies en la punta del mismo. En determinados casos, los zapatos mal adaptados pueden ser incluso la causa de la contractura responsable de la aparición de los dedos en garra. Por ejemplo, un dedo en garra puede desarrollarse si el dedo del pie es demasiado largo y queda flexionado en un zapato demasiado estrecho y que se use muy a menudo.

A veces, el dedo en garra puede también deberse a un traumatismo, por ejemplo, un dedo que ha sufrido una fractura. Por último, en ciertos sujetos los dedos en garra son hereditarios.

## 2. PLANTEAMIENTO INICIAL

En este proyecto se van a comparar los estudios de diferentes simulaciones. Las modificaciones entre los distintos casos estarán relacionadas con la forma del implante y con la posición de los flexores cortos y largos, que son los encargados de mover los dedos del pie.

### 2.1. Forma del implante

Hay dos tipos de implantes, son similares pero uno de ellos es recto y el otro guarda una forma con un ángulo de diez grados en la mitad del mismo, siguiendo la forma del dedo del pie (fig. 2.1.). Cada caso estudiado se simulará con cada uno de los dos implantes que acabamos de definir.

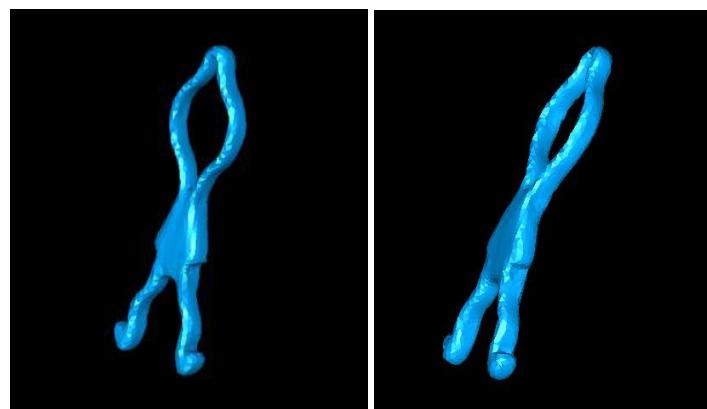


Figura 2.1. Imagen del implante recto (izquierda) y angulado (derecha).

En la tercera y cuarta falange el implante tendrá la misma forma pero con un tamaño más reducido para que se pueda introducir en la falange.

## 2.2. Músculos flexores del pie

Para flexionar los dedos de los pies, tenemos dos músculos flexores llamados largo y corto. Estos músculos flexores son los que vamos a ir cambiando de lugar dentro de cada falange en las cuales introduzcamos el implante (segunda, tercera y cuarta).

El flexor largo de los dedos (fig. 2.2.) se origina en la parte media de la cara posterior de la tibia y su tendón desciende por atrás del maleolo interno del tobillo. En la planta del pie se sitúa por debajo del flexor largo del dedo gordo, del cual recibe una banda tendinosa. El tendón se divide en cuatro, uno para cada uno de los últimos cuatro dedos. Cada tendón entra en una vaina fibrosa y se dirige hacia adelante hasta su inserción en la falange distal.



Figura 2.2. Flexor largo común de los dedos.

El flexor corto de los dedos (fig. 2.3.) está situado en la región de la planta del pie y se origina en el hueso calcáneo. Desde esta inserción, forma un vientre muscular alargado que finaliza en cuatro tendones que se unen a la falange medial de los dedos 2º, 3º, 4º y 5º por ambas caras (lateral y medial). No tiene tendón para el dedo gordo del pie que dispone de un músculo independiente que realiza la misma función, el músculo flexor corto del dedo gordo.

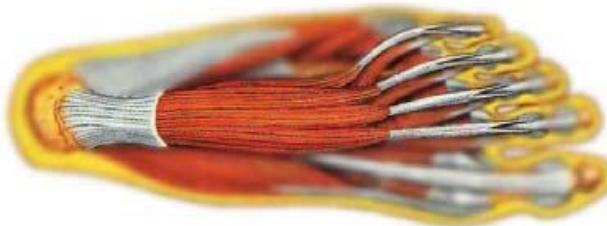


Figura 2.3. Flexor corto común de los dedos.

## 2.3. Definición de los casos a estudiar

Una vez definidos los implantes y los dos músculos flexores con los que vamos a trabajar en las falanges de los dedos del pie (fig. 2.4.), pasamos a plantear y explicar los diferentes casos que se van a estudiar. Cada uno de estos cinco casos se repetirán con los dos tipos de implantes estudiados (recto y angulado):

- ✓ **Caso 1:** Colocación del implante, sin modificar ninguno de los dos flexores.
- ✓ **Caso 2:** Colocación del implante, transfiriendo el flexor corto de los dedos a la falange proximal y el flexor largo permanecerá intacto.
- ✓ **Caso 3:** Colocación del implante, solamente cortando el flexor corto sin transferir a ninguna otra parte del pie, es decir, dejándolo suelto y sin tocar el flexor largo.
- ✓ **Caso 4:** Colocación del implante, transfiriendo el flexor largo a la falange proximal y el flexor corto permanecerá intacto.
- ✓ **Caso 5:** Colocación del implante, cortando el flexor largo sin transferir a ningún otro sitio y sin tocar el flexor corto.

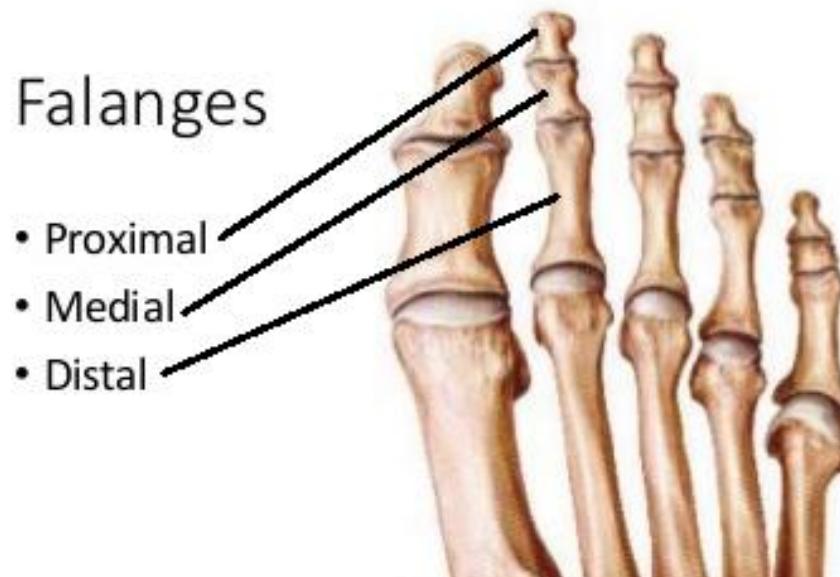


Figura 2.4. Imagen de las falanges que componen los dedos del pie.

# 3. MODELADO EN ELEMENTOS FINITOS

## 3.1. Punto de partida

Vamos a partir de un modelo de elementos finitos del pie y el implante ya unidos que fue elaborado en un proyecto anterior. Este proyecto es un seguimiento del mismo para perfeccionarlo y realizar los nuevos estudios propuestos. Por tanto, partimos de un modelo de elementos finitos ya creado, el cual contiene el pie entero, con los diferentes huesos, cartílagos y ligamentos del pie, además del implante colocado.

El modelo geométrico-computacional de cada hueso se obtuvo de un pie real de un hombre de unos treinta años, partiendo de TACs realizados cada 2 mm sobre el paciente y con la ayuda del programa MIMICS (Grupo de Informática Avanzada de Universidad de Zaragoza GIGA) el cual lee las imágenes y las junta para crear el modelo.

Se denominan como TACs (fig. 3.1.) a las Tomografías Axiales Computerizadas en las que mediante una exploración de rayos X se producen imágenes detalladas de cortes axiales del cuerpo humano. En lugar de obtener una imagen como la radiografía convencional, la TAC obtiene múltiples imágenes al rotar alrededor del cuerpo.



Figura 3.1. Tomografía computarizada del tobillo y el pie.

### 3.2. Pasos previos

Elaboraremos los diferentes modelos de elementos finitos para cada uno de los casos propuestos anteriormente en capítulo 2.3 con el programa I-DEAS, desde el cual abriremos el archivo inicial (fig. 3.2.).

I-DEAS (Integrated Design and Engineering Analysis Software) es un software de diseño asistido por ordenador, generalmente usado para el diseño y el análisis de ingeniería usando el método de elementos finitos.

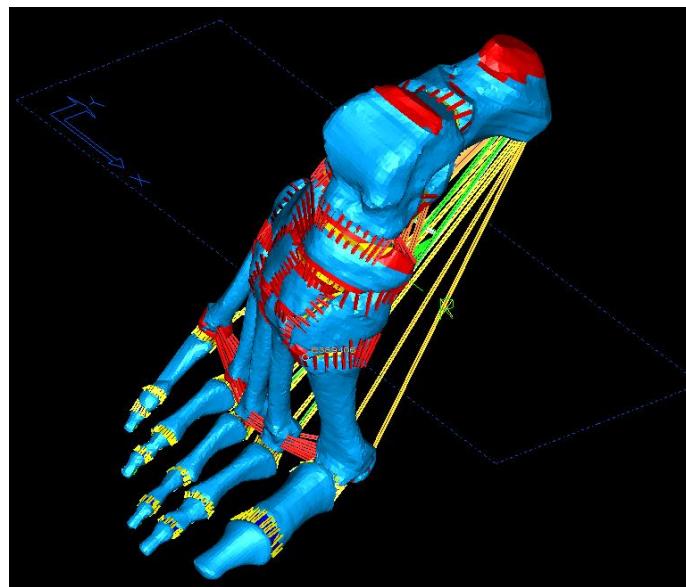


Figura 3.2. Punto de partida en el programa I-DEAS.

Antes de comenzar a trabajar sobre el modelo inicial elaboraremos un nuevo grupo en el programa sobre el cual haremos las modificaciones oportunas facilitándonos el trabajo. Este grupo (fig. 3.3.) estará compuesto por:

- El hueso cortical y esponjoso de las falanges proximal, medial y distal de los tres dedos que poseen el implante (segundo, tercero y cuarto). El hueso cortical está representado en color azul siendo la parte exterior de los huesos, por el contrario, el hueso esponjoso es la parte interior de los huesos y por tanto no se visualiza en la imagen.
- Los músculos flexores largos y cortos. El flexor largo figurando en color verde llega hasta la falange distal mientras que el flexor corto simbolizado en color blanco llega hasta la falange medial.
- Las superficies de contacto de los dedos segundo, tercero y cuarto. La superficie de contacto en las falanges nos evitará al tensionarse, que los tendones flexores puedan atravesar los huesos por las tensiones producidas, situación que en la realidad no se podría dar. Su misión es meramente de pantalla entre los huesos de las falanges y los músculos flexores. En la imagen está representado en color verde y tiene un espesor mínimo para que no nos influya al resto de los resultados.

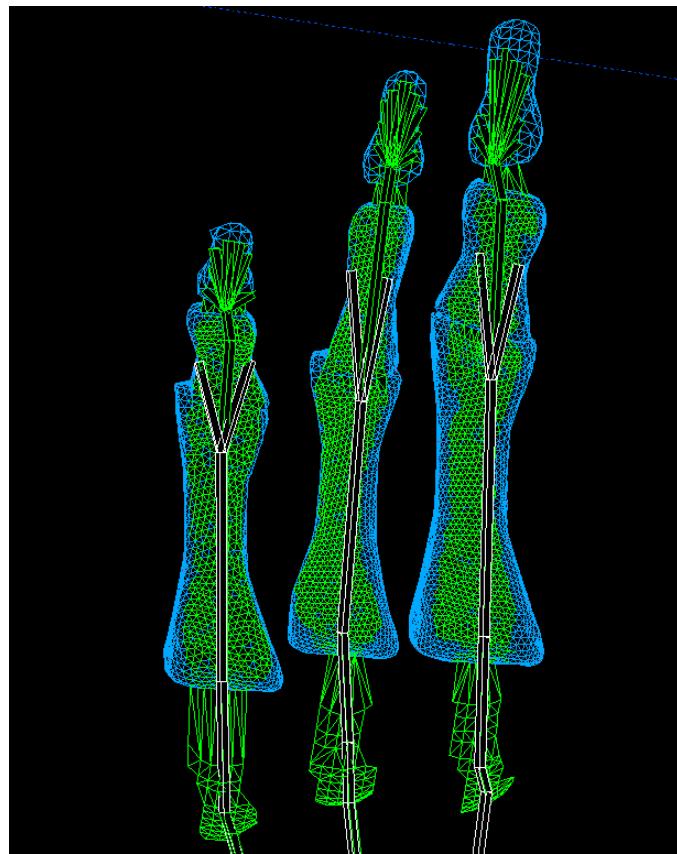


Figura 3.3. Imagen del grupo sobre el que trabajaremos en el programa I-DEAS.

A parte de este grupo elaboraremos otros grupos (fig. 3.4.) que nos facilitarán posteriormente calcular y visualizar de una manera más fácil y clara los resultados obtenidos en el programa Abaqus. Uno de ellos está compuesto por los huesos cortical y esponjoso que forman las tres falanges (proximal, medial y distal) de los cinco dedos del pie y los ligamentos que las unen. En este grupo no incluiremos los implantes que estarán en un grupo aislado donde se verán más claras las tensiones producidas en ellos.

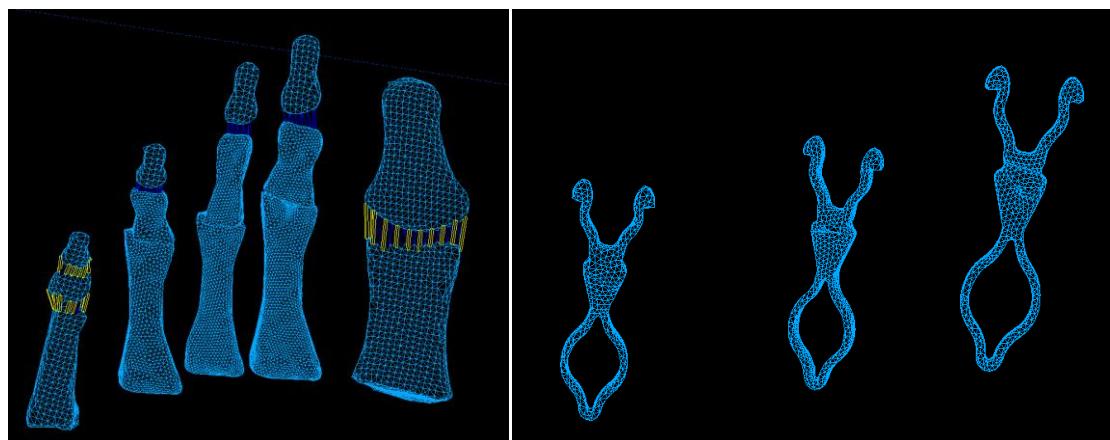


Figura 3.4. Grupo conjunto falanges (izquierda) y grupo implantes (derecha).

### 3.3. Elaboración de los modelos

El siguiente paso es la construcción individual de cada una de las simulaciones en el programa I-DEAS, con las que posteriormente trabajaremos.

#### Caso 1

No tendremos que realizar ninguna modificación con respecto al modelo inicial del pie que tenemos como punto de partida. Podemos decir que es el modelo base sobre los cuales elaboraremos los cambios oportunos para el resto de los casos. Los flexores, tanto el largo como el corto, permanecerán en la misma posición que el pie patológico inicial pero con el implante ya introducido.

#### Caso 2

En este caso tenemos que transferir el flexor corto de la falange medial a la falange proximal (fig. 3.5.). Para ello eliminaremos los elementos barra que forman el flexor corto hasta la base de la falange proximal. Posteriormente crearemos los nodos por los cuales pasará nuestro nuevo flexor como elemento barra, hasta unirlo con la superficie de contacto de la falange de proximal. Cada flexor se unirá a la falange con dos puntos de apoyo, información que nos facilitó uno de los médicos involucrado en este proyecto.

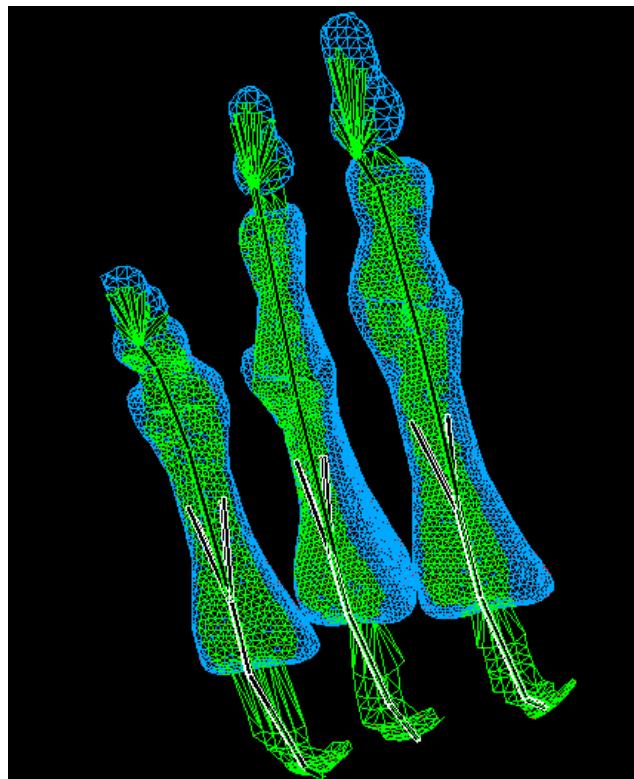


Figura 3.5. Modificación del flexor corto para el caso dos.

#### Caso 3

Esta simulación tiene como objetivo averiguar qué pasaría si elimináramos el flexor corto de nuestro pie patológico. Para probar esta idea no haremos ningún cambio en el modelo del programa I-DEAS, sino por el contrario, cuando nos encaminemos a calcular los resultados del modelo en el archivo de la extensión .inp, desactivaremos el grupo que contiene el flexor corto (Anexo 4). Con esto simularíamos como si desapareciera nuestro flexor corto del pie patológico.

#### Caso 4

Seguiremos los mismos pasos que para el caso dos con la diferencia de transferir el flexor largo en lugar del flexor corto. El flexor largo lo desplazaremos de la falange distal, unido inicialmente a la falange proximal.

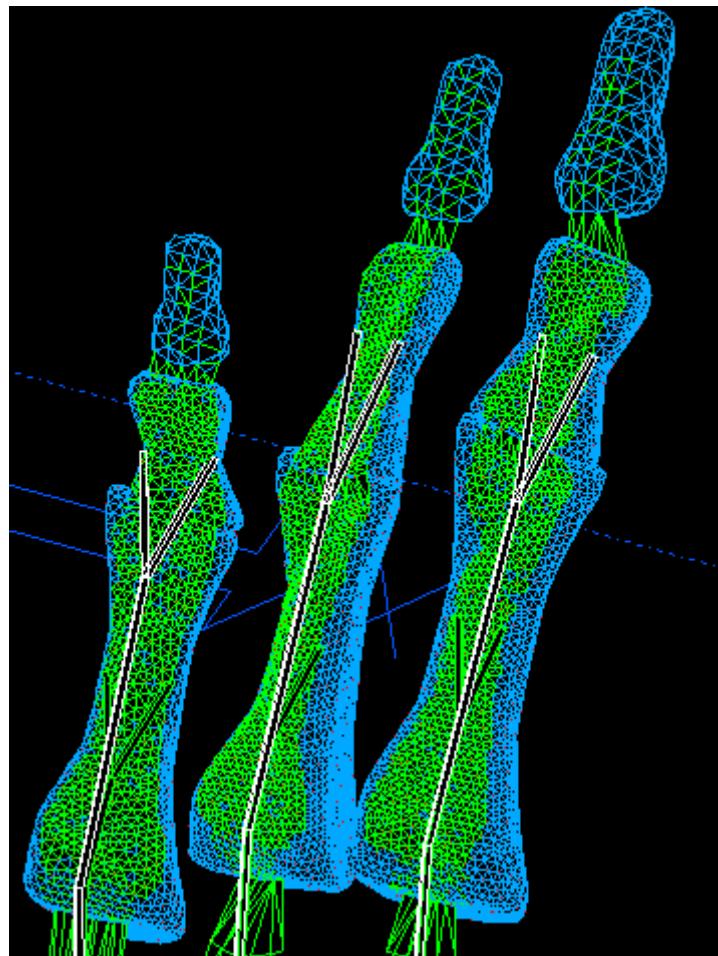


Figura 3.6. Modificación del flexor largo para el caso cuatro.

#### Caso 5

Se imitarán los mismos puntos de la simulación tres, pero eliminando el flexor largo de nuestro pie patológico en vez del flexor corto.

## 4. CONDICIONES DE CONTORNO Y PROPIEDADES

---

En el programa I-DEAS no se introducen las propiedades específicas de cada elemento que forman las partes del pie, sino que aparecen propiedades por defecto que da el programa. Sin embargo, los diferentes materiales que constituyen las partes de los pies están diferenciados por colores y en diferentes grupos dentro del programa.

Una vez terminado el modelo a calcular en el programa I-DEAS, exportaremos todos los datos a un archivo .inp en el cual se impondrán las propiedades de los materiales y las condiciones de contorno que afectan a cada caso. Pudiendo además, hacer las modificaciones deseadas en el modelo de elementos finitos.

### 4.1. Materiales y propiedades específicas

Los datos expuestos a continuación en este apartado, han sido extraídos del siguiente artículo, referenciado también en la bibliografía (Apartado 8):

“Reduction of Dorsal Displacement of the Proximal and Middle Phalanges Using a Neutral or Angled Implant for Joint Arthrodesis to Treat Hammertoe Deformity” de la revista American Podiatric Medical Association Vol. 105 N°6 November/December 2015 entre las páginas 493-502.

Para el estudio que se desea hacer es necesario darles a los diferentes componentes del pie propiedades mecánicas de rigidez: módulo elástico y coeficiente de poisson. Las propiedades mecánicas de cada uno de los tejidos se detallan a continuación:

#### ❖ Hueso 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 (fig. 4.1.).

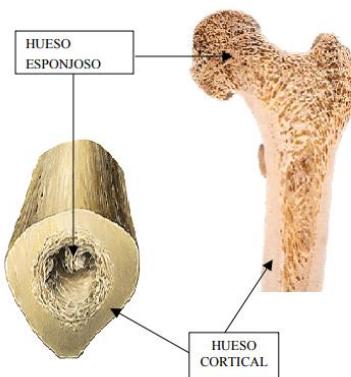


Figura 4.1. Sección transversal y longitudinal del fémur derecho.

En el hueso cortical (fig. 4.2.) las propiedades lineales utilizadas son:

- ✓ Material isótropo elástico-lineal.
- ✓ Módulo de elasticidad de 17.000 MPa.
- ✓ Coeficiente de Poisson de 0,3.



Figura 4.2. Conjunto cortical del pie en el programa I-DEAS.

### ❖ Hueso esponjoso

Conforma la parte interior del hueso, tiene muy baja densidad con una porosidad altísima respecto al cortical y debido a esto apenas tiene aportación resistiva.

Las propiedades de esta parte del hueso (fig. 4.3.) son:

- ✓ Material isótropo elástico-lineal.
- ✓ Módulo de elasticidad de 700 MPa.
- ✓ Coeficiente de Poisson de 0,3.

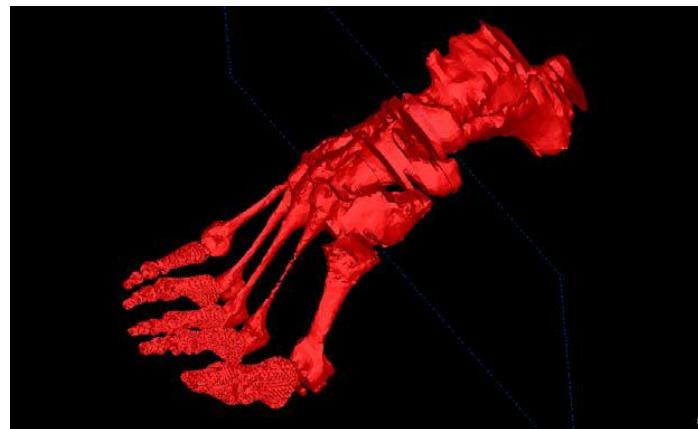


Figura 4.3. Conjunto esponjoso del pie en el programa I-DEAS.

### ❖ Cartílagos

Este material se encuentra entre cada hueso y su inmediato anterior, posterior, inferior y superior (fig. 4.4.). Constituye la zona articular entre cada dos de los huesos, evitando la fricción entre ellos debida al movimiento.

Sus propiedades mecánicas hacen que se deformen más que el resto de componentes.

- ✓ Material homogéneo elástico-lineal isótropo.
- ✓ Módulo de elasticidad de 10 MPa.
- ✓ Coeficiente de Poisson de 0,4.

En el modelo se han reconstruido de forma manual mediante elementos tetraédricos unidos entre sí.

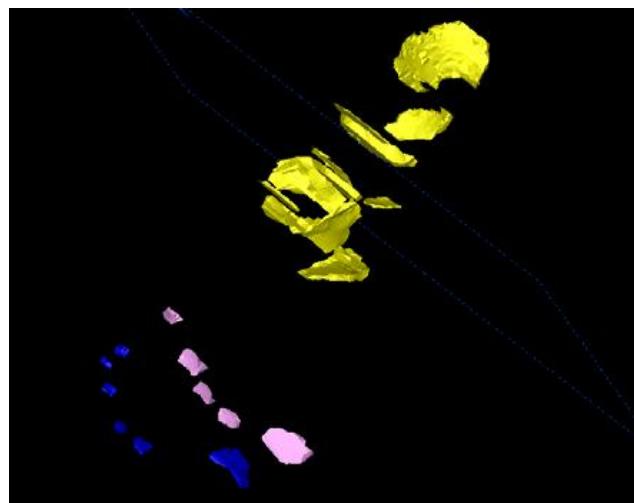


Figura 4.4. Conjunto de cartílagos del pie en el programa I-DEAS.

## ❖ Ligamentos

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

- 1) Los ligamentos finos (fig. 4.5.) unen cada uno de los huesos del pie con su inmediato en todas direcciones. Dentro de este tipo de encuentran también los ligamentos de unión entre las falanges y los de articulación metatarsofalángica.

Son los más débiles aquí utilizados.

Propiedades:

- ✓ Material isótropo elástico-lineal.
- ✓ Módulo elástico de 260 MPa.
- ✓ Coeficiente de Poisson de 0,3.

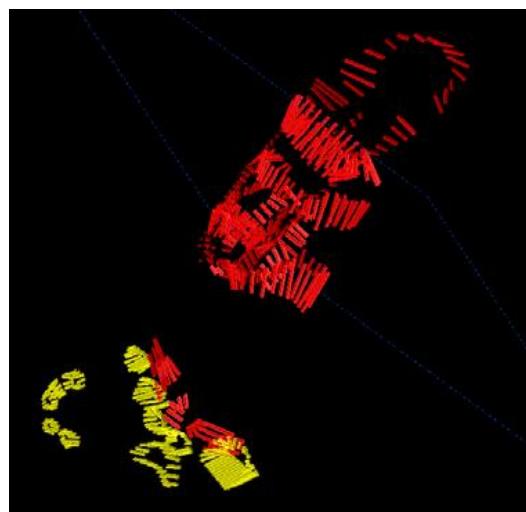


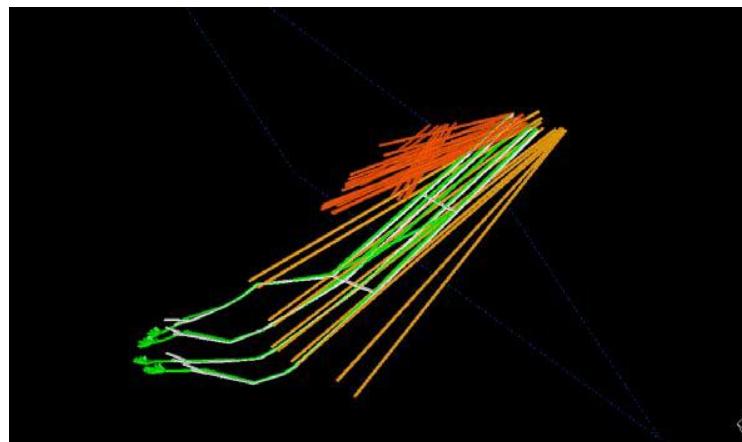
Figura 4.5. Conjunto de ligamentos finos del pie en el programa I-DEAS.

- 2) Los ligamentos plantares cortos y largos, están unido situados en el interior de la bóveda plantar, su misión es evitar su hundimiento en el momento de soportar el pie alguna carga.

Propiedades:

- ✓ Material isótropo elástico-lineal.
- ✓ Módulo elástico de 350 MPa.
- ✓ Coeficiente de Poisson de 0,3.

- 3) La aponeurosis plantar o fascia plantar media, junto con los ligamentos plantares largos y cortos, es la que soporta los esfuerzos de hundimiento, es la primera capa plantar del pie después de la piel y una capa adiposa. Además de absorber los esfuerzos de tracción por hundimiento, cubre y protege el resto de capas formadas por tendones y músculos diversos en el interior de la bóveda plantar.  
 Las propiedades son idénticas a las de los ligamento plantare cortos y largos.



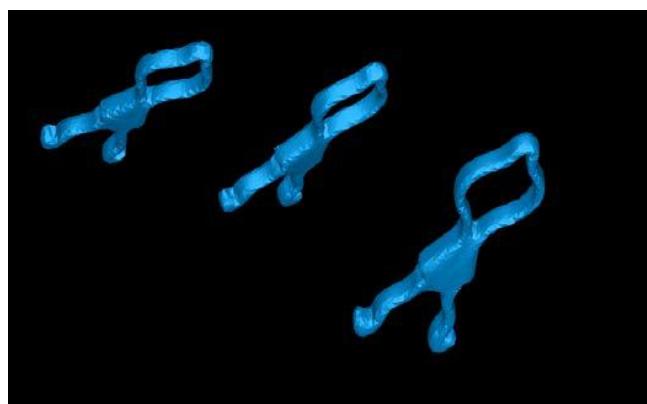
*Figura 4.6. Ligamentos cortos y largos (verdes y blancos), y fascia plantar en el programa I-DEAS.*

### ❖ El implante

El material biocompatible del implante, es una aleación de Níquel-Titanio, este material con que se realiza el implante además tiene memoria de forma, con lo que una vez colocado cambia de forma debido a la temperatura y se ancla en el hueso.

Propiedades:

- ✓ Material isótropo elástico-lineal.
- ✓ Módulo elástico de 110.000 MPa.
- ✓ Coeficiente de Poisson de 0,33.



*Figura 4.6. Conjunto de implantes rectos en el programa I-DEAS.*

## 4.2. Condiciones de contorno

Se debe tener en cuenta que el estudio a realizar simula el tercer momento de apoyo del ciclo de la marcha humana (anexo 3), pero será un examen estático de dicho momento. Por ello que no se tengan en cuenta momentos de giro por movimiento ni rozamientos con el suelo.

En este estudio estático de comportamiento se dará la mayor importancia a diversos factores, tales como:

- 1) Posición y superficie de apoyo del pie con el suelo, así como el ángulo que gorman el uno con el otro.
- 2) Superficie de contacto tibio-astragalina y peroneo-astragalina.
- 3) Ángulo máximo de flexión plantar
- 4) Fuerza de reacción tendinosa en la superficie postero-superior del calcáneo (tendón de Aquiles).
- 5) Valor de la carga normal y tangencial en la tróclea astragalina por acción del peso del cuerpo sobre ella a partir de la tibia y peroné en el tercer moemtno

Teniendo en cuenta que los puntos o superficies de apoyo-reacción-cargas siempre son:

- I. La superficie inferior de las falanges.
- II. La superficie de contacto articular tibio-astragalina.
- III. La superficie de contacto peroneo-astragalina.
- IV. La superficie de unión del tendón de Aquiles con el calcáneo.

Se buscó por tanto:

- a. Qué superficies cargar y con qué valores.
- b. Qué superficies fijar y de qué forma.

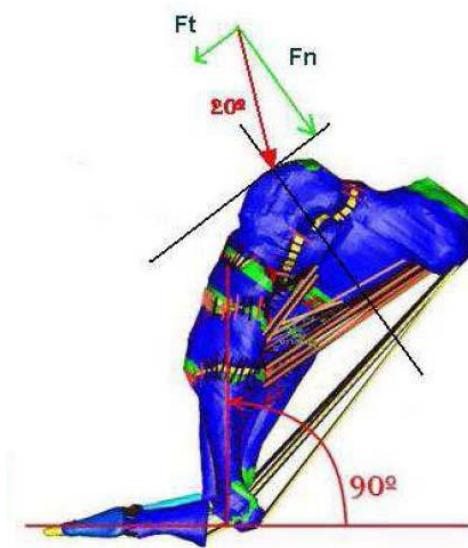


Figura 4.7. Dirección de la carga debido al peso.

### Cargas

- En el astrágalo:

El peso del cuerpo es transmitido al astrágalo por medio de la tibia y el peroné. Por 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 nodos y el valor total de la misma será de 300 Newton, 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 le aplicaremos con una inclinación de 10 grados debido a la inclinación de la tibia y el peroné en el estado de Forefoot-Contact respecto del pie.

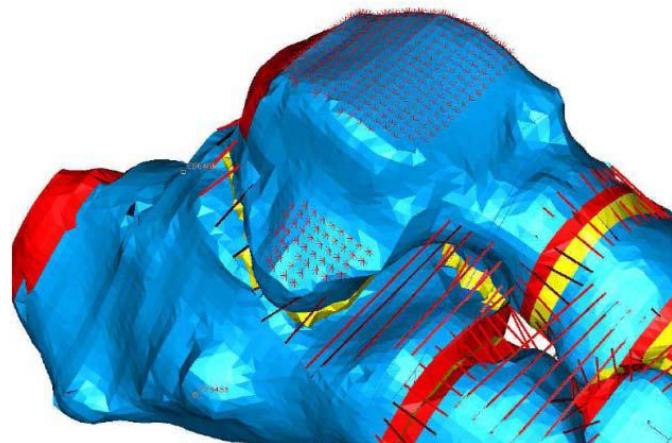


Figura 4.8. Nodos para carga en el astrálago.

- En el calcáneo:

Existe una carga aplicada en sentido opuesto en el astrágalo. Esta carga es debida a la acción que ejerce el talón de Aquiles. Según estudios esta fuerza se corresponde a la mitad de la fuerza aplicada en el astrágalo. En nuestro caso tendríamos una fuerza distribuida de 150 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.

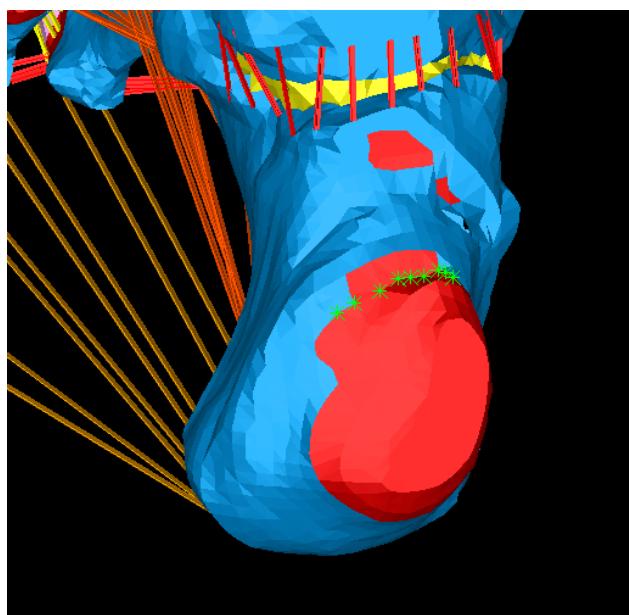


Figura 4.9. Nodos para carga en el calcáneo.

### Apoyos

1. Considerar como apoyos fijos (empotados) a la superficie de inserción del tendón de Aquiles que en la realidad genera la mayoría de la fuerza de reacción contraria a la carga de peso y al primer y segundo dedo, los cuales son los únicos en los que se apoya el pie en esta posición.
2. A las falanges del tercer, cuarto y quinto dedo se les permitirá total libertad de movimiento en el plano paralelo al suelo, impidiéndoles el movimiento vertical de las mismas, ya que a medida que vamos del tercer al quinto dedo, éstos van perdiendo cada vez más contacto con el suelo, por consiguiente, en ellos se les debe permitir libertad de movimiento paralelo al suelo.

## 5. CÁLCULOS Y RESULTADOS

---

El siguiente paso cuando hemos terminado de modificar nuestro archivo .inp, es lanzarlo a calcular a través del clúster. Si el archivo .inp está correctamente modificado el clúster nos devolverá un fichero .odb con los resultados obtenidos, el cual podremos abrir con el programa ABAQUS viewer. En caso de que el clúster no hubiera podido calcular el modelo, nos devolvería un fichero donde aparece escrito el fallo encontrado o la explicación de por qué no ha podido calcular.

El programa ABAQUS lo utilizaremos solo como lectura de los resultados conseguidos y no podremos hacer ninguna modificación sobre los modelos. Dentro del programa podemos sacar todo tipo de resultados, pero nosotros nos vamos a centrar en:

- ✓ El análisis de los desplazamientos verticales de los dedos.
- ✓ El análisis de las tensiones máximas a tracción y compresión.
- ✓ El análisis de tensiones de von mises en los implantes.

Se analizarán a continuación los resultados obtenidos de los cinco casos, recogidos en dos tablas, una para el implante recto y otra para el implante angulado. Cada una de las tablas tendrá los resultados máximos para cada uno de los dedos y una columna adicional con los valores producidos en el pie patológico, es decir, sin ningún implante. De esta manera se verá si las técnicas que queremos desarrollar nos ayudarán a obtener mejores resultados.

Antes de mostrar los resultados, conviene recordar cuál sería la intervención quirúrgica para cada uno de los casos, los cuales se han redactado en el apartado 2.3 del presente proyecto:

- ✓ **Caso 1:** Colocación del implante, sin modificar ninguno de los dos flexores.
- ✓ **Caso 2:** Colocación del implante, transfiriendo el flexor corto de los dedos a la falange proximal y el flexor largo permanecerá intacto.
- ✓ **Caso 3:** Colocación del implante, solamente cortando el flexor corto sin transferir a ninguna otra parte del pie, es decir, dejándolo suelto y sin tocar el flexor largo.
- ✓ **Caso 4:** Colocación del implante, transfiriendo el flexor largo a la falange proximal y el flexor corto permanecerá intacto.
- ✓ **Caso 5:** Colocación del implante, cortando el flexor largo sin transferir a ningún otro sitio y sin tocar el flexor corto.

### ❖ Desplazamiento vertical

Desplazamientos con el implante recto:

Desplazamiento (mm)	Pie patológico	Caso1	Caso2	Caso3	Caso4	Caso5
Falange 2	7,28	1,282	1,351	1,614	0,175	1,03
Falange 3	7,21	3,313	3,343	4,247	1,599	5,408
Falange 4	6,09	0,608	0,575	0,957	0,886	0,603

Tabla 1. Tabla resumen de los resultados obtenidos de los desplazamientos verticales con el implante recto.

Desplazamientos con el implante angulado:

Desplazamiento (mm)	Pie patológico	Caso1	Caso2	Caso3	Caso4	Caso5
Falange 2	7,28	2,66	2,643	3,479	1,799	3,039
Falange 3	7,21	2,957	2,894	4,407	1,473	3,372
Falange 4	6,09	0,92	0,818	0,931	0,848	0,769

Tabla 2. Tabla resumen de los resultados obtenidos de los desplazamientos verticales con el implante angulado.

En la mayoría de los resultados los desplazamientos producidos con el implante angulado son mayores en comparación con el recto. También podemos comentar que cualquier intervención sería buena para disminuir el desplazamiento de los dedos si comparamos los resultados con el pie patológico. Concretamente el caso cuatro con el implante recto daría los mejores resultados siendo 1,599 milímetros en desplazamiento máximos que se produciría en la falange 3.

### ❖ Tensiones principales

Es de gran interés estudiar el comportamiento tensional de las falanges para observar el grado de stress ocasionado en cada uno de los casos susceptibles de estudio. Para ello se ha optado por el estudio comparativo por un lado de las tensiones principales máximas (tracción), y por otro, tensiones principales mínimas (compresión).

### A. Tensión máxima de tracción.

Tensiones principales máximas con el implante recto:

Tensión MÁxima (MPa)	Pie patológico	Caso1	Caso2	Caso3	Caso4	Caso5
Falange 2	70	29	25	26	61	42
Falange 3	52	175	125	152	141	188
Falange 4	38	6	14	28	6	4

Tabla 3. Tabla resumen de los resultados obtenidos de las tensiones principales máximas con el implante recto.

Tensiones principales máximas con el implante angulado:

Tensión MÁxima (MPa)	Pie patológico	Caso1	Caso2	Caso3	Caso4	Caso5
Falange 2	70	159	126	168	127	139
Falange 3	52	204	99	164	138	184
Falange 4	38	40	18	34	6	7

Tabla 4. Tabla resumen de los resultados obtenidos de las tensiones principales máximas con el implante angulado.

Con una visión general las tensiones máximas producidas en la falange dos, son mayores en gran diferencia con el implante angulado respecto al recto, sin embargo, para la falange tres los valores ya son más igualitarios. El caso dos el que nos producirá una menor tensión máxima de 126 megapascles con el implante angulado en la falange dos y de 125 megapascles con el implante recto en la falange tres.

### B. Tensión máxima de compresión.

Tensiones principales mínimas con el implante recto:

Tensión Mínima (Mpa)	Pie patológico	Caso1	Caso2	Caso3	Caso4	Caso5
Falange 2	-182	-100	-66	-81	-183	-113
Falange 3	-135	-213	-225	-156	-382	-230
Falange 4	-25	-13	-14	-57	-47	-5

Tabla 5. Tabla resumen de los resultados obtenidos de las tensiones principales mínimas con el implante recto.

Tensiones principales mínimas con el implante angulado:

Tensión Mínima (Mpa)	Pie patológico	Caso1	Caso2	Caso3	Caso4	Caso5
Falange 2	-182	-254	-202	-207	-200	-182
Falange 3	-135	-249	-219	-161	-247	-205
Falange 4	-25	-58	-29	-55	-26	-24

Tabla 6. Tabla resumen de los resultados obtenidos de las tensiones principales mínimas con el implante angulado.

Al igual que ocurría en las anteriores comparativas, el implante recto nos vuelve a dar mejores resultados que el angulado en la mayoría de las comparativas.

Comparando los datos podemos ver que con la intervención del implante la tensión máxima de compresión pasa a estar en la falange tres en vez de en la dos, como en el pie patológico. En esta situación el caso tres es el que mejor resultados nos da pasando de ser la tensión máxima del pie patológico de -182 megapascles, a tener una tensión máxima de -156 megapascles.

### ❖ Tensión Von Mises en los implantes

Tensiones de Von Mises con el implante recto:

Implantes (Mpa)	Caso1	Caso2	Caso3	Caso4	Caso5
Falange 2	118,4	87,2	105	165,2	110,8
Falange 3	429,8	227,5	298,3	383,4	416,6
Falange 4	18,3	10	112,4	40,3	6,92

Tabla 7. Tabla resumen de los resultados obtenidos de las tensiones de Von Mises en el implante recto.

Tensiones con el implante angulado:

Implantes (Mpa)	Caso1	Caso2	Caso3	Caso4	Caso5
Falange 2	359,8	225	298	202	240
Falange 3	608	204	357	421	526
Falange 4	145	80	133	57	51

Tabla 8. Tabla resumen de los resultados obtenidos de las tensiones de Von Mises en el implante angulado.

Carlos Calvo Gil

A la vista de estos resultados el implante angulado concentra mayores tensiones en comparación con el implante recto.

El caso dos es el que menos tensiones produce en el implante en comparación con respecto a los demás casos que llegan casi hasta doblar el valor de la tensión como ocurre en el caso uno y cinco. Los valores máximos de tensión para este caso dos es de 225 megapascales con el implante angulado del segundo dedo y de 227,5 megapascales con el implante recto en el tercer dedo.

## 6. CONCLUSIONES

---

La interpretación de los análisis comparativos realizados, tanto en tensiones como en desplazamientos, permitió obtener las siguientes conclusiones como las más significativas:

- ✓ Cualquier intervención disminuirá el desplazamiento vertical de los dedos.
- ✓ El implante angulado produce mayores desplazamiento verticales que el implante recto.
- ✓ Cualquier intervención aumentará la tensión máxima de tracción en los dedos.
- ✓ El implante angulado ocasiona mayores tensiones que el implante recto.
- ✓ Las mayores tensiones principales se producen en la falange tres con el implante recto, tanto en el dedo como en el implante.
- ✓ La tensión máxima de compresión solo disminuirá para el caso tres, eliminando el flexor corto de los dedos del pie. En el resto de los casos aumentará con respecto al pie patológico sin hacer ninguna intervención.

Con estas conclusiones, tenemos que buscar cual sería la mejor intervención a realizar a los pacientes para que le supongan una mejoría en su vida cotidiana. Para ello vamos a valorar la importancia de cada una de las conclusiones.

Los límites elásticos del hueso cortical que es donde se nos producen las tensiones máximas son aproximadamente los siguientes:

<b>Ensayos de compresión</b>	Resistencia	167 – 213 MPa
	Módulo de Young	14,7 – 34,3 GPa
<b>Ensayos de tracción</b>	Resistencia	107 – 170 MPa
	Módulo de Young	11,4 – 29,2 GPa

Tabla 9. Tabla de los valores aproximados de los límites elásticos del hueso cortical.

Teniendo en cuenta los límites elásticos del hueso cortical, es el caso tres con el implante recto el que más se acercaría a cumplir dichos límites.

Caso 3:

-Tensión máxima compresión 156 MPa.

-Tensión máxima tracción 152 MPa.

Carlos Calvo Gil

También podemos remarcar que las tensiones producidas en el implante del caso tres no se llevan mucha diferencia con las que se producen en el dos, en el cual tenemos las menores tensiones.

Para concluir, el caso tres, el cual consiste en eliminar nuestro flexor corto de los dedos del pie, es el que nos da los mejores resultados para implantar en el paciente. Pero tenemos que tener en cuenta que ha aumentado considerablemente la tensión máxima de tracción en la falange tres pudiendo ocasionar dolores o rotura del dedo. Habría que buscar una solución para poder reducir dicha tensión y así ayudar al paciente a no tener ningún riesgo de rotura y tener una vida más cómoda.

## 7. ANEXOS

---

# Anexo 1: 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 problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

El estudio de este proyecto se ha centrado principalmente en la biomecánica médica, una de las subdisciplinas de la biomecánica. La **biomecánica médica**, evalúa las patologías que aquejan al hombre para generar soluciones capaces de evaluarlas, repararlas o paliarlas.

Muchos de los conocimientos generados por la biomecánica se basan en los que se conoce como modelos biomecánicos. Estos modelos permiten realizar predicciones sobre el comportamiento, resistencia, fatiga y otros aspectos de diferentes partes del cuerpo cuando están sometidos a unas condiciones determinadas. Los estudios biomecánicos se sirven de distintas técnicas para lograr sus objetivos. En este caso en concreto la técnica utilizada ha sido la biomecánica computacional.

La **biomecánica computacional** se refiere a la simulación mediante ordenadores de sistemas biomecánicos complejos. Usualmente se usan tanto modelos de sólidos para simular comportamientos cinemáticos, como modelos de elementos finitos para simular propiedades de deformación y resistencia de los tejidos y elementos biológicos. El tipo de análisis requerido en general es en régimen de grandes deformaciones, por lo que en el general los modelos usan relaciones no lineales entre tensiones y deformaciones.

La biomecánica es una de las ramas principales de la bioingeniería (fig. 1). La **bioingeniería** se refiere tanto a dispositivos artificiales fabricados a partir de los resultados encontrados a partir de la investigación biomédica, como a los instrumentos y técnicas usadas en la investigación y adquisición de nuevos conocimiento en el ámbito de la biomecánica.

En nuestros modelos se incluye un implante para poder llevar a cabo el estudio de una nueva técnica quirúrgica. Un **implante** es un dispositivo médico fabricado para reemplazar una estructura biológica dañada o mejorar una estructura biológica existente. Los implantes médicos son fabricados por el hombre, en contraste con un trasplante. La superficie de estos, que contacta con el cuerpo es de un material biomédico, tal como el titanio, la silicona o apatita. En algunos casos, los implantes pueden ser electrónicos, por ejemplo, un marcapasos artificial. Otros pueden ser bioactivos, como son los dispositivos de administración de fármacos por vía subcutánea.

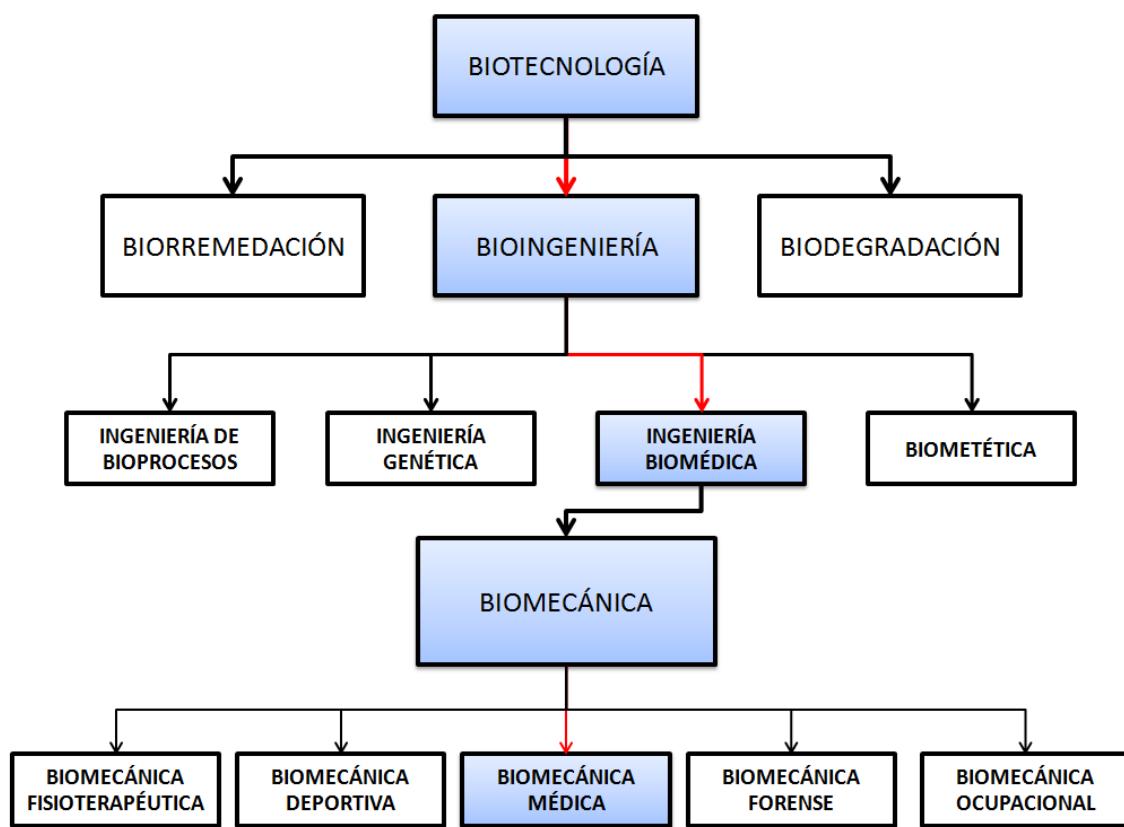


Figura 7.1. Esquema aclaratorio de las diferentes ramas de la biotecnología.

## Anexo 2: Anatomía del pie humano

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.** 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.
- **Parte media.** Está formada por cinco huesos irregulares: cuboides, 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.
- **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 interfalangicas y las que existen entre el metatarso y las falanges se denominan metatarsofalangicas. Su función es dinámica.

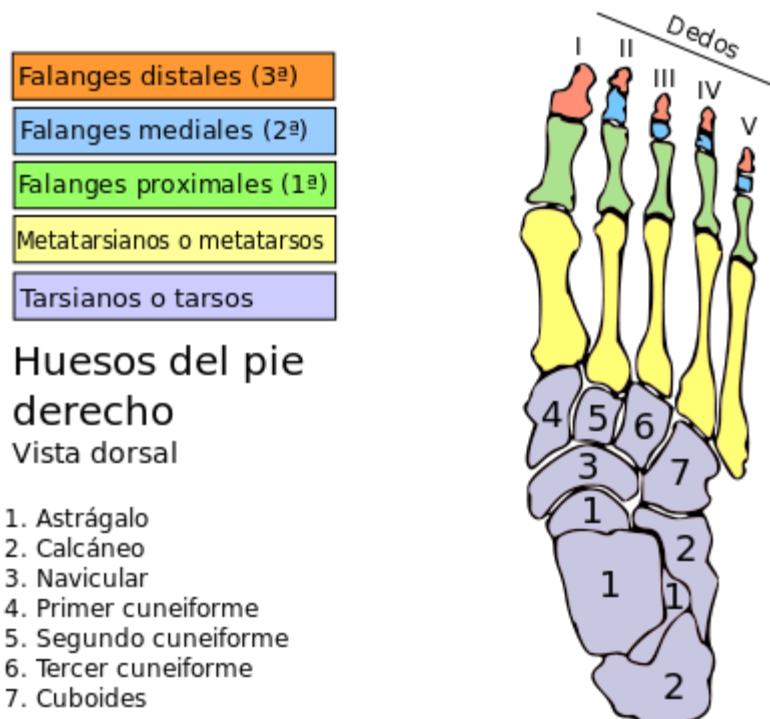


Figura 7.2. Huesos que forman el pie humano.

La porción ósea del pie puede dividirse en tres partes:

- **Tarso**, con siete huesos siendo, de atrás a delante el calcáneo, el astrágalo, el escafoídes, 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.

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.

La planta del pie tiene tres arcos principales, un arco anterior, un arco externo y un arco interno, estos arcos, tiene que estar adecuadamente equilibrados para conseguir un apoyo perfecto del pie tanto al andar como al estar de pie.

➤ Arco interno

Recorre la cara interna del pie desde el calcáneo a la cabeza del primer metatarsiano y estructuralmente esta formada por cinco piezas óseas de adelante hacia atrás: primer metatarsiano cuya cabeza contacta con el suelo, primera cuña, escafoídes clave de bóveda, astrágalo, calcáneo que contacta con el suelo.

Según diferentes autores existen diferentes músculos que son los verdaderos tensores de este arco: tibial posterior, peroneo lateral largo, flexor largo del dedo gordo (ayudado por el flexor común de los dedos es estabilizador del astrágalo y del calcáneo), aductor del dedo gordo.

➤ Arco externo

Este arco está poco separado del suelo solo distanciado 3-5 mm y sus partes blandas contactan con el suelo.

Recorre la cara externa del pie y principalmente está formado por tres piezas óseas: quinto metatarsiano, cuboides, calcáneo cuyas tuberosidades son el apoyo posterior del arco.

Los músculos responsables de darle soporte y estabilidad son: peroneo lateral corto, peroneo lateral largo, abductor del quinto dedo.

➤ Arco anterior

Es un arco transversal entre los apoyos anteriores de los arcos interno y externo va desde la cabeza del primer metatarsiano hasta la cabeza del quinto metatarsiano, la segunda cabeza es la más elevada sería como la clave de bóveda es decir el punto clave de la misma.

Muscularmente el haz transverso del abductor del dedo gordo posee una serie de cuerdas parciales y totales entre la cabeza de los metatarsianos que dan soporte a la estructura, este músculo es poco potente y fácil de forzar y por lo tanto de sufrir diferentes lesiones.

## Anexo 3: La marcha humana

---

En el momento de modelar una parte del cuerpo humano, lo primero que debemos definir es la posición en la cual se estudiará su estructura para poder determinar las condiciones de contorno en las que se encuentra.

Las cargas del pie no son constantes durante la marcha, sino que van cambiando de valor y dirección, además de ir cambiando la zona del pie donde se aplican dichas cargas. Por este motivo, es importante conocer el ciclo de la marcha, para poder explicar las fuerzas que se producen en cada momento.

En unos de los artículos de Gefen se propone dividir el cicle de la marcha humana en seis subfases:

- ❖ **Initial-Contact:** Es el contacto inicial del pie con el suelo. El talón o el calcáneo es la única parte del pie que se apoya, por consiguiente recibe todo el peso del cuerpo.
- ❖ **Heel-Strike:** La articulación del tobillo gira hacia delante con el objetivo de contactar las almohadillas de las falanges con el suelo pero sin llegar a contactar todavía. La superficie apoyada con el suelo continúa siendo el calcáneo, pero en una mayor proporción con respecto a la fase anterior.
- ❖ **Midstance:** La planta del pie apoya totalmente 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:** El tendón de Aquiles ejerce la fuerza necesaria para levantar el talón que por consiguiente deja de estar en contacto con el suelo. El primer metatarso formará un ángulo ligeramente mayor de los veinte grados con respecto a la línea del suelo. En este momento inicial, el pie sufre la mayor solicitud de cargas llegando a soportar hasta cinco veces el peso corporal del ser humano.
- ❖ **Push-Off:** Momento donde el talón se encuentra más elevado que en el caso anterior. Se considera que el sujeto se encuentra en esta fase cuando la carga sobre el pie es alrededor de cuatro veces el peso corporal. No existe una frontera exacta para determinar el ángulo que nos diferencie la fase anterior en comparación con esta, puesto que todos los pies son diferentes.
- ❖ **Toe-Off:** Es la última fase de la marcha humana, en ésta, el primer metatarso forma con el suelo 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 con el suelo. En relación a lo que acabamos de comentar, la carga que soporta el pie va disminuyendo hasta llegar a anularse por la acción de tener el pie totalmente en el aire.

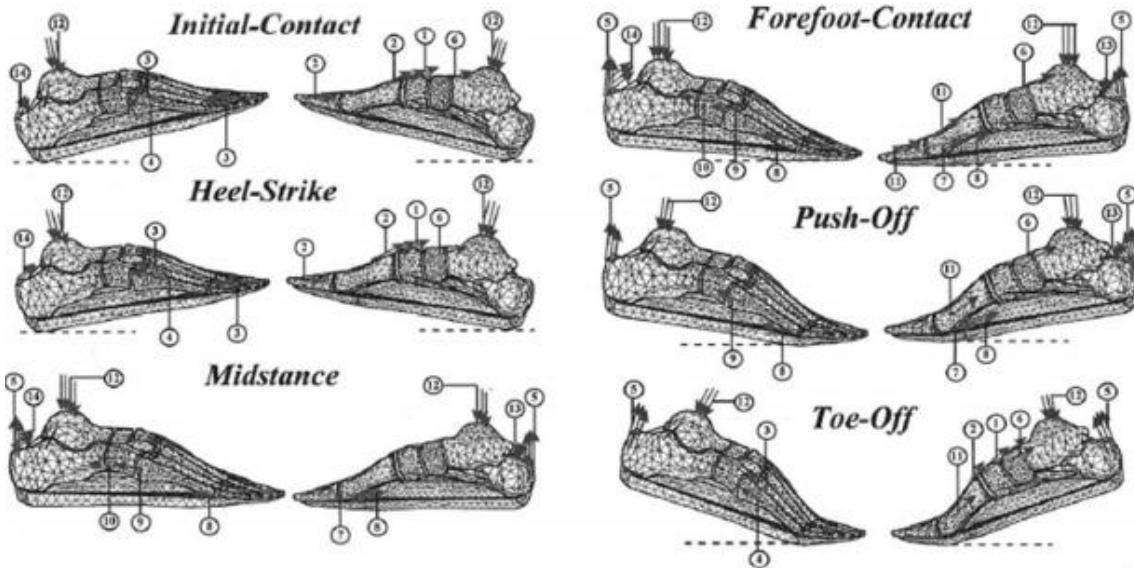


Figura 7.3. Posición del pie en las seis fases de la marcha humana.

En el caso de este proyecto, el estudio se realiza en una posición intermedia entre push-off y Toe-Off, donde el primer metatarso forma 90° con el suelo y la primera falange. A esta posición o momento se la conoce como tercer momento del ciclo de estancia de la marcha humana tercer rocker. El ciclo de estancia de la marcha, además de poder subdividirse en seis subfases, se puede dividir en tres momentos de ciclo conocido como el ciclo Rocker que se utiliza más habitualmente a nivel médico.



Figura 7.4. Ciclo rocker de la marcha.

- **Primer rocker:** Abarca desde el primer contacto del talón con el suelo, hasta justo antes del contacto total de la planta del pie.
- **Segundo rocker:** Comienza cuando el pie está totalmente apoyado sobre el suelo, y termina en el instante anterior a levantar el talón.

- **Tercer rocker:** Última fase del ciclo de estancia de la marcha humana. Parte de desde el momento en que el talón se despega del suelo hasta que el pie se separa totalmente de éste quedando en el aire.

Las cargas y condiciones de apoyo que pertenecen al tercer momento del ciclo de la marcha humana, se han aplicado en todos los modelos estudiados del pie de este proyecto.

# Anexo 4: Modificación del archivo .inp

---

## Definición de Materiales

Lo primero que debemos hacer en este archivo .inp, es borrar todos las propiedades que nos aparecen por defecto del programa I-DEAS, después ya podemos comenzar a escribir.

El primer paso es crear y definir todos los materiales que forman el pie humano descritos en el apartado 4.1 de este proyecto. A cada material le asignaremos un nombre, el tipo de material, su módulo elástico y coeficiente de poisson. Todos los materiales analizados son del tipo isótropo elástico lineal y el resto de propiedades cambian de un material a otro.

En ninguno de los programas utilizados piden determinar las unidades en las que estamos trabajando, por tanto, hemos establecido añadir todos los datos en newtons y en milímetros. Por consiguiente, las unidades de tensión las introduciremos en megapascales.

```
*****DEFINICION DE MATERIALES PROPIEDADES
*MATERIAL,NAME=MCORTICAL
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC
17000,0.3
*MATERIAL,NAME=MCONTACTO
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC
1,0.1
*MATERIAL,NAME=MESPONJOSO
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC
700,0.3
*MATERIAL,NAME=MFLEXORES
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC
450,0.3
*MATERIAL,NAME=MCARTILAGO
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC
10,0.4
*MATERIAL,NAME=MFINOS
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC
260,0.3
*MATERIAL,NAME=MPLANTAR
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC
350,0.3
*MATERIAL,NAME=MIMPLANTE
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC
110000,0.33
```

Figura 7.5. Materiales definidos en los modelos de simulación.

## Asignación de materiales

Una vez creados y definidos los materiales, asignaremos a los grupos que forman el modelo del pie el tipo de material que le corresponde, además de especificar su tipo de sección.

Casi todos los grupos los fijaremos como sección sólida, salvo:

- ✓ La superficie de contacto, que estará definida como una capa de un espesor muy pequeño.
- ✓ Los ligamentos, que están simulados con una sección circular. En el archivo determinaremos el radio de cada uno de ellos.

```
*****ASIGNACION DE MATERIALES Y PROPIEDADES
*SOLID SECTION,ELSET=ESPONJOSO,MATERIAL=MESPONJOSO
*SOLID SECTION,ELSET=IMPLANTES_234,MATERIAL=MIMPLANTE
*SOLID SECTION,ELSET=CORTICAL,MATERIAL=MCORTICAL
*SHELL SECTION,ELSET=SUPERFICIECONTACTO,MATERIAL=MCONTACTO
0.001,
*SOLID SECTION,ELSET=CARTILAGOS,MATERIAL=MCARTILAGO
**SOLID SECTION,ELSET=SUPERFICIECONTACTO,MATERIAL=MCONTACTO
*BEAM SECTION,ELSET=LIGAMENTOS_FINOS,MATERIAL=MFINOS,SECTION=CIRC
0.12,
*BEAM
SECTION,ELSET=LIGAMENTOS_LARGOS,MATERIAL=MPLANTAR,SECTION=CIRC
1.53,
*BEAM SECTION,ELSET=FLEXORES,MATERIAL=MFLEXORES,SECTION=CIRC
2,
***
```

Figura 7.6. Asignación de la forma y propiedades de grupos que forman el modelo del pie.

## Pretensado

Al final de este documento determinaremos las condiciones de contorno y las cargas a aplicar. En cuanto a los contactos entre elementos no unidos por nodos, aparece por el choque producido entre elementos por acción de las cargas aplicadas. Se adoptarán una serie de contactos con el fin de evitar que unos elementos atraviesen a otros a la hora de producirse un desplazamiento en alguno de ellos. Las superficies de contacto que fueron construidas para evitar que los tendones atraviesen las falanges se definirán como una superficie sin fricción para el correcto funcionamiento del modelo.

Se debe tener en cuenta que se está simulando la posición final del ciclo de estancia, y por tanto se producirá en los nuevos tendones, lo que se denomina una pretensión. Esto es debido a la flexión plantar del pie y a la flexión en dirección contraria (extensión dorsal) y al mismo tiempo de las falanges, que sería la que produzca la flexión deseada de los dedos.

El pretensado de los tendones flexores de los dedos se llevará a cabo en un step anterior a la aplicación de las cargas. Dicho pretensado también irá condicionado por el contacto que se producirá entre ciertas zonas de la planta del pie y los tendones flexores, a la hora de colocarse el pie en la posición de tercer rocker.

```
*****PRETENSION FLEXORES LARGOS
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134457, NODE=184618
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134453, NODE=184619
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134450, NODE=184620
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134468, NODE=184621
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134465, NODE=184622
*****PRETENSION FLEXORES CORTOS
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134537, NODE=184614
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134536, NODE=184615
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134531, NODE=184616
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134530, NODE=184617
**
```

Figura 7.7. Pretensado de los flexores largo y corto.

## Cargas y apoyos

Para aplicar las cargas y los apoyos correspondientes se usan los comandos BOUNDARY y ESTATIC CLOAD dentro de un mismo STEP.

Para los apoyos se agrupan los nodos del modelo que se desee tengan unas condiciones de apoyo determinadas y en el apartado de boundary se sarán tales condiciones a dicho grupo. Se puede realizar esta acción tantas veces como se desee para los grupos de nodos que se quiera.

Para la aplicación de las cargas, la filosofía de trabajo será la misma que antes. Se agrupan los nodos deseados y en el apartado cload se asignan a los grupos los valores de las cargas en las direcciones en las que estén. Se deben hacer tantos grupos como condiciones, materiales, cargas y todo tipo de acciones que deseen aplicar al modelo.

La precarga que vamos a aportar a los flexores es de 22 Newton. Este valor se ha logrado sacar a través de la siguiente fórmula:

$$\sigma = E\varepsilon$$

Para un material elástico lineal el módulo de elasticidad longitudinal es una constante ( $E$ ). La deformación unitaria ( $\varepsilon$ ) será la diferencia entre la longitud del flexor estirado en el tercer momento de apoyo del ciclo de la marcha humana y el flexor en reposo sin estirar. Con estos dos valores conseguimos averiguar cuál es valor de la tensión de la precarga ( $\sigma$ ) que multiplicada por el área del flexor conseguimos el valor de la fuerza.

```
**
*STEP
*STATIC
*CLOAD
184614, 1, 22
184615, 1, 22
184616, 1, 22
184617, 1, 22
184618, 1, 22
184619, 1, 22
184620, 1, 22
184621, 1, 22
184622, 1, 22
*BOUNDARY
CARGATALONAQUILES,1,3,0.0
NODOS11APOYO,1,3,0.0
NODOSHORIZONTAL,3,3,0.0
NODOSCONTACTOFLEXORES,1,1,0.0
*END STEP
```

Figura 7.8. Cargas y apoyos aplicados a los modelos del pie.

## Anulación de grupos

Como ya hemos descrito en el apartado correspondiente al planteamiento de los casos a estudiar (2.3.), en el caso tres inhabilitaremos los flexores cortos y en el casos cinco los flexores largos. Para ello utilizamos el siguiente comando al final del documento .inp junto a las cargas.

MODEL CHAGE, TYPE=ELEMENT, REMOVE

FLEXORLARGO

Éste es el ejemplo para anular los flexores largos del pie a simular.

# Anexo 5: Resultados en Abaqus

Las imágenes de los resultados están sacadas directamente del programa Abaqus viewer. Los modelos de los desplazamientos mostrarán el pie entero donde se apreciará la zona más afectada en color rojo. A diferencia de las imágenes de los desplazamientos, en las fotografías de las tensiones principales máximas y mínimas nos centraremos en las falanges de los dedos. Las tensiones máximas de tracción se producirán en la parte superior de los dedos y al contrario, las tensiones mínimas de compresión en la zona plantar de las falanges. Y por último se mostrarán las tensiones de Von mises producidas en los implantes.

Para poder comparar las tensiones principales máximas y mínimas hemos concretado los límites de contorno. En las tensiones máximas serán de 0 a 120 MPa y en las tensiones mínimas los límites van de 0 a -150 MPa. De esta manera con un simple vistazo podemos ver qué zonas están más afectadas por estas tensiones que figurarán en un color grisáceo. Este color gris significa que hemos sobrepassedo los límites impuestos.

## RESULTADOS CON EL IMPLANTE RECTO

### ❖ Desplazamientos producidos en el pie

#### Caso 1

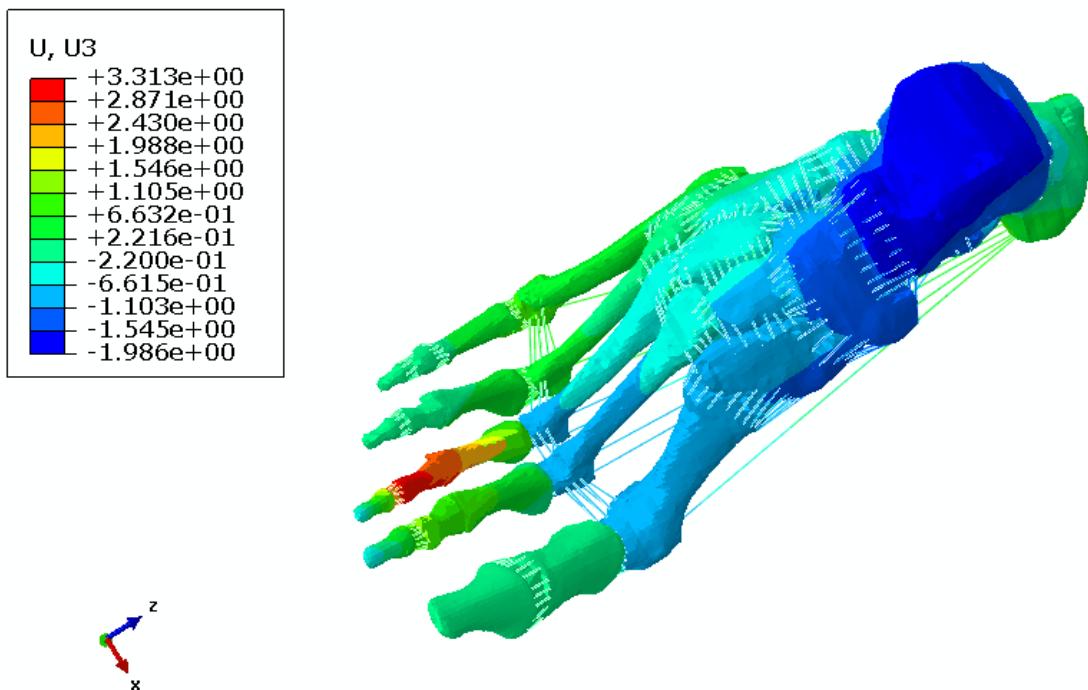


Figura 7.9. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso uno con el implante recto.

## Caso 2

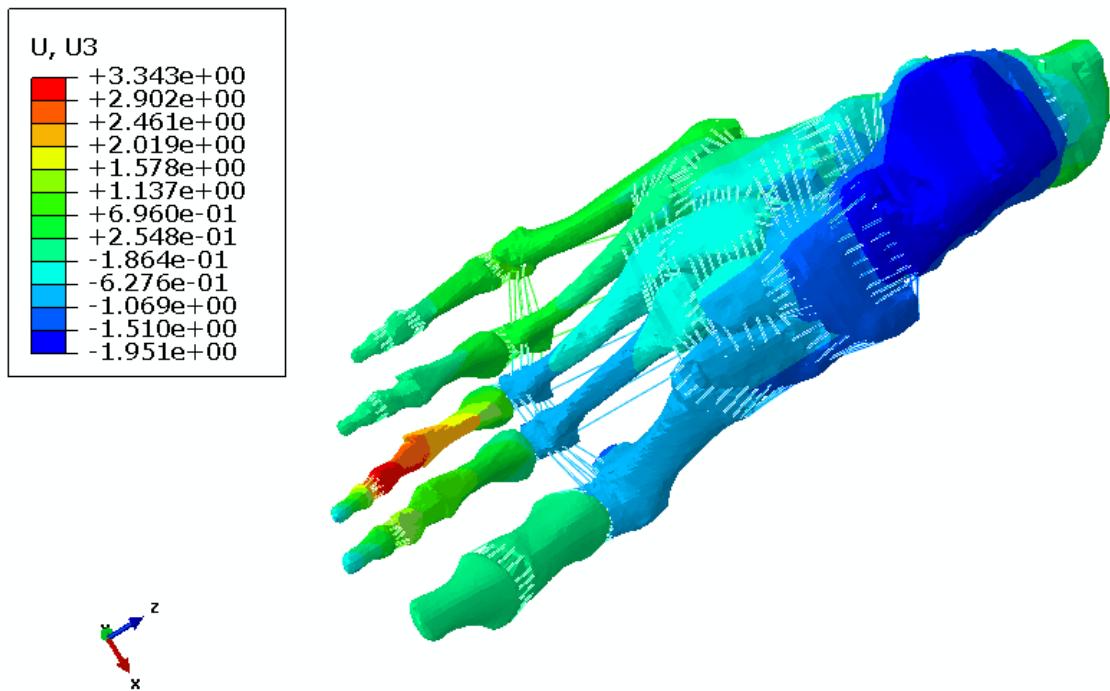


Figura 7.10. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso dos con el implante recto.

## Caso 3

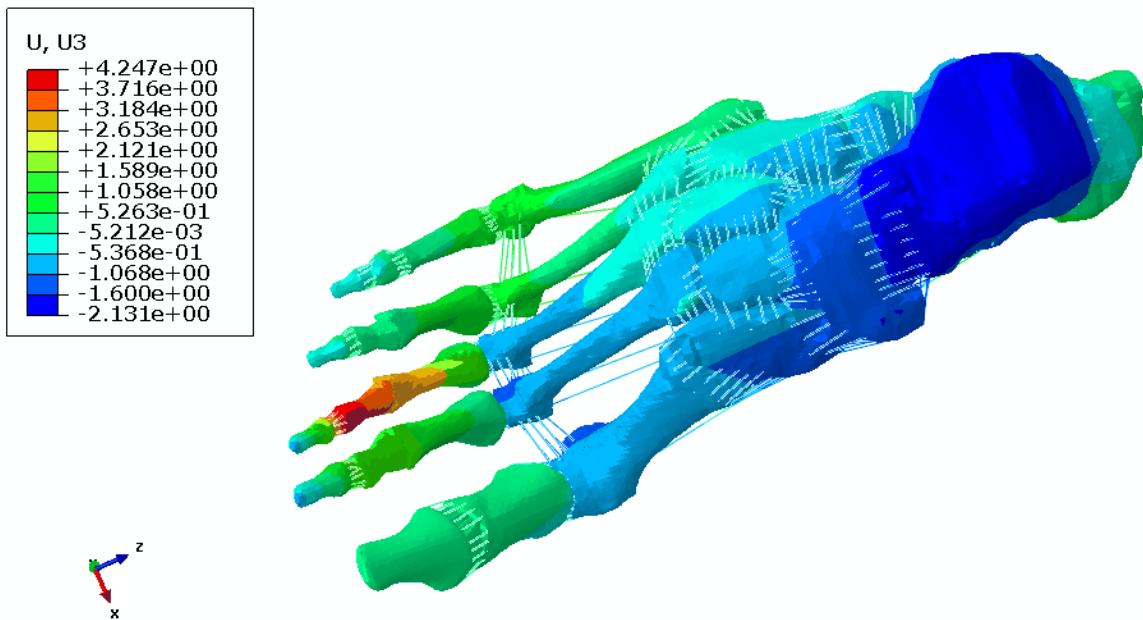


Figura 7.11. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso tres con el implante recto.

#### Caso 4

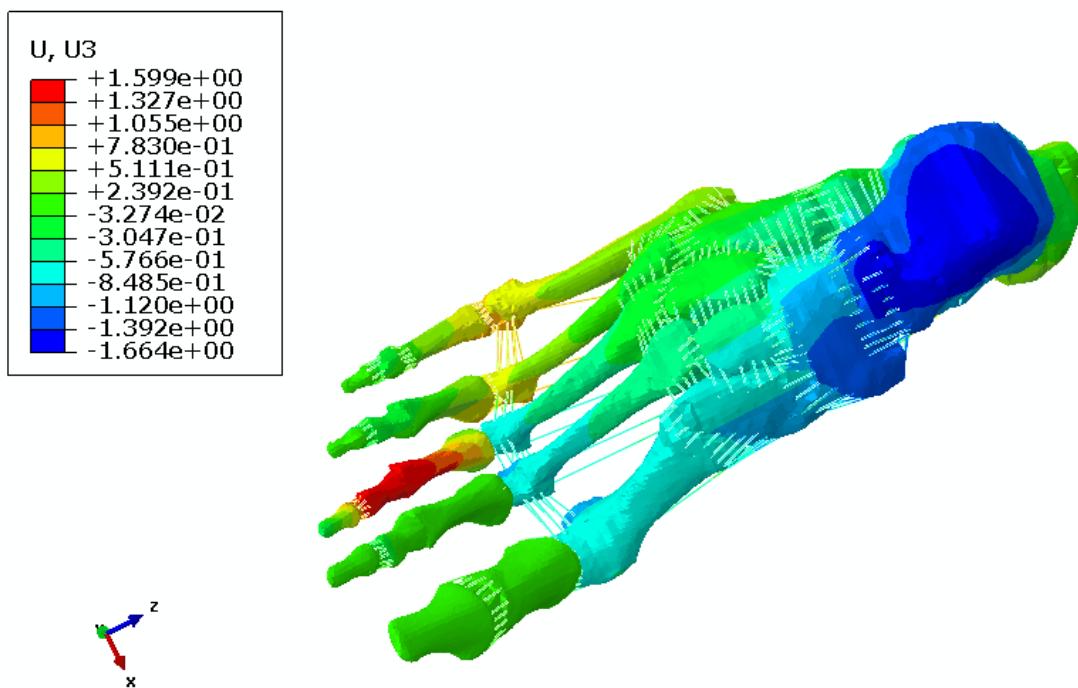


Figura 7.12. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso cuatro con el implante recto.

#### Caso 5

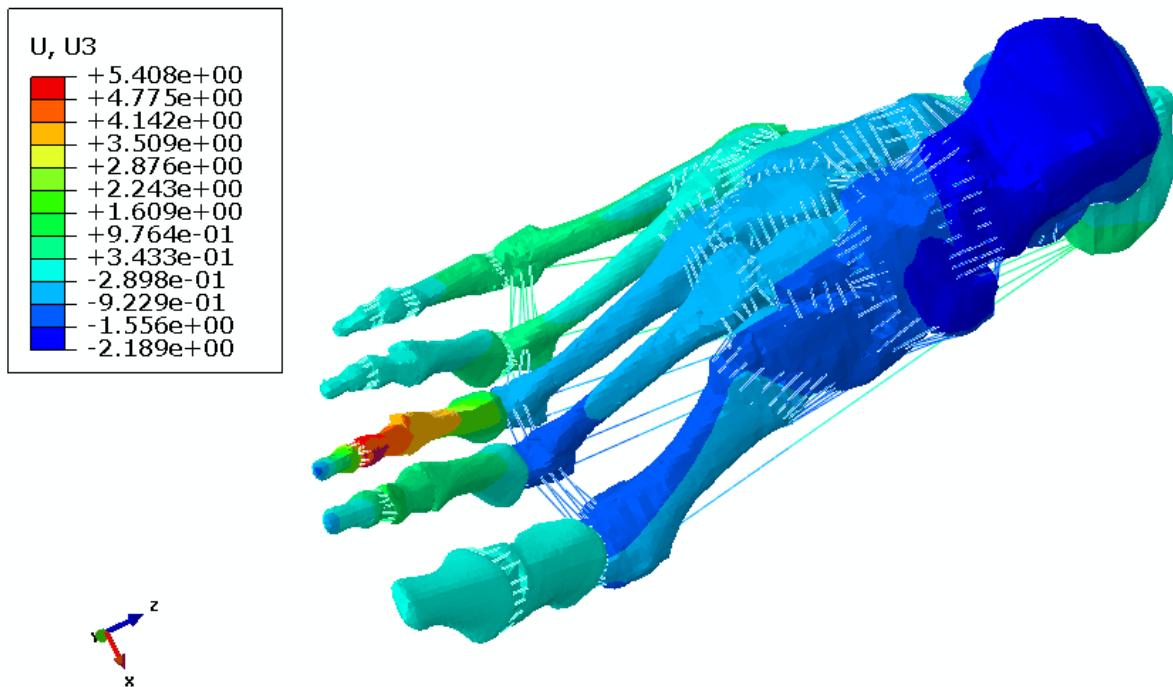


Figura 7.13. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso cinco con el implante recto.

## ❖ TENSIONES MÁXIMAS DE TRACCIÓN EN LOS DEDOS

### Caso 1

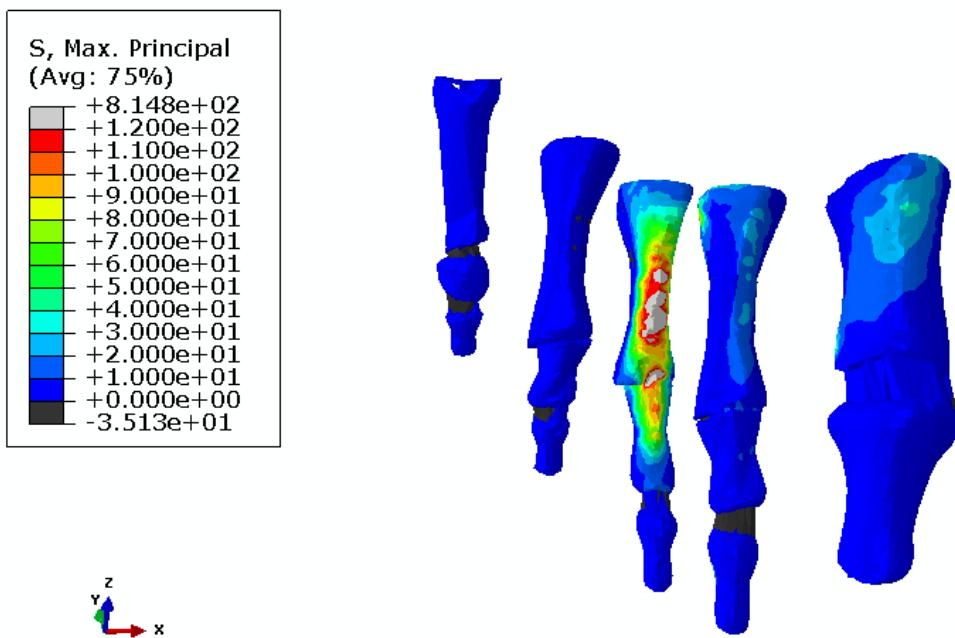


Figura 7.14. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso uno con el implante recto.

### Caso 2

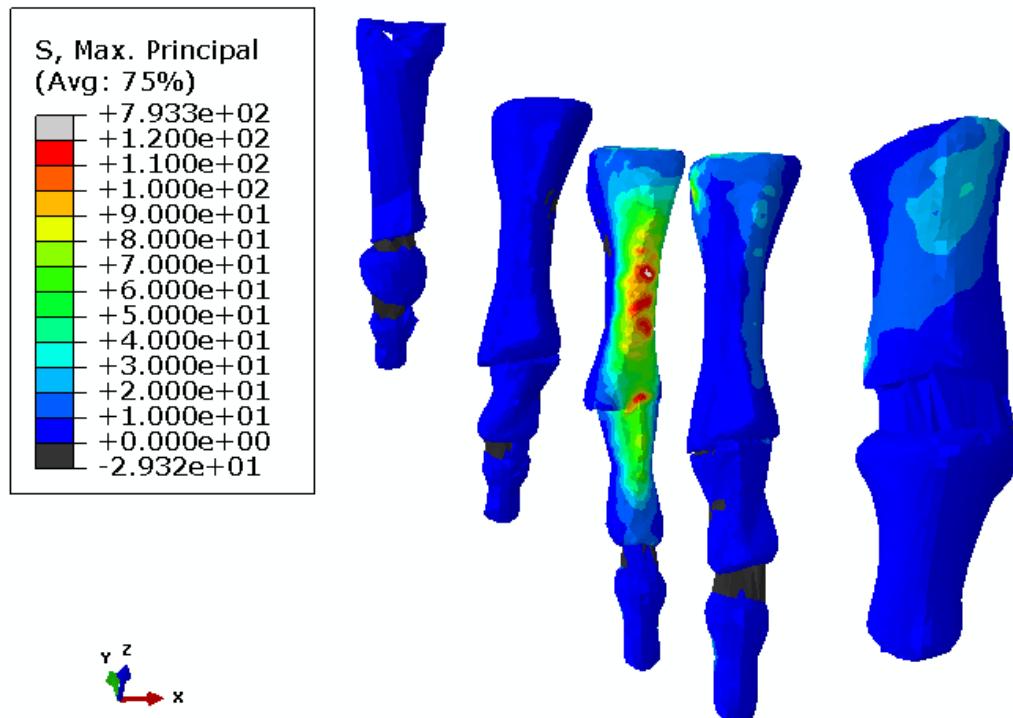


Figura 7.15. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso dos con el implante recto.

### Caso 3

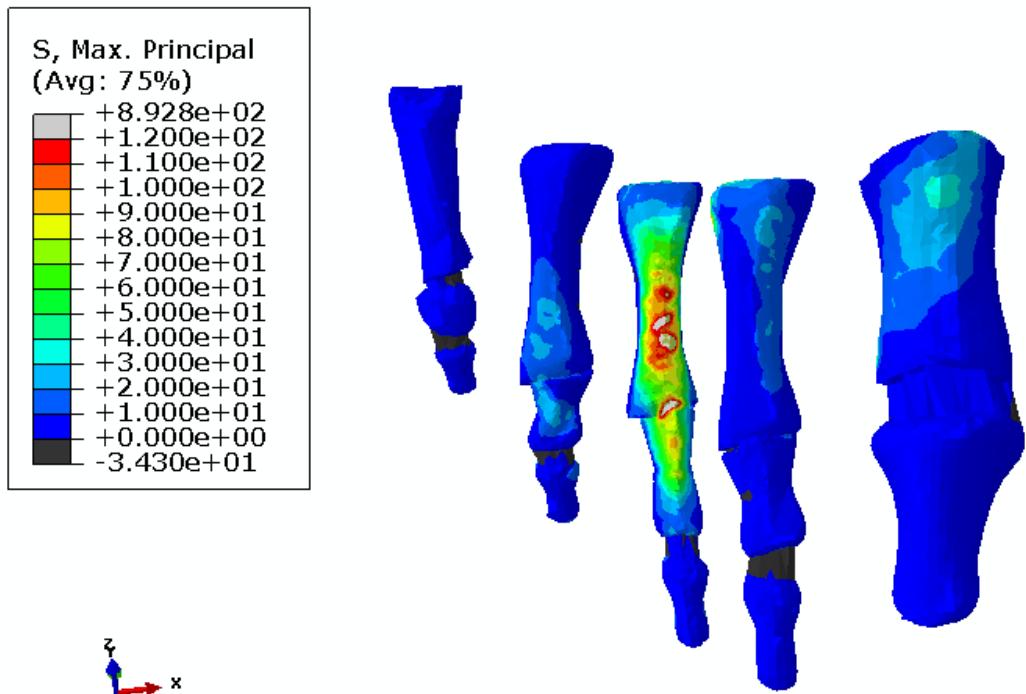


Figura 7.16. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso tres con el implante recto.

### Caso 4

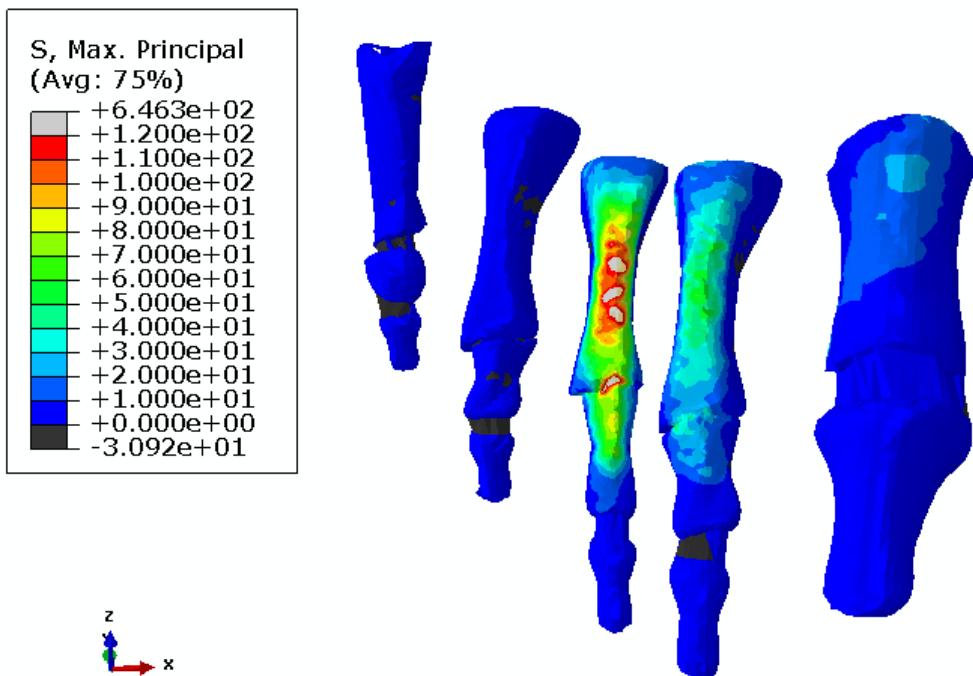


Figura 7.17. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso cuatro con el implante recto.

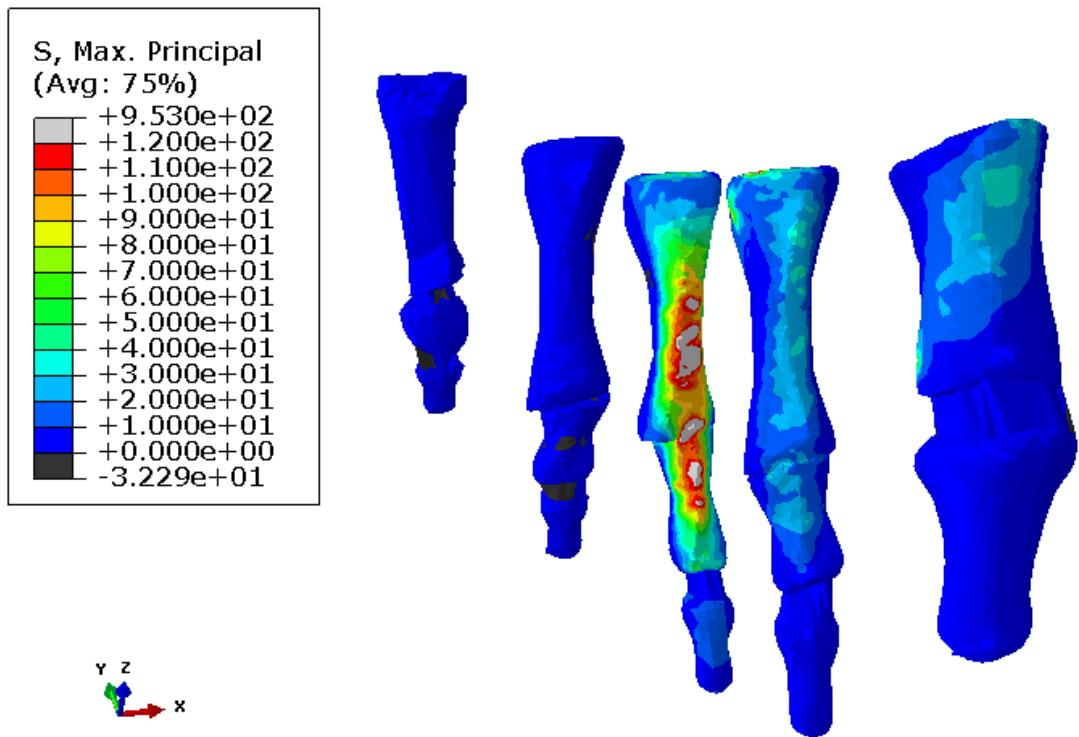
**Caso 5**

Figura 7.18. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso cinco con el implante recto.

❖ **TENSIONES MÁXIMAS DE COMPRESIÓN EN LOS DEDOS**

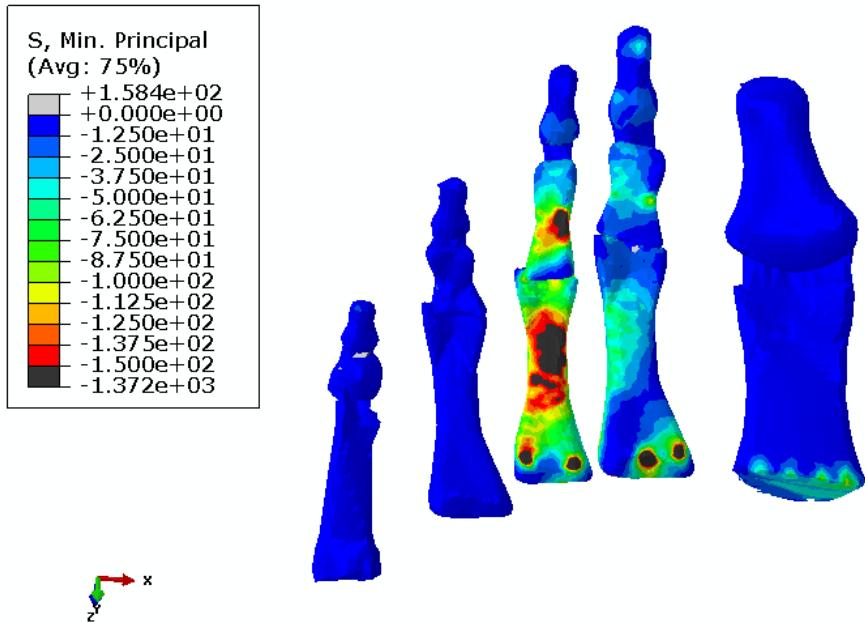
**Caso 1**

Figura 7.19. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso uno con el implante recto.

## Caso 2

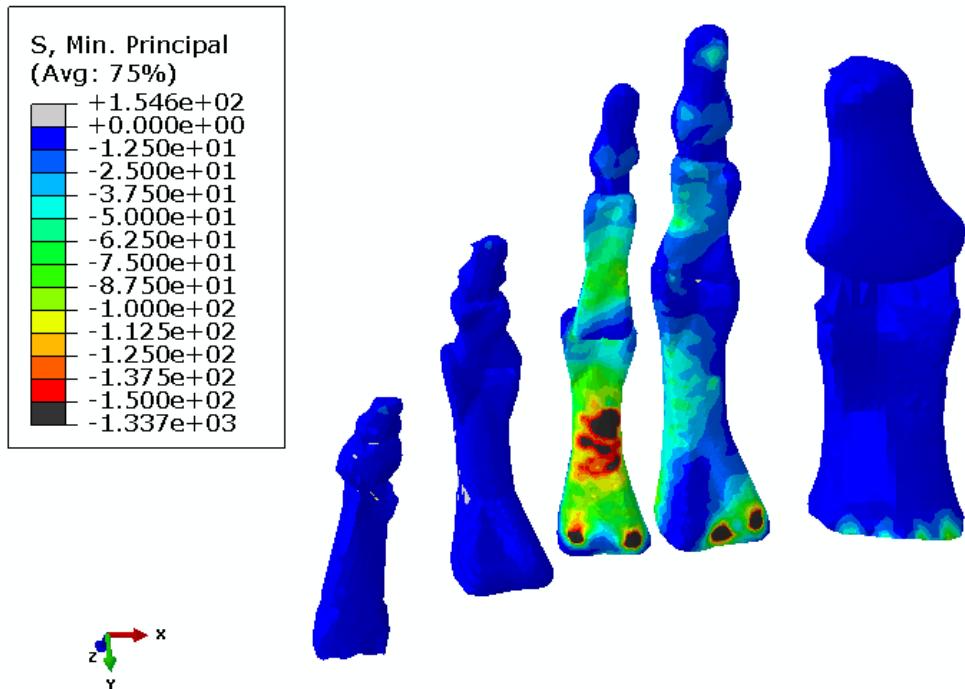


Figura 7.20. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso dos con el implante recto.

## Caso 3

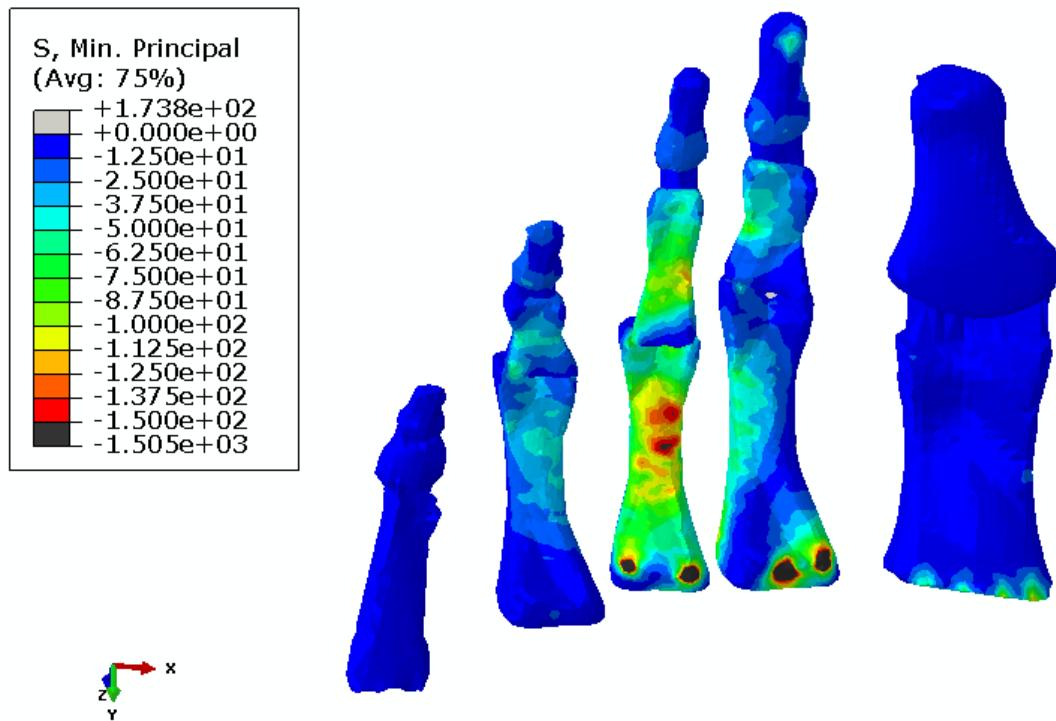


Figura 7.21. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso tres con el implante recto.

### Caso 4

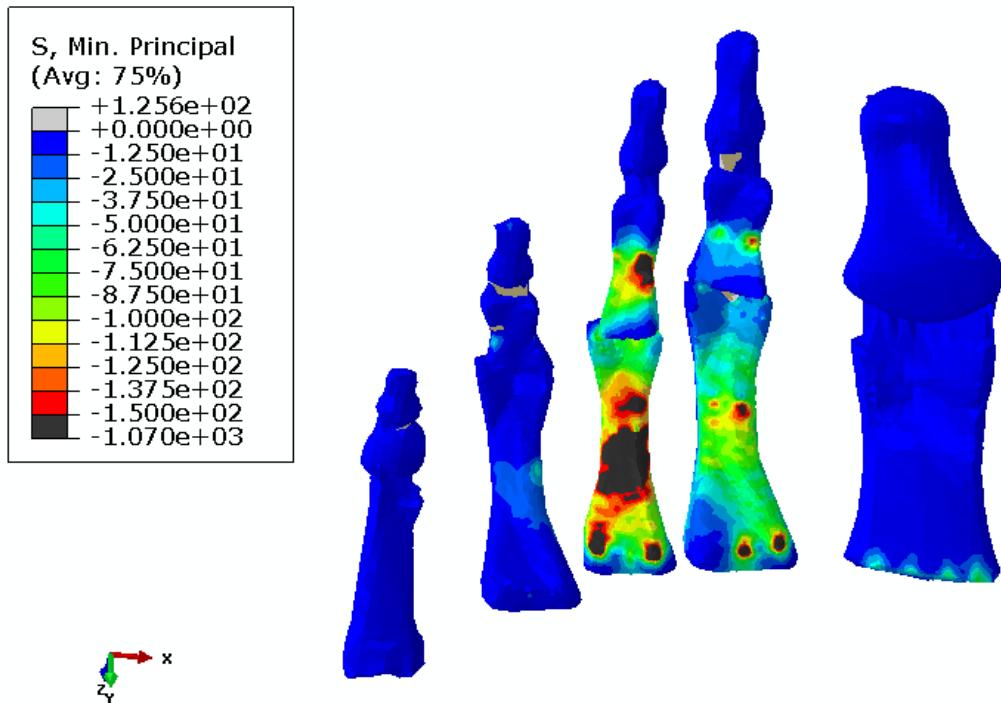


Figura 7.22. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso cuatro con el implante recto.

### Caso 5

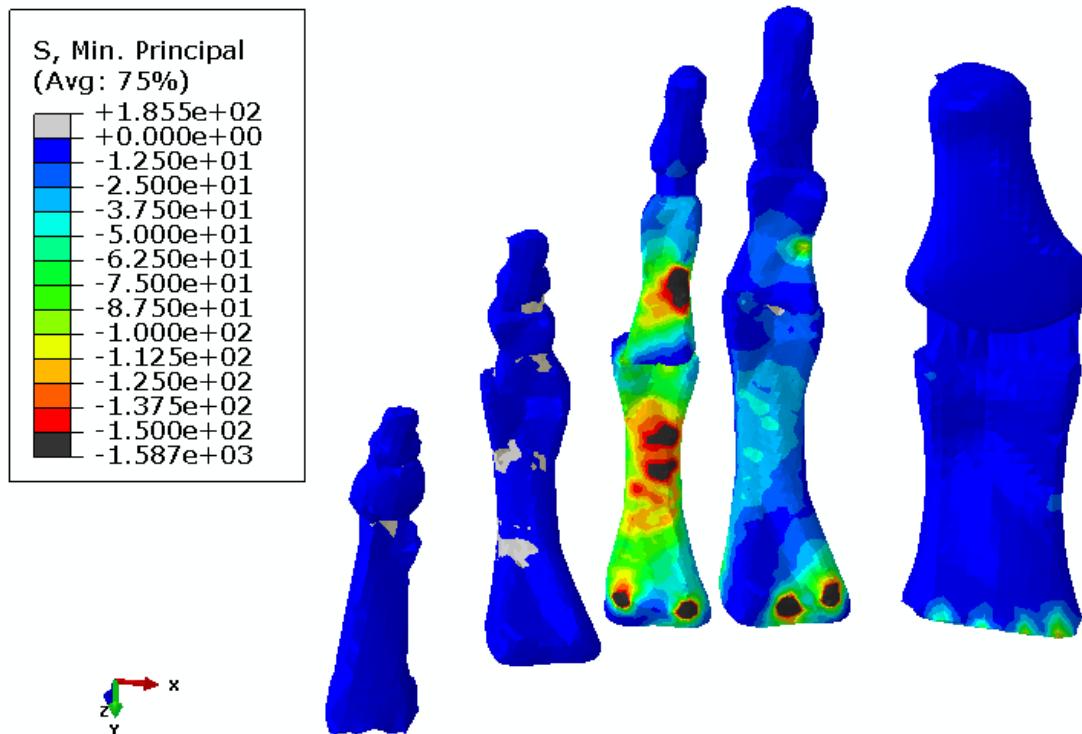


Figura 7.23. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso cinco con el implante recto.

## ❖ TENSIONES DE VON MISES EN LOS IMPLANTES

### Caso 1

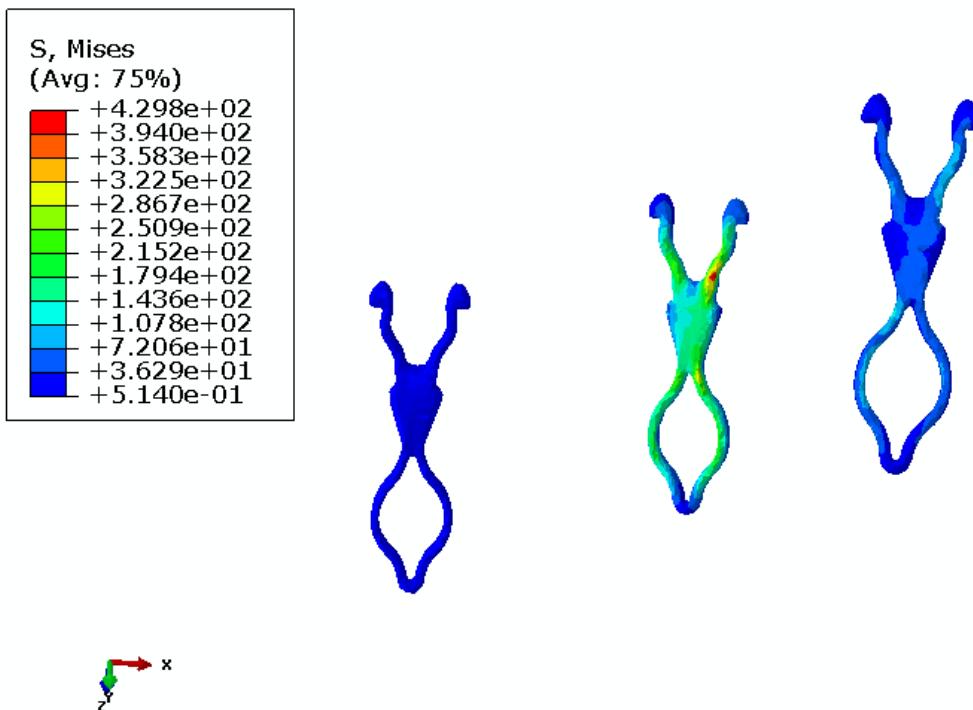


Figura 7.24. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante recto para el caso uno.

### Caso 2

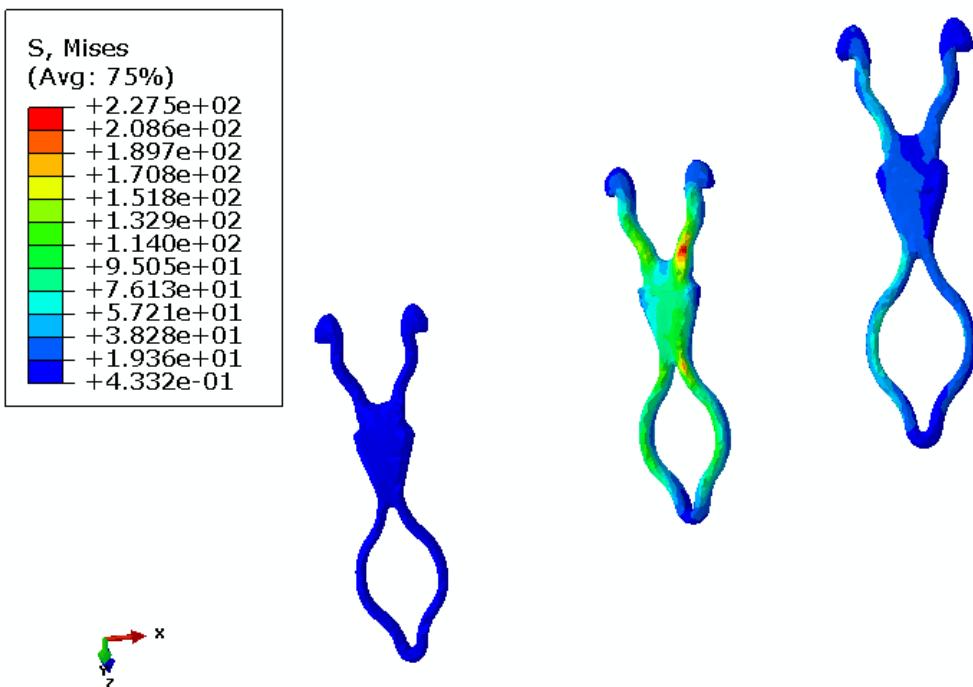


Figura 7.25. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante recto para el caso dos.

### Caso 3

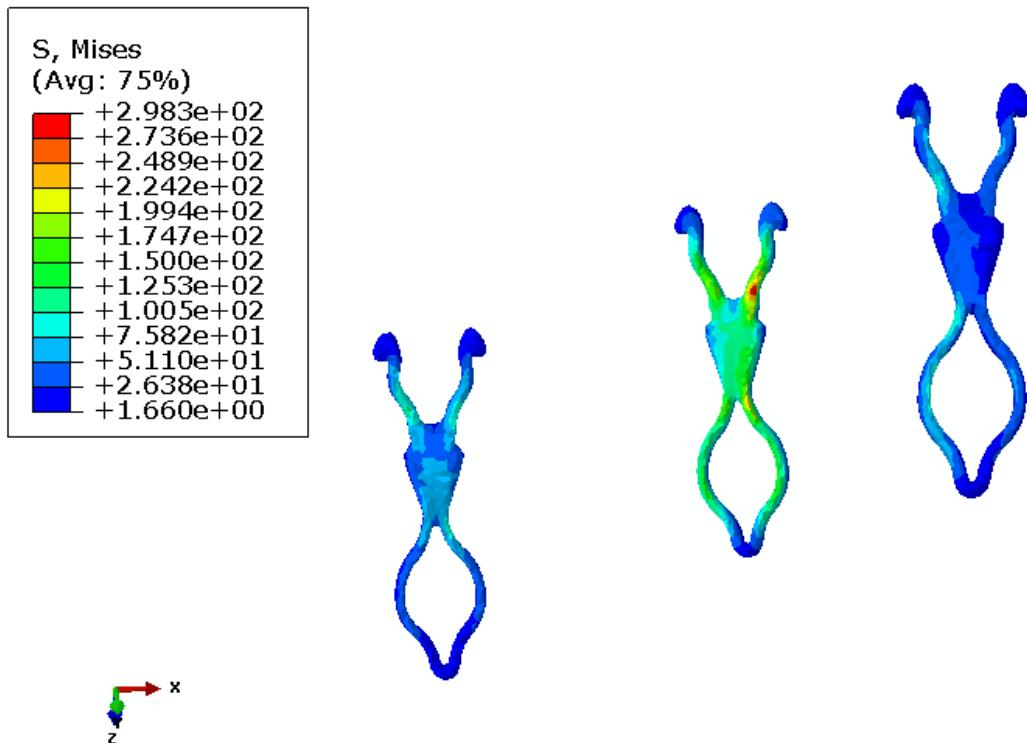


Figura 7.26. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante recto para el caso tres.

### Caso 4

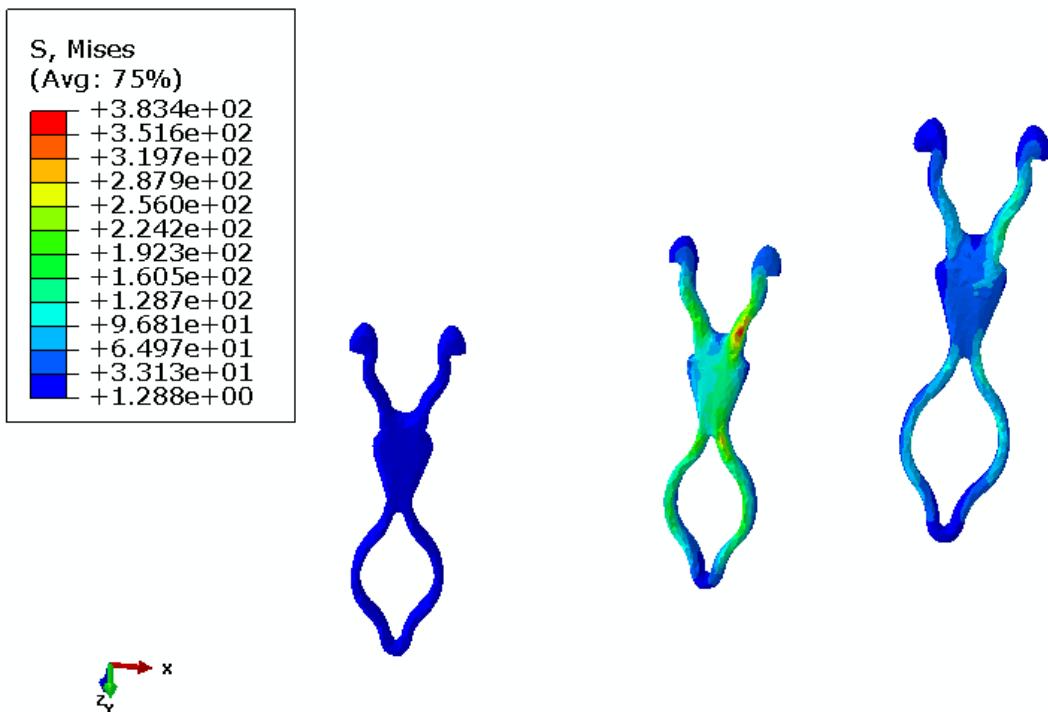


Figura 7.27. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante recto para el caso cuatro.

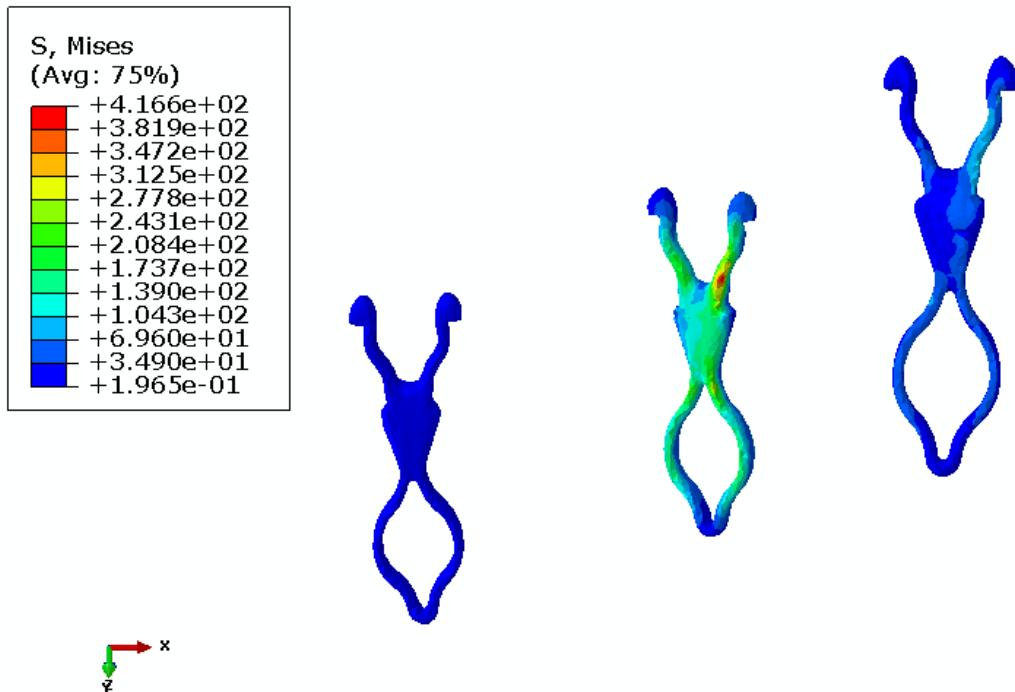
**Caso 5**

Figura 7.28. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante recto para el caso cinco.

## RESULTADOS CON EL IMPLANTE ANGULADO

### ❖ Desplazamientos producidos en el pie

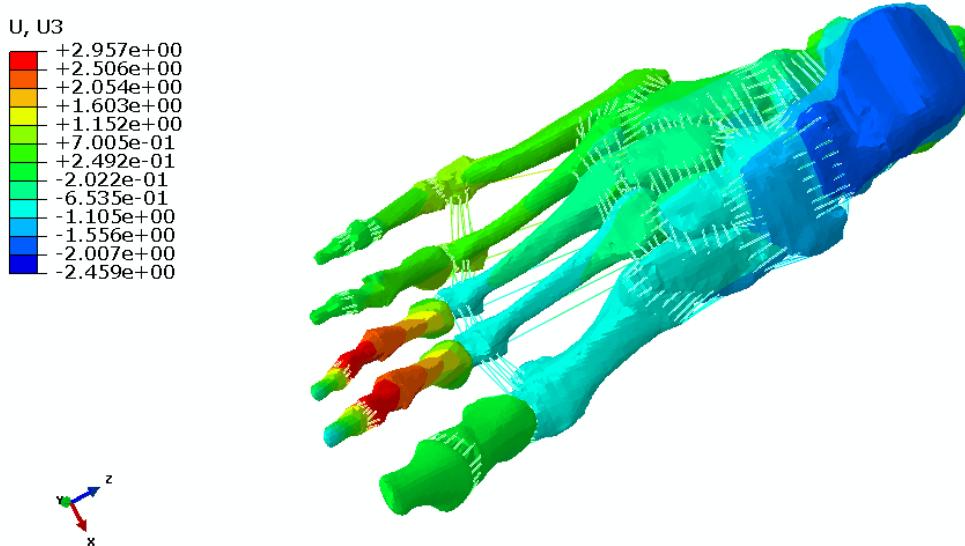
**Caso 1**

Figura 7.29. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso uno con el implante angulado.

## Caso 2

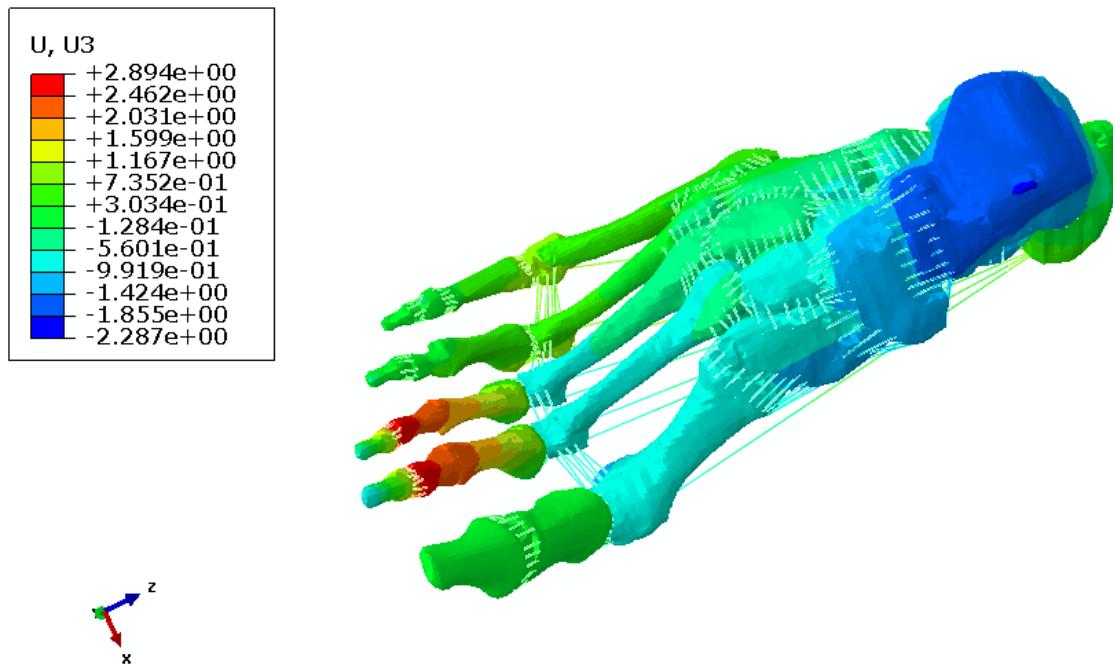


Figura 7.30. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso dos con el implante angulado.

## Caso 3

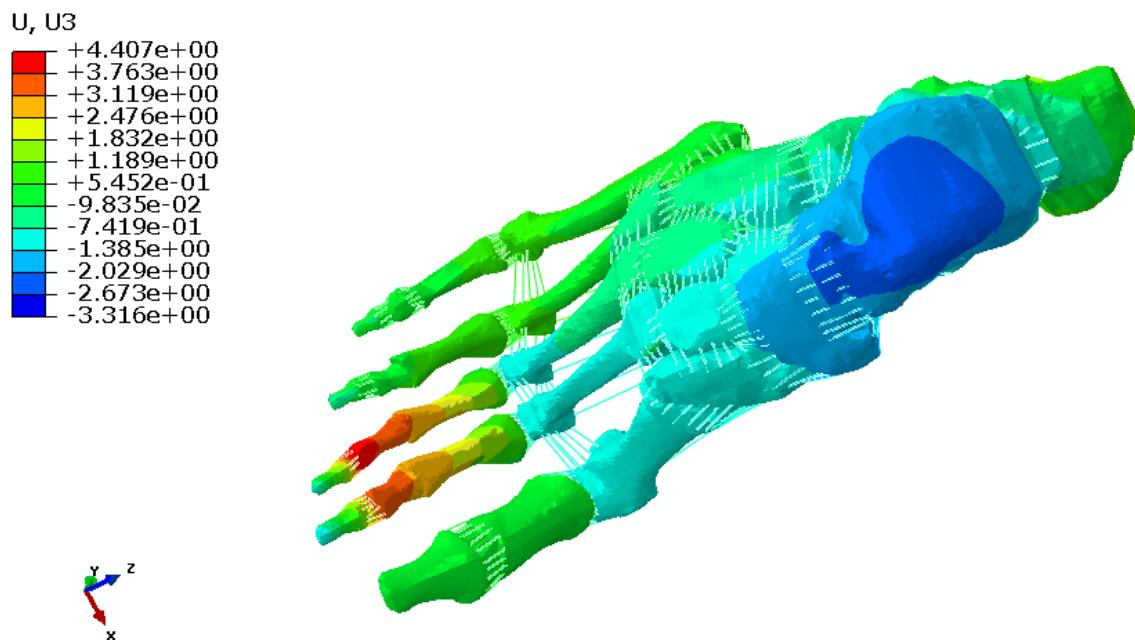


Figura 7.31. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso tres con el implante angulado.

#### Caso 4

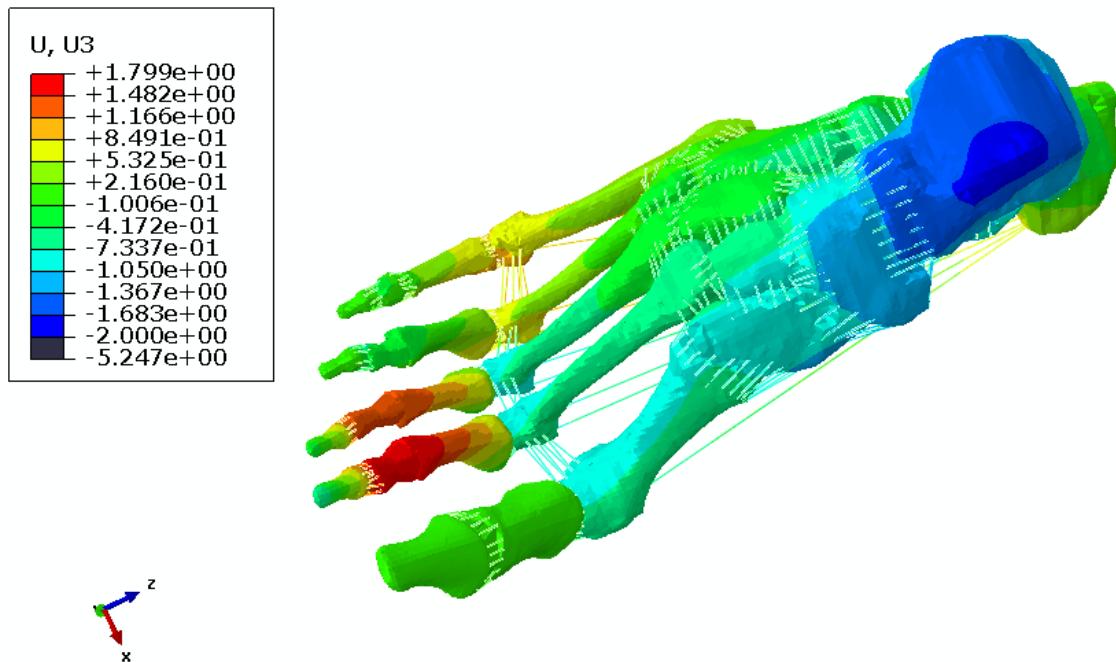


Figura 7.32. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso cuatro con el implante angulado.

#### Caso 5

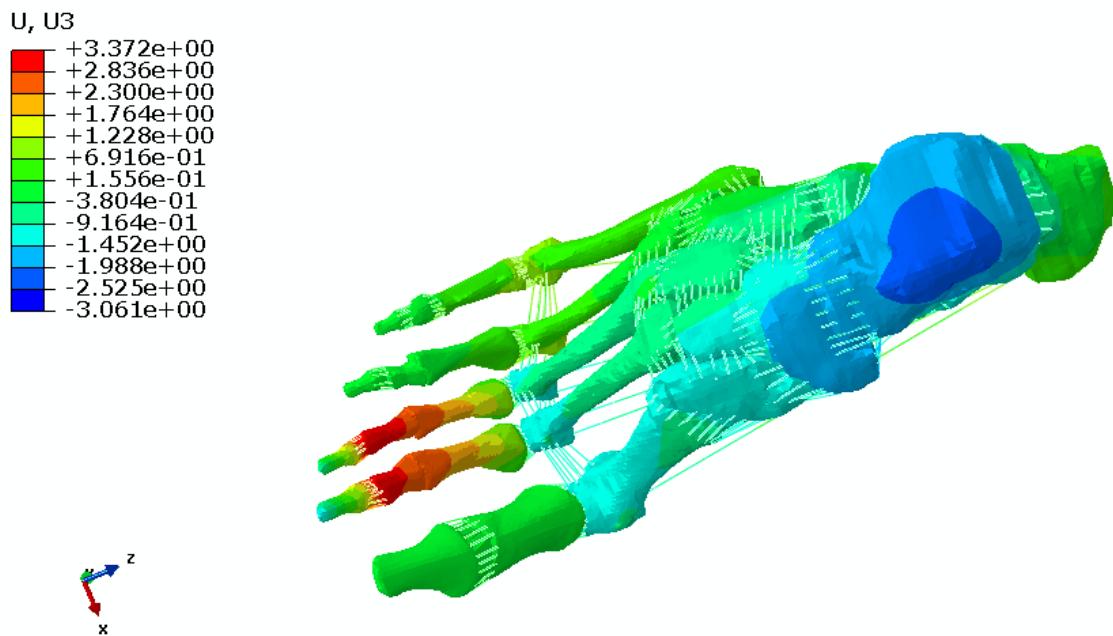


Figura 7.33. Imagen de Abaqus de los desplazamientos verticales para el caso cinco con el implante angulado.

## ❖ TENSIONES MÁXIMAS DE TRACCIÓN EN LOS DEDOS

### Caso 1

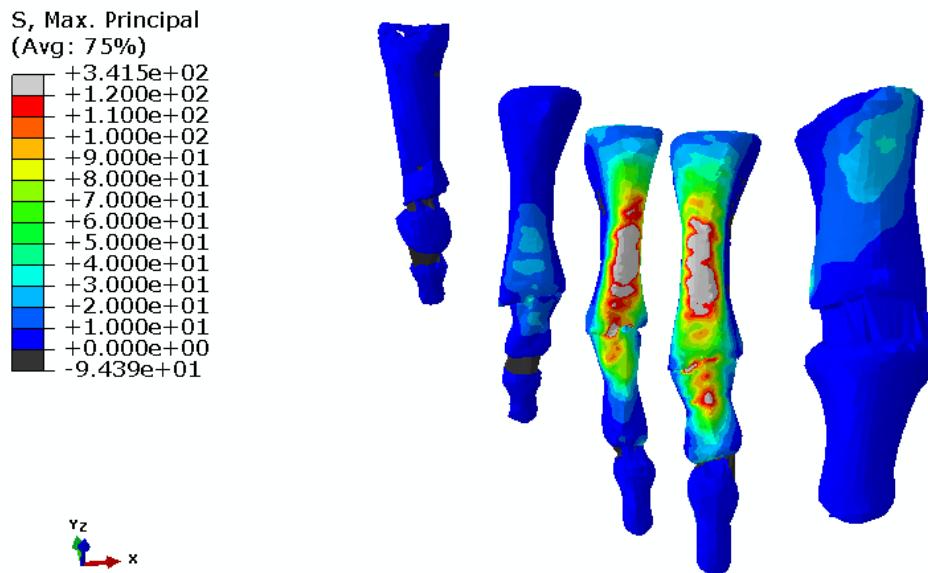


Figura 7.34. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso uno con el implante angulado.

### Caso 2

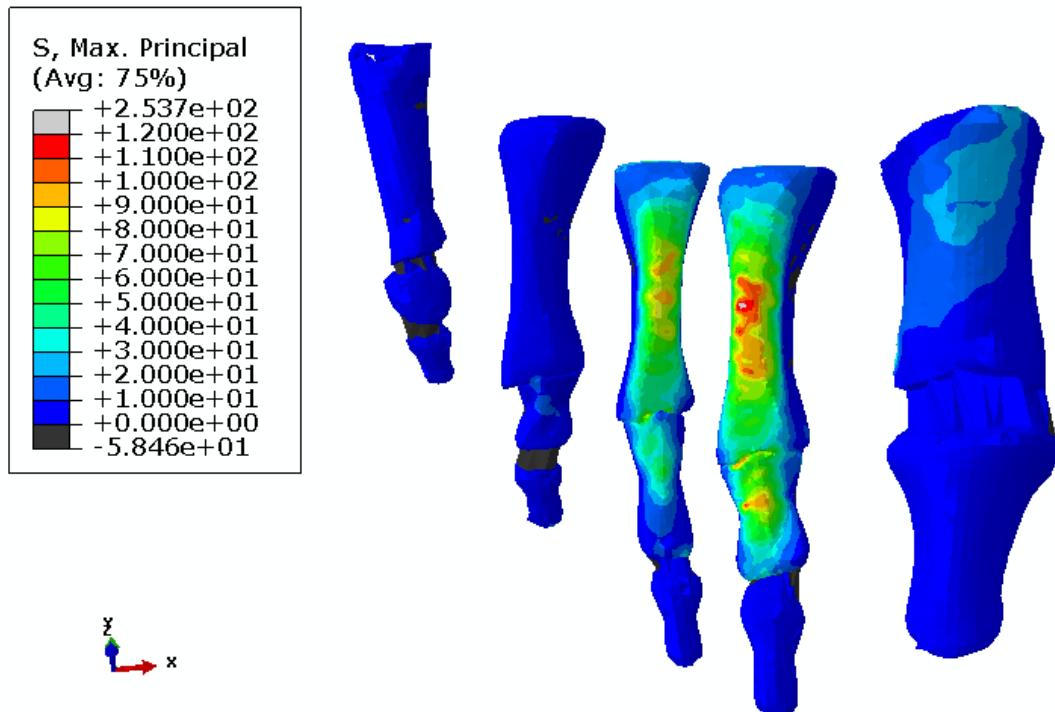


Figura 7.35. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso dos con el implante angulado.

### Caso 3

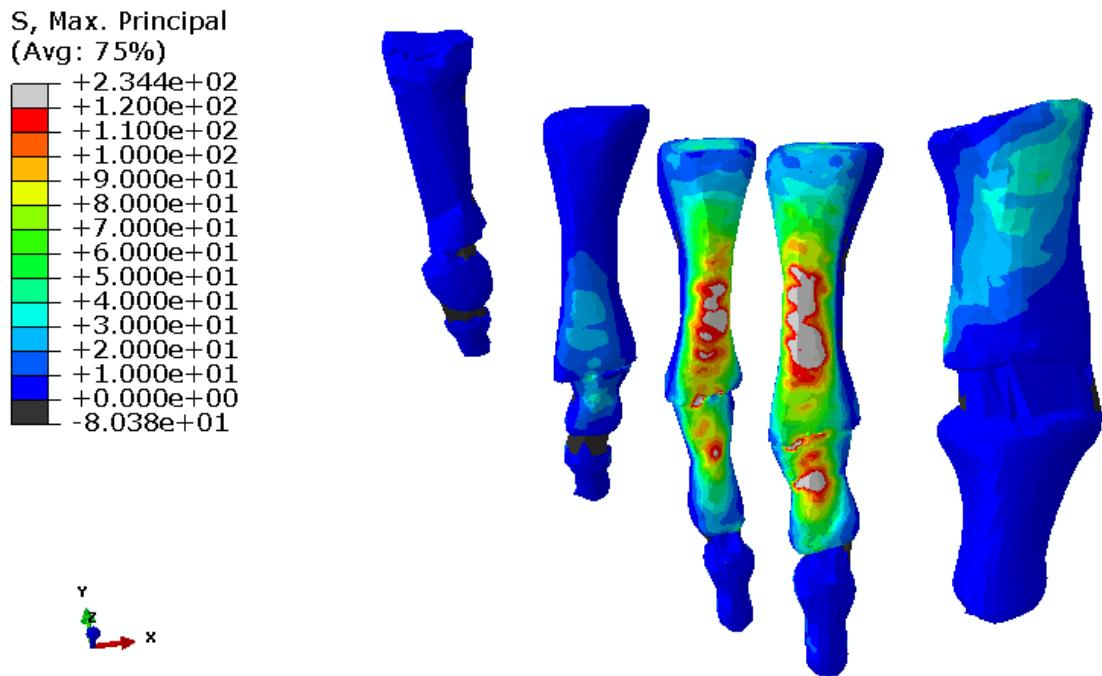


Figura 7.36. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso tres con el implante angulado.

### Caso 4

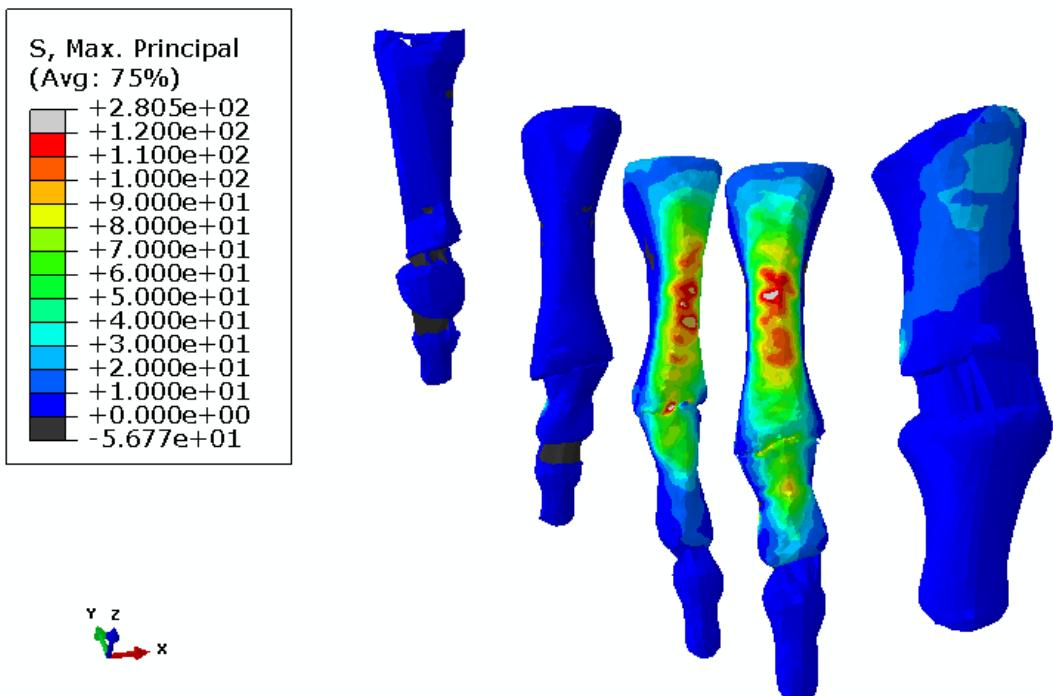


Figura 7.37. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso cuatro con el implante angulado.

### Caso 5

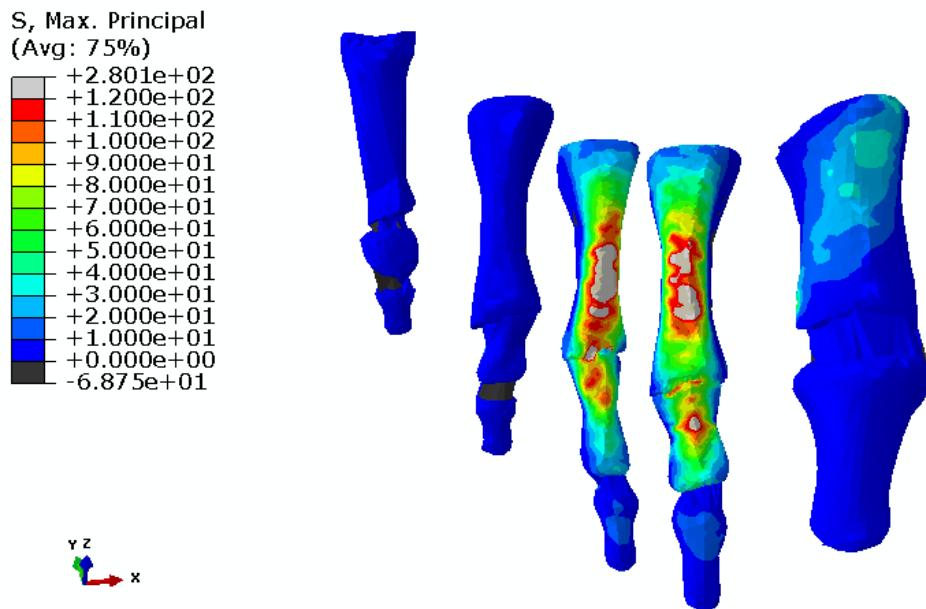


Figura 7.38. Imagen de Abaqus de las tensiones máximas para el caso cinco con el implante angulado.

### ❖ TENSIONES MÁXIMAS DE COMPRESIÓN EN LOS DEDOS

### Caso 1

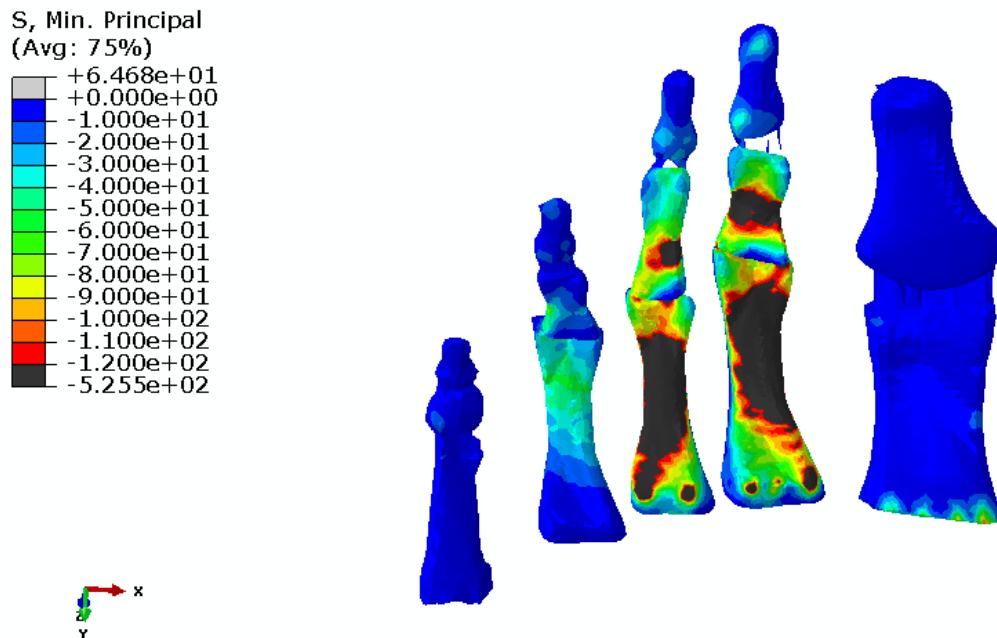


Figura 7.39. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso uno con el implante angulado.

## Caso 2

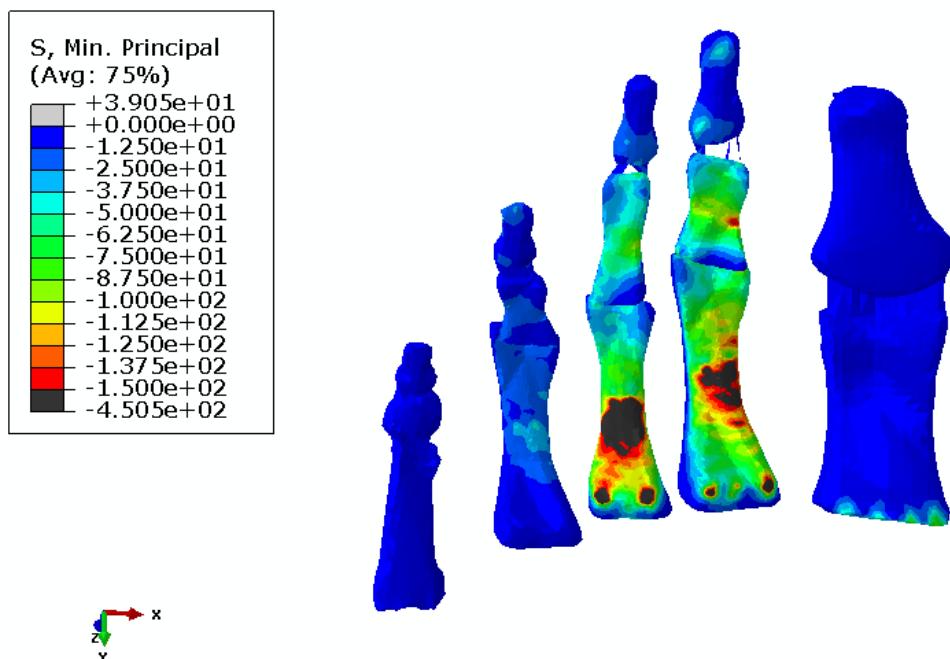


Figura 7.40. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso dos con el implante angulado.

## Caso 3

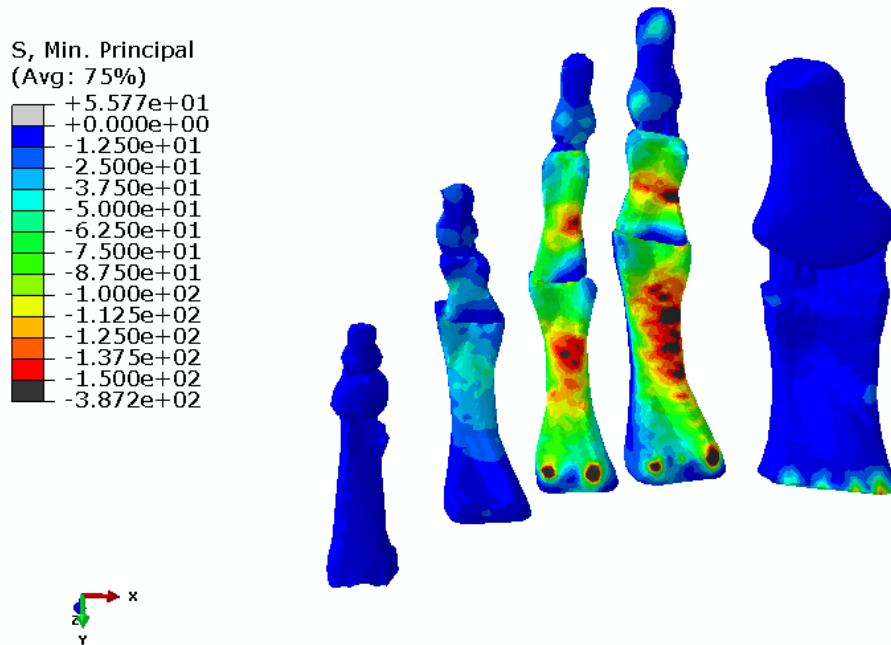


Figura 7.41. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso tres con el implante angulado.

### Caso 4

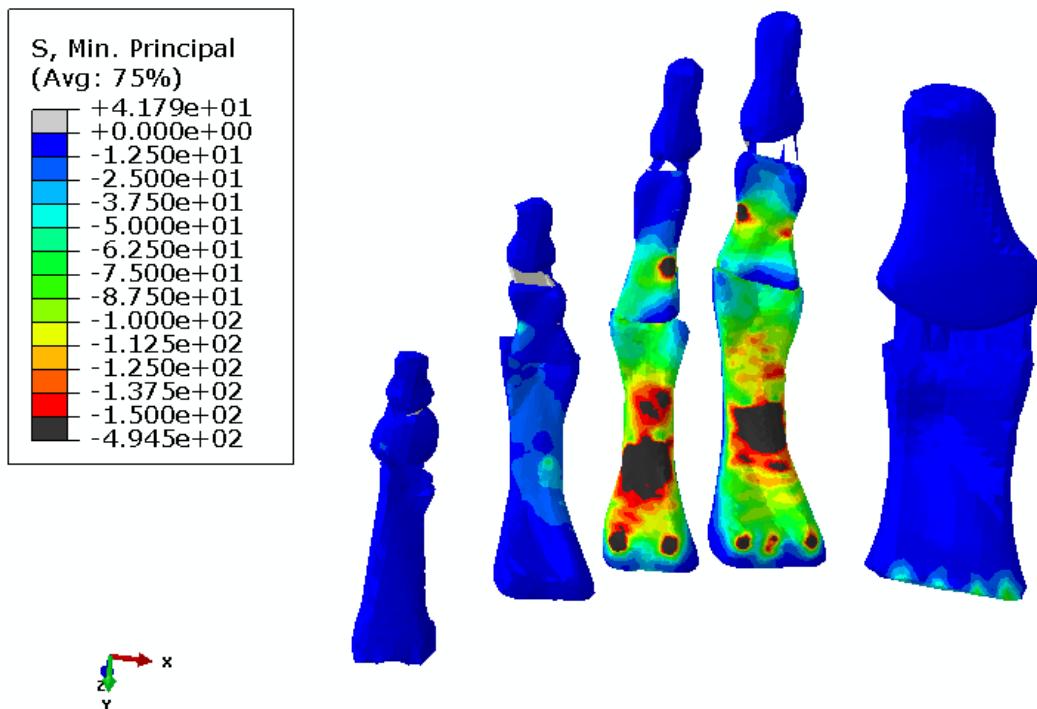


Figura 7.42. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso cuatro con el implante angulado.

### Caso 5

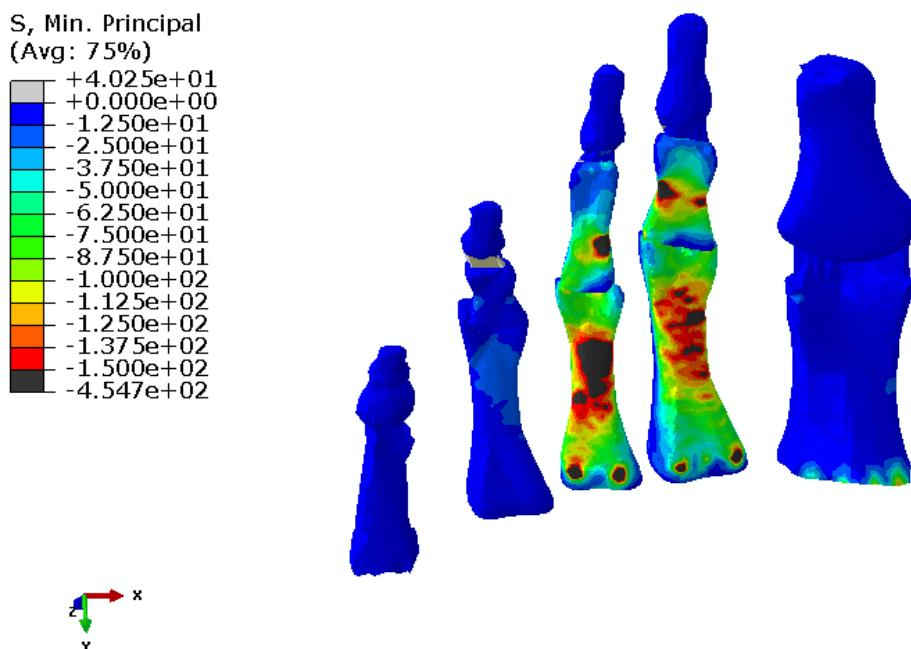


Figura 7.43. Imagen de Abaqus de las tensiones mínimas para el caso cinco con el implante angulado.

## ❖ TENSIONES DE VON MISES EN LOS IMPLANTES

### Caso 1

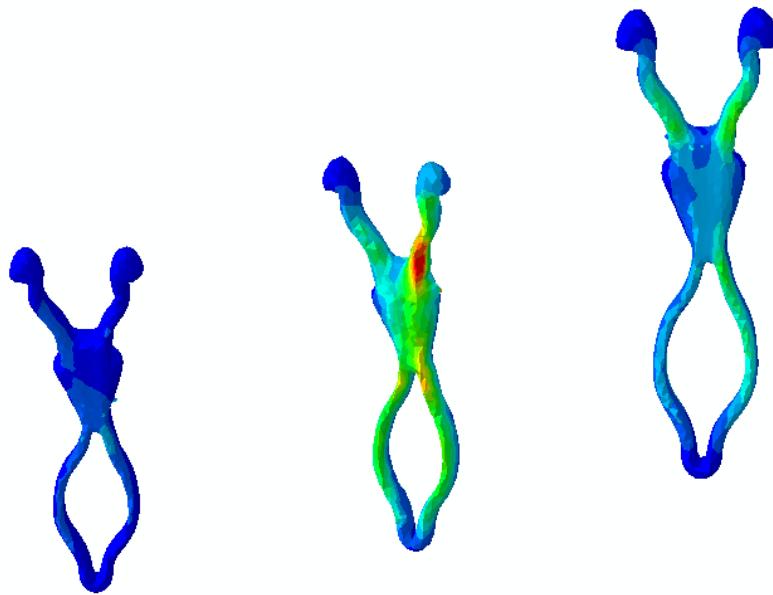
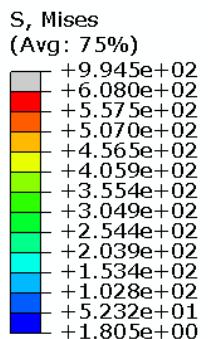


Figura 7.44. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante angulado para el caso uno.

### Caso 2

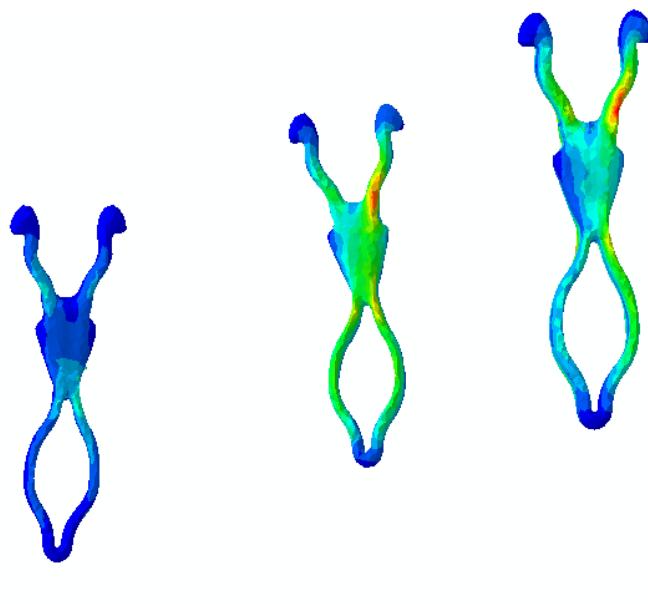
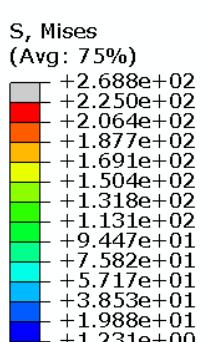


Figura 7.45. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante angulado para el caso dos.

### Caso 3

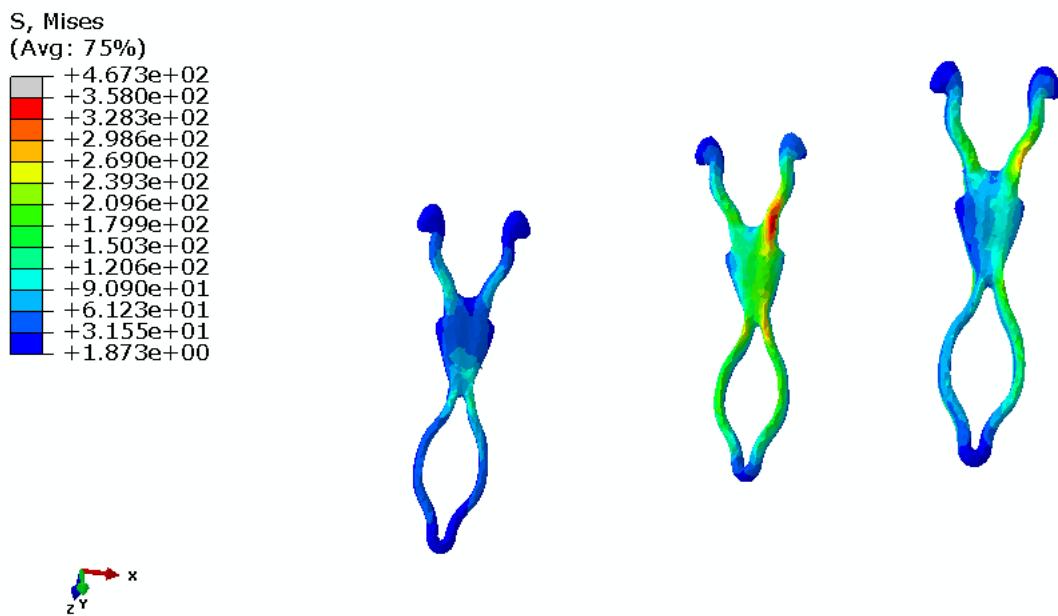


Figura 7.46. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante angulado para el caso tres.

### Caso 4

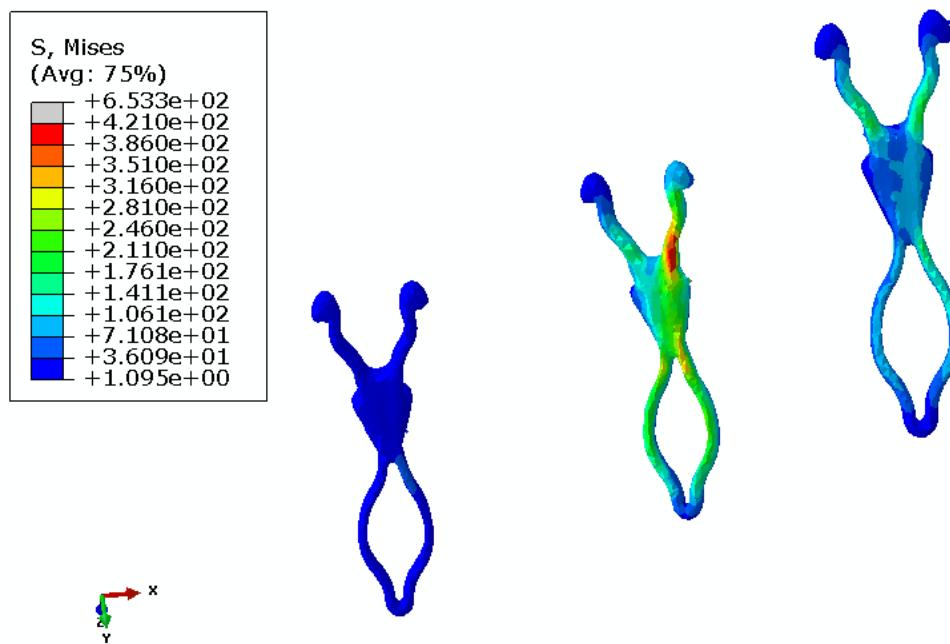


Figura 7.47. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante angulado para el caso cuatro.

### Caso 5

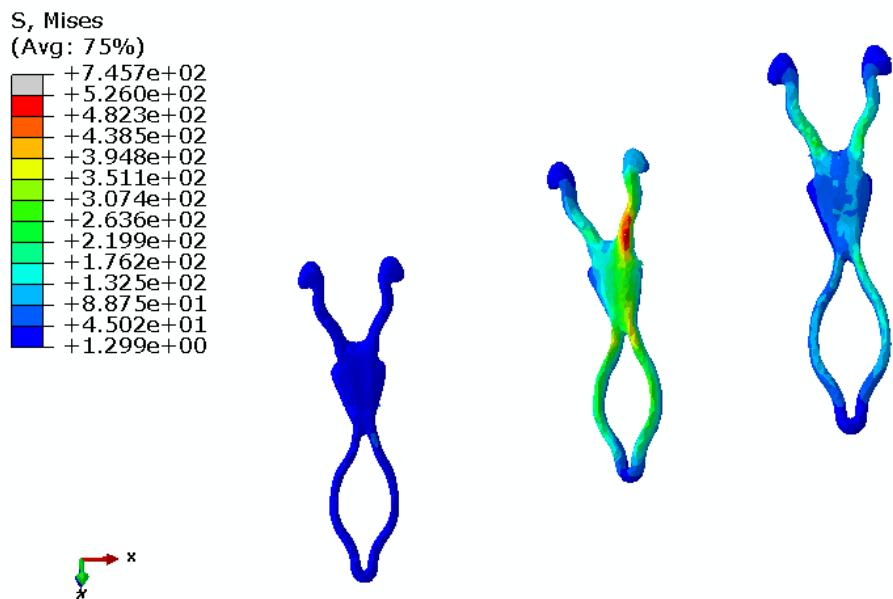


Figura 7.48. Imagen de Abaqus de las tensiones de Von Mises del implante angulado para el caso cinco.

## Anexo 6: Tratamientos actuales

Cuando la patología no es muy grave se utiliza el tratamiento conservador, el cual incluye la utilización de órtrosis de silicona para proteger el dedo del roce por el calzado e intentar alinearla en la medida de lo posible.

Cuando la patología es irreversible se utilizan los tratamientos quirúrgicos, la corrección de esta patología se puede conseguir usando varias técnicas diferentes, artrodesis de la articulación interfalangica proximal (aaip), transferencia del flector largo del dedo (tfld) y transferencia del flector corto del dedo (tfcd).

La artrodesis (aaip) se reserva generalmente para los dedos excesivamente rígidos o para los casos complejos, por ejemplo, cuando hay varias articulaciones o varios dedos afectados. La artrodesis es una técnica que implica la fusión de una pequeña articulación del dedo del pie con el fin de enderezarla. Esta técnica requiere la estabilización de la articulación mediante una varilla o un tornillo. Esta técnica, especialmente reproducible y fiable, permite disminuir considerablemente el dolor y el edema, que a menudo se asocian a otras técnicas. Además, sus resultados funcionales son excelentes, en tanto que permiten proteger la deformación de otras articulaciones del pie.

Las otras dos intervenciones, transferencia de los flexores largos o cortos, se basan en modificar la posición de dichos flexores largos o cortos que flexionan las falanges.

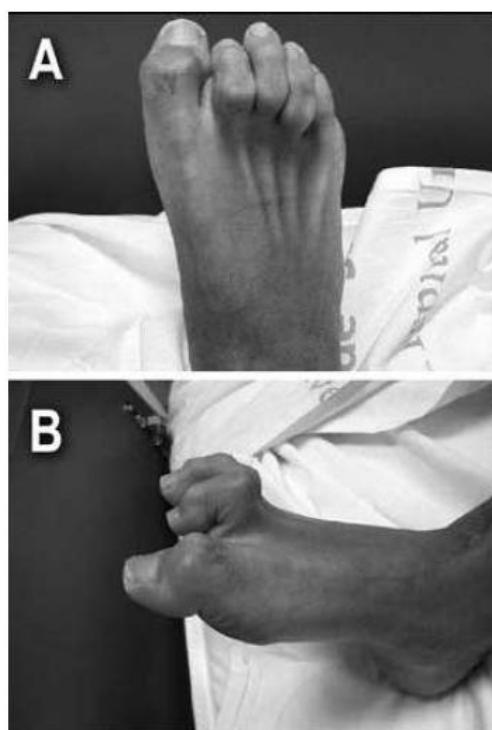


Figura 7.49. Situación extrema del pie en garra.

La finalidad de estas intervenciones no es otra que la de evitar que los tendones no flexionen más que los dedos con lo que se evita el dolor ocasionado por la flexión indeseada de estos a la hora de caminar. Por un lado mediante la transferencia del flector largo “tfld”, se puede cambiar el lugar donde los tendones largos terminan unidos a las falanges, se cortan dichos tendones en su extremo y se colocan en lugar de en las falanges distales en las proximales. Por otro lado con la transferencia del flector corto “tfcd”, se puede optar por cambiar los tendones cortos, siendo estos los que se corten con el fin de recolocarlos en las falanges proximales.

El tratamiento quirúrgico puede requerir acciones suplementarias, sobre todo cuando la deformidad es importante algunas de estas acciones suponen la supresión de un trozo de piel, el reequilibrado o la elongación del tendón/musculo, pequeñas transferencias tendinosas, o el reequilibrado de las articulaciones colindantes.

La artrodesis es la técnica más antigua de todas pero conlleva pequeñas complicaciones como infecciones, fractura y mala unión.

La transferencia del flector largo elimina la deformidad pero conlleva una pérdida de estabilidad, lo que hace que la transferencia del flector corto sea la solución más factible.

Se debe tener en cuenta donde sufre el paciente molestias a la hora de decidir qué intervención quirúrgica realizar. Si los dolores se producen en la primera articulación interfalángica, es conveniente el reposicionamiento de los tendones largos para evitar mayores desplazamientos verticales. El corte de los tendones cortos dará mayor comodidad al paciente una vez operado si los dolores se encuentran sobre todo en las falanges proximales ya que se producirá una redistribución de tensiones a lo largo del conjunto de falanges del dedo intervenido, obteniéndose también un recorte aceptable de la flexión de los dedos. Mientras que si por el contrario el paciente a intervenir sufre molestias en los puntos mediales y distales de uno o varios dedos, convendrá cortar los tendones largos para que en dichas falanges se produzca una relajación casi completa de tensiones.

## 8. BIBLIOGRAFÍA

---

- ✓ <https://www.ortopediaplus.com>
- ✓ Anatomía de Gardner, Gray y O'Rahilly.
- ✓ Mariano Núñez-Samper Pizarroso, Luis Fernando Llanos Alcázar: Biomecánica, medicina y cirugía del pie, 2<sup>a</sup> edición, 2007, Masson, S.A.
- ✓ Sobotta, 1993.
- ✓ <http://scielo.isciii.es>
- ✓ Gutiérrez, Gilberto (2005). Principios de anatomía, fisiología e higiene: educación para la salud.
- ✓ <http://www.dedoengarra.com>
- ✓ <http://www.clinicapiqueras.com>
- ✓ <http://escuela.med.puc.cl/publ/OrtopediaTraumatologia>
- ✓ Biblioteca hypatia.
- ✓ Reduction of Dorsal Displacement of the Proximal and Middle Phalanges Using a Neutral or Angled Implant for Joint Arthrodesis to Treat Hammertoe Deformity. Journal of the American Podiatric Medical Association. Vol 105 Nº6 November/December 2015. (pág. 493-502). Javier Bayod López, Ricardo Becerro de Bengoa Vallejo, Marta Elena Losa Iglesias, Kevin T. Jules, Manuel Doblaré.
- ✓ <https://www.fisioterapia-online.com>

