

Trabajo Fin de Grado

Título del trabajo:
Evaluación biomecánica de dos implantes
intramedulares para el alivio de la patología del
dedo en garra

English title:
Biomechanics evaluation of two intramedullar
implants to relieve the Hammer toe pathology

Autor
Pablo Villarroel Marquina

Director:
Javier Bayod López
Codirector:
Andrés Mena Tobar

Grado en Ingeniería Mecánica
Escuela de Ingeniería y Arquitectura
Universidad de Zaragoza

2017



DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

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

D./D^a. Pablo Villarroel Marquina

con nº de DNI 18061173D 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)

Evaluación biomecánica de dos implantes intramedulares para el alivio de la
patología del dedo en garra.

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

Zaragoza, 18/09/2017

Fdo: Pablo Villarroel Marquina

Evaluación biomecánica de dos implantes intramedulares para el alivio de la patología del dedo en garra

RESUMEN

La patología del dedo en garra puede ser tratada de forma pasiva o mediante diferentes intervenciones quirúrgicas. El presente estudio se centra en la cirugía más común de todas, la artrodesis. Se estudian los efectos que produce añadir dos tipos de implante intramedular, uno neutral y otro angulado, en la articulación media del segundo dedo.

Para lograrlo se ha realizado un modelo de elementos finitos del pie humano, obtenido a partir de la tomografía computarizada de un paciente. En primer lugar, se ha realizado la segmentación de cada uno de los 28 huesos que conforman el pie humano, distinguiendo en cada uno la parte cortical de la parte esponjosa. Una vez generados los volúmenes 3D de los huesos se han creado los cartílagos de unión, responsables de transmitir los esfuerzos entre los huesos. A continuación, se han introducido los implantes al modelo y se ha realizado un mallado volumétrico, permitiendo así el posterior cálculo numérico mediante elementos finitos. Una vez que se ha obtenido la malla de elementos tetraédricos el siguiente paso es colocar los ligamentos y tendones, los cuales se han simplificado mediante elementos barra 2D. Por último, se aplican las cargas y condiciones de contorno y se lanzan a calcular cada uno de los tres casos de estudio: pie sano, implante neutral e implante angulado, para posteriormente comparar los resultados obtenidos en cada uno de ellos.

A la vista de los resultados obtenidos en el cálculo se puede concluir que ambos tipos de implante corrigen con eficacia esta deformidad, sin embargo, las tensiones y desplazamientos obtenidos en cada caso son diferentes. El implante angulado genera menos tensiones en las falanges, pero, debido a su forma angulada, las tensiones sobre el propio implante son considerablemente superiores al caso de implante neutral. Por esto mismo se recomienda el uso de implante neutral ya que se reduce el riesgo de rotura.

Al comparar estos resultados con los obtenidos en el modelo previo del que dispone el grupo de investigación del Área de Mec. de Medios Continuos y Teor. de Estructuras de la Universidad de Zaragoza se ha observado que la discrepancia de resultados es relevante. Tras analizar en detalle ambos modelos se ha concluido que la principal causa de esta discrepancia es la diferencia en las técnicas de modelado utilizadas en cada uno de los modelos, sobre todo en lo que se refiere a la segmentación del cortical y esponjoso de las falanges. En el presente estudio se ha contado con una tomografía de mayor resolución (292 tacs frente a 93) y con un software más actual, lo que ha permitido realizar una segmentación más precisa y obtener así un modelo más realista. Se ha observado que el espesor y calidad de la capa cortical influyen notablemente en los resultados de tensiones, aunque no tanto en los desplazamientos.

Índice

1. Introducción.....	6
2. Modelo de elementos finitos.....	8
2.1 Reconstrucción geométrica.....	8
2.1.1 Segmentación	8
2.1.2 Reposicionamiento del pie en situación de flexión plantar.	10
2.1.3 Cartílagos de unión.....	11
2.1.4 Implante intramedular.....	12
2.2 Mallado volumétrico	15
2.3 Tendones y ligamentos	17
2.4 Materiales	20
2.4.1 Materiales del hueso	20
2.4.2 Material del cartílago.....	20
2.4.3 Materiales de los ligamentos	20
2.4.4 Material de los músculos flexores	21
2.4.5 Material del implante.....	21
2.5 Cargas y condiciones de apoyo	21
2.5.1 Condiciones de contorno	22
2.5.2 Cargas	23
3. Resultados.....	24
3.1 Casos analizados.....	24
3.2 Tensiones	24
3.2.1 Tensiones en los huesos.....	24
3.2.2 Tensiones en los implantes	29
3.3 Desplazamientos.....	30
4. Conclusiones.....	32
Anexo: Anatomía del pie.....	34
1. Huesos	34
1.1 Esqueleto del pie.....	34
1.2 Hueso cortical y hueso esponjoso.....	35
2. Movimientos del pie	35
3. Articulaciones	36
3.1 Cartílagos.....	36
3.1 Articulación astragalocalcánea	37
3.2 Ligamentos astragalocalcáneos	38

3.3 Articulación astragaloescafoidea.....	40
3.4 Articulación calcaneocuboidea.....	40
3.5 Articulación transversa del tarso (mediotarsiana)	40
3.6 Ligamentos de la articulación transversa del tarso.....	41
3.7 Articulación tarsometatarsiana o de Lisfranc	43
3.8 Articulaciones metatarsofalángicas	44
4. Arcos del pie.....	45
4.1 Arcos transversos.....	45
4.2 Ligamentos del arco tarsiano.....	45
4.3 Arcos longitudinales	46
4.4 Fascia plantar	47
5. Músculos del pie.....	49
5.1 Músculo gastrocnemio.....	49
5.2 Músculo soleo.....	49
5.3 Flexores de los dedos.....	50
Bibliografía.....	51

Capítulo 1

Introducción

La patología del “dedo en garra” o “dedo en martillo” es una deformidad que se genera en los dedos de las manos o de los pies, más frecuentemente en éstos últimos, y provoca que la articulación metatarsfalángica se estire en exceso y que las articulaciones de la parte media y extremo se flexionen (*Fig.1.1*). (Coughlin, 2002)

La forma flexionada del dedo causa que se generen puntos de excesiva presión con el interior del calzado, lo que puede ocasionar úlceras, keratosis y problemas en las uñas (Yu et al. 2002).

Esta deformidad ocurre principalmente debido a un desequilibrio muscular: el músculo flexor largo de los dedos, cuya terminación (tendón) se inserta en la falange distal, está acortado y genera una tensión superior al conjunto de músculos extensores y lumbricales. Esta descompensación provoca que el dedo adopte progresivamente la posición de flexión.

Las causas de esta atrofia muscular son muy diversas: uso de un calzado inadecuado que presiona en exceso la punta de los dedos, pies planos o pies cavos, trastornos neurológicos, lesiones en nervios o músculos, artritis, enfermedades inflamatorias, traumatismo etc.

Se ha comprobado que este tipo de patología es más frecuente en el sexo femenino, en una relación de 5 a 1, siendo el 2º dedo el más implicado. Con la edad esta deformidad se incrementa, dándose una incidencia máxima en mujeres de más de 50 años. (Pastrana et al. 2008)

Existen algunos tratamientos que intentan corregir esta deformidad de forma pasiva como pueden ser las plantillas, férulas nocturnas, separadores subdigitales, calzado adecuado o gimnasia específica. Sin embargo, la solución preferida en la mayoría de los casos es la cirugía ya que es la única manera de corregir permanentemente esta patología, sobre todo cuando se encuentra en estado avanzado.

Las técnicas quirúrgicas más comunes son la resección del tendón flexor largo de los dedos, la resección del tendón flexor corto de los dedos y la unión de las falanges afectadas mediante implantes intramedulares (artrodesis). Todas ellas corrigen con efectividad la deformidad, sin embargo, las complicaciones asociadas a cada una son distintas (Bayod et al. 2010). El objetivo de estas intervenciones es disminuir el dolor del paciente y restablecer la función de los dedos durante la marcha, principalmente en la fase de impulso. Las principales causas de insatisfacción del paciente son la mala alineación de las falanges, la persistencia del dolor, el acortamiento del dedo, el edema, la rigidez residual y las alteraciones de la sensibilidad del dedo (Pastrana et al. 2008).

Para una información más detallada sobre la artrodesis se citan estas referencias (Lamm et al. 2001; McGlamry, 1987; Miller, 2002; Monson et al. 1986; Schlefman et al. 1983; Patton et al. 1990; Reese et al. 1987).

El presente trabajo se centra en la cirugía de artrodesis. El objetivo es analizar los efectos que produce añadir dos tipos de implante intramedular con memoria de forma en el segundo dedo del pie derecho, uno neutral y otro angulado con una flexión de 10°. Para ello se analiza si las tensiones y desplazamientos, obtenidos mediante cálculo numérico por elementos finitos, pueden llegar a causar molestias sobre el paciente.

Como segundo objetivo se comparan dichos resultados con los provenientes de otro modelo del pie humano del que dispone el grupo de investigación del Área de Mec. de Medios Continuos y Teor. de Estructuras de la Universidad de Zaragoza (Bayod et al. 2015), con el fin de contemplar si existe discrepancia en los resultados. Esta comparación permite discutir la validez de ambos modelos y estudiar las causas de la dispersión: diferencia en las técnicas de modelado, morfología del pie etc.

La presente memoria se divide en cuatro capítulos y un anexo:

-Capítulo 1: Introducción.

-Capítulo 2: Modelo de elementos finitos. Se explican los pasos que se han seguido en la creación del modelo de elementos finitos del pie. Se detalla la metodología utilizada en cada una de estas fases: segmentación de los huesos, generación de los cartílagos, colocación del implante, mallado volumétrico, creación de ligamentos y tendones y, por último, aplicación de cargas y condiciones de contorno.

-Capítulo 3: Resultados. Se muestran los resultados obtenidos en la simulación numérica por elementos finitos, comparándolos con el modelo previo del que dispone el grupo de investigación. Se analizan tanto las tensiones como los desplazamientos obtenidos en el segundo dedo, más concretamente en la articulación media de éste.

-Capítulo 4: Conclusiones.

-Anexo: Anatomía del pie. En este anexo se resume la anatomía funcional del pie humano. En él se explica tanto los huesos como todo el tejido blando que se incluye en el modelo de elementos finitos presente en este estudio. Se describe la función de cada articulación y de los principales ligamentos y músculos del pie.

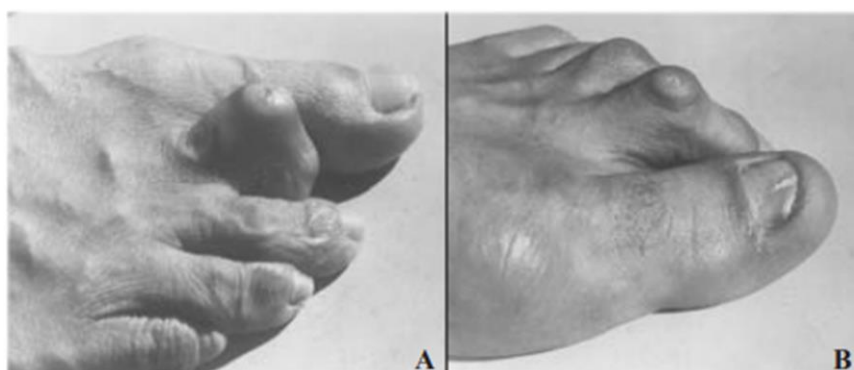


Fig.1.1: Dedo en garra y dedo en martillo. A, dedo en garra; B, dedo en martillo. La única diferencia entre ambas deformidades es el grado de implicación de la articulación metatarsofalángica, en el dedo en garra la deformidad es más acentuada.

Capítulo 2

Modelo de elementos finitos

2.1 Reconstrucción geométrica

2.1.1 Segmentación

Para la reconstrucción de los volúmenes de los huesos se ha partido de la tomografía computarizada del pie de un paciente sin ninguna patología, con un peso de 80 Kg y 1.9 m de estatura. Esta tomografía consta de 292 tacs dispuestos paralelamente cada 0.625 mm (*Fig.2.1*).

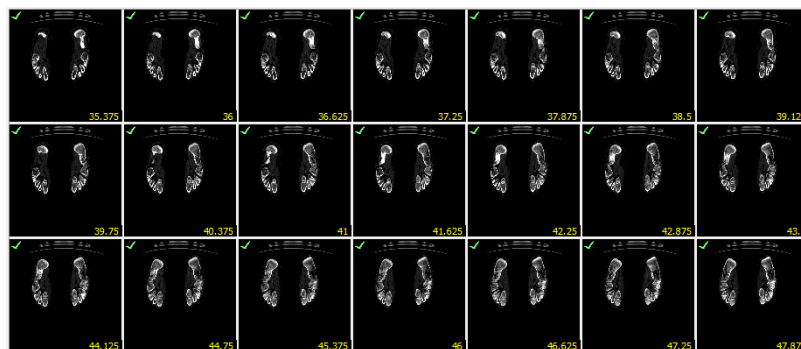


Fig.2.1: Tacs en formato Dicom. En la imagen se muestran 21 de los 292 tacs.

Para esta primera fase del modelado se ha utilizado el software de procesamiento de imágenes médicas *Materialise Mimics*, el cual permite generar volúmenes 3D superponiendo imágenes 2D.

El primer paso ha sido separar cada uno de los huesos para posteriormente poder generar volúmenes independientes.

El programa distingue de forma bastante precisa el tejido óseo del tejido blando, sin embargo, ha sido necesario realizar un ajuste manual: se ha comprobado corte por corte que la superficie coloreada que genera el programa corresponda realmente con el hueso, y no se confunda con el ruido generado por los tejidos blandos ni se una tampoco a los huesos adyacentes (*Fig.2.2*).



Fig.2.2: Superficie coloreada correspondiente al hueso calcáneo. Plano sagital.

Una vez que se ha conseguido segmentar cada uno de los huesos se procede a generar los volúmenes macizos de cada uno de ellos, sin llegar a distinguir todavía el hueso cortical del hueso esponjoso. El propio programa es capaz de crear los volúmenes de una forma precisa, y consta de herramientas de suavizado que permiten obtener un volumen de hueso fiel a la realidad (Fig.2.3).

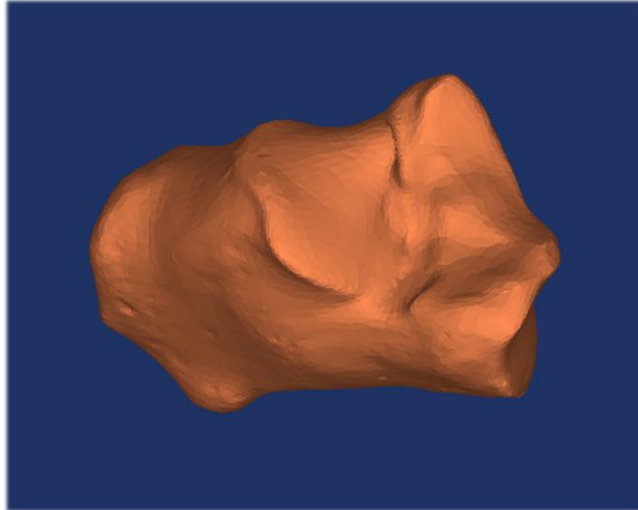


Fig.2.3: Volumen macizo correspondiente al hueso calcáneo.

Una vez obtenidos los volúmenes macizos de los 28 huesos que conforman el pie, el siguiente paso es realizar la segmentación entre el hueso cortical y el hueso esponjoso (Fig.2.4).

Este paso es crucial ya que influye notablemente en los resultados de tensiones y desplazamientos como veremos más adelante.



Fig.2.4: Distinción entre hueso cortical y esponjoso en el 2º metatarsiano.

Para lograr separar el hueso cortical del esponjoso ha sido necesario identificar y marcar la superficie cortical corte por corte ya que la herramienta de contraste del programa, aunque de primeras facilita el trabajo, no es capaz de distinguir con precisión el hueso esponjoso del tejido blando.

Para obtener el volumen de hueso esponjoso solo queda hacer una resta volumétrica entre el hueso macizo y el hueso cortical (Fig.2.5) y repetir ese proceso para cada uno de los huesos (Fig.2.6).

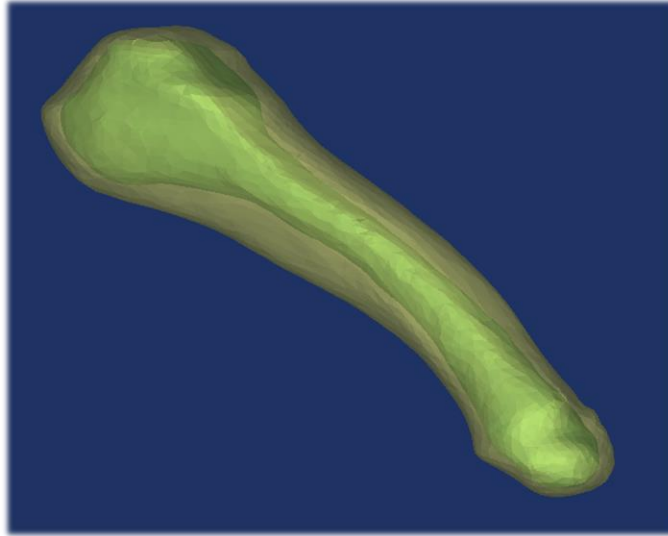


Fig.2.5: Superposición de los volúmenes cortical y esponjoso en el 5º metatarsiano. Se observa como el esponjoso predomina en la cabeza y base del hueso mientras que el cortical lo hace en el cuerpo.

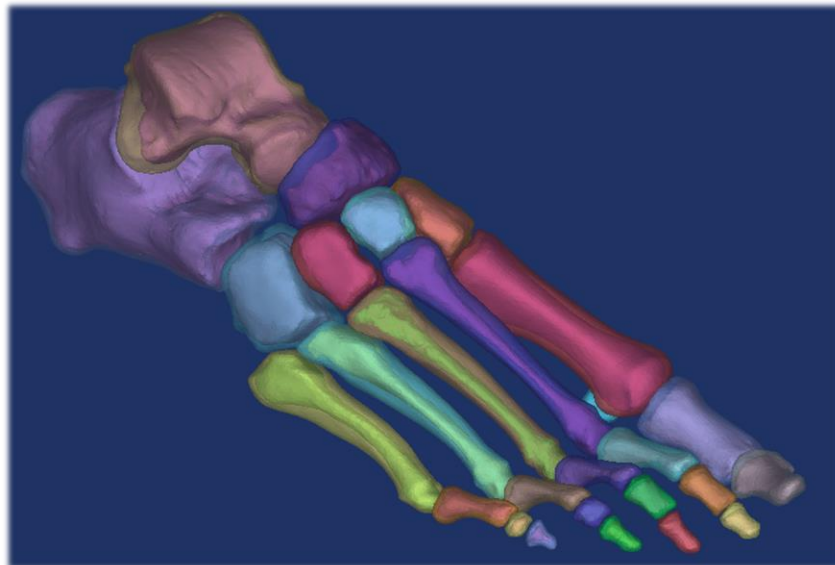


Fig.2.6: Vista en perspectiva del esqueleto del pie distinguiendo hueso cortical de hueso esponjoso.

2.1.2 Reposicionamiento del pie en situación de flexión plantar.

Una vez que se ha reconstruido el volumen de los huesos, el siguiente paso es colocar el pie en posición de flexión plantar, ya que es la situación en la que se van a realizar los cálculos.

Para lograrlo lo que se ha hecho es, con ayuda del software *Mimics*, rotar los dedos hasta colocarlos a 90° de los metatarsianos y recolocar las falanges para dejar los dedos extendidos (*Fig.2.7*).

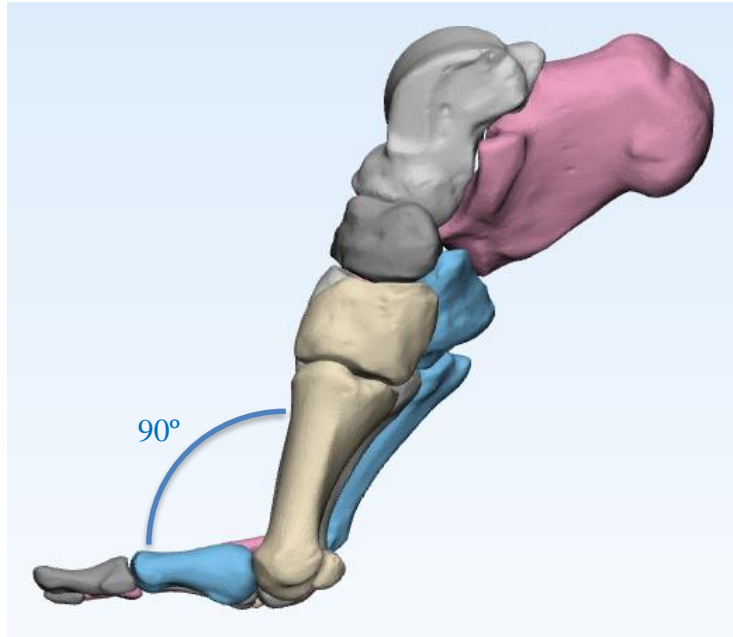


Fig.2.7: Pie en situación de flexión plantar. Puede observarse el ángulo de 90° entre los dedos y los metatarsianos. También se puede ver las falanges de los dedos extendidas.

2.1.3 Cartílagos de unión.

Una vez que se ha colocado el pie en situación de flexión plantar el siguiente paso es crear la unión entre los huesos. En este estudio se ha decidido generar volúmenes intermedios que imiten la función de los cartílagos.

En este apartado es necesario comentar que este tipo de volúmenes suponen una simplificación de lo que es una unión cartilaginosa real. En la realidad cada hueso tiene su propio cartílago rodeando la superficie articular y los cartílagos de ambos huesos deslizan entre sí dentro de la cápsula articular (ver Anexo: Anatomía del pie). Simular este comportamiento y las propiedades viscoelásticas del cartílago resulta demasiado complejo así que se ha decidido generar volúmenes intermedios comunes a ambos huesos. De esta manera se consigue una transición continua entre huesos adyacentes y se transmiten correctamente los esfuerzos a lo largo de todo el esqueleto. Este tipo de unión es algo más rígida que en la realidad, pero al tratarse de un cálculo estático este aspecto no tiene tanta importancia.

Para crear estas uniones se ha optado por utilizar el software de modelado geométrico *Autodesk Maya* ya que consta de un gran número de herramientas CAD que permiten adaptar con precisión estos volúmenes a cada tipo de unión.

Para la reconstrucción de los cartílagos se han seguido los siguientes pasos:

- 1°.- Se coloca un cilindro entre cada pareja de huesos.
- 2°.-Se deforma el cilindro hasta adaptarlo a la unión (*Fig.2.8*).
- 3°.- Se realiza la resta volumétrica entre el cilindro y los huesos para obtener el volumen intermedio entre ambos huesos (*Fig.2.9*).

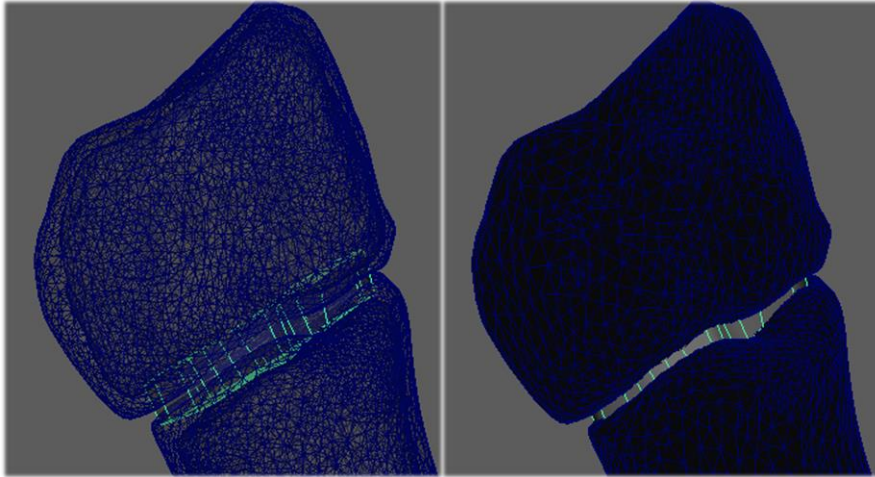


Fig.2.8: Ejemplo de reconstrucción de un cartílago en Autodesk Maya. Unión entre la 1ª cuña y el 1º metatarsiano.

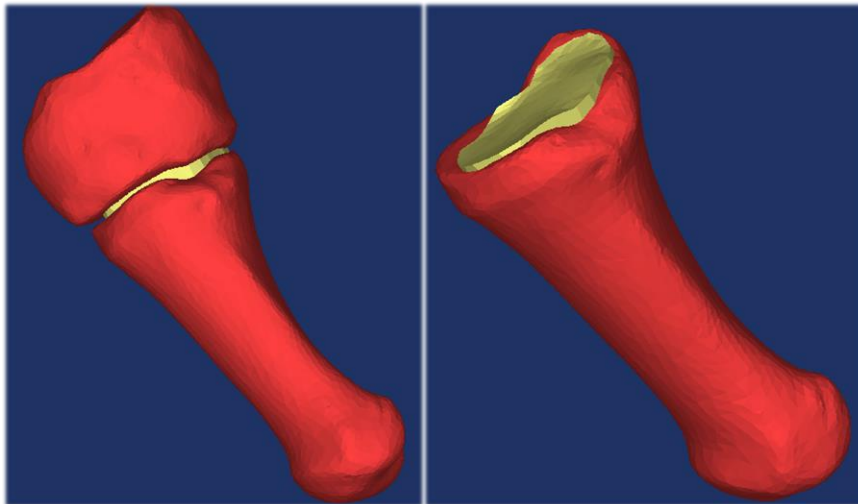


Fig.2.9: Cartílago de unión entre la 1ª cuña y el 1º metatarsiano tras la resta volumétrica.

2.1.4 Implante intramedular.

En este estudio se analizan dos tipos de implante intramedular, uno neutral (sin inclinación) y otro angulado con una inclinación de 10° (Fig.2.10). Se trata de una aleación Ni-Ti con memoria de forma (para más información sobre sus propiedades mecánicas acudir al apartado de materiales); antes de introducir el implante éste se mantiene refrigerado a 0°C (32°F) de manera que mantiene su forma estrecha y alargada (E, Fig.2.10) que facilita la inserción intramedular. Después de ser introducido en los huesos el calor del cuerpo expande el implante (F, Fig.2.10) hasta que este se adapta a la superficie interna de la parte cortical (Fig.2.12).

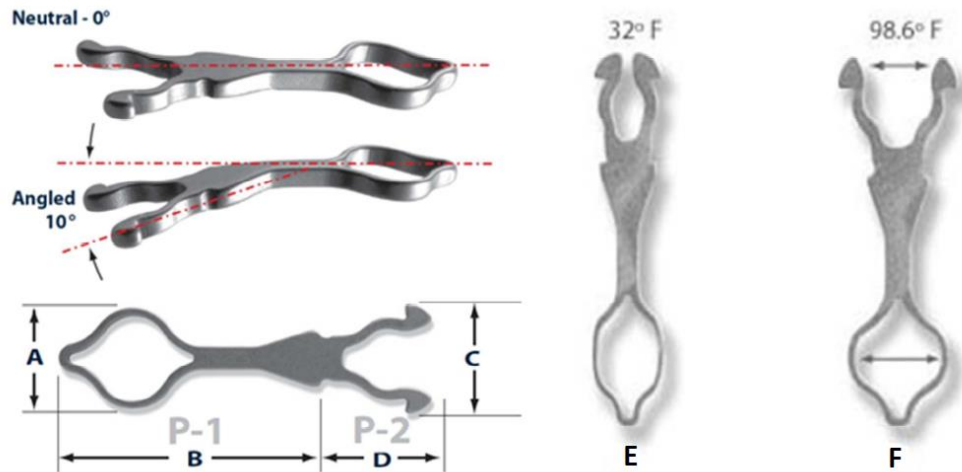


Fig.2.10: Implantes intramedulares. P-1, parte proximal del implante; P-2, parte distal del implante; A, anchura en P1; B, longitud en P1; C anchura en P2; D, longitud en P2; E, antes de la inserción el implante es enfriado por el cirujano; F, tras la inserción el calor del cuerpo expande su anchura y disminuye su longitud.

Tipo de implante	Longitud total (mm)	A (mm) (anchura en P1)	B (mm) (longitud en P1)	C (mm) (anchura en P2)	D (mm) (longitud en P2)	Espesor (mm)
Neutral	20.3	Empieza en 1.9 y se abre hasta 5.2	13.3	Empieza en 2.5 y se abre hasta 6.5	7	1.5
Angulado	21	Empieza en 1.6 y se abre hasta 4.3	14	Empieza en 2.4 y se abre hasta 6.4	7	1.5

Tabla 1: Dimensiones de los implantes. El implante angulado se encuentra menos expandido por lo que tiene más longitud y menor anchura.

Para el presente estudio se ha utilizado el implante en formato STL (geometría) del que dispone el grupo de investigación del Área de Mec. de Medios Continuos y Teor. de Estructuras de la Universidad de Zaragoza (Fig.2.11), previamente escaneado de un modelo real mediante una microtomografía computarizada. Posteriormente se ha introducido en el modelo del pie con ayuda del software *Mimics*.

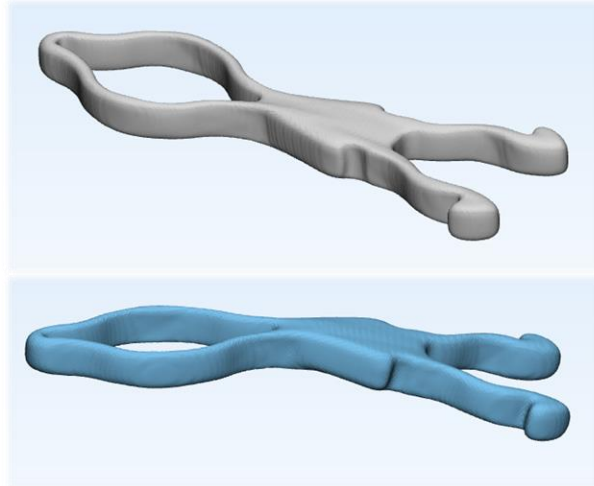


Fig.2.11: Implantes en formato STL. Implante neutral (arriba); implante angulado (abajo).

Para la colocación de los implantes en el segundo dedo se han seguido los siguientes pasos:

1°.- Se retira el cartílago de la articulación media y se juntan las falanges media y proximal (Fig.2.12).

2°.- Se posiciona el implante (en su forma expandida) en la articulación y se varia su escala hasta adaptarlo a la superficie interna del hueso cortical (Fig.2.12). La escala utilizada ha sido de 1.2.

3°.- Se realiza la resta volumétrica en el esponjoso y cortical de ambas falanges.

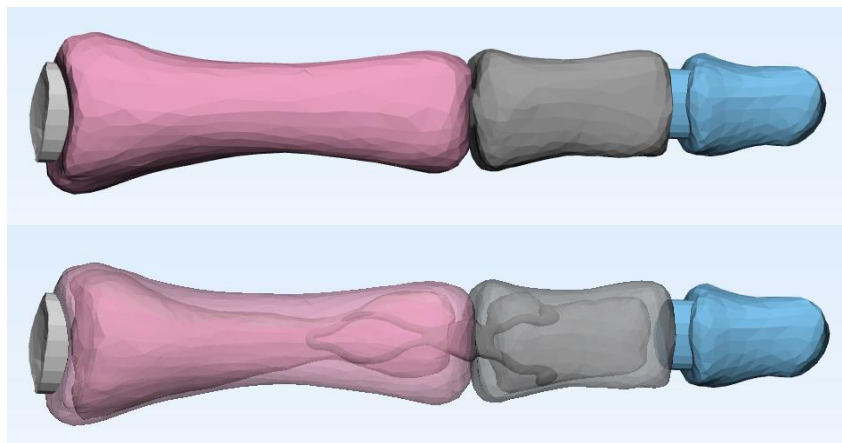
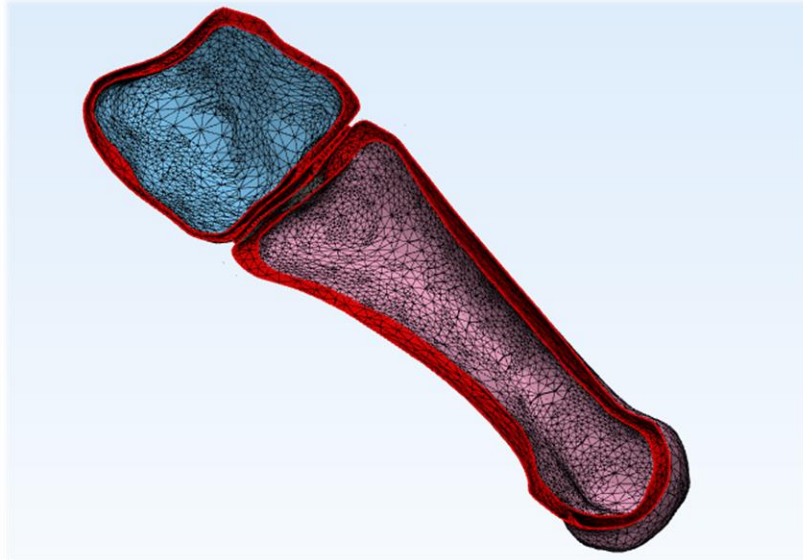


Fig.2.12: Segundo dedo con implante colocado.

2.2 Mallado volumétrico

Hasta ahora se ha trabajado únicamente con geometría en formato STL, es decir volúmenes huecos formados por una malla superficial de elementos triangulares que define su forma (*Fig.2.13*).



*Fig.2.13: Mallado geométrico del primer metatarsiano, la 1ª cuña y su cartílago de unión.
Corte longitudinal; Imagen obtenida con Materialise 3-Matic.*

El siguiente paso es realizar una malla volumétrica sobre esta geometría para posteriormente poder realizar un cálculo numérico mediante elementos finitos. Es necesario generar una malla continua para todo el modelo, es decir que exista una transición entre cortical-esponjoso y cortical-cartílago de nodos coincidentes. De esta manera se transmitirán correctamente los esfuerzos entre los distintos materiales.

Por este motivo se ha decidido utilizar el software de mallado *Ansys ICEM CFD* ya que es capaz de generar una única malla para todo el modelo de forma directa.

Para realizar el mallado volumétrico se han seguido los siguientes pasos:

1º.- Se especifican los parámetros de mallado para cada uno de los volúmenes:

- Tipo de elemento: se ha decidido utilizar elementos tetraédricos ya que se adaptan mejor a este tipo de geometría.

- Tamaño de elemento: se ha utilizado un tamaño de elemento más grueso (3 mm) para los huesos grandes donde no se van a analizar resultados; 2 mm para las falanges; 1,5 mm para las falanges del segundo dedo ya que es la zona donde se quiere analizar los resultados; 0.7 mm para los cartílagos y 0.3 mm para el implante (*Figuras 2.14 y 2.15*).

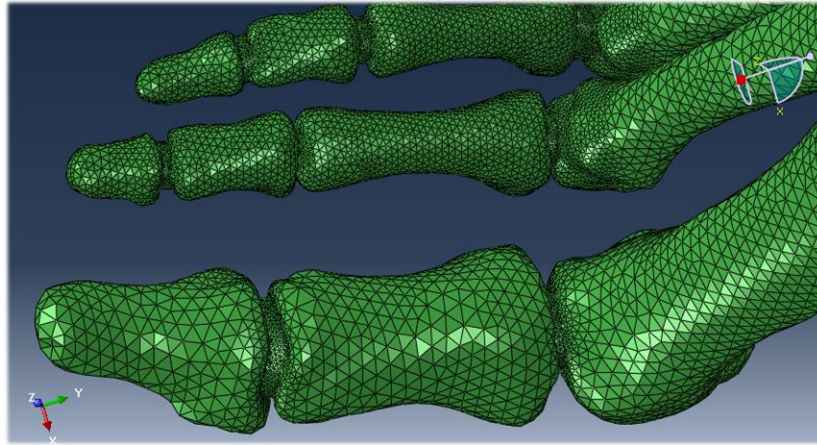


Fig.2.14: Tamaño de elementos. Puede observarse la diferencia de tamaños entre las falanges, los metatarsianos y los cartílagos.

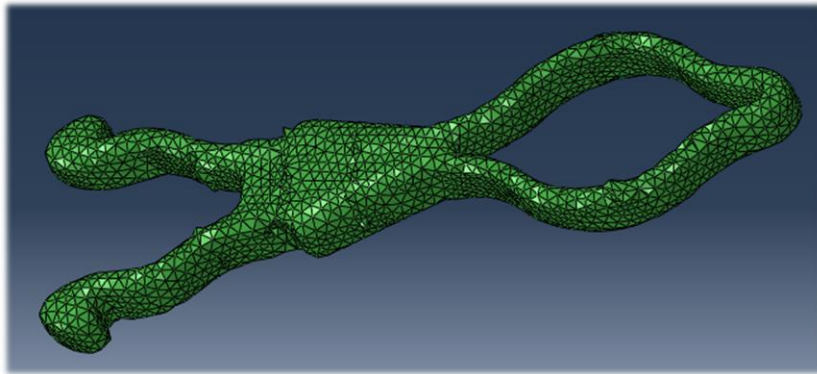


Fig.2.15: Implante neutral mallado.

-Transiciones: se ha especificado cuatro transiciones de tamaño entre los distintos volúmenes, es decir en las zonas de contacto entre volúmenes con distinto tamaño de elementos existe una transición de cuatro tamaños (Fig.2.16). De esta manera se consigue una buena transmisión de esfuerzos hueso-cartílago y también obtener un mallado mucho más fino en las zonas que rodean al implante (Fig.2.17).

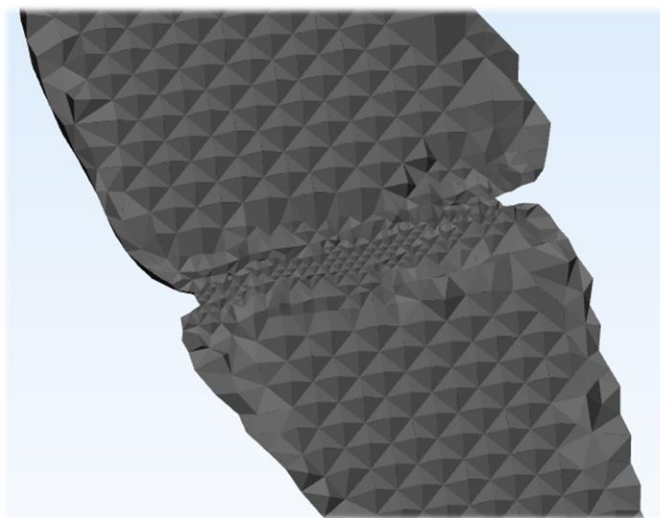


Fig.2.16: Ejemplo de transición de elementos entre el cartílago y el hueso. Corte longitudinal.

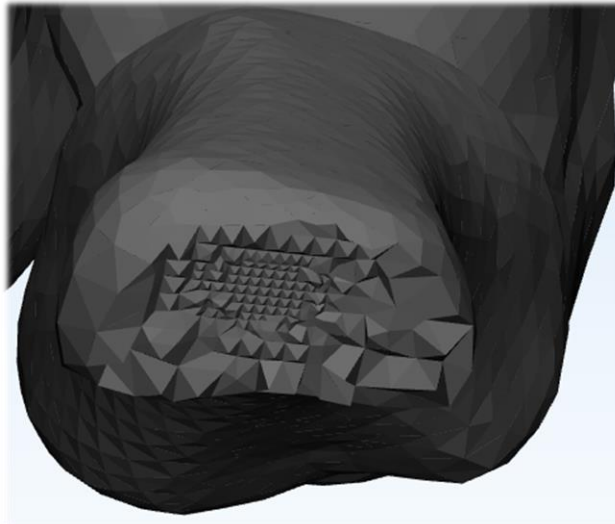


Fig.2.17: Zona cercana al implante en la falange proximal del segundo dedo. Corte transversal. Se observa como el mallado es más fino en la zona cercana al implante.

2°.- En este estudio se analizan tres casos diferentes: pie sin patología, implante neutral e implante angulado, por lo que es necesario generar distintas mallas para cada caso. Finalmente se ha decidido crear una malla común (todos los huesos menos las falanges del segundo dedo) y luego mallar por separado el segundo dedo en los tres casos. La desventaja de este procedimiento radica en que, al mallar por separado el segundo dedo, los nodos del cartílago que une la falange proximal y el metatarsiano no son coincidentes. La solución a este problema se explica en 5° paso.

3°.- Se identifican uno a uno los grupos de tetraedros que ha generado el programa y se agrupan por separado el cortical, esponjoso y los cartílagos. Estos grupos se utilizarán posteriormente para dar propiedades.

4°.- Se exportan las mallas en formato *.inp (Abaqus Input File).

5°.- Se importa en *Abaqus* el archivo *.inp. Para solucionar el problema del cartílago se ha utilizado la herramienta de *Abaqus* “merge nodes” del módulo “mesh”. Esta herramienta es capaz de unir nodos cercanos con la tolerancia que se le indique, en este caso 0.3 (unirá los nodos que se encuentren a una distancia inferior a los 0.3 mm). De esta manera unimos el cartílago al metatarsiano y la malla queda continua.

2.3 Tendones y ligamentos

En este estudio se ha decidido modelar los ligamentos y tendones mediante elementos barra 2D. Esto nos permite simular el efecto que tienen sobre el esqueleto óseo, sin embargo, los datos de tensiones y desplazamientos obtenidos en estos no tienen relevancia ya que se tratan de una simplificación.

En esta parte del modelado se ha utilizado el software *Abaqus*.

Todos los ligamentos y tendones que se han modelado están descritos en el Anexo: Anatomía del pie.

Para generar los ligamentos y tendones se han seguido los siguientes pasos:

1º.- En primer lugar, se crea el grupo de ligamentos “finos”, ligamentos con menor sección y módulo elástico. Dentro de este grupo se incluyen los ligamentos astrágalo-calcáneo interóseo, lateral y posterior, ligamento astrágalo-navicular, ligamentos cuneonavicular dorsal y plantar, ligamentos cuboideonavicular dorsal y plantar, ligamentos intercuneiformes, ligamentos tarsometatarsianos dorsales y plantares, ligamentos metatarsianos dorsales, plantares y profundos, ligamentos de la articulación metatarsofalángica y los ligamentos de las articulaciones interfalángicas (*Fig.2.18*).

Las propiedades mecánicas de los distintos grupos de ligamentos y tendones se detallan en el apartado de materiales.

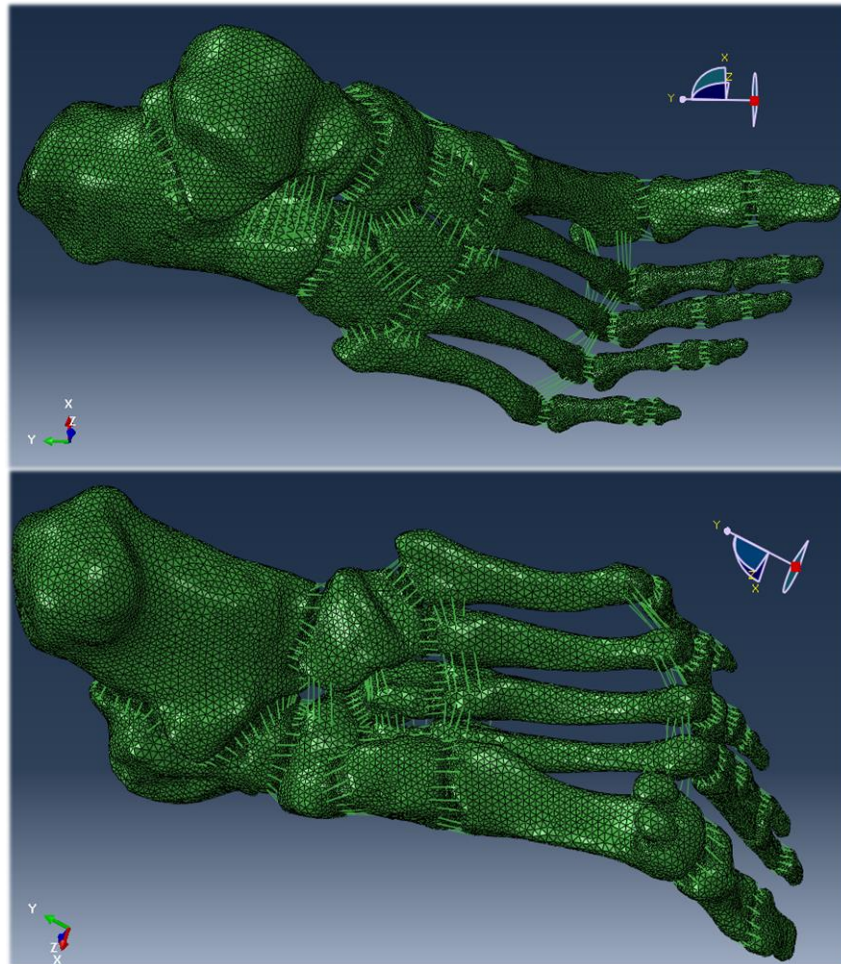


Fig.2.18: Ligamentos finos.

2º.- Se crea el grupo de ligamentos “plantares”. Estos ligamentos tienen una mayor sección y módulo elástico ya que se encargan de estabilizar el arco longitudinal del pie. Dentro de este grupo se incluyen el ligamento plantar largo, el ligamento calcáneo-navicular plantar y la fascia (*Fig.2.19*).

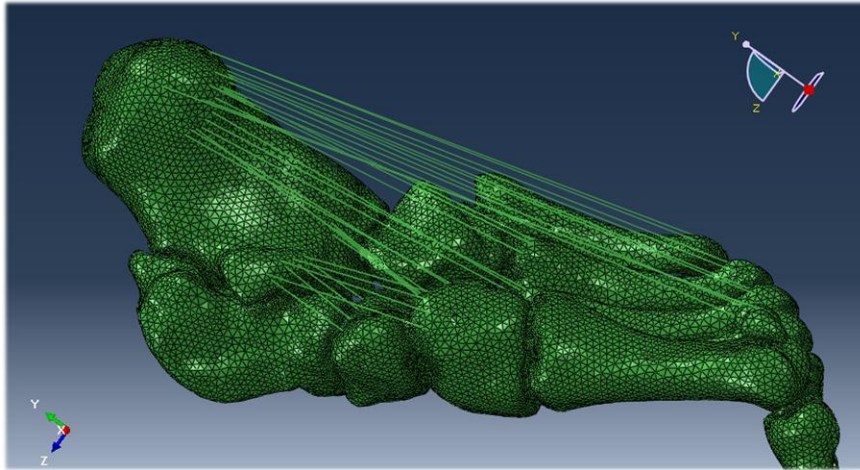


Fig.2.19: Ligamentos plantares.

3°.- Se crean los músculos flexores de los dedos, tanto el flexor corto como el largo. En este caso es necesario generar nodos en el espacio (mediante coordenadas) para posteriormente poder unirlos con elementos barra y configurar así la estructura simplificada de los flexores (Fig.2.20).

Estos son los elementos barra con mayor sección y módulo elástico.

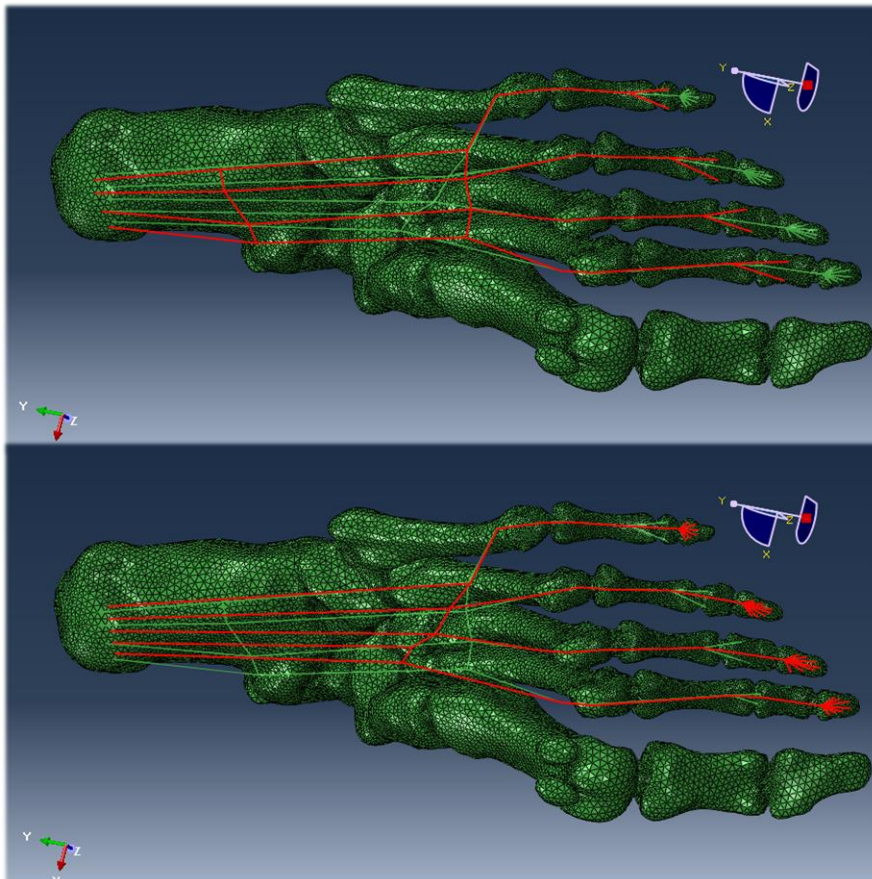


Fig.2.20: Flexores de los dedos. En la imagen superior están resaltados los flexores cortos y en la imagen inferior los largos.

4°.- Una vez concluida esta parte del modelado se exporta el archivo en formato *.inp para posteriormente poder aplicarle las propiedades de los materiales y las secciones de los ligamentos y tendones. Para facilitar esta tarea se han agrupado los ligamentos y los flexores en diferentes “sets” (grupos) de elementos.

2.4 Materiales

Para este modelo se han aplicado a los materiales las mismas propiedades mecánicas que el modelo previo con el que posteriormente se va a comparar. Estos valores se han obtenido a partir de la literatura.

2.4.1 Materiales del hueso

Como ya se ha nombrado antes, el tejido óseo ha sido modelado diferenciando el hueso cortical del esponjoso ya que de esta manera conseguimos un comportamiento mecánico más cercano a la realidad. Ambos han sido considerados como materiales homogéneos, elásticos e isotropos. El hecho de diferenciar el hueso cortical del esponjoso supone un avance considerable en esta línea de investigación ya que la mayoría de estudios previos utilizan unas propiedades promedio para todo el volumen óseo (Cheung et al. 2005; Gefen, 2002; Gefen, 2003). Las propiedades mecánicas asociadas a cada parte del hueso son las siguientes (Gómez-Benito et al. 2007):

-Hueso cortical: Módulo Elástico de 17000 MPa y coeficiente de Poisson de 0.3.

-Hueso esponjoso: Módulo Elástico de 700 MPa y coeficiente de Poisson de 0.3.

Para más información sobre la función y localización del cortical y esponjoso ver el Anexo: Anatomía del pie.

2.4.2 Material del cartílago

El material asignado al cartílago también se ha considerado homogéneo, elástico e isotropo, con un módulo Elástico de 10 MPa y un coeficiente de Poisson de 0.4 (Gefen, 2002).

2.4.3 Materiales de los ligamentos

Como ya se ha nombrado anteriormente se distinguen dos grupos de ligamentos, en cuanto a propiedades mecánicas se refiere (Cheung et al. 2005):

-Ligamentos finos: Módulo Elástico de 260 MPa, coeficiente de Poisson de 0.3 y sección de 0.12 mm de radio.

-Ligamentos plantares: Módulo Elástico de 350 MPa, coeficiente de Poisson de 0.3 y sección de 1.53 mm de radio.

2.4.4 Material de los músculos flexores

Se han modelado con módulo Elástico de 450 MPa, coeficiente de Poisson de 0.3 y sección de 2 mm de radio (García-Aznar et al. 2009).

2.4.5 Material del implante

Se trata de una aleación Ni-Ti con memoria de forma; módulo Elástico de 110000 MPa, coeficiente de Poisson de 0.33 y límite elástico de 430 MPa. (Breme y Biehl, 1998; VanHumbecck y Stalmans, 1998)

2.5 Cargas y condiciones de apoyo

Durante la marcha las cargas sobre el pie no son constantes, sino que cambian de valor, dirección y punto de aplicación. Por lo tanto, es necesario dividir el ciclo de caminar en diferentes fases. Según estudios como Gefen et al. 2000 el ciclo de caminar se divide en seis subfases (Fig.2.21): *Initial-Contact*, *Heel-Strike*, *Midstance*, *Forefoot-Contact*, *Push-Off* y *Toeoff*.

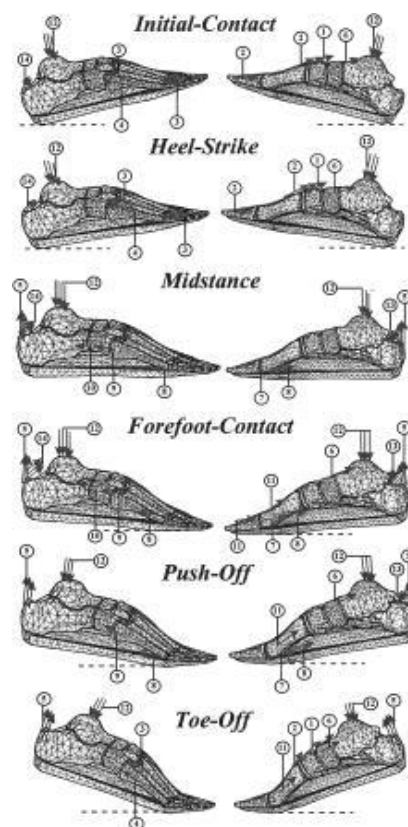


Fig.2.21: Subfases de la marcha.

En este estudio se analiza la subfase *Toe-Off* (flexión plantar) ya que es la situación de la marcha en que las falanges sufren mayor esfuerzo debido a que son el único punto de apoyo. Por lo tanto, para un paciente que ha sido intervenido con una cirugía de artrodesis para corregir la patología del dedo en garra, ésta sería la situación más desfavorable.

2.5.1 Condiciones de contorno

Cuando el pie se encuentra en situación de flexión plantar, a punto de despegar del suelo, los únicos puntos de apoyo del pie son los dedos. Se ha considerado la base de las tres primeras falanges proximales como un empotramiento, acercándose al comportamiento real dónde la fricción entre las falanges y el calzado evita que el pie deslice. Se ha impedido también el movimiento vertical en las puntas de los dedos, permitiendo que deslicen en el plano transversal (horizontal). (García-González et al. 2009). Los nodos seleccionados para estas condiciones de contorno se muestran en la figura 2.22.

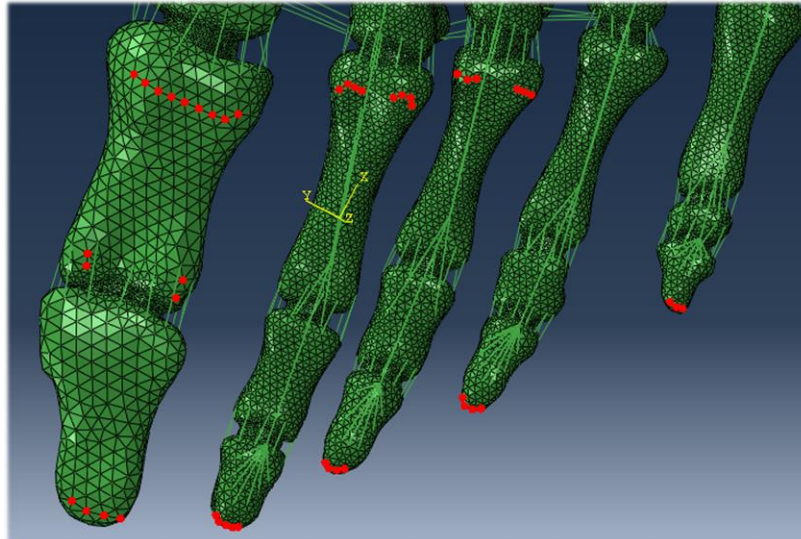


Fig.2.22: Nodos seleccionados para las condiciones de contorno en las falanges. Vista plantar.

En esta fase de la marcha el talón de Aquiles es el tendón que genera mayor reacción al peso corporal; se encarga de mantener fija la zona posterior del pie. Se ha considerado la inserción de este tendón sobre el calcáneo como un empotramiento (Fig.2.23). (García-González et al. 2009)

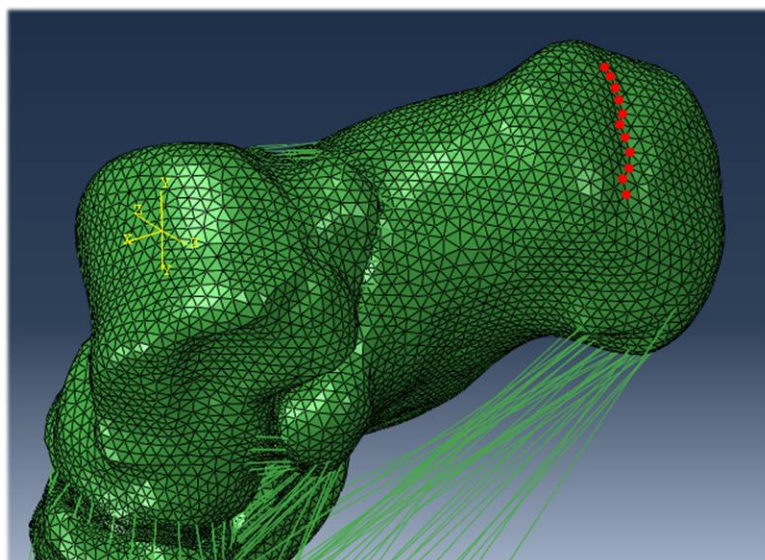


Fig.2.23: Nodos seleccionados para la inserción del tendón de Aquiles en el calcáneo.

Respecto a los flexores de los dedos se ha impedido su movimiento en la dirección lateral-medial y se ha especificado una condición de contacto sin fricción entre éstos y los huesos cercanos. De esta manera se consigue que, al pretensar los flexores, éstos deslicen sobre las falanges y metatarsianos acercándose al comportamiento real.

2.5.2 Cargas

El peso del cuerpo se transmite al astrágalo a través de la tibia y el peroné. Por lo tanto, la carga sobre el astrágalo se aplica en las dos superficies de contacto con estos huesos (*Fig.2.24*).

Cuando el pie está a punto de despegar del suelo, aparte de soportar el peso corporal, también se encarga de acelerar el cuerpo hacia arriba por lo que aparecen fuerzas de inercia que aumentan la carga sobre el astrágalo. Según estudios como Gefen, 2002; Seireg et al. 1975; Kitaoka et al. 1997 esta fuerza equivale a 3 veces el peso corporal en la dirección perpendicular al hueso y 0.2 veces en la dirección tangencial. En el presente trabajo se estudia el pie de un paciente de 80 Kg por lo que la fuerza normal aplicada es de 2354.4 N y la tangencial de 117.7 N. La carga se ha dividido uniformemente entre cada uno de los nodos que conforman la superficie de contacto (*Fig.2.24*).

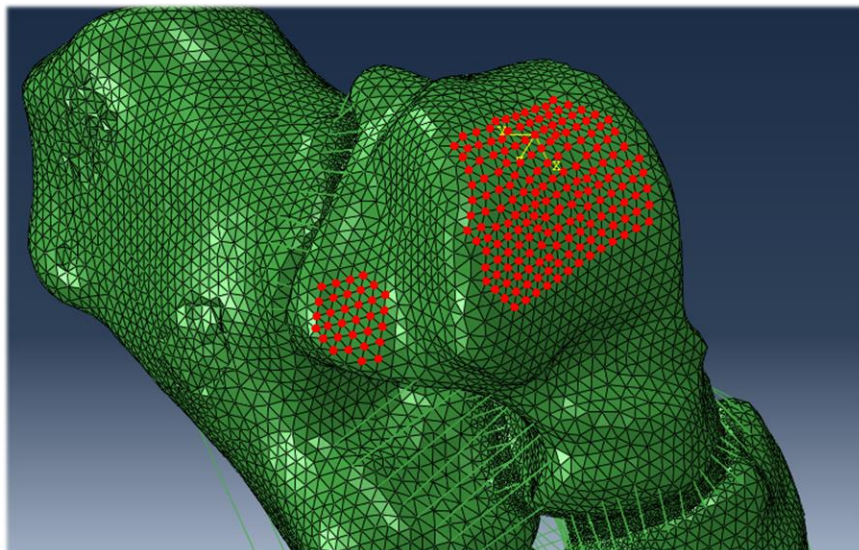


Fig.2.24: Nodos seleccionados para aplicar la carga sobre el astrágalo.

También se ha considerado el efecto que producen los flexores de los dedos. En la situación de estudio los flexores se encuentran estirados un 2%, lo que equivale, atendiendo a su sección y módulo elástico, a una pretensión de 22 N. (García-González et al. 2009).

Capítulo 3

Resultados

3.1 Casos analizados

En este trabajo se analizan los resultados correspondientes a tres casos distintos: pie sin cirugía, artrodesis con implante neutral y artrodesis con implante angulado. De esta manera se tendrá una idea de la influencia que tiene añadir un implante intramedular para corregir la patología del dedo en garra, comparando los resultados de tensiones y desplazamientos con los obtenidos en el modelo de pie sano. También se comparan los resultados obtenidos para los dos tipos de implante, pudiendo realizar así una comparativa entre ambos casos y razonar las ventajas y desventajas de cada una de estas alternativas. Todos los resultados de tensiones y desplazamientos se comparan con los correspondientes al modelo anterior del que dispone el grupo de investigación, permitiendo así estudiar si existe discrepancia de resultados entre ambos modelos.

3.2 Tensiones

3.2.1 Tensiones en los huesos

En primer lugar, se comparan los resultados de tensión del modelo actual con los obtenidos en el modelo anterior. Se han estudiado los valores de tensión principal máxima y mínima ya que corresponden, “en general”, con los valores máximos de tracción y compresión respectivamente. En ambos casos se han obtenido esfuerzos de tracción en la zona dorsal de las falanges (*tabla 2, Fig.3.3*) y esfuerzos de compresión en la zona plantar (*tabla 3, Fig.3.3*), es decir, las falanges se encuentran sometidas a flexión.

Modelo	Tensión principal máxima (MPa) Pie sano	Tensión principal máxima (MPa) Implante neutral	Tensión principal máxima (MPa) Implante angulado
Modelo actual (proximal/media/distal)	3.4/1/7	23/9/4	21/7/10
Modelo anterior (proximal/media/distal)	70/30/7	42/28/5	120/116/5

Tabla 2: Comparación entre los máximos valores de tensión principal máxima obtenidos en la zona dorsal de las falanges del segundo dedo.

Modelo	Tensión principal mínima (MPa) Pie sano	Tensión principal mínima (MPa) Implante neutral	Tensión principal mínima (MPa) Implante angulado
Modelo actual (proximal/media/distal)	5/6/9	22/11/7	21/11/7
Modelo anterior (proximal/media/distal)	182/30/18	110/76/15	36/102/40

Tabla 3: Comparación entre los máximos valores de tensión principal mínima obtenidos en la zona plantar de las falanges del segundo dedo.

Como se puede ver en las tablas 2 y 3 existe una discrepancia de resultados considerable entre ambos modelos. Es cierto que la morfología del pie es distinta en ambos casos ya que se trata de pacientes distintos, sin embargo, la principal causa de esta discrepancia radica en las técnicas de modelado utilizadas. En el modelo anterior, al no tener suficiente información sobre las falanges en la tomografía, no fue posible distinguir correctamente el hueso cortical del hueso esponjoso y se decidió asignar la capa superficial de elementos tetraédricos a la parte cortical y el resto a la parte esponjosa (Fig.3.1). Sin embargo, en el modelo actual, al tener una tomografía con mejor definición (292 tacs frente a 93), ha sido posible realizar una segmentación más precisa de las falanges, distinguiendo correctamente la capa cortical del hueso esponjoso (Fig.3.1). Al tener una capa de cortical más gruesa y mejor definida las tensiones se reparten de manera más uniforme por todo el volumen, razón por la cual se obtienen valores inferiores a los del modelo previo. Este razonamiento puede tener una aplicación clínica. En pacientes con enfermedades degenerativas de los huesos la capa cortical se ve afectada y su espesor disminuye hasta prácticamente desaparecer; en estos casos no se recomendaría este tipo de intervención ya que el riesgo de fractura ósea se elevaría notablemente con un implante intramedular.

Otra diferencia importante entre los modelos es el tamaño de la malla de los cartílagos (Fig.3.2). En el modelo anterior se unieron los huesos creando manualmente elementos tetraédricos mientras que en el actual se ha optado por trabajar con volúmenes geométricos que posteriormente se han mallado con un tamaño de elementos más fino. De esta manera se ha conseguido una mejor transmisión de esfuerzos ya que se trata de zonas donde los gradientes de tensiones son altos.

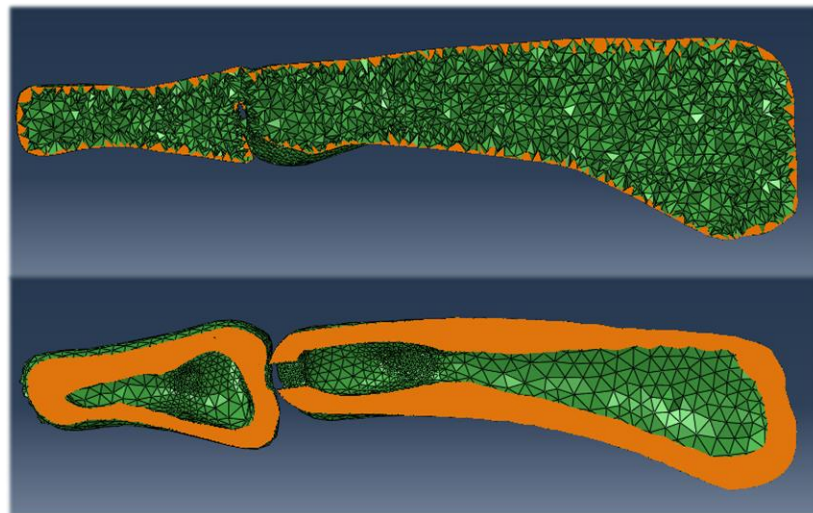


Fig.3.1: *Comparación de la capa cortical de las falanges entre el modelo anterior y el actual. La capa cortical se encuentra resaltada en color naranja; modelo anterior (arriba); modelo actual (abajo).*

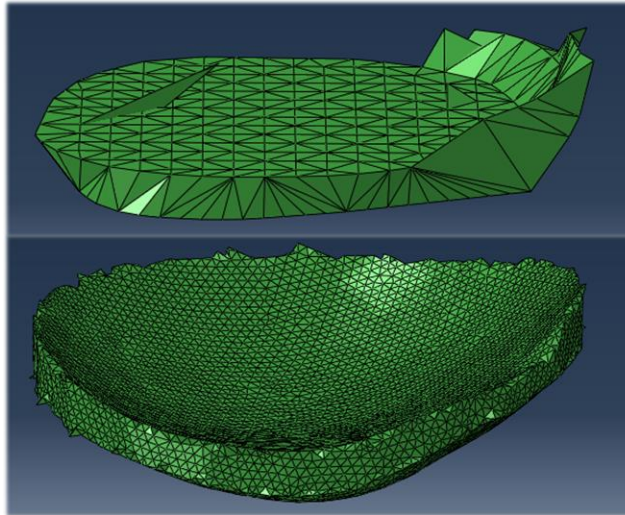


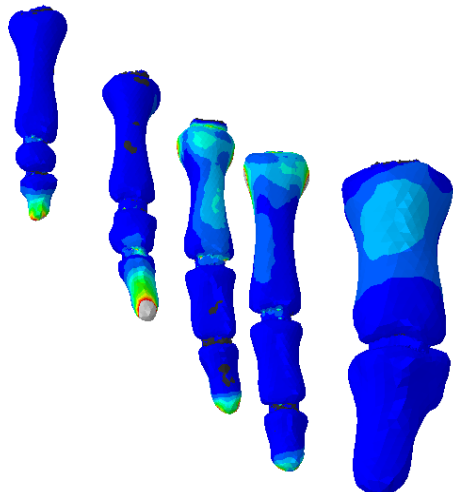
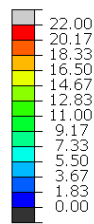
Fig.3.2: *Comparación de cartílagos entre ambos modelos. Puede observarse la diferencia en el tamaño de elementos; modelo anterior (arriba); modelo actual (abajo).*

A continuación, se comparan los resultados obtenidos en los tres casos de estudio: pie sano, implante neutral e implante angulado.

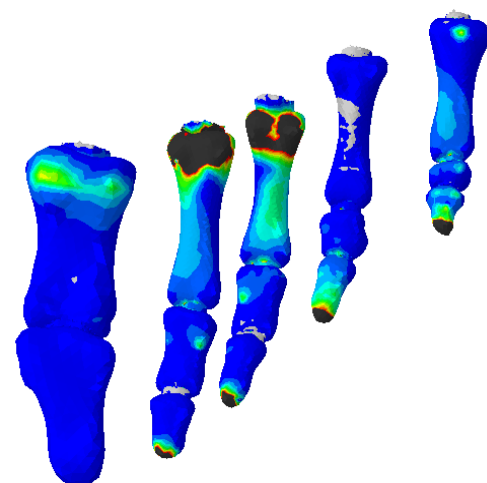
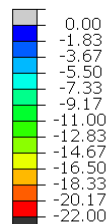
Como era de esperar, en los dos casos con implante intramedular, las tensiones que se generan en las falanges del segundo dedo son mayores (*tablas 2 y 3 y Fig.3.3*). Esto se debe a que, al impedir el movimiento de flexión de la articulación, el dedo se vuelve más rígido y esto se traduce en un incremento de tensión. Por ejemplo, en la falange proximal se ha producido un aumento de tensión en la zona dorsal de 19.6 MPa (de 3.4 a 23 MPa) con el implante neutral y de 17.6 MPa con el implante angulado (de 3.4 a 21 MPa). Lo mismo ocurre con las tensiones de la zona plantar.

Pie sano

S, Max. Principal
(Avg: 75%)

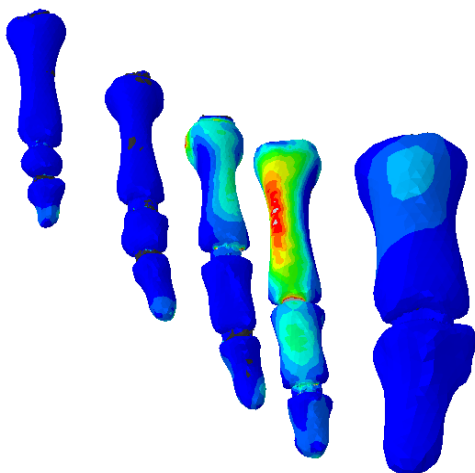
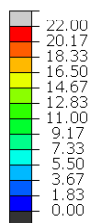


S, Min. Principal
(Avg: 75%)

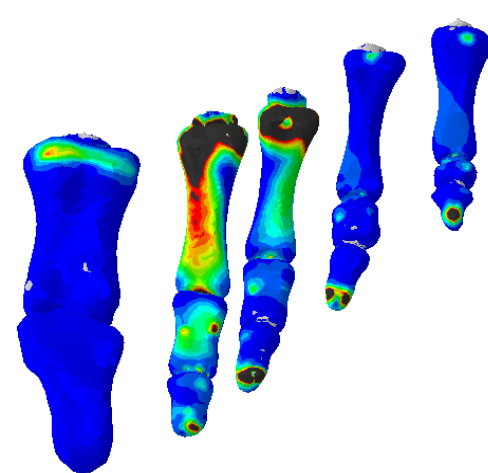
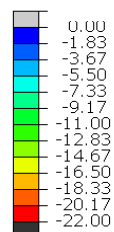


Implante neutral

S, Max. Principal
(Avg: 75%)

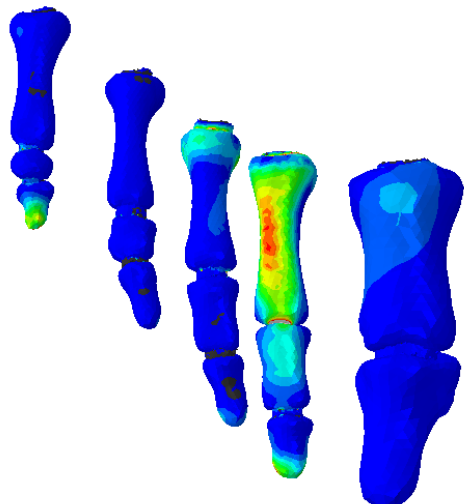
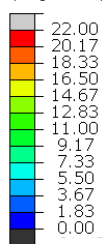


S, Min. Principal
(Avg: 75%)



Implante angulado

S, Max. Principal
(Avg: 75%)



S, Min. Principal
(Avg: 75%)

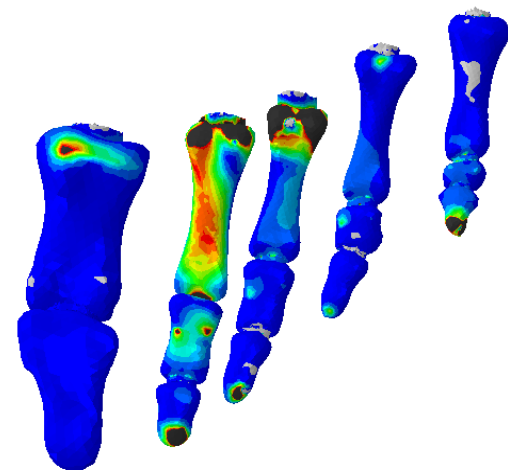
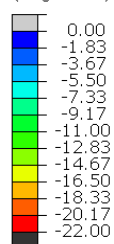


Fig.3.3: Tensiones en los dedos. Tensión principal máxima en la zona dorsal (izquierda); tensión principal mínima en la zona plantar (derecha). Los valores de tensión en los apoyos (zonas negras) se desprecian ya que en la realidad el tejido blando que rodea al hueso transmite de forma más suave los esfuerzos del suelo.

También se ha estudiado en más detalle la zona de la articulación cercana al implante. Se trata de una zona crítica ya que, al estar el hueso cortical en contacto con el implante, se concentran tensiones de valores muy superiores a los obtenidos en el resto de la falange (tabla 4, Fig.3.4). Por ejemplo, en el caso de implante neutral se ha obtenido una tensión normal máxima en la falange proximal de 80 MPa (frente a los 23 MPa de la zona dorsal). En el caso de implante angulado la tensión obtenida ha sido de 55 MPa (frente a los 22 MPa de la zona dorsal). El hecho de obtener valores de tensión más bajos con el implante angulado puede deberse a que, debido a su forma, se adapta mejor a la posición natural de las falanges; el implante neutral obliga a las falanges a estar totalmente extendidas. En el modelo anterior ocurre lo contrario, el implante angulado genera más tensiones en los huesos (tabla 2).

Tensiones en la zona cercana al implante	Implante neutral Falange proximal / Falange media	Implante angulado Falange proximal / Falange media
Tensión principal máxima (MPa)	80/85	55/70
Tensión principal mínima (MPa)	55/85	60/65

Tabla 4: Valores de tensiones obtenidos en la zona de la articulación cercana al implante.
Para una visión más detallada sobre la distribución de esfuerzos en esta zona acudir a la Fig.3.4.

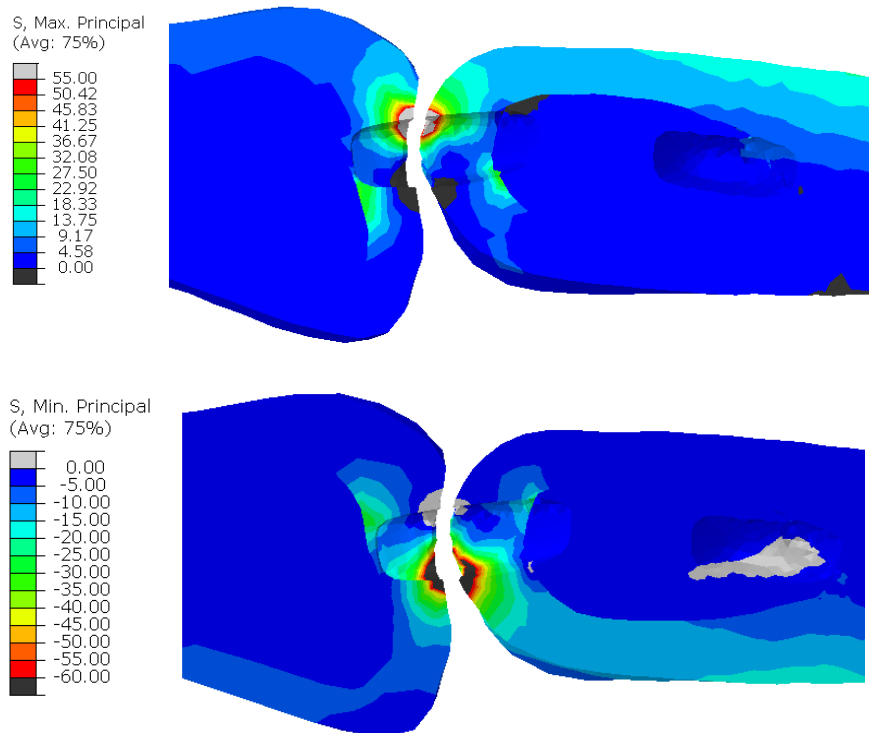


Fig.3.4: Mapa de tensiones en la articulación media del segundo dedo con implante angulado. Corte longitudinal e implante retirado. Tracción (arriba); compresión (abajo). Puede observarse también que el hueso cortical se carga más que el esponjoso debido a que es más rígido.

3.2.2 Tensiones en los implantes

En el caso de los implantes se ha estudiado la tensión equivalente de Von Mises ya que, al tratarse de una aleación metálica, estos resultados sirven para valorar si hay riesgo de que el material plastifique.

Modelo	Tensión de VM (MPa) Implante neutral	Tensión de VM (MPa) Implante angulado
Modelo actual	240	280
Modelo anterior	72	237

Tabla 5: Tensión máxima de VM obtenida en los implantes. Para ver la zona del implante donde se localizan estos valores de tensión acudir a la Fig.3.5.

Como puede observarse en la tabla 5 los valores de tensión obtenidos en el modelo actual son superiores a los del modelo anterior, esto puede deberse a muchos factores: peso del paciente (80Kg frente a 60Kg), dimensiones y situación del implante, forma de las falanges etc.

Si se comparan los dos tipos de implante se observa que en ambos modelos se generan más tensiones en el implante angulado. En el modelo actual se produce un aumento de 40 MPa (de 240 a 280 MPa) y en el modelo anterior de 165 MPa (de 72 a 237 MPa). Este incremento se debe a la forma del implante, al estar angulado se generan concentraciones de tensiones en la cara inferior (Fig.3.5). El margen de seguridad respecto al límite elástico (430 MPa) es alto, sin embargo, al tratarse de una situación cíclica podría darse en el futuro un fallo por fatiga.

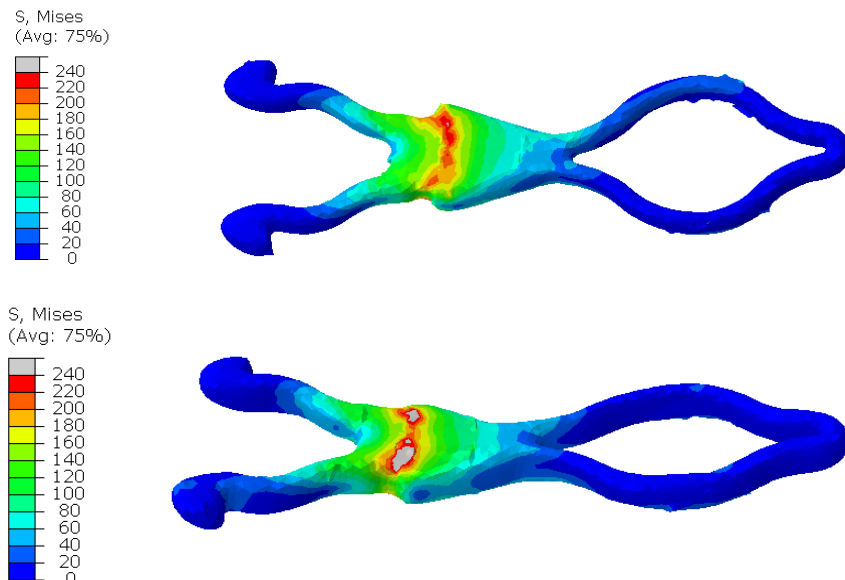


Fig.3.5: Mapa de tensión de VM en los implantes. Implante neutral (arriba); implante angulado (abajo).

3.3 Desplazamientos

Este apartado se centra en los desplazamientos producidos en la zona correspondiente a la articulación media del segundo dedo, ya que es la articulación donde se encuentra el implante. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 6. En la figura 3.7 se muestra el mapa de desplazamientos verticales en la configuración deformada, donde se puede ver todo el conjunto de falanges.

Modelo	Pie sano U1/U2/U3/Ut (mm)	Implante neutral U1/U2/U3/Ut (mm)	Implante angulado U1/U2/U3/Ut (mm)
Modelo actual	0.5/2.7/2/3.2	0.14/1.7/1.4/2.8	0.05/0.7/0.7/1
Modelo anterior	2.82/0.18/6.84/7.41	0.7/0.21/0.79/0.92	1.77/0.14/2.18/2.37

Tabla 6: Máximos desplazamientos en la articulación media del segundo dedo. U1, desplazamiento lateral-medial; U2, desplazamiento anteroposterior; U3, desplazamiento vertical; Ut, vector total de desplazamiento.

Como puede verse en la tabla 6 los desplazamientos de la articulación se reducen notablemente con la artrodesis, tanto en el modelo actual como en el modelo anterior. El implante intramedular impide totalmente el movimiento de flexión de la articulación. Sin embargo, en el presente estudio se ha obtenido una reducción mayor de los desplazamientos en el caso de implante angulado, al contrario que en el estudio previo. Por ejemplo, en el caso de implante neutral se ha reducido el desplazamiento vertical en 0.6 mm (de 2 a 1.4 mm) y en el implante angulado se ha reducido 1.3 mm (de 2 a 0.7).

En la siguiente figura (Fig.3.6) se muestra la configuración deformada superpuesta a la indeformada, de esta manera se aprecia como la articulación intervenida se desplaza menos que el resto.

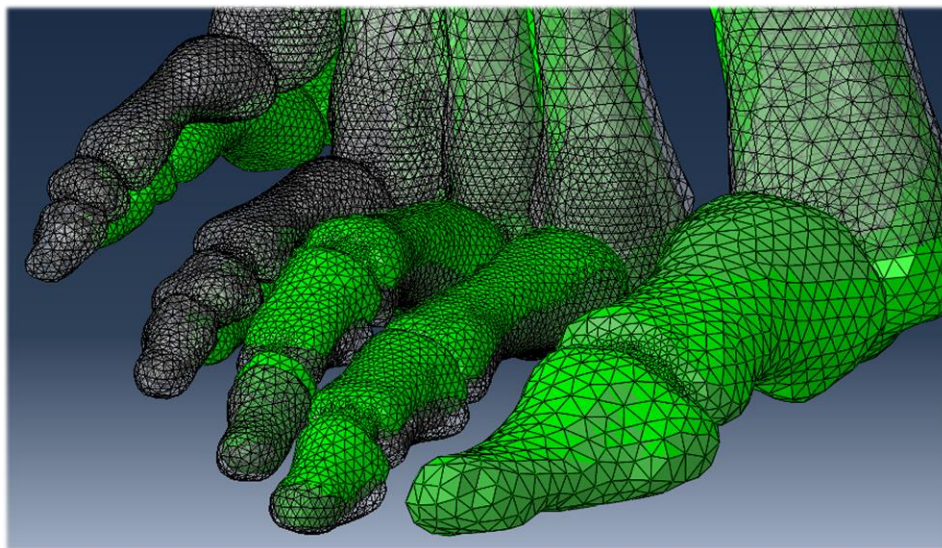


Fig.3.6: Superposición de la deformada e indeformada en el caso de implante neutral. Deformada (verde); indeformada (gris).

Pie sano

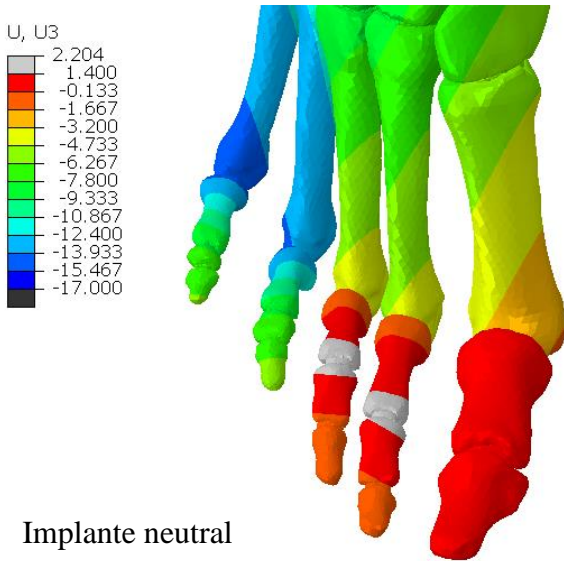
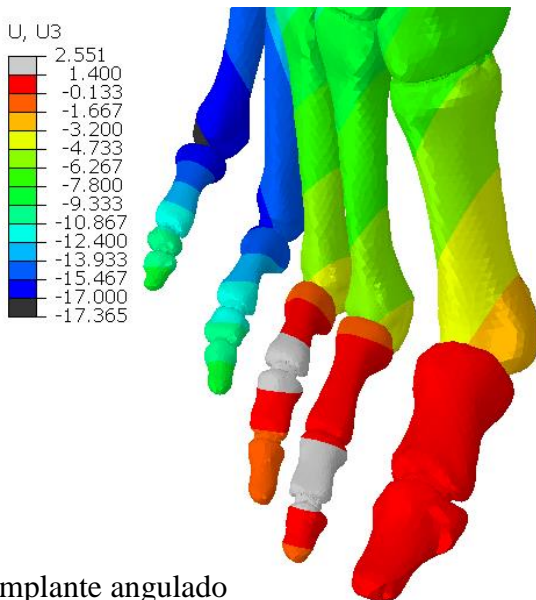
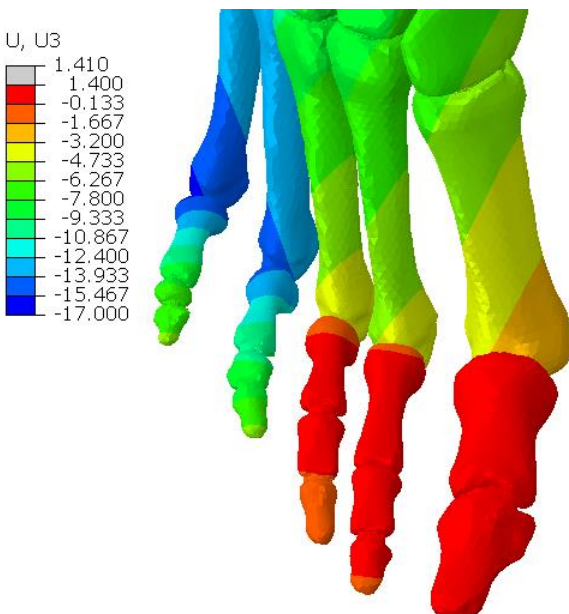


Fig.3.7: Mapa de desplazamiento vertical (mm) en los tres casos de estudio. Pie sin cirugía (arriba); implante neutral (en medio); implante angulado (abajo). En el pie sano el desplazamiento máximo del segundo dedo se da en la articulación media ya que es la articulación con más movimiento. En el caso de implante neutral, al fijar esta zona el desplazamiento máximo se traslada a la articulación anterior. También puede observarse que en el caso de implante neutral se producen más desplazamientos que en el angulado.

Implante neutral



Implante angulado



Capítulo 4

Conclusiones

La patología del dedo en garra puede ser tratada de forma pasiva o mediante diferentes intervenciones quirúrgicas. El presente estudio se centra en la cirugía más común de todas, la artrodesis. Se estudian los efectos que produce añadir dos tipos de implante intramedular, uno neutral y otro angulado, en la articulación media del segundo dedo.

Para lograrlo se ha realizado un modelo de elementos finitos del pie humano, obtenido a partir de la tomografía computarizada de un paciente. En primer lugar, se ha realizado la segmentación de cada uno de los 28 huesos que conforman el pie humano, distinguiendo en cada uno la parte cortical de la parte esponjosa. Una vez generados los volúmenes 3D de los huesos se han creado los cartílagos de unión, responsables de transmitir los esfuerzos entre los huesos. A continuación, se han introducido los implantes al modelo y se ha realizado un mallado volumétrico, permitiendo así el posterior cálculo numérico mediante elementos finitos. Una vez que se ha obtenido la malla de elementos tetraédricos el siguiente paso es colocar los ligamentos y tendones, los cuales se han simplificado mediante elementos barra 2D. Por último, se aplican las cargas y condiciones de contorno y se lanzan a calcular cada uno de los tres casos de estudio: pie sano, implante neutral e implante angulado, para posteriormente comparar los resultados obtenidos en cada uno de ellos.

En cuanto a la comparativa entre las dos alternativas de implante, se puede decir que ambos corrigen de forma eficaz la patología del dedo en garra. En los dos casos se consigue fijar la articulación y mantenerla en su forma extendida. Los resultados de desplazamientos demuestran este hecho, los valores obtenidos en la zona de la articulación son menores que en el caso de pie sano ya que el movimiento de flexión de esta articulación queda totalmente impedido. En base a los resultados de tensiones obtenidos en cada caso, se puede concluir que el implante angulado se adapta mejor a la articulación ya que genera menos tensiones en las falanges. Sin embargo, debido a su forma se concentran tensiones en la cara inferior de éste, aumentando considerablemente el riesgo de rotura. Por lo tanto, se recomienda el uso de implante neutral ya que, aunque las tensiones obtenidas en los huesos son algo superiores, se reduce notablemente el riesgo de rotura del implante respecto al caso angulado, evitando así las complicaciones futuras que esto conllevaría sobre el paciente.

Atendiendo a los resultados de tensiones obtenidos en la zona de la articulación media que rodea al implante, se puede ver que se trata de una zona crítica. El hueso cortical es mucho más rígido que el esponjoso por lo que al entrar en contacto directo con el implante se concentran tensiones de valores muy superiores a los obtenidos en el resto de la falange. Por lo tanto, en base a estos resultados, una recomendación podría ser realizar una incisión más grande, evitando así el contacto directo entre hueso cortical e implante.

A la vista de los resultados obtenidos se puede concluir que existe amplia discrepancia de resultados entre el modelo anterior y el actual, debido sobre todo a las técnicas de modelado utilizadas en cada uno de ellos. La causa principal de esta discrepancia ha sido el espesor y calidad de la capa cortical de las falanges. En el modelo anterior al tener una capa de cortical tan fina ésta no es capaz de distribuir bien los esfuerzos por todo su

volumen y como consecuencia se generan concentraciones de tensiones en la superficie, de valores muy superiores a los obtenidos en el presente estudio. Debido a esto, basándose en los resultados del cálculo numérico, no se recomienda el uso de implantes intramedulares en el caso de pacientes con alguna enfermedad degenerativa de los huesos ya que, al verse afectado el espesor y resistencia de la capa cortical, el riesgo de rotura de las falanges sería demasiado elevado. Por lo tanto, en este estudio se ha confirmado la importancia que tiene realizar una buena segmentación entre hueso cortical y esponjoso para obtener unos resultados de tensiones más cercanos a la realidad.

Anexo: Anatomía del pie

1. Huesos

1.1 Esqueleto del pie

El esqueleto del pie humano consta de 28 huesos (Fig.1): catorce falanges, cinco metatarsianos, siete tarsos y dos huesos sesamoideos. El pie puede dividirse en tres regiones (Fig.2):

-Pie anterior: está formado por 14 falanges y 5 metatarsianos. Los metatarsianos sirven de puente entre el pie medio y las falanges.

-Pie medio: está constituido por 5 tarsos: escafoides o hueso navicular, cuboides y las tres cuñas o huesos cuneiformes.

-Pie posterior: esta región es la que conecta el pie con los dos huesos largos de la pierna (tibia y peroné) y está formada por los dos tarsos restantes, el calcáneo y el astrágalo.

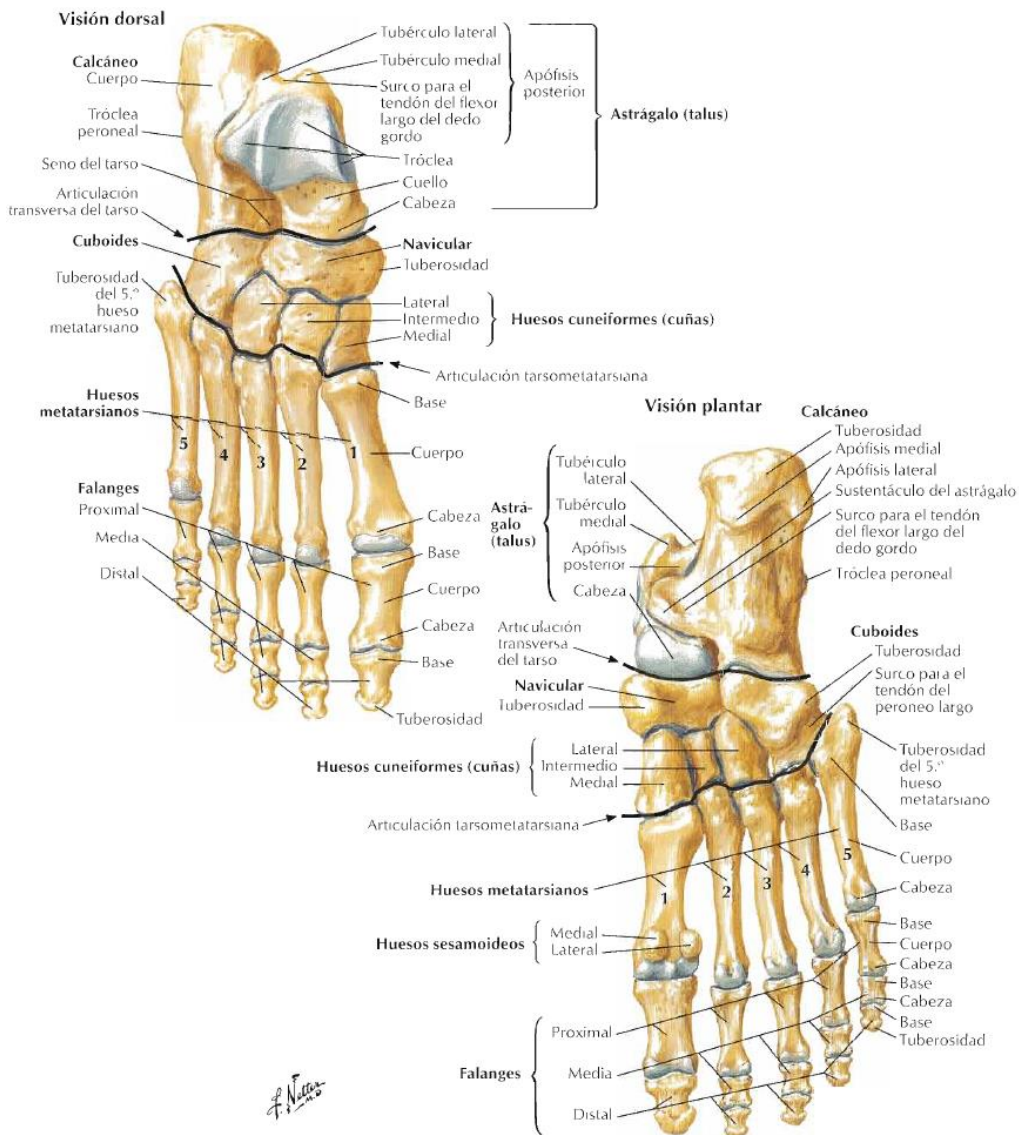


Fig.1: Esqueleto del pie humano. Visión dorsal y visión plantar.

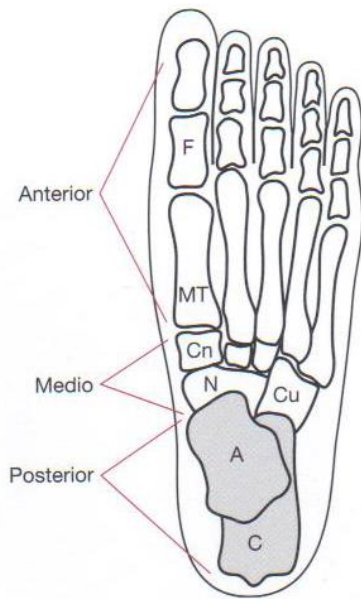


Fig.2: Regiones del pie. F, falanges; MT, metatarsianos; Cn, cuñas; N, escafoides o navicular; Cu, cuboides; A, astrágalo; C calcáneo.

1.2 Hueso cortical y hueso esponjoso

Desde un punto de vista macroscópico cada hueso se divide en dos zonas con propiedades distintas: el hueso cortical y el hueso esponjoso.

El hueso cortical o compacto es la parte más densa debido a su baja porosidad. Es adecuado para resistir esfuerzos de flexión por lo que predomina en el cuerpo de los metatarsianos y falanges.

El hueso esponjoso es la parte más porosa; su estructura trabecular le confiere una baja densidad y un bajo módulo elástico. Es adecuado para resistir esfuerzos de compresión por lo que se encuentra principalmente en la cabeza y base de metatarsianos y falanges, y en huesos que principalmente sufren esfuerzos de compresión debido a su geometría: calcáneo, astrágalo, cuboides, escafoides y cuñas.

2. Movimientos del pie

Para describir de forma clara los movimientos del pie se utilizan los planos anatómicos del cuerpo humano (Fig.3):

- Plano Sagital: divide el cuerpo en mitad derecha e izquierda.
- Plano Frontal: divide el cuerpo en mitad anterior y posterior.
- Plano Transverso: divide el cuerpo en mitad superior e inferior.

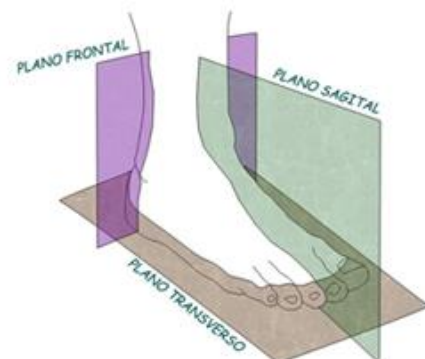


Fig.3: Planos anatómicos del cuerpo humano. Plano frontal; plano sagital y plano transverso.

Existen seis movimientos diferentes del pie (*Fig.4*):

En el plano sagital:

- Flexión dorsal: flexión del pie hacia arriba
- Flexión plantar: flexión del pie hacia abajo

En el plano frontal:

- Pronación: movimiento de la suela del pie hacia afuera
- Supinación: movimiento de la suela del pie hacia dentro

En el plano transverso:

- Aducción: movimiento de la zona anterior del pie hacia dentro.
- Abducción: movimiento de la zona anterior del pie hacia fuera.

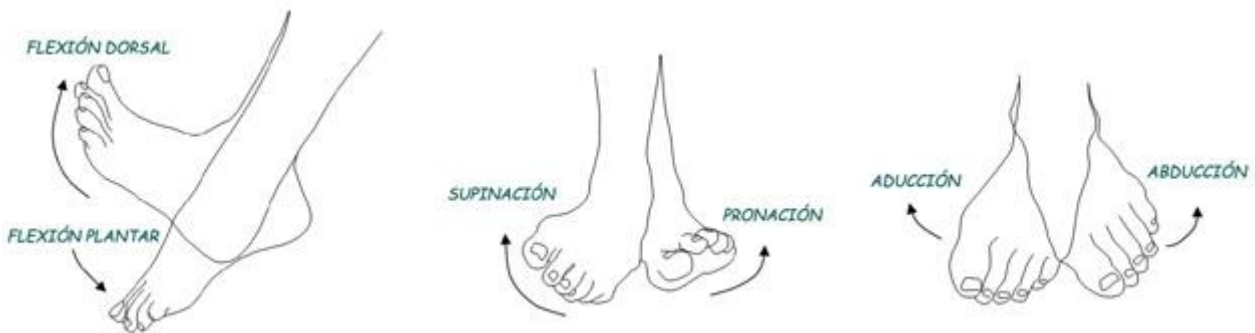


Fig.4: Movimientos del pie.

3. Articulaciones

3.1 Cartílagos

En una articulación los huesos no se encuentran en contacto directo, sino que existen una serie de materiales que rellenan el espacio articular. Estos materiales son los cartílagos articulares, el líquido sinovial y la membrana sinovial (*Fig.5*). Estas tres partes pueden considerarse como una unidad funcional cuya función es transmitir y distribuir las sollicitaciones mecánicas entre los huesos. También se encargan de ofrecer una superficie lubricada permitiendo así que los huesos deslicen y giren entre ellos sin que se produzca desgaste.

El cartílago es un tejido duradero y resistente ya que es capaz de soportar una media de 10 millones de ciclos de carga al año.

Desde un punto de vista mecánico, el cartílago es un material bifásico, formado por una fase sólida y otra líquida. La parte sólida es porosa y permeable y la líquida es capaz de fluir a través de la sólida. Esto último, unido a la composición de la parte sólida (similar a una matriz polimérica), confieren al cartílago un comportamiento viscoelástico, es decir, los esfuerzos que se generan dependen tanto de la deformación como de la velocidad de deformación. Debido a estas propiedades el cartílago actúa como un amortiguador; cuando la articulación está descargada éste absorbe líquido de la cápsula sinovial y durante la carga este líquido fluye por la matriz porosa del cartílago amortiguando así el impacto.

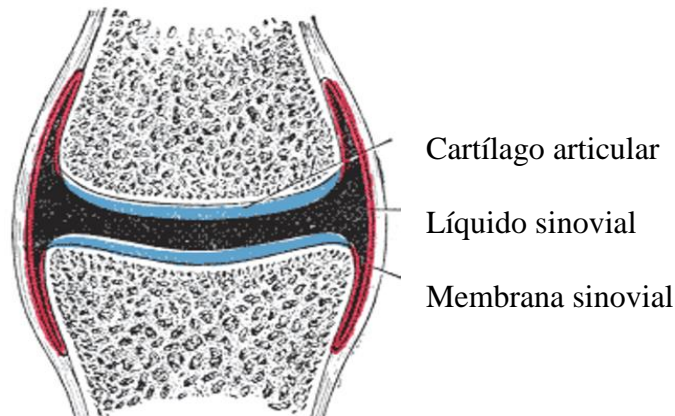


Fig.5: Corte transversal de una articulación. Puede observarse el cartílago articular, el líquido sinovial y la membrana sinovial. Los ligamentos recubren la membrana sinovial reforzándola y formando así la cápsula articular. La imagen se trata de un modelo esquemático general; la unión cartilaginosa de cada articulación es distinta ya que se adapta al tipo de esfuerzos que soporta y al movimiento que permite.

3.1 Articulación astragalocalcánea

La carga sobre el pie la soporta el astrágalo, el cual se apoya en los dos tercios anteriores del calcáneo. La articulación astragalocalcánea o subastragalina, junto con la mediotarsiana y las articulaciones metatarsofalángicas, son las tres articulaciones funcionales que soportan mayor carga (Fig.6).

En las carillas anteriores de la articulación el calcáneo es convexo y el astrágalo cóncavo, mientras que en la carilla posterior sucede al contrario (Fig.7). Esta asimetría causa que la movilidad de la articulación sea reducida, aunque permite un leve movimiento de inversión (combinación de supinación y aducción) y eversión (combinación de pronación y abducción).

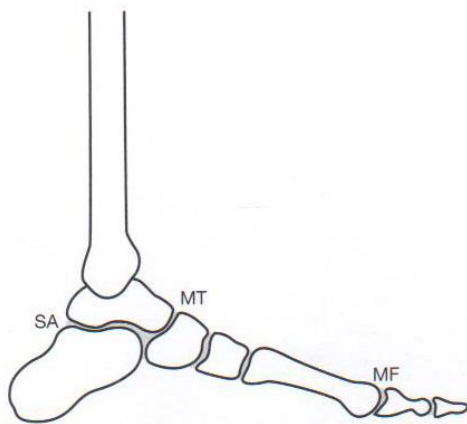


Fig. 6: Articulaciones funcionales de carga del pie. SA, articulación subastragalina; MT, articulación mediotarsiana; MF, articulaciones metatarsifalángicas.

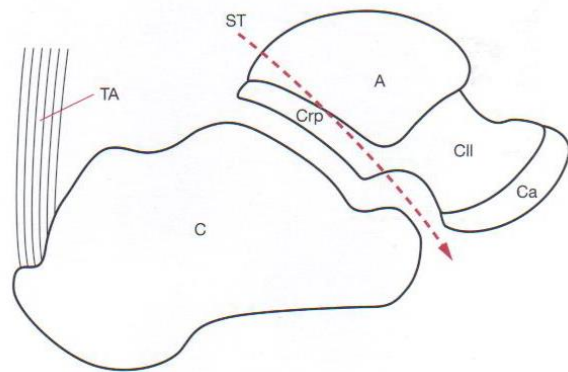


Fig. 7: Cara lateral de la articulación astrágalo calcánea. El astrágalo (A) se divide en cuerpo (Crp), cuello (Cll) y cabeza (Ca). Calcáneo (C). Seno del tarso (ST). Tendón de Aquiles (TA).

3.2 Ligamentos astrágalo calcáneos

Los ligamentos que unen el astrágalo con el calcáneo son (Figuras 8, 9 y 10):

- Ligamento astrágalo calcáneo interóseo: discurre a lo largo del seno del tarso.
- Ligamento cervical o astrágalo calcáneo lateral: se tensa durante la inversión del pie y se distiende durante la eversión, permitiendo una pequeña rotación del astrágalo sobre el calcáneo.
- Ligamento astrágalo calcáneo posterior: une el astrágalo con el calcáneo en la zona posterior de la articulación.

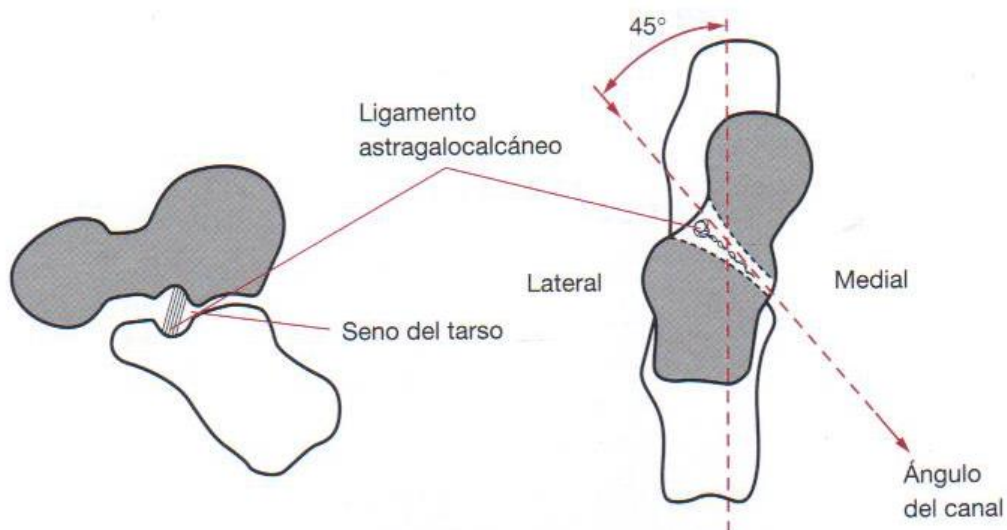


Fig. 8: Articulación astrágalo calcánea (subastragalina). La articulación tiene un recorrido oblicuo formando así el seno del tarso, dónde se aloja el ligamento astrágalo calcáneo.

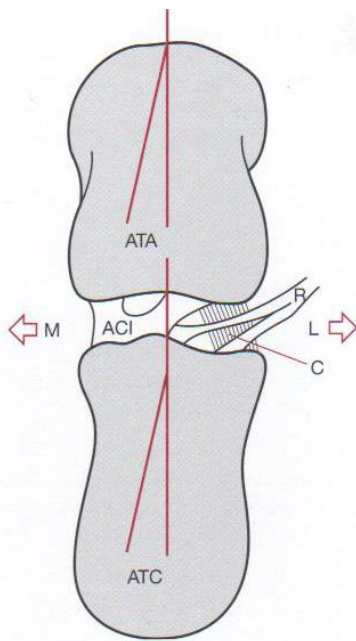


Fig.9: Ligamentos astragalocalcáneos.
Ligamentos astragalocalcáneo interóseo (ACI); ligamento cervical (C); ATA, ángulo tibioastragalino; ángulo tibiocalcáneo (ATC). R, retináculos; M, lado medial; L, lado lateral.



Fig.10: Visión posterior de la articulación astragalocalcánea.
Puede observarse el ligamento astragalocalcáneo posterior.

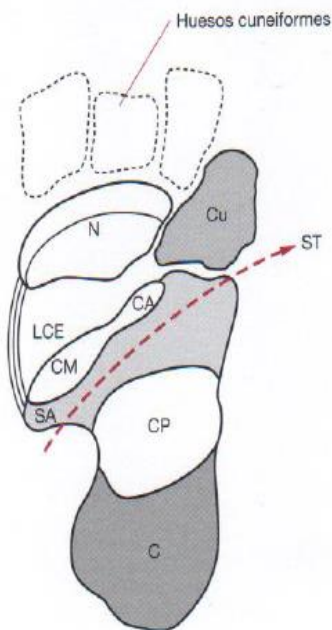


Fig.11: Descanso del astrágalo sobre el calcáneo.
Retirando el astrágalo se observan las carillas del calcáneo: anterior (CA), media (CM) y posterior (CP). El ligamento calcaneoescafoideo plantar (LCE) parte del sustentáculo del calcáneo (SA) y se une al hueso navicular (N). Seno del tarso (ST); cuboideo (Cu).

3.3 Articulación astragaloescafoidea

Esta articulación es muy importante en el soporte del peso y transmisión de las fuerzas al caminar. La convexidad de la cabeza del astrágalo se articula perfectamente en la convexidad recíproca del escafoides. Es una articulación con movilidad en todos los planos del espacio, flexión y extensión, rotaciones interna y externa, aducción y abducción. La amplitud de movimiento es pequeña, muy inferior en flexión y extensión a la presente en el tobillo. Sin embargo, es muy importante para los movimientos de inversión y eversión, que se realizan de forma combinada con la articulación subastragalina.

El astrágalo se une al escafoides (navicular) mediante el ligamento astragalonavicular dorsal (Fig.14).

3.4 Articulación calcaneocuboidea

Esta articulación permite movimiento de deslizamiento y rotación, participa en la inversión y eversión del pie.

El calcáneo se inserta en la superficie cóncava de la cara posterior del cuboides.

La articulación queda unida mediante los ligamentos calcaneocuboideo, calcaneocuboideo dorsal (Fig.14) y calcaneocuboideo plantar o plantar corto (Figuras 13 y 16).

3.5 Articulación transversa del tarso (mediotarsiana)

También llamada articulación de Chopart, está compuesta por la articulación astragaloescafoidea y la calcaneocuboidea (Fig.12). Los movimientos entorno a esta articulación incluyen la supinación y pronación.

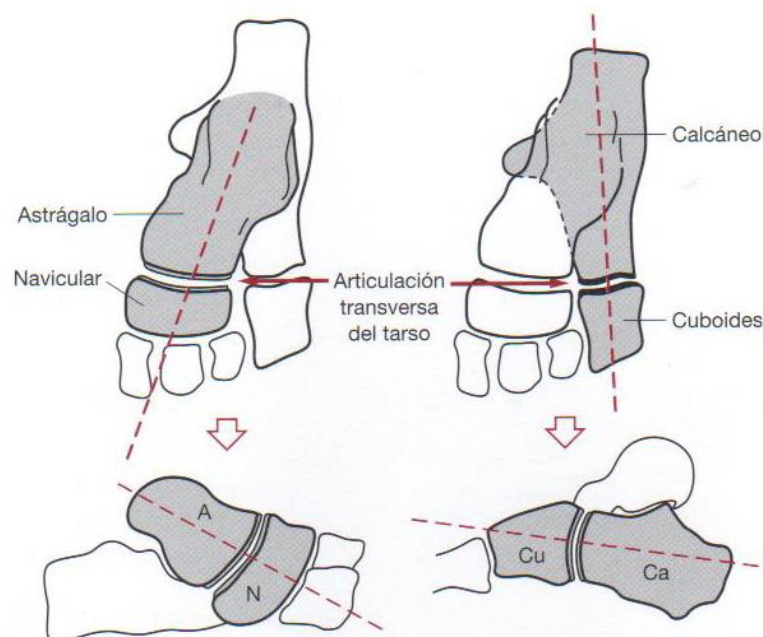


Fig.12: Articulación transversa del tarso. A, astrágalo; N, navicular; Cu, cuboides; Ca, calcáneo.

3.6 Ligamentos de la articulación transversa del tarso

Los huesos de la articulación transversa del tarso están sujetos por dos ligamentos principales (*Figuras 13 y 16*):

-Ligamento plantar largo: se extiende desde la cara plantar del calcáneo hasta la cresta del cuboides. Sus fibras más superficiales se prolongan hasta insertarse en las bases de los metatarsianos segundo, tercero y cuarto.

-El ligamento plantar corto (calcaneocuboideo plantar): se extiende desde el tubérculo anterior del calcáneo hasta el cuboides. Este ligamento une específicamente la articulación calcaneocuboidea.

Existen otros ligamentos que refuerzan esta articulación como son el ligamento calcaneonavicular, los ligamentos cuneonaviculares dorsales (*Fig.14*) y plantares (*Fig.16*) y los ligamentos cuboideonavicular dorsal (*Fig.14*) y plantar (*Fig.16*).

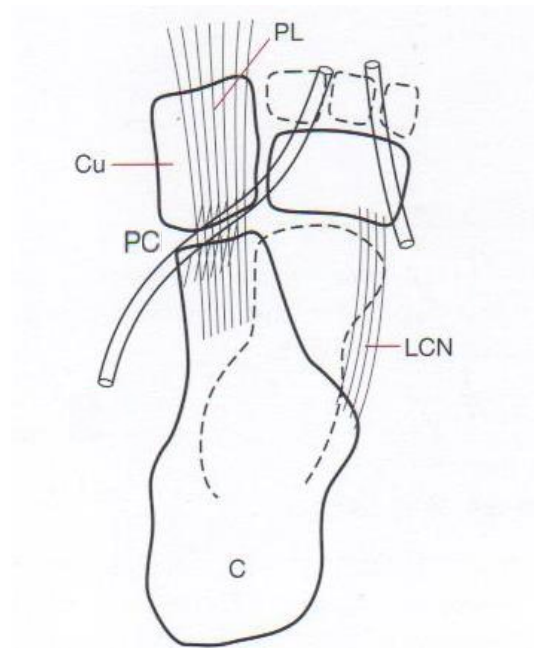


Fig.13: Ligamentos plantares. Ligamento plantar largo (PL); ligamento plantar corto (PC); calcáneo (C); cuboides (Cu); ligamento calcaneonavicular (calcaneoescafoideo) plantar (LCN).

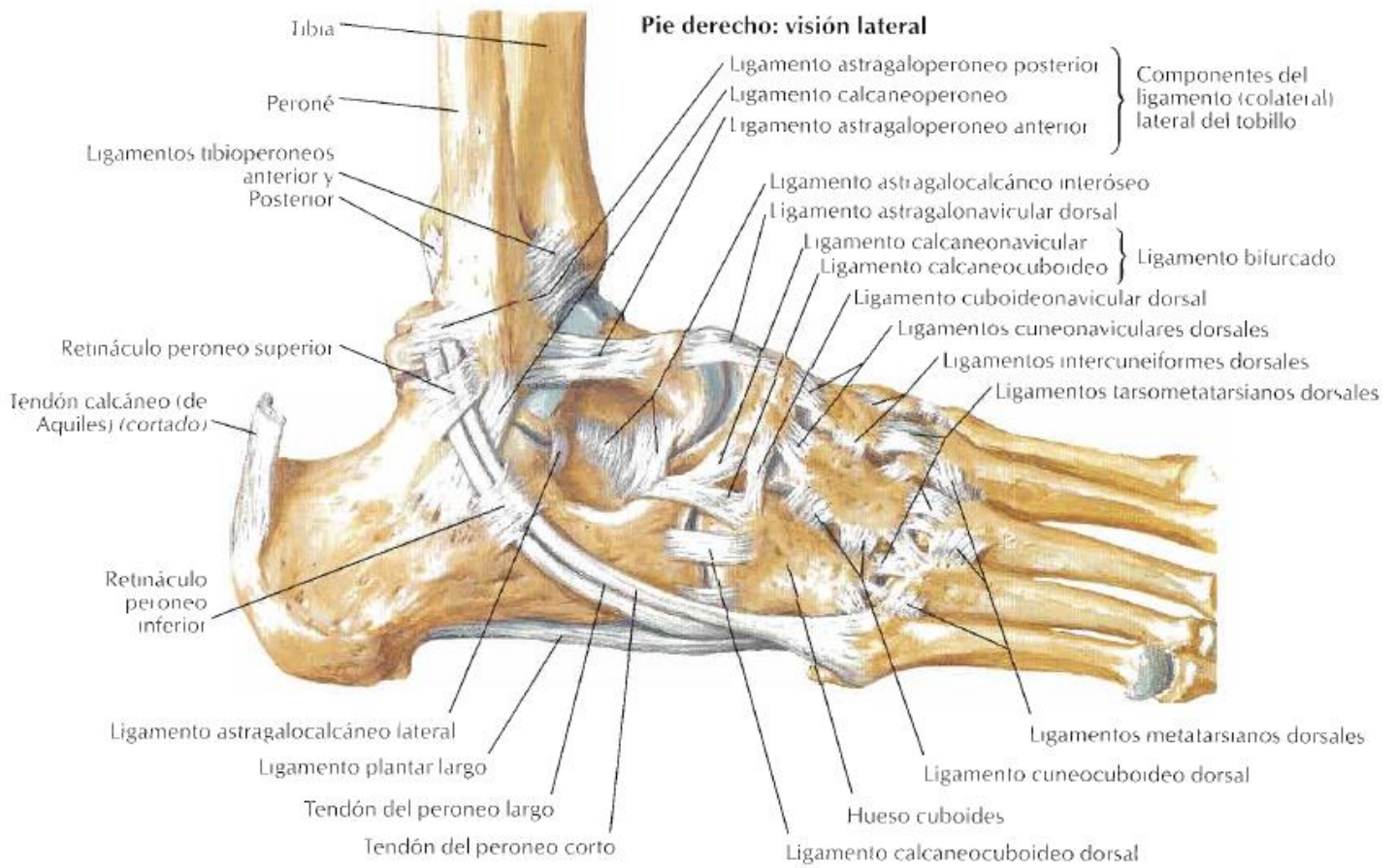


Fig.14: Ligamentos y tendones del tobillo (visión lateral).

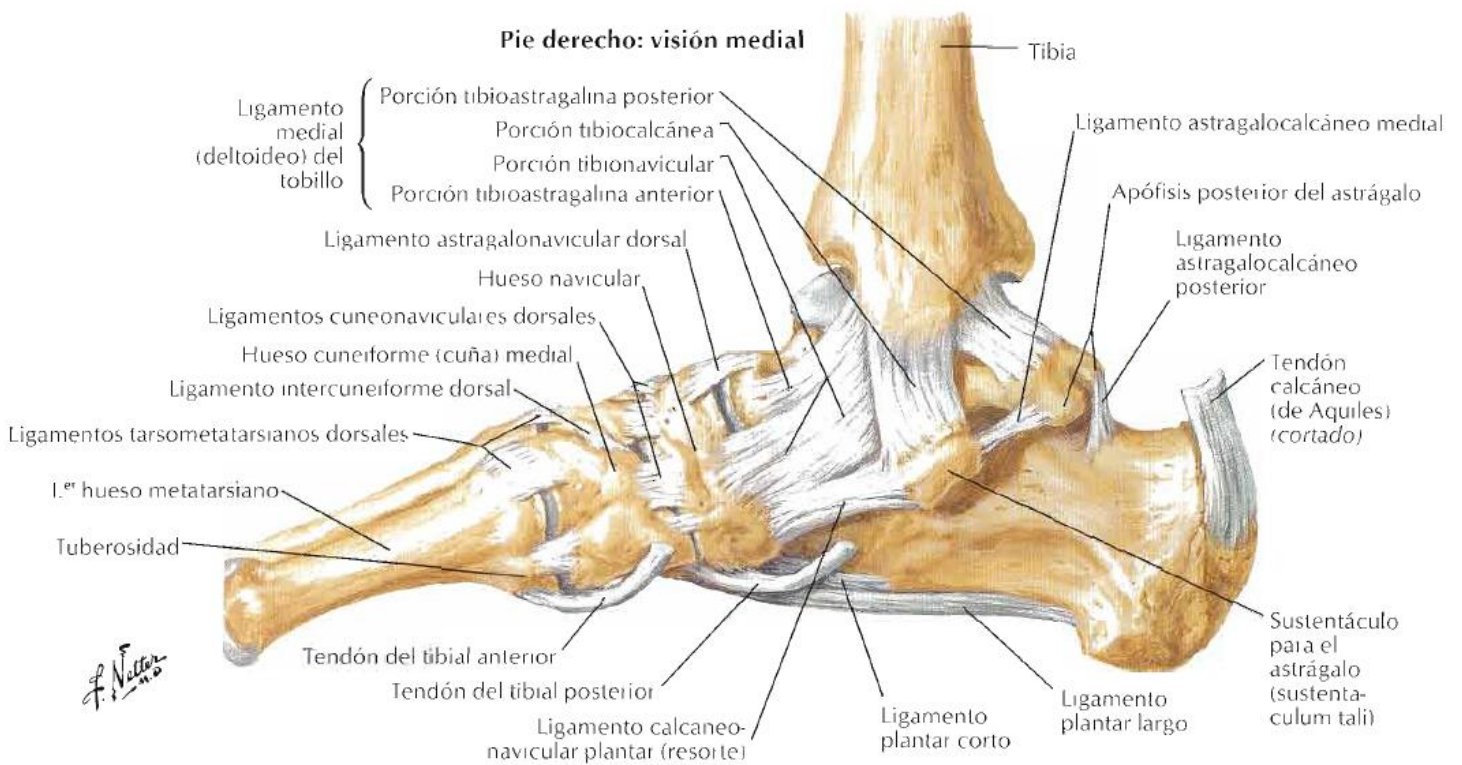


Fig.15: Ligamentos y tendones del tobillo (visión medial).

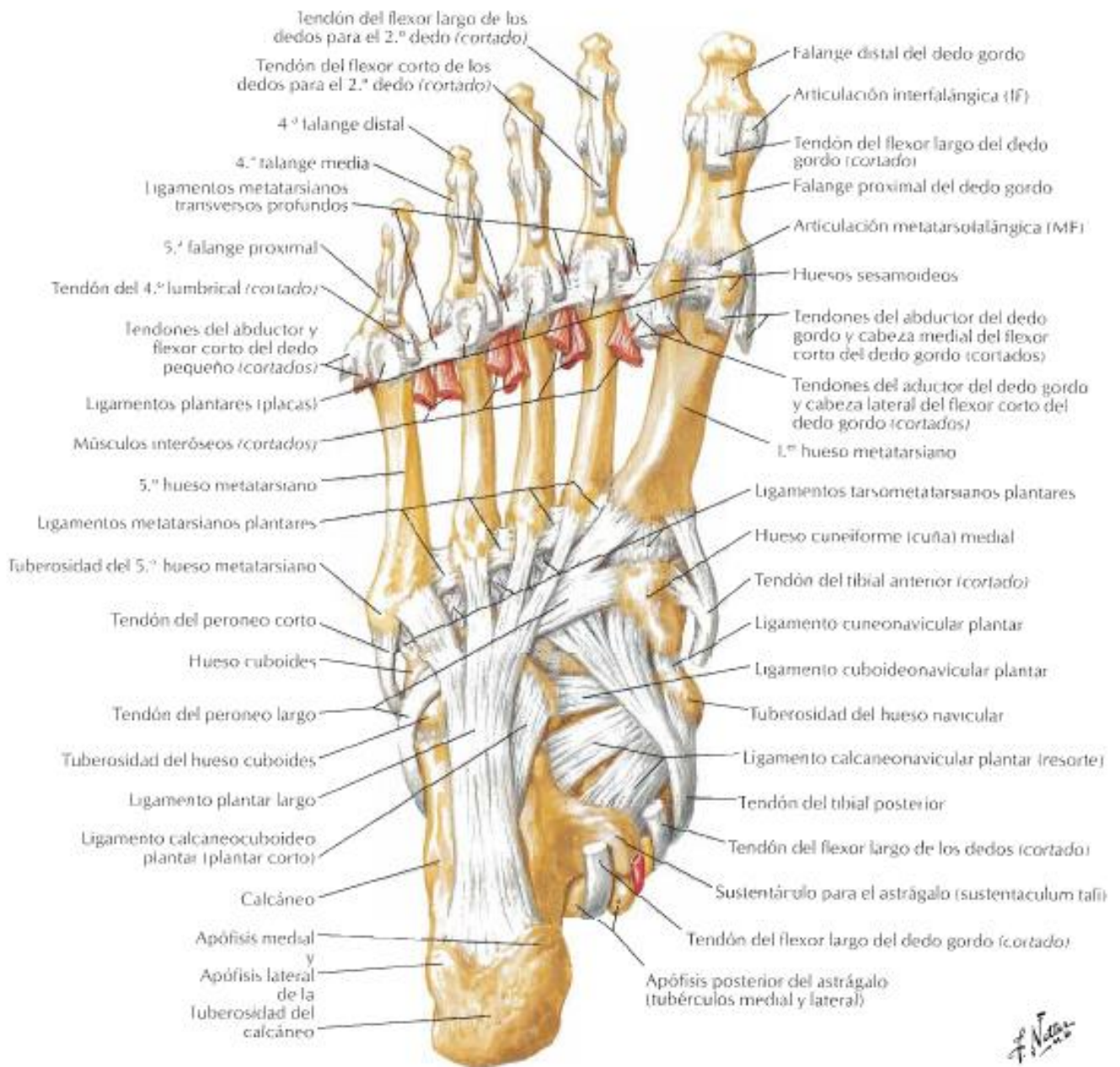


Fig.16: Visión plantar de los ligamentos y tendones del pie.

3.7 Articulación tarsometatarsiana o de Lisfranc

Su misión es la de adaptación al suelo del apoyo metatarsal. Esta articulación puede dividirse en tres zonas: interna, formada por la primera cuña y el primer metatarsiano; media, formada por dos cuñas y los dos metatarsianos centrales y la externa, constituida por el cuboides y los 2 metatarsianos externos.

La articulación media es prácticamente rígida mientras que la interna y externa tienen una amplia movilidad hacia abajo y hacia dentro. Estas últimas tienen un efecto estabilizador.

Las cuñas se unen a los metatarsianos mediante dos tipos de ligamentos: los ligamentos tarsometatarsianos dorsales (*Figuras 14 y 15*) y los ligamentos tarsometatarsianos plantares (*Fig.16*). A su vez, las bases de los metatarsianos se unen entre sí mediante los ligamentos metatarsianos dorsales (*Fig.14*) y los ligamentos metatarsianos plantares (*Fig.16*).

3.8 Articulaciones metatarsofalángicas

Los extremos distales de los metatarsianos están curvados de forma oblicua y se articulan con los extremos proximales de las falanges, los cuales son cóncavos. El eje de rotación es excéntrico (*Fig.17*). Durante la flexión del dedo la falange desliza a la vez que rota sobre el metatarsiano. La flexión máxima es de 90° y es posible una hiperextensión hasta los 20° (*Fig.17*).

Los metatarsianos se unen a las falanges mediante tres ligamentos: la cápsula articular, el ligamento plantar y los ligamentos colaterales (*Fig.18*). Además, las cabezas de los metatarsianos se unen entre sí mediante los ligamentos transversos profundos (*Fig.16*).

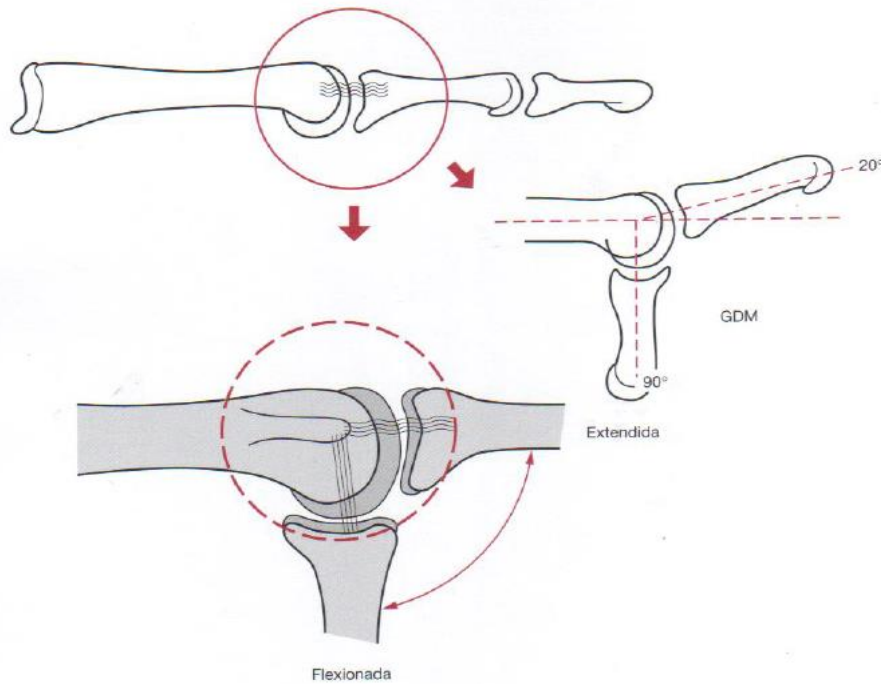


Fig.17: Movimientos de la articulación metatarsofalángica. Centro de rotación (línea discontinua). GDM, gama de movimientos.

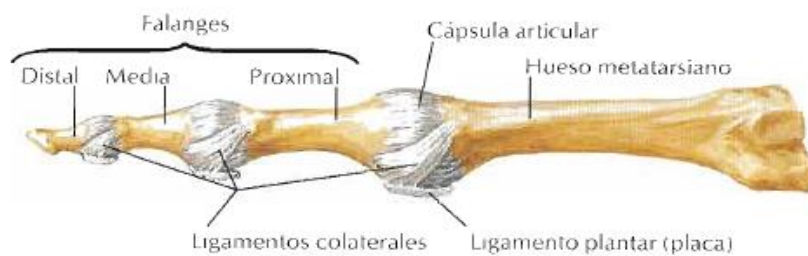


Fig.18: Cápsulas y ligamentos de las articulaciones metatarsofalángicas e interfalángicas. Visión lateral.

4. Arcos del pie

Existen cuatro arcos en el pie: tres a través de los huesos del pie (arcos transversos) y el cuarto a lo largo del lateral del pie (arco longitudinal).

4.1 Arcos transversos

Los arcos transversos son el tarsiano, el metatarsiano posterior y el metatarsiano anterior. (Fig.19)

El arco tarsiano está formado por el navicular, cuboides y las tres cuñas. El conjunto de estos huesos forma un arco óseo similar a un “arco de dovela”. Este arco está reforzado por ligamentos (Fig.20).

El arco metatarsiano posterior está formado por la base de los metatarsianos y el metatarsiano anterior por las cabezas (Fig.20).

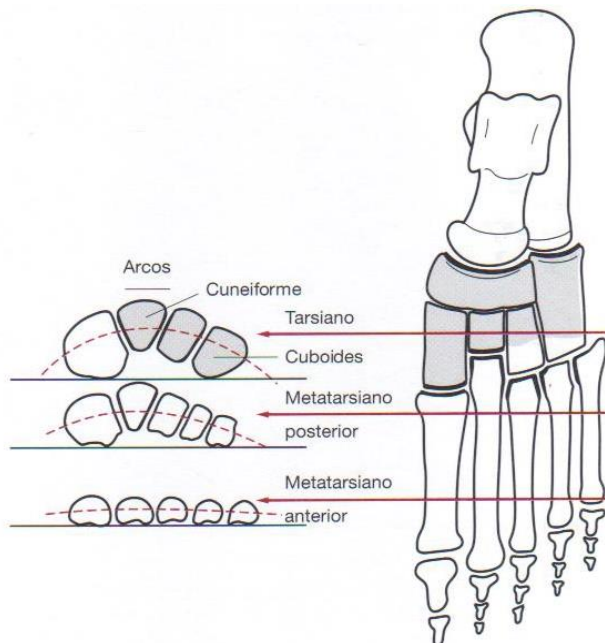


Fig.19: Arcos transversos del pie. Arco tarsiano, arco metatarsiano posterior y arco metatarsiano anterior.

4.2 Ligamentos del arco tarsiano

Existen tres grupos de ligamentos que atraviesan y conectan los huesos tarsianos (Fig.20):

- Ligamentos dorsales: ligamento cuneocuboideo dorsal y ligamentos intercuneiformes dorsales
- Ligamentos internos: ligamentos intercuneiformes.
- Ligamento plantar: une la primera cuña con el cuboides.

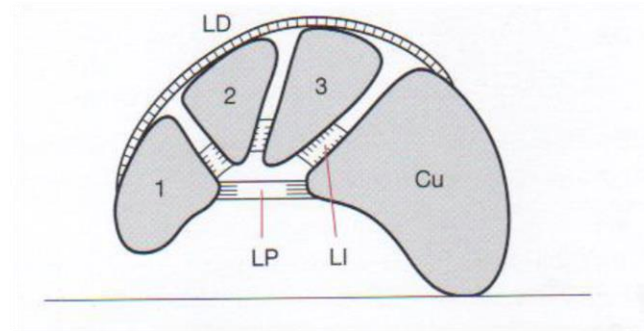


Fig.20: Ligamentos del arco tarsiano. Ligamentos dorsales (LD); ligamentos internos (LI); ligamento plantar (LP); 1, 2 y 3 representan las cuñas; Cu, cuboides.

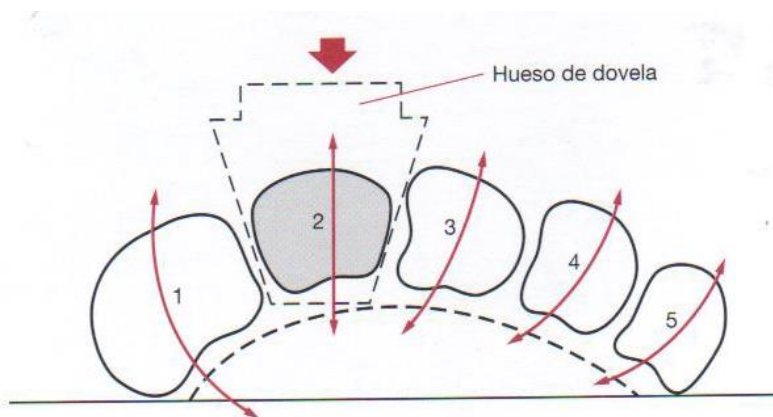


Fig.21: Arco metatarsiano posterior. La base del segundo metatarsiano (2) es cuneiforme y funciona como hueso de dovela del arco. Los metatarsianos restantes rotan alrededor de éste (flechas curvas).

4.3 Arcos longitudinales

Visto de lado, el pie tiene dos arcos longitudinales: el arco longitudinal lateral y el arco longitudinal medial (Fig.22). Estos arcos se sostienen gracias a las formas específicas de los huesos que los integran, y están reforzados por la fascia plantar.

-Arco longitudinal lateral: está formado por el calcáneo, el cuboide y los metatarsianos cuarto y quinto. Este arco soporta el peso corporal. El aplanamiento del arco se produce en la articulación entre el cuboide y los metatarsianos cuarto y quinto.

-Arco longitudinal medial: está formado por el calcáneo, las tres cuñas y los tres metatarsianos mediales. Es más alto que el arco longitudinal lateral. El aplanamiento del arco se da en la articulación astragaloescafoidea.

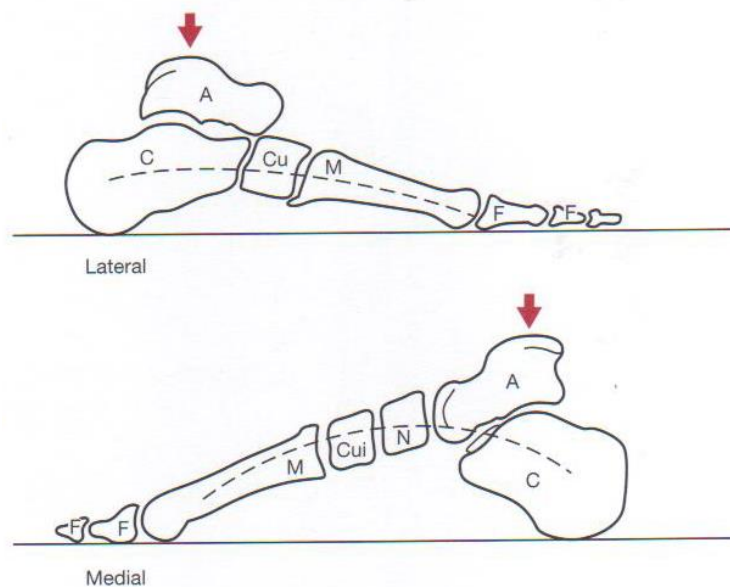


Fig.22: Arcos longitudinales. A, astrágalo; C, calcáneo; Cu, cuboides; M, metatarsiano; Cui, cuneiforme; N, navicular.

4.4 Fascia plantar

La fascia plantar, la cual soporta los arcos longitudinales, parte del tubérculo del calcáneo y avanza anteriormente para dividirse en cinco bandas, cada una de las cuales se inserta en un dedo (*Fig.23*). Cada una de estas bandas distales se divide en dos, formando un surco por donde pasan los tendones flexores.

La extensión de las falanges proximales produce un aumento de tensión en la fascia plantar (*Fig.25*).

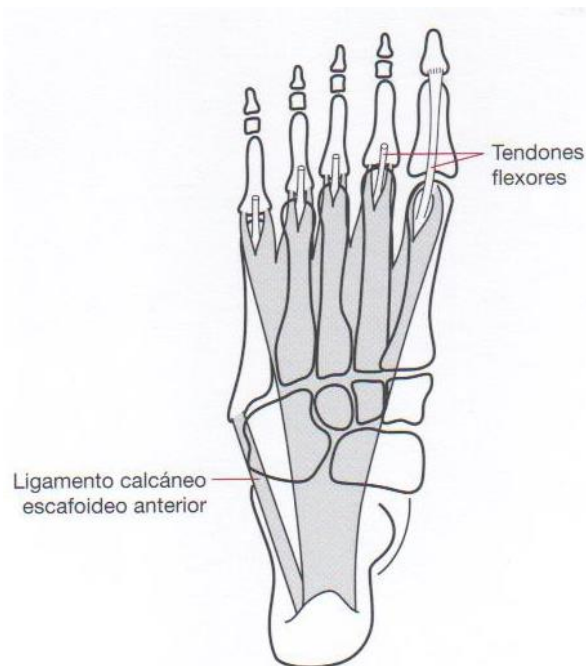


Fig.23: Fascia plantar.

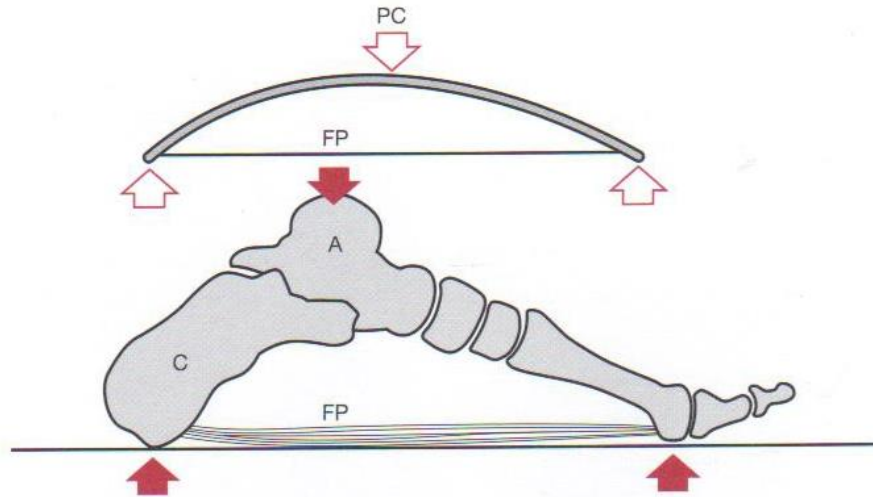


Fig.24: Mecanismo de la fascia plantar sobre el arco longitudinal. El mecanismo de la fascia plantar (FP) es como el del arco y la cuerda, mantiene estable el arco. C, calcáneo; A, astrágalo; PC, peso corporal.

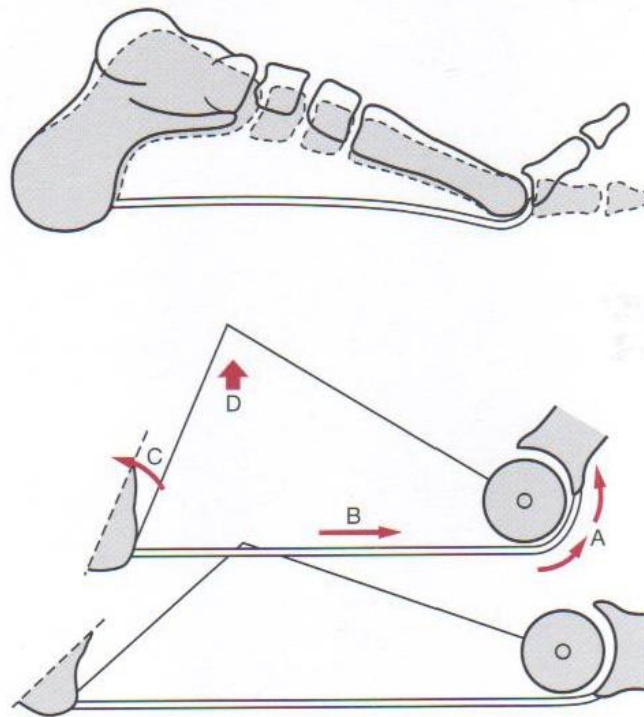


Fig.25: Efectos de la extensión de los dedos sobre la fascia plantar. Efecto de la extensión del dedo (A) sobre la fascia (B) y el calcáneo (C). El arco longitudinal aumenta (D) en ausencia de peso corporal.

5. Músculos del pie

En este apartado se va a hablar de los principales flexores plantares (músculos gastrocnemio y soleo) y de los flexores de los dedos, ya que son los músculos cuyo efecto se incluye en el modelo biomecánico presente en este estudio.

5.1 Músculo gastrocnemio

Este músculo tiene su origen por encima de la articulación de la rodilla y conforme baja por la pierna se aplana hasta convertirse en el tendón de Aquiles, el cual se inserta en la cara posterior del calcáneo (Figuras 14, 15 y 26). Su función es la de levantar el cuerpo durante la flexión plantar y contribuye débilmente a la flexión de la pierna. También se encarga de frenar la dorsiflexión del tobillo (Fig.26).

5.2 Músculo soleo

Tiene su origen en la zona superior de la tibia y el peroné, debajo de la articulación de la rodilla, y subyace al músculo gastrocnemio. A diferencia del gastrocnemio, el soleo es un músculo de articulación única que no actúa sobre la rodilla. Con la rodilla flexionada el soleo es el principal flexor plantar mientras que el gastrocnemio resulta inoperante. La terminación tendinosa de este músculo se une al gastrocnemio formando así el tendón calcáneo (tendón de Aquiles).

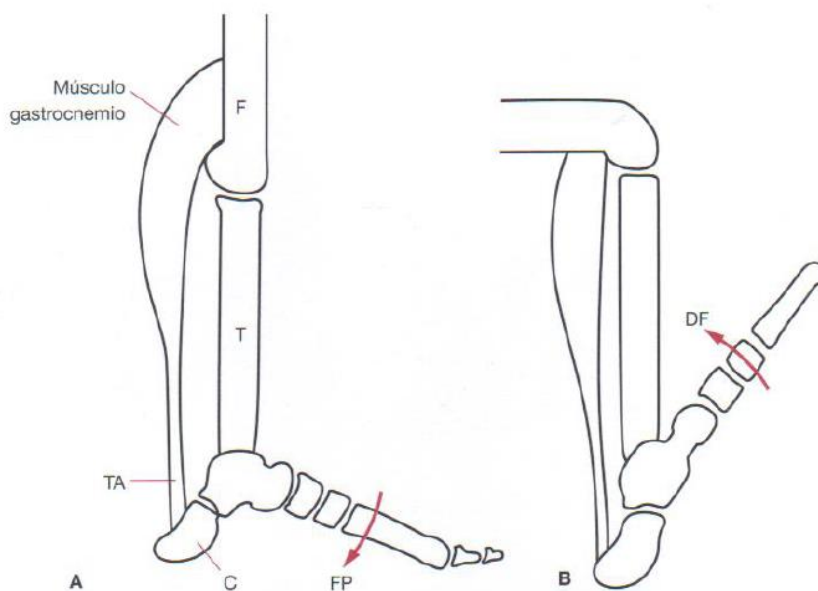


Fig.26: Función del músculo gastrocnemio. A, El músculo nace en el fémur (F) y se inserta, por medio del tendón de Aquiles (TA), en calcáneo (C), permitiendo la flexión plantar (FP). B, el músculo frena la dorsiflexión del pie. T, tibia.

5.3 Flexores de los dedos

-Flexor corto de los dedos: Está situado en la región de la planta del pie. Se origina en el tubérculo interno del calcáneo y se extiende hasta que finaliza en 4 tendones que se unen a la 2ª falange de los dedos 2º, 3º, 4º y 5º por la cara lateral y medial (dejando hueco a los flexores largos, *Fig.16*). Su contracción provoca la flexión de la segunda falange de estos cuatro dedos.

-Flexor largo de los dedos: Se origina en la parte media de la cara posterior de la tibia. Su tendón desciende por atrás del maléolo interno del tobillo y en la planta del pie se divide en cuatro. Cada una de estas terminaciones pasa a través de los flexores cortos y se inserta en la falange distal de los dedos 2º, 3º, 4º y 5º. Al contraerse flexiona la falange distal y la presiona contra el suelo (*Fig.27*).

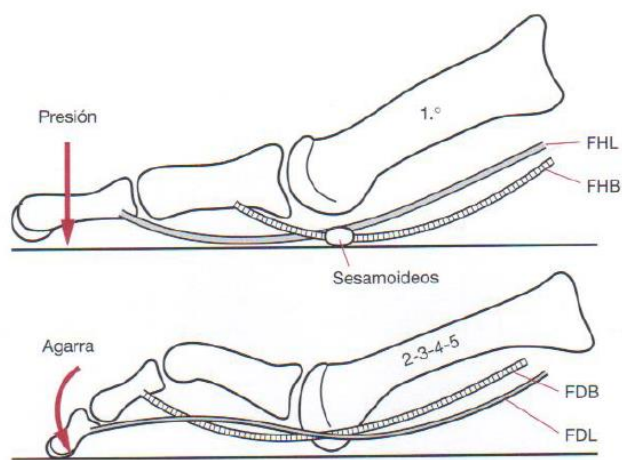


Fig.27: Flexores de los dedos.

Bibliografía

- Bayod, J, Losa-Iglesias, M, Becerro, R, Prados-Frutos, J.C, Jules, K, Doblaré, M, 2010, “Advantages and Drawbacks of Proximal Interphalangeal Joint Fusion Versus Flexor Tendon Transfer in the Correction of Hammer and Claw Toe Deformity. A Finite-Element Study”.
- Bayod, J, Becerro, R, Losa-Iglesias, M, Doblaré, M, 2015, “Proximal Interphalangeal Joint Arthrodesis of Hammertoe Deformity using Two Types of Shape Memory Intramedullary Implant: A Finite Element Analysis”.
- Cailliet, R, 2006, “Anatomía Funcional, Biomecánica”, pp. 251-292
- Cheung, J., Zhang, M., Leung, A., and Fan, Y., 2005, “Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Foot During Standing: A Material Sensitivity Study,” *J. Biomech.*, 38, pp. 1045–1054.
- Coughlin, M. J., 2002, “Lesser-Toe Abnormalities,” *J. Bone Jt. Surg., Am. Vol.*, 84, pp. 1446–1469.
- Forriol Campos, F, 2002, “El cartílago articular: aspectos mecánicos y su repercusión en la reparación tisular”.
- García-Aznar JM, Bayod J, Rosas A, Larrainzar R, García-Bógalo R, Doblaré M, Llanos LF (2009) Load Transfer Mechanism for Different Metatarsal Geometries: A Finite Element Study. *J Biomech Eng* 131(2):021011-1 to 021011-7
- García-González, A., Bayod, J., Prados-Frutos, J. C., Losa-Iglesias, M., Jules, K. T., Becerro de Bengoa-Vallejo, R., and Doblaré, M., 2009, “Finite-Element Simulation of Flexor Digitorum Longus or Flexor Digitorum Brevis Tendon Transfer for the Treatment of Claw Deformity,” *J. Biomech.*, 42, pp. 1697– 1704.
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzchak, Y., and Arcan, M., 2000, “Biomechanical Analysis of the Three-Dimensional Foot Structure During Gait: A Basic Tool for Clinical Applications,” *J. Biomech. Eng.*, 122, pp. 630–639.
- Gefen, A., 2002, “Stress Analysis of the Standing Foot Following Surgical Plantar Fascia Release,” *J. Biomech.*, 35, pp. 629–637.
- Gefen, A., 2003, “Plantar Soft Tissue Loading Under the Medial Metatarsal in the Standing Diabetic Foot,” *Med. Eng. Phys.*, 25, pp. 491–499.
- Gómez-Benito, M., Fornells, P., García-Aznar, J., Seral, B., Seral-Innigo, F., and Doblaré, M., 2007, “Computational Comparison of Reamed Versus Unreamed Intramedullary Tibial Nails,” *J. Orthop. Res.*, 25, pp. 191–200.
- Henry Gray, F.R.S., 1964, “Anatomy of the human body”
- Kitaoka, H., Luo, Z., and An, D.-N., 1997, “Three-Dimensional Analysis of Normal Ankle and Foot Mobility,” *Am. J. Sports Med.*, 25, pp. 238–242.
- Lamm, B. M., Ribeiro, C. E., Vlahovic, T. C., Fiorilli, A., Bauer, G. R., and Hillstrom, H. J., 2001, “Lesser Proximal Interphalangeal Joint Arthrodesis: A Retrospective Analysis of the Peg-in-Hole and End-to-End Procedures,” *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, 91, pp. 331–336.

McGlamry, E. D., 1987, *Comprehensive Textbook of Foot Surgery*, Williams & Wilkins, Baltimore, p. 78.

Miller, S. J., 2002, "Hammer Toe Correction by Arthrodesis of the Proximal Interphalangeal Joint Using a Cortical Bone Allograft Pin," *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, 92, pp. 563–569.

Monson, D. K., Buell, T. R., and Scurran, B. L., 1986, "Lesser Digital Arthrodesis," *Clin. Podiatr Med. Surg.*, 3, pp. 347–356.

Netter, F., 2014, "Atlas de anatomía humana (4ª edición)", láminas 523-537.

Pastrana, F, Olivares, J, Bárcena, L, Fuentes, M, 2008, "Tratamiento de la deformidad en garra de los dedos menores del pie"

Patton, G. W., Shaffer, M. W., and Kostakos, D. P., 1990, "Absorbable Pin: A New Method of Fixation for Digital Arthrodesis," *J. Foot Surg.*, 29, pp. 122–127.

Reese, A. T., Stone, M. H., and Young, A. B., 1987, "Toe Fusion Using Kirschner Wire: A Study of the Postoperative Infection Rate and Related Problems," *J. R. Coll. Surg. Edinb*, 32, pp. 158–159.

Schlefman, B. S., Fenton, C. S., and McGlamry, E. D., 1983, "Peg in Hole Arthrodesis," *J. Am. Podiatry Assoc.*, 73, pp. 187–195.

Seireg, A., and Arvikar, R., 1975, "The Prediction of Muscular Load Sharing and Joint Forces in the Lower Extremities During Walking," *J. Biomech.*, 8, pp. 89–102.

Viladot Voegeli, A, 2003, "Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y pie".

Yu, G. V., Judge, M. S., Hudson, J. R., and Seidelmann, F. E., 2002, "Predislocation Syndrome: Progressive Subluxation/Dislocation of the Lesser Metatarsophalangeal Joint," *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, 92, pp. 182–199.

ABAQUS/CAE versión 6.13-1, Karlsson & Sorensem, Inc, 2013.

ANSYS ICEM CFD versión 10.0, Swanson Analysis Systems, Inc, 2009.

MAYA, Autodesk, 2016.

MIMICS versión 20.0, Materialise, 2017.

3-MATIC versión 12.0, Materialise, 2017.