

PROYECTO FIN DE CARRERA

EVALUACIÓN DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE DOS IMPLANTES FRENTE A UNA OPERACIÓN DE TRANSFERENCIA DE FLEXORES PARA ALIVIAR LA PATOLOGÍA DEL DEDO EN GARRA

Presentado por

JOSÉ IGNACIO MIRAMÓN FERRANDO

Director

JAVIER BAYOD LÓPEZ

Dr. Ingeniero Industrial por la UZ

Presentado en la

ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA DE ZARAGOZA

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

para la obtención del título de Ingeniero Técnico Industrial Mecánico

Zaragoza, Mayo 2014

AGRADECIMIENTO

El autor desea expresar su agradecimiento por todo el apoyo que ha recibido de sus familiares, amigos y en particular por toda la ayuda y apoyo de su novia.

Ha sido una etapa dura de su vida, necesaria para poder emprender un nuevo futuro.

Muchas gracias a tod@s.

ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN	1
1.1	Medicina e Ingeniería: Bioingeniería	1
1.2	Biomecánica	2
1.3	El Pie, objetivos del proyecto.....	3
1.4	Descripción del proyecto.....	5
2	ANATOMÍA DEL PIE	6
2.1	Tejido óseo.....	7
2.1.1	Esqueleto del pie.....	8
2.1.2	Articulaciones del pie	20
2.1.3	Articulación subastragalina.....	20
2.2	Tejido muscular	28
2.2.1	Músculos del dorso del pie.....	28
2.2.2	Músculos laterales de la planta del pie	29
2.2.3	Músculos mediales de la planta del pie	29
2.2.4	Músculos intermedios de la planta del pie	30
2.3	Tejido tendinoso.....	31
2.3.1	Aponeurosis del pie.....	31
3	ESTUDIO DE INTERVENCIONES PARA EL ALIVIO DEL PIE EN GARRA	35
3.1	Patología del dedo en garra.....	35
3.2	Tratamientos actuales	36
3.2.1	Artrodesis de la articulación interfalángica proximal.....	37
3.2.2	Flexores comunes de los dedos.	37
3.3	Método de análisis.....	39
4	MODELO COMPUTACIONAL	40
4.1	Punto de partida	40
4.2	Modificación de un modelo de elementos finitos	41
4.2.1	Preparación de los modelos	41
4.2.2	Modificación de modelos	41
4.2.3	Simulación con elementos barra.....	42
4.2.4	Unión grupos.....	43
4.3	Modelos	44

4.4	Propiedades y cargas aplicadas al modelo.....	45
4.4.1	Materiales, tipos y propiedades específicas	45
4.4.2	Cinesiología de la marcha humana normal	51
4.4.3	Condiciones de contorno, apoyos y cargas.....	67
4.5	Abaqus	70
4.6	Método de cálculo.....	74
5	RESULTADOS. COMPARATIVA DE CASOS	79
5.1	Análisis de desplazamientos	79
5.2	Análisis de tensiones principales.....	83
6	DISCUSIONES Y CONCLUSIONES	91
7	BIBLIOGRAFÍA	93
8	ANEXO I	94
8.1	Patologías de los dedos del pie.....	94
8.1.1	Deformidades del dedo gordo	95
8.1.2	Deformidades de los dedos medios	101
8.1.3	Deformidades del quinto dedo	106
9	ANEXO II	110
9.1	Modificación del modelo “.inp” para estudio del alivio contra el pie en garra. ...	110

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1:	Tejido óseo compacto y esponjoso	8
2.2:	Visión plantar y proximal de los huesos del pie	9
2.3:	Visión plantar y proximal del astrágalo	12
2.4:	Visión medial del calcáneo derecho.....	14
2.5:	Visión lateral del calcáneo derecho.....	14
2.6:	Visión proximal de los huesos metatarsianos	19
2.7:	Visión proximal de las articulaciones del pie después de extraer el astrágalo	22
2.8:	Visión medial de la articulación tibioastragalina y astragalocalcaneoescafoidea derechas en un corte sagital por el centro de la tróclea del astrágalo	23
2.9:	Articulación de Chopart	24
2.10:	Articulación de Lisfranc	25
2.11:	Vista dorsal de los músculos del pie derecho.....	28
2.12:	Vista plantar de los músculos del pie derecho	31
2.13:	Vista de la aponeurosis plantar.....	34
3.1:	Vista de un pie en garra.....	35
3.2:	Detalle del segundo dedo en garra.....	35
3.3:	Artrodesis de la falange proximal y medial.....	37
3.4:	Flexor largo común de los dedos.....	38
3.5:	Flexor corto común de los dedos	38
4.1:	Modelo original del pie sin operar	41
4.2:	Superficies de contactos en color verde.....	42
4.3:	Flexores unidos a falanges mediales y distales. Configuración normal	43
4.4:	Modelos de partida. Implante liso con flexores cortos trasferidos a); Implante liso con flexores largos trasferidos b); Implante angulado con flexores cortos trasferidos c); Implante angulado con flexores largos trasferidos d)	44
4.5:	Conjunto cortical del pie	45
4.6:	Conjunto esponjoso del pie	46
4.7:	Conjunto de cartílagos del pie	47
4.8:	Conjunto de ligamentos finos	48
4.9:	Aponeurosis plantar.....	49
4.10:	Conjunto de ligamentos largos, cortos, finos y fascia plantar	50
4.11:	Implante liso e implante angulado	51
4.12:	Ciclo de marcha.....	53
4.13:	Período del ciclo de marcha.....	54

4.14: Triángulo de fuerzas en el pie en posición de perfil	59
4.15: Relación de fuerzas durante el ciclo de marcha	61
4.16: Dirección de la carga debida al peso	69
5.1: Configuración desplazamiento (mm) y deformada: Modelo sin operar a) y b); Transferencia flexores largos c) y d); Transferencia flexores cortos e) y f); Implante 0° g) y h); Implante 10° i) y j); Implante 0° Transferencia flexores largos k) y l); Implante 0° Transferencia flexores cortos m) y n); Implante 10° Transferencia flexores largos ñ) y o); Implante 10° Transferencia flexores cortos p) y q).....	80-81-82
5.2: Configuración tensión máxima de tracción: Modelo sin operar a); Transferencia flexores largos b); Transferencia flexores cortos c); Implante 0° d); Implante 10° e); Implante 0° Transferencia flexores largos f); Implante 0° Transferencia flexores cortos g); Implante 10° Transferencia flexores largos h); Implante 10° Transferencia flexores cortos i)	85-86
5.3: Configuración tensión mínima de compresión: Modelo sin operar a); Transferencia flexores largos b); Transferencia flexores cortos c); Implante 0° d); Implante 10° e); Implante 0° Transferencia flexores largos f); Implante 0° Transferencia flexores cortos g); Implante 10° Transferencia flexores largos h); Implante 10° Transferencia flexores cortos i)	88-89
5.4: Configuración tensión de Von Mises: Implante 0° a); Implante 10° b); Implante 0° Transferencia flexores largos c); Implante 0° Transferencia flexores cortos d); Implante 10° Transferencia flexores largos e); Implante 10° Transferencia flexores cortos f).....	90

ÍNDICE DE TABLAS

5.1: Desplazamiento máximo de la cabeza de la falange proximal.....	79
5.2: Desplazamiento máximo de la cabeza de la falange proximal en los modelos modelos modificados	80
5.3: Tensión máxima de tracción segundo dedo.....	83
5.4: Tensión máxima de tracción tercer dedo.....	83
5.5: Tensión máxima de tracción cuarto dedo	84
5.6: Tensión máxima de tracción quinto dedo	84
5.7: Tensión mínima de compresión segundo dedo.....	86
5.8: Tensión mínima de compresión tercer dedo	87
5.9: Tensión mínima de compresión cuarto dedo	87
5.10: Tensión mínima de compresión quinto dedo.....	87
5.11: Tensión de Von Mises.....	89

1 INTRODUCCIÓN

1.1 Medicina e Ingeniería: Bioingeniería

Una de las definiciones más aceptadas de Bioingeniería es aquella propuesta en 1972 por el "Committees of the Engineer's Joint Council" de los Estados Unidos:

"La Bioingeniería es la aplicación de los conocimientos recabados de una fértil cruzada entre la ciencia ingenieril y la médica, tal que a través de ambas pueden ser plenamente utilizados para el beneficio del hombre".

Esta definición implica una colaboración que normalmente no puede obtenerse dentro de la estructura de cada disciplina por separado.

Otra definición, realizada por Heinz Wolff en 1970, es la siguiente:

"La Bioingeniería consiste en la aplicación de las técnicas y las ideas de la ingeniería a la biología, y concretamente a la biología humana. El gran sector de la Bioingeniería que se refiere especialmente a la medicina, puede llamarse más adecuadamente Ingeniería Biomédica".

Definimos **Bioingeniería** o Ingeniería Biológica llamada Ingeniería Biotecnológica (incluyendo a la ingeniería de sistemas biológicos) como una disciplina que aplica conceptos y métodos físico-matemáticos para resolver problemas de las ciencias de la vida, utilizando las metodologías analíticas y sintéticas de la ingeniería.

Mientras que la ingeniería tradicional emplea ciencias físicas y matemáticas para analizar, diseñar y fabricar herramientas inanimadas, estructuras y procesos, la Bioingeniería utiliza las mismas ciencias para estudiar numerosos aspectos de los organismos vivos. Por lo general es utilizada para analizar y resolver problemas relacionados con la salud de los seres humanos. Es la rama de la ingeniería que se ocupa de la aplicación tecnológica de los sistemas biológicos y organismos vivos o sus derivados para la creación o modificación de productos o procesos para un uso específico. Para ello, la ingeniería biotecnológica hace uso de las ciencias naturales (como la química y la física), las matemáticas y otras disciplinas especializadas resultado de la combinación de éstas (por ejemplo la bioquímica, bioingeniería y la biotecnología).

Las aplicaciones están especialmente relacionadas con la salud humana, pero el campo puede ser mucho más general.

Pueden visualizarse cuatro ramas mayores en el campo de la Bioingeniería:

1. **Biónica:** Es la aplicación de los principios de los sistemas biológicos a modelos ingenieriles con el fin de crear dispositivos específicos.
2. **Biología Aplicada:** Es la utilización de los procesos biológicos extendidos a escala industrial para dar lugar a la creación de nuevos productos.
3. **Ingeniería Biomédica:** Es la aplicación de la ingeniería sobre la medicina en estudios con base en el cuerpo humano y en la relación hombre-máquina, para proveer la restitución o sustitución de funciones y estructuras dañadas y para proyectar y luego construir instrumentos con fines terapéuticos y de diagnóstico. Esta es la rama de la Bioingeniería donde se verifica más directamente el impacto entre la medicina y la ingeniería.
4. **Ingeniería Ambiental:** Es el uso de la ingeniería para crear y controlar ambientes óptimos para la vida y el trabajo.

1.2 Biomecánica

El tema que trata este proyecto se debe incluir dentro de la rama Biomédica conocida como

Biomecánica, que puede definirse como un conjunto de conocimientos interdisciplinarios que estudia los modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento y al equilibrio (incluyendo el estático) de los seres vivos.

Tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano. Se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

Está íntimamente ligada a la Biónica y usa algunos de sus principios, ha tenido un gran desarrollo en relación con las aplicaciones de la ingeniería a la medicina, la bioquímica y el medio ambiente, tanto a través de modelos matemáticos para el conocimiento de los sistemas biológicos como en lo que respecta a la realización de partes u órganos del cuerpo humano y también en la utilización de nuevos métodos diagnósticos.

La Biomecánica está presente en diversos ámbitos, aunque tres de ellos son los más destacados en la actualidad:

1. La biomecánica médica, evalúa las patologías que aquejan al cuerpo humano para generar soluciones capaces de evaluarlas, repararlas o paliarlas.
2. La biomecánica deportiva, analiza la práctica deportiva para mejorar su rendimiento, desarrollar técnicas de entrenamiento y diseñar complementos, materiales y equipamiento de altas prestaciones.
3. La biomecánica ocupacional, estudia la relación mecánica que el cuerpo sostiene con los elementos que interactúa en los diversos ámbitos (en el trabajo, en casa, en la conducción de automóviles, en el manejo de herramientas, etc.) para adaptarlos a sus necesidades y capacidades. En este ámbito se relaciona con otra disciplina como es la ergonomía física.

1.3 El Pie, objetivos del proyecto

En el proyecto fin de carrera aquí expuesto complementa aquellos estudios sobre el pie humano realizados por otros investigadores.

El objetivo de este proyecto es la evaluación biomecánica de diferentes técnicas quirúrgicas orientadas al alivio del pie en garra para el tercer momento de apoyo del ciclo de marcha, momento en el cual tan sólo un pie está en contacto con el suelo y formando 90° con éste.

La finalidad es disponer de otra herramienta, para la posibilidad de descubrir causas de diferentes dolores y molestias en pacientes reales, facilitar diagnósticos médicos a problemas concretos y servir de herramienta inicial para la toma de decisiones en una intervención.

Para ello se realizará un estudio comparativo de elementos finitos de tensiones y desplazamientos óseos a nivel de las falanges y metatarsos, debido a la interacción de

éstos con los tendones flexores de los dedos, con el fin de comparar las ventajas e inconvenientes de las técnicas actuales de intervención en los siguientes casos:

1. Caso inicial de un pie sano: donde la disposición de los tendones es la natural en todos los seres humanos.
2. Caso con tendones cortos colocados en las falanges proximales: en este caso la intervención quirúrgica se realiza sobre los tendones cortos recolocándolos en las falanges proximales.
3. Caso con tendones largos colocados en las falanges proximales: es uno de los casos post-operados en el que los cirujanos cortan los tendones flexores largos de los dedos y los recolocan en las falanges proximales.
4. Caso implante liso de 0° en la segunda, tercera y cuarta falange: se ha llevado a cabo intervenciones quirúrgicas mediante la colocación de un implante dentro de las falanges proximal y medial.
5. Caso implante angulado de 10° en la segunda, tercera y cuarta falange: se ha llevado a cabo intervenciones quirúrgicas mediante la colocación de un implante dentro de las falanges proximal y medial.
6. Caso implante liso de 0° en la segunda, tercera y cuarta falange y con tendones cortos colocados en las falanges proximales: se ha llevado a cabo intervenciones quirúrgicas mediante la colocación de un implante dentro de las falanges proximal y medial.
7. Caso implante angulado de 10° en la segunda, tercera y cuarta falange y con tendones cortos colocados en las falanges proximales: se ha llevado a cabo intervenciones quirúrgicas mediante la colocación de un implante dentro de las falanges proximal y medial.
8. Caso implante liso de 0° en la segunda, tercera y cuarta falange y con tendones largos colocados en las falanges proximales: se ha llevado a cabo intervenciones quirúrgicas mediante la colocación de un implante dentro de las falanges proximal y medial.
9. Caso implante angulado de 10° en la segunda, tercera y cuarta falange y con tendones largos colocados en las falanges proximales: se ha llevado a cabo

intervenciones quirúrgicas mediante la colocación de un implante dentro de las falanges proximal y medial.

1.4 Descripción del proyecto

La memoria de este proyecto consta de nueve capítulos con la siguiente distribución:

1. Introducción: se pretende dar una visión global del conjunto del proyecto, los objetivos que se pretenden alcanzar y una definición de la patología del dedo en garra.
2. Anatomía del pie: se da a conocer las partes que conforman el pie humano, nomenclatura y funciones de éstas.
3. Estudio de intervenciones para el alivio del pie en garra: se dará una definición de la patología del pie en garra con los tratamientos actuales para corregirla y se expondrán los modelos a analizar.
4. Modelo computacional: donde se describirán las fases y/o procesos llevados a cabo para la modificación de un modelo computacional por elementos finitos del pie humano para su estudio posterior, aplicando las condiciones de contorno y propiedades, para tratar de dar respuesta a todas restricciones en apoyos, cargas localizadas, propiedades y demás datos necesarios para llevar a cabo los estudios propuestos.
5. Resultados. Comparativa de casos: capítulo en el que se hará un comparativo de distribución de tensiones y desplazamientos entre un caso de disposición real de los tendones flexores de los dedos y los casos post-operados de colocación de implantes y recolocación de dichos tendones (ya descritos en el punto anterior donde se trataban los objetivos del presente proyecto).
6. Discusiones y conclusiones: conclusiones destacadas de los resultados obtenidos.
7. Anexo I: se expondrán las patologías más destacables de los dedos del pie.
8. Anexo II: donde se muestra una distribución general de un archivo “.inp” Modificado de uno de los modelos a estudiar.

2 ANATOMÍA DEL PIE

El pie es la extremidad del miembro inferior que se apoya en el suelo y soporta el peso del cuerpo; está formado por el tarso, metatarso y dedos.

La estructura del pie es similar a la de la mano, con ciertas diferencias que lo adaptan para soportar peso. Ejemplo de ello es la mayor solidez y la menor movilidad del dedo gordo del pie, en comparación con el pulgar de la mano. Además, los huesos del pie se mantienen unidos de tal modo que forman arcos elásticos en sentido longitudinal y en sentido transversal. Los arcos proporcionan mayor fuerza de soporte para una determinada cantidad de material estructural que cualquier otro tipo de disposición. Por tanto, la construcción de arcos en dos direcciones constituye una base muy estable. El arco longitudinal tiene una parte interna y una parte externa. Ambas están formadas por la colocación de los huesos tarsianos y metatarsianos. Concretamente, algunos de los huesos del tarso (calcáneo, astrágalo, escafoides y cuñas) y los tres primeros metatarsianos (empezando por el dedo gordo) forman el arco longitudinal interno. El calcáneo y el cuboides del tarso, más el cuarto y el quinto metatarsianos, forman el arco longitudinal externo. El arco transversal es el resultado de la disposición de la fila distal de huesos del tarso y de los cinco metatarsianos. Potentes ligamentos y tendones de los músculos de la pierna mantienen firmemente los huesos del pie en sus posiciones en arco. Sin embargo, no es raro que se debiliten, haciendo que los arcos se aplanen, cuadro denominado acertadamente de arcos caídos o pies planos. Por lo general, los huesos del tarso y del metatarso desempeñan un importante papel en el funcionamiento del pie como estructura de soporte, con una relativamente escasa importancia de las falanges, lo contrario de lo que sucede en la mano. En consecuencia, las falanges de los dedos son lo importante y los huesos del carpo y del metacarpo son secundarios.

Las partes y tipos de componentes que forman el pie humano atendiendo al tipo de tejido son:

1. Óseo
2. Muscular
3. Tendinoso

En los casos a tratar de éste proyecto el conjunto de vasos sanguíneos que pasan por el pie han sido suprimidos y la introducción anatómica del grupo muscular será obviada debido a que no será necesaria su utilización para el análisis.

2.1 Tejido óseo

El hueso o tejido óseo es una de las formas más especializadas de tejido conjuntivo. Las células maduras del hueso, los osteocitos, están empotradas en un material matriz distinto, que contiene fibras de colágeno y cristales de sales minerales. Los cristales de minerales inorgánicos constituyen aproximadamente el 66% de toda la matriz extracelular y son responsables de la dureza del hueso.

I. Tejido óseo compacto

El tejido óseo que conforma la cubierta dura de un hueso se denomina tejido óseo compacto. La unidad estructural básica del hueso compacto es la osteona microscópica o sistema haversiano. Los osteocitos, o células óseas, están situados en pequeños espacios o lagunas dispuestas en capas concéntricas de matriz ósea y a las que se conoce como laminillas. Los pequeños canales, denominados canalículos, conectan las lagunas y sus osteocitos con los vasos sanguíneos nutricios que se encuentran en el conducto de Havers central.

Los osteocitos maduros se encuentran realmente envueltos por una matriz ósea densa. En un momento dado fueron células formadoras de hueso activas, denominadas osteoblastos. No obstante, a medida que se rodean de hueso, quedan envueltas y dejan de sintetizar nueva matriz ósea. Otro tipo de célula ósea, es osteoclasto, o célula destructora de hueso, puede disolver el hueso que rodea al osteocito maduro y liberarlo de nuevo para que se convierta en un osteoblasto activo. Como consecuencia, el hueso maduro puede crecer y remodelarse gracias a la actividad simultánea de los osteoclastos que degradan y eliminan el tejido óseo existente a medida que los osteoblastos depositan nuevo hueso.

II. Tejido óseo esponjoso (trabecular)

Dentro de muchos huesos existe una red de tejido óseo esponjoso o trabecular. Se dispone en delgadas trabéculas, que forman una trama para dar soporte a un tejido más blando, la médula ósea roja. Esta médula ósea roja se llama también tejido mieloide y se trata de un tipo de tejido reticular en el que se encuentran las células madre responsables de la producción de varios tipos de células de la sangre.

La red de trabéculas también da soporte interno al hueso, de una forma parecida a como el patrón entrecruzado de las vigas del techo de un edificio soporta el peso del tejado. Como el aspecto de este hueso a primera vista recuerda a una esponja, en

ocasiones se denomina tejido óseo esponjoso. La presencia de muchas trabéculas justifica su otro nombre tejido óseo trabecular.

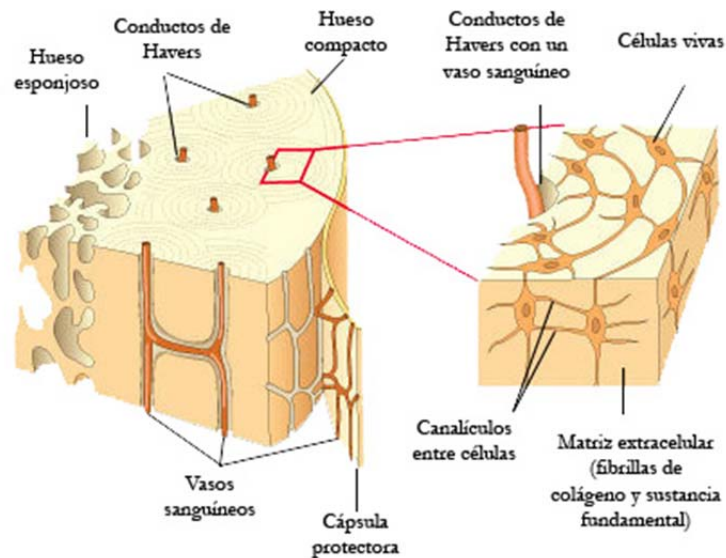


Figura 2.1: Tejido óseo compacto y esponjoso.

2.1.1 Esqueleto del pie

Se compone de un total de 26 huesos, y al igual que los de la mano, se subdividen en tres grandes grupos:

1. Tarso
2. Metatarso
3. Falanges

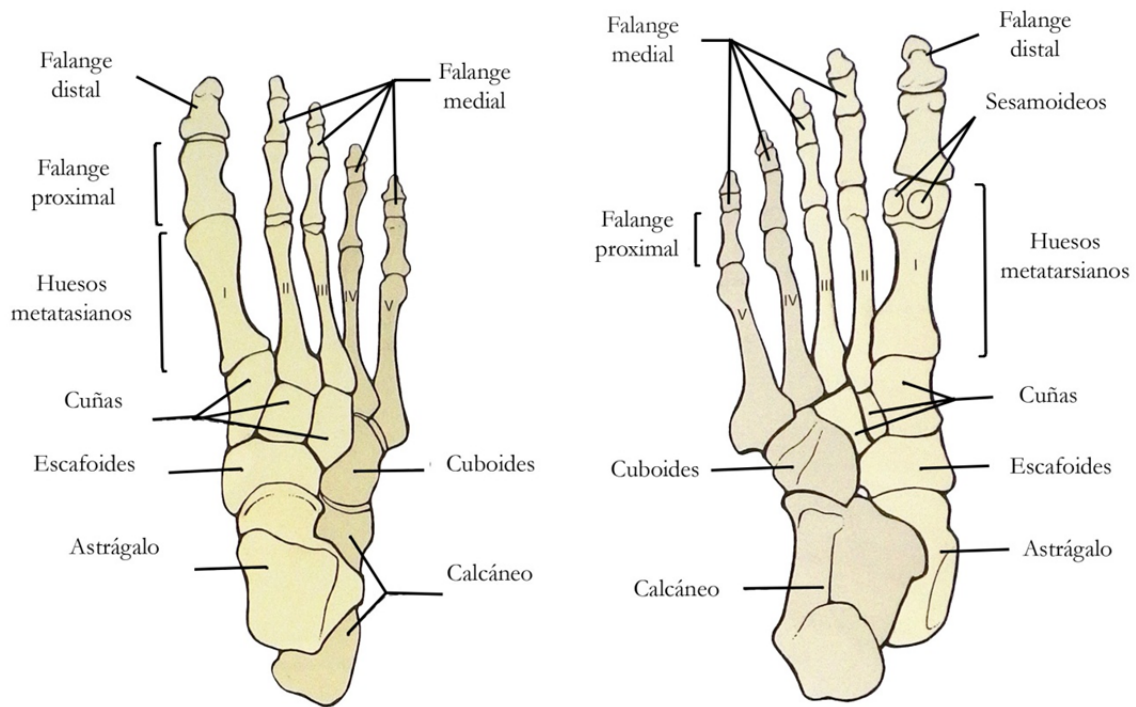


Figura 2.2: Visión plantar y proximal de los huesos del pie.

2.1.1.1 Tarso

Macizo óseo que ocupa la mitad posterior del pie. Está formado por siete huesos cortos, dispuestos en dos filas: una anterior y otra posterior. La fila posterior está constituida por dos huesos, el astrágalo y el calcáneo. La fila anterior comprende el resto de huesos: el cuboides, el escafoides y los tres cuneiformes (medial, intermedio y lateral).

El astrágalo y el calcáneo están superpuestos; mientras que los 5 huesos de la segunda fila se encuentran yuxtapuestos, resulta de esto que el tarso es más estrecho por detrás que por delante, a pesar de que los huesos de la fila posterior son más voluminosos que los de la fila anterior.

El conjunto tarso está dispuesto de tal forma que genera una bóveda, cóncava hacia abajo, en que descansa todo el peso del cuerpo.

I. Astrágalo

Hueso corto, aplanado de arriba a abajo y alargado de adelante a atrás. Forma el vértice de la bóveda tarsiana y se articula: por arriba con los huesos de la pierna; por abajo con el calcáneo y por delante con el escafoides.

En él se distinguen:

A. Tres segmentos:

1. Cuerpo: segmento posterior y voluminoso que comprende aproximadamente los tres cuartos posteriores del hueso.
2. Cabeza: segmento anterior y redondeado.
3. Cuello: segmento intermedio, corto y estrecho.

B. Seis caras:

1. Cara superior: (Fig. 2.3) Ocupada en toda la extensión del cuerpo del hueso por una superficie articular, en forma de polea, convexa de adelante a atrás y cóncava transversalmente, que es la polea astragalina. Esta se articula con la tibia; es más ancha por delante que por detrás; su vertiente interna es un poco más estrecha que la externa. Está limitada lateralmente por dos bordes semicirculares; el borde interno es obtuso; el extremo, más elevado que el interno, es agudo en su parte media, y cortado en bisel hacia sus extremidades, sobre todo hacia atrás, donde el borde externo de la polea está representado por una faceta triangular muy alargada, de base posterior. Por delante de la polea, la cara superior del astrágalo se estrecha y corresponde al cuello, está desviada hacia dentro y deprimida en forma de canal transversal, que recibe el reborde anterior de la tibia en los movimientos de flexión de la pierna sobre el pie. Presenta una cresta rugosa transversal para la inserción de la cápsula tibio-tarsiana y del ligamento astrágalo-escafoideo superior.

2. Cara inferior: (Fig. 2.3) La cara inferior se articula con el calcáneo por dos superficies articulares, una anterior y otra superior, separadas una de la otra por un canal. El canal, llamado ranura o surco astragalino, es oblicuo hacia delante y hacia fuera, y se ensancha de atrás a adelante. Su superficie, así como la del canal correspondiente del calcáneo, está cubierta de rugosidades determinadas por la inserción del ligamento astrágalo-calcáneo interóseo. Las dos superficies articulares tienen su eje mayor dirigido en el mismo sentido que la ranura que las separa. La superficie anterior es convexa; con bastante frecuencia está subdividida en dos facetas secundarias. Forma parte de la superficie articular de la cabeza del astrágalo. La superficie posterior tiene la forma de un segmento de cilindro hueco,

cuya concavidad sigue el eje mayor de la faceta. En un tercio de los casos, aproximadamente, se prolonga hacia delante, sobre esa porción ántero-externa del cuerpo del hueso, que, en los movimientos de flexión o de rotación del pie, se apoya sobre la apófisis mayor del calcáneo.

3. Cara externa: (Fig. 2.4) Esta cara se articula con el maléolo externo por una superficie articular lisa, triangular, de base superior, cóncava de arriba a abajo, llamada faceta peronea o maleolar externa. La base de esta faceta se confunde con el borde externo de la polea astragalina. El vértice, inferior, desviado hacia fuera, se apoya sobre una eminencia de la cara externa, conocida con el nombre de apófisis externa del astrágalo. Por delante de la faceta peronea, la cara externa del astrágalo está representada por la cara externa rugosa del cuello, hundida con la relación a la faceta peronea.

4. Cara interna: (Fig. 2.4) Presenta en su parte posterior una faceta articular en forma de coma, cuya extremidad gruesa está hacia delante y cuyo borde convexo se confunde con el borde lateral interno de la polea astragalina. Esta faceta recibe el nombre de faceta tibial o maleolar interna; se articula con el maléolo interno. Debajo de esta faceta se ve una superficie rugosa, excavada, en la cual se fija el haz profundo del ligamento interno de la articulación tibio-tarsiana. Por delante Figura 2.4: Cara externa (derecha) e interna (izquierda) de la faceta tibial, la cara interna del astrágalo está constituida por la cara interna y rugosa del cuello.

5. Cara anterior: Esta cara llamada cabeza del astrágalo, es una eminencia convexa, articular, alargada transversalmente, que está en continuidad por abajo y por detrás con la faceta ántero-interna de la cara inferior del hueso. Si se considera en conjunto la superficie articular de la cabeza, ésta comprende tres campos o segmentos, cuya demarcación es, en general, visible: un segmento ántero-superior, que se articula con el escafoides; un segmento medio, situado detrás del precedente, en relación con el ligamento calcáneo-escafoideo inferior; finalmente, un segmento ínfero-posterior, constituido por la faceta ántero-interna de la cara inferior del astrágalo.

6. Cara posterior: Situada detrás de la polea astragalina, que está muy inclinada hacia atrás, la cara posterior es muy estrecha y comparable a un

borde. Se ve en ella, en su parte interna, un canal oblicuo hacia abajo y hacia dentro, en relación con el tendón del flexor largo propio del dedo grueso. Este canal está limitado por dos tubérculos, uno interno y otro externo más acusado que el interno. El tubérculo externo de inserción al fascículo peroneo-astragalino posterior del ligamento lateral externo. Algunas veces existe un huesecillo, soldado al tubérculo externo o articulado con él, que es el hueso trígono. el hueso trígono existe normalmente en ciertos vertebrados inferiores.



Figura 2.3: Visión plantar y proximal del astrágalo.

II. Calcáneo

El calcáneo es el más voluminoso de los huesos del tarso. Está situado debajo del astrágalo, en la parte posterior e inferior del pie. Forma la eminencia del talón. Es alargado de adelante a atrás, aplanado transversalmente y se reconocen en él seis caras:

A. Cara superior: Ésta comprende dos segmentos:

1. Segmento anterior, cubierto por el astrágalo, presenta dos superficies articulares alargadas, y cuyo eje mayor es oblicuo hacia delante y hacia fuera; una anterior, cóncava, dividida frecuentemente en dos facetas secundarias; la otra, posterior. estas dos superficies están en relación con las facetas articulares de la cara inferior del astrágalo y además están separadas la una de la otra por un surco oblicuo hacia adelante y hacia fuera, que es el surco calcáneo, el cual se ensancha de atrás a adelante, y forma, oponiéndose al surco astragalino, el conducto astrágalo-calcáneo, o seno del tarso.

2. Segmento posterior, que se extiende por detrás del astrágalo. Es desigual, está lleno de agujeros y es convexo transversalmente y cóncavo de adelante a atrás.

B. Cara inferior: Es estrecha, convexa de afuera a dentro y cóncava de adelante a atrás. En esta cara se ven tres tuberosidades: una es anterior, y las otras dos son posteriores. De las dos tuberosidades posteriores, la interna, la más voluminosa, da inserción al flexor corto plantar y al aproximador del dedo grueso; la externa da inserción al separador del dedo pequeño. La tuberosidad anterior, redondeada, sirve para inserciones ligamentosas. Entre las tuberosidades anterior y posterior, la cara inferior del calcáneo está perforada por numerosos agujeros vasculares, y recorrida por estrías longitudinales en relación con los haces del ligamento calcáneo-cuboideo.

C. Cara externa: Esta cara es casi plana y rugosa. Presenta en su mitad anterior un tubérculo, que separa el canal del peroneo lateral largo, que está debajo del tubérculo, del canal del peroneo lateral corto, que está por encima. Se encuentra por detrás y por encima del tubérculo de los peroneos laterales, a un centímetro aproximadamente por debajo de la superficie articular posterior del calcáneo, un saliente rugoso, que da inserción al haz peroneo-calcáneo del ligamento externo de la articulación tibio-tarsiana.

D. Cara interna: La cara interna está ocupada por un ancho canal, dirigido oblicuamente hacia abajo y hacia delante, llamado canal calcáneo. Este está limitado por detrás y por abajo por la tuberosidad interna de la cara inferior; por delante y por arriba, por una voluminosa eminencia, llamada apófisis menor del calcáneo. Esta apófisis soporta la faceta articular ántero-interna de la cara superior del calcáneo. Está a su vez excavada por dos canales. Uno ocupa su cara inferior y corresponde al tendón del flexor propio del dedo grueso. El otro sigue el vértice de la apófisis y está en relación con los tendones del flexores comunes de los dedos (se hará mención a estos últimos en el capítulo seis, dedicado a los flexores de los dedos).

E. Cara posterior: Es estrecha y lisa por arriba y rugosa y ancha en su mitad inferior, donde se inserta el tendón de Aquiles. 6. Cara anterior: Esta cara se encuentra en la extremidad de la apófisis mayor del calcáneo. Se da este nombre a la parte anterior, un poco estrechada, de este hueso. La cara anterior del calcáneo es

una superficie articular relacionada con el cuboides. Es convexa transversalmente; en sentido vertical, es cóncava por arriba y convexa por abajo.

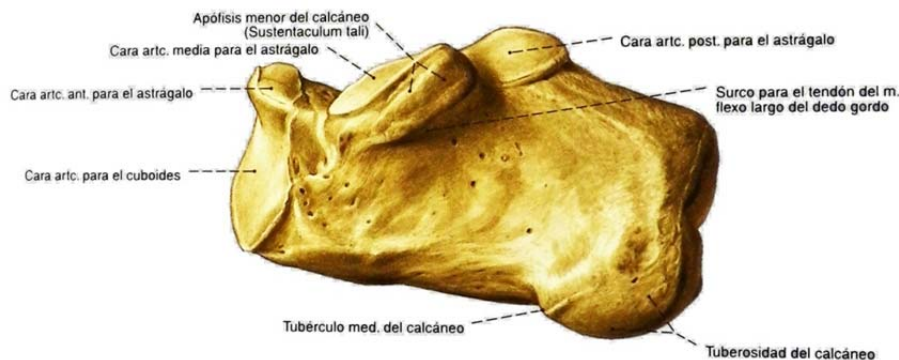


Figura 2.4: Visión medial del calcáneo derecho.

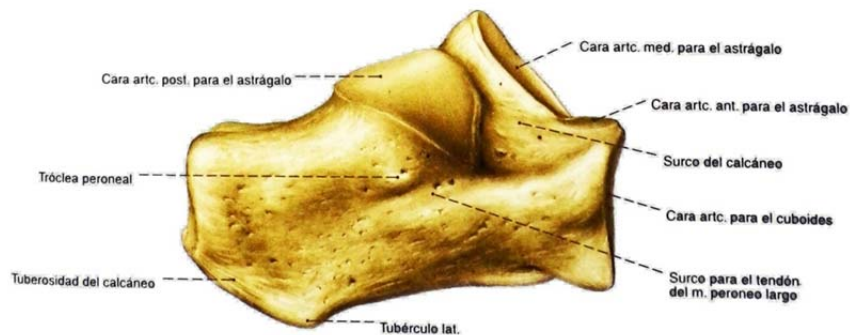


Figura 2.5: Visión lateral del calcáneo derecho.

III. Cuboides

El cuboides está situado delante del calcáneo, en el lado externo del pie. Tiene la forma de un prisma triangular o de una cuña, cuya arista, situada en el borde externo del pie, resulta de la convergencia de las caras plantar y dorsal del hueso. Describiremos en el cuboides cuatro caras, una base y un borde externo o arista:

- A. Cara dorsal: Es rugosa y está inclinada hacia abajo y hacia fuera.
- B. Cara plantar: Está atravesada por una cresta obtusa y ancha, dirigida oblicuamente hacia delante y hacia dentro. Delante de esta cresta, llamada cresta del cuboides, se ve un canal en relación con el tendón del peroneo lateral largo. Este tendón se refleja, en efecto, sobre la vertiente anterior de la cresta, cuya mitad externa está ocupada por una impresión ovalada, en relación con el hueso

sesamoideo del peroneo lateral largo. Detrás de la cresta del cuboideo, la cara plantar está deprimida, es rugosa y da inserción al ligamento calcáneo-cuboideo.

C. Cara posterior: Esta se articula con el calcáneo. La superficie articular es cóncava transversalmente; en sentido vertical es convexa por arriba y cóncava por abajo. Está prolongada hacia dentro, hacia abajo y hacia atrás, por una eminencia, llamada apófisis piramidal.

D. Cara anterior: Esta cara es también articular y presenta dos facetas separadas por una cresta obtusa, oblicua hacia abajo y hacia dentro. Estas dos facetas articulares corresponden al cuarto y quinto metatarsianos.

E. Cara interna: La cara interna o base se articula con la tercera cuña por medio de una faceta plana, triangular y ovalada, situada en su parte media. Detrás de esta superficie articular existe una segunda faceta más pequeña, alargada de arriba a abajo, que corresponde al escafoides. En el resto de su extensión, esta superficie está cubierta de rugosidades destinadas a inserciones ligamentosas.

F. Borde externo o arista: Descrito frecuentemente con el nombre de cara externa, forma parte del borde externo del pie. Presenta una escotadura correspondiente a la extremidad externa del canal del peroneo lateral largo.

IV. Escafoides

Situado y articulado delante del astrágalo, consta de las siguientes partes:

A. Cara posterior: Es cóncava, lisa, elíptica y se articula con la cabeza del astrágalo.

B. Cara anterior: Convexa, articular, está dividida por dos crestas obtusas en tres facetas triangulares, que se hallan en relación con las tres cuñas. La faceta interna es convexa; las otras dos son aproximadamente planas.

C. Bordes: Los bordes, también llamados caras, son: uno superior y otro inferior. Los dos son rugosos y anchos, y dan inserción a ligamentos.

D. Extremidades: Son: una interna y otra externa. La extremidad interna está constituida por una eminencia redondeada, saliente hacia dentro y hacia abajo, llamada tubérculo del escafoides, en el cual se inserta el tendón del tibial posterior.

La extremidad externa, convexa, rugosa, presenta frecuentemente junto a la cara anterior una pequeña superficie, que corresponde al cuboides.

V. Cuneiformes

Son un total de tres, dichas cuñas están situadas delante del escafoides y articuladas entre sí. Se designan con los nombres de primera o medial, segunda o intermedia y tercera o lateral, contándolas de dentro a fuera. Tienen, como indica su nombre, la forma de una cuña, la primera con la base plantar y las otras dos con la base dorsal. Se pueden considerar, por consiguiente, en cada una cuatro caras, una base y una arista.

A. Primera o medial: Está situada en el borde interno del pie, entre el escafoides y el primer metatarsiano. La cara posterior de la primera cuña, triangular y cóncava, se articula con la faceta interna de la cara anterior del escafoides. La cara anterior, también articular, un poco convexa, en forma de media luna cóncava hacia fuera, corresponde al primer metatarsiano. La cara interna es rugosa y presenta, en su parte anterior e interior, la impresión de inserción, redondeada y saliente, del músculo tibial anterior. La cara externa se articula: 1º, con la segunda cuña, por una superficie en escuadra, cuyas ramas vertical y horizontal siguen los bordes posterior y superior de esta cara; 2º, con el segundo metatarsiano, por una pequeña superficie articular, situada delante de la rama horizontal de la superficie en escuadra. El resto de la superficie externa está cubierto de rugosidades, destinadas a inserciones ligamentosas. La cara inferior o base, rugosa, convexa, presenta por detrás una eminencia, que da inserción a uno de los tendones del tibial posterior. El borde superior o arista es ancho y romo por delante, y delgado y cortante por detrás.

B. Segunda o intermedia: Está situada entre la primera y la tercera, que sobresalen por delante de ella. La cara posterior de este hueso es triangular, ligeramente cóncava y se articula con la faceta media de la cara anterior del escafoides. La cara anterior, triangular y ligeramente convexa, se articula con el segundo metatarsiano. Las caras laterales presentan por detrás una superficie articular, en forma de escuadra en la cara interna, y alargada verticalmente en la cara externa. Por estas dos facetas se articula la segunda cuña con la primera por dentro, y con la tercera por fuera. La cara superior o base es cuadrilátera y rugosa. el borde plantar o arista es agudo y rugoso.

C. Tercera o lateral: Está situada por fuera de la segunda cuña y por dentro del cuboides. Su cara posterior, ligeramente cóncava, triangular, se articula con la faceta

externa de la cara anterior del escafoides. Su cara anterior, articular también, es plana, triangular y corresponde al tercer metatarsiano. Su cara externa presenta por detrás una faceta articular plana para el cuboides, y en su límite anterior, una banda articular estrecha para el cuarto metatarsiano. Su cara superior o base es rugosa. Su borde plantar o arista es ancho, saliente y rugoso.

2.1.1.2 Metatarso

El metatarso (fig. 2.6) se compone de cinco huesos largos, los metatarsos. Por detrás, se articulan con los huesos de la segunda fila del tarso, y por delante, con las primeras falanges de los dedos. Se designan con los nombres de primero, segundo, tercero, cuarto y quinto metatarsianos, contando de dentro a fuera. Presentan caracteres generales comunes, que les diferencian de los otros huesos, y caracteres particulares, que permiten distinguirlos unos de otros.

A. Caracteres comunes a todos los metatarsianos

1. El cuerpo, prismático triangular, ofrece: una cara dorsal estrecha, más ancha por detrás que por delante; dos caras laterales, que limitan con la del metatarsiano vecino; un espacio intermetatarsiano o espacio interóseo; dos bordes laterales dorsales, uno interno y otro externo; un borde inferior o plantar, curvo, de concavidad inferior. Los metatarsianos dan inserción a los músculos interóseos.
2. La extremidad posterior o base tienen la forma de una cuña, cuya base es superior, y la arista, plantar. Se reconocen en ella: una cara posterior articular, de forma triangular, en relación con los huesos del tarso, y dos caras laterales articuladas con los metatarsianos vecinos por facetas articulares, que ocupan la parte postero-superior de estas caras.
3. La extremidad anterior o cabeza es aplanada transversalmente. Termina por una superficie articular convexa, mucho más extendida por el lado plantar que por el dorsal. La superficie articular está rodeada por arriba y lateralmente, por un surco rugoso muy aparente. A los lados se encuentra, por detrás del surco, un tubérculo, en el cual se inserta el ligamento de la articulación.

B. Caracteres particulares de los metatarsianos

1. Primer metatarsiano: Es más corto y más grueso que los otros. Su base presenta una superficie articular, semilunar, cóncava de eje mayor vertical, y dos eminencias, los tubérculos interno y externo. El tubérculo interno está en la extremidad posterior del borde interno del hueso, y da inserción a un haz del tibial anterior. El tubérculo externo, llamado también apófisis o tuberosidad del primer metatarsiano, más saliente que el interno, sobresale por abajo, por fuera y un poco por detrás; está determinado por la inserción del peroneo lateral largo. La cabeza del primer metatarsiano, voluminosa, es aplanada de arriba a abajo. En su cara inferior se observan dos depresiones, ántero-posteriores, en relación con los huesos sesamoideos.

2. Segundo metatarsiano: Este metatarsiano es el más largo de todos. La cara posterior de su base se articula por una faceta cóncava y triangular con el segundo cuneiforme. En la cara lateral interna de su base se encuentran dos facetas articulares: una posterior, para la primera cuña, y otra anterior, para el primer metatarsiano. La cara lateral externa de la base presenta una faceta articular posterior pequeña, en relación con la tercera cuña, y dos facetas anteriores, separadas una de la otra por una depresión ántero-posterior; estas dos últimas corresponden al tercer metatarsiano.

3. Tercer metatarsiano: La base de este metatarsiano se articula por una faceta posterior plana y triangular con el tercer cuneiforme; por dos facetas superpuestas con el segundo metatarsiano; y por una sola faceta oval, con el cuarto.

4. Cuarto metatarsiano: La base de este presenta: 1º, una faceta articular posterior, plana y cuadrilátera, para el cuboides; 2º, una faceta externa, triangular para el quinto metatarsiano; 3º, dos facetas internas, una anterior para el tercer metatarsiano, y otra posterior para la tercera cuña.

5. Quinto metatarsiano: Su extremidad posterior, articulada con el cuboides por medio de una faceta plana triangular, es aplanada de arriba a

abajo, por una fuerte apófisis, el tubérculo del quinto metatarsiano, en el cual se inserta el tendón del peroneo lateral corto.

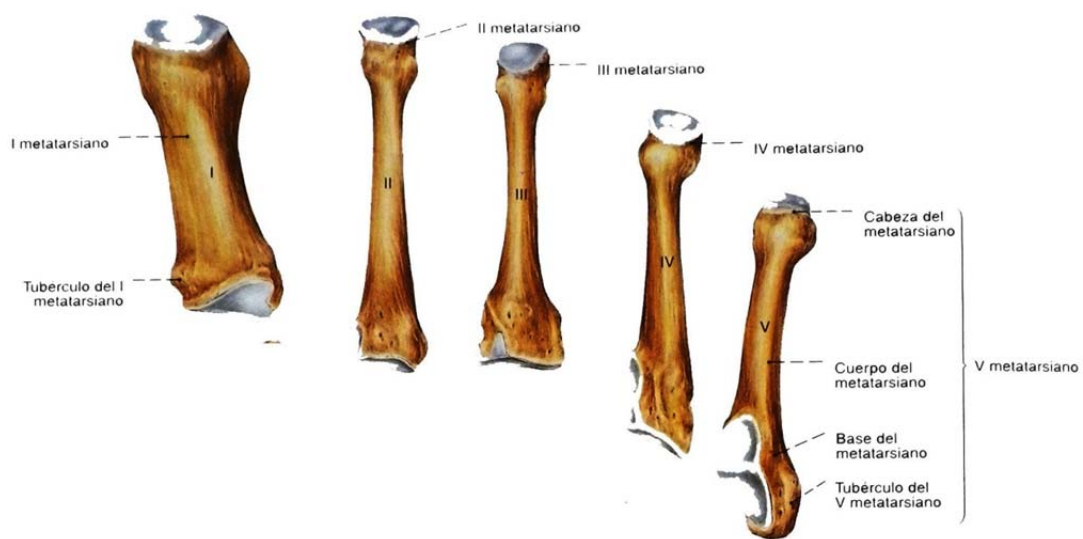


Figura 2.6: Visión proximal de los huesos metatarsianos.

2.1.1.3 Falanges

Las falanges de los dedos del pie se asemejan a las de los dedos de la mano por su disposición, su forma y su manera de desarrollarse. No se diferencian de ellas más que por sus dimensiones, que son muy reducidas, excepto las falanges del dedo grueso, que son muy voluminosas. Este grupo consta de un total de catorce huesos: tres para cada una de las falanges excepto para el dedo grueso que solo tiene dos. Estas reciben el nombre de:

- A. Proximal: Reciben el nombre de falanges proximales aquellas que se encuentran inmediatamente siguientes a cada uno de los metatarsianos y articuladas en ellos en lo que se conoce como articulación metatarso-falángica.
- B. Medial: Articulada en la parte posterior con el hueso o pieza proximal y en su parte anterior con el distal respectivo.
- C. Distal: Extremo de los dedos del pie, articulado en su parte posterior con sus respectivas piezas mediales.

Destacar que para el caso del dedo gordo existe la diferencia con respecto al resto de dedos en que solo consta de pieza proximal y distal (ambas de un volumen considerablemente alto en relación con el resto de falanges).

2.1.2 Articulaciones del pie

Las articulaciones del pie son numerosas y complejas; unen los huesos del tarso entre sí además de conectarlos con los del metatarso. Son las que a continuación se exponen:

1. La articulación calcaneoastragalina, denominada también subastragalina.
2. La articulación mediotarsiana o de Chopart.
3. La articulación tarsometatarsiana o de Lisfranc.
4. Las articulaciones escafo cuboidea y escafo cuneales.

Estas articulaciones tienen una doble función:

- En primer lugar, orientar el pie con respecto a los otros dos ejes para que el pie se pueda orientar correctamente con respecto al suelo sea cual sea la posición de la pierna y la inclinación del terreno.
- En segundo lugar, modificar tanto la forma como la curva de la bóveda plantar para que el pie se pueda adaptar a las desigualdades del terreno además de crear, entre el suelo y la pierna, transmitiendo el peso del cuerpo, un sistema que amortigüe dando al paso elasticidad y flexibilidad.

Por lo tanto, el papel que desempeñan estas articulaciones es primordial. Por el contrario, las articulaciones de los dedos metatarsofalángicas e interfalángicas son mucho menos importantes que sus equivalentes en la mano.

Sin embargo, una de ellas desempeña un papel esencial en el desarrollo del paso: la articulación metatarsofalángica del dedo gordo.

2.1.3 Articulación subastragalina

Constituida por dos articulaciones morfológicamente independientes, pero que funcionalmente se movilizan por intermedio de un eje común para ambas. Clásicamente se describen dos cámaras articulares: una cámara posterior o astragalocalcánea y otra anterior o astragalocalcaneo escafoidea, que morfológicamente son articulaciones de tipo trocoide y enartrosis, respectivamente. Al superponerse el astrágalo sobre el calcáneo se enfrentan entre sí las ranuras astragalina y calcánea, quedando así constituido el denominado seno del tarso que separa ambas cámaras articulares.

Ocupando el seno del tarso, se encuentra el ligamento astragalocalcáneo o interóseo, que une ambos huesos entre sí. Sus fascículos son de mayor longitud en su parte anterior y se adaptan a la forma del seno. Las fibras ligamentosas se orientan en dos planos (anterior y posterior), y entre ambos hay planos de grasa e incluso una bolsa serosa. Pueden considerarse como dos ligamentos para cada una de las articulaciones subastragalinas: las fibras posteriores forman el ligamento anterior de la articulación astragalocalcánea y las anteriores, el ligamento posterior de la articulación astragalocalcaneoescafoidea.

➤ Articulación astragalocalcánea (a. talocalcanea).

Se denomina también astragalocalcánea posterior o posterodistal del tobillo. Las carillas articulares son, por parte del astrágalo, la superficie articular calcánea posterior, es decir, la que se labra en la cara inferior del cuerpo del astrágalo. Es de forma ovalada, fuertemente cóncava según su eje mayor, dirigido hacia delante y hacia fuera. Por parte del calcáneo interviene su carilla denominada superficie articular astragalina posterior, que es un segmento de cilindro macizo adaptado a la superficie astragalina. Desde el punto de vista morfológico, la articulación se incluye dentro de las trocoides.

Como corresponde a toda diartrosis, presenta una cápsula insertada en las proximidades de las superficies articulares, con su correspondiente sinovial. La cápsula se encuentra reforzada por ligamentos, denominados astragalocalcáneos: a) anterior, que no es sino el plano posterior del ligamento interóseo del seno del tarso, ya descrito; b) posterior, formado por fibras que se extienden desde el tubérculo posteroexterno del astrágalo a la cara posterior del calcáneo; c) astragalocalcáneo externo, que sigue la misma dirección que el peroneocalcáneo, pero situándose por delante de éste, y d) astragalocalcáneo interno, que cierra por dentro el seno del tarso, constituyéndose a partir de fibras del ligamento deltoideo que se insertan en la apófisis menor del calcáneo.

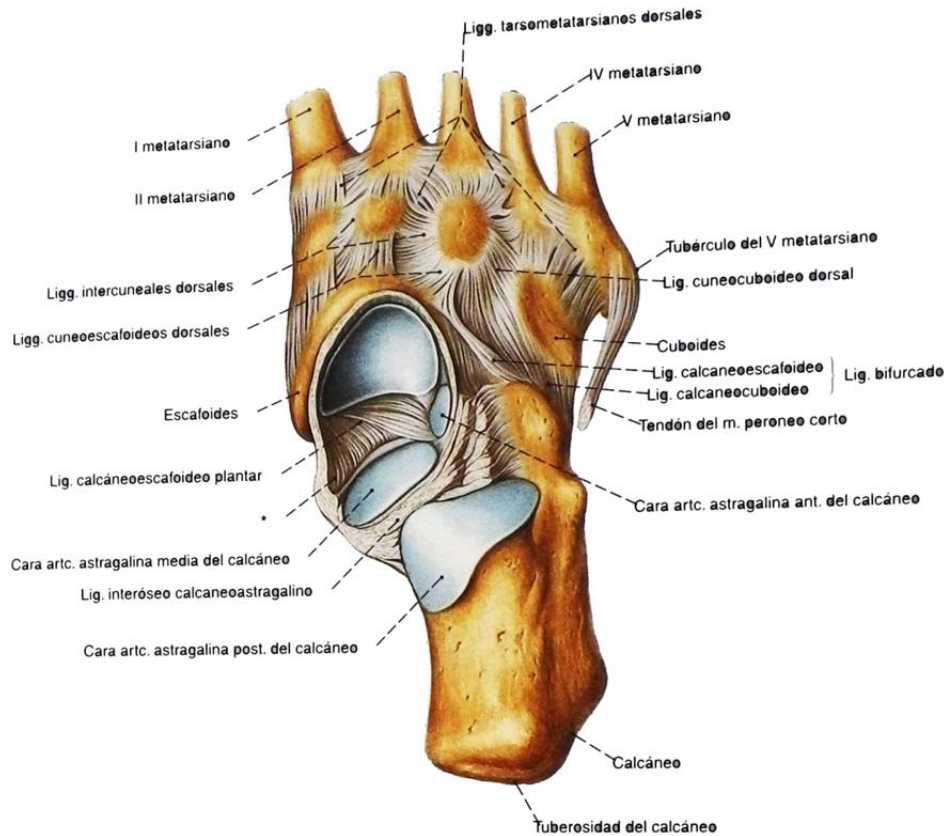


Figura 2.7: Visión proximal de las articulaciones del pie derecho después de extraer el astrágalo.

* *Lámina rígida de tejido conjuntivo situada entre el ligamento calcáneo escafoideo plantar y la porción tibioescafoidea del ligamento deltoideo que recibe la extremidad medial de la cabeza del astrágalo.*

➤ Articulación subastragalina anterior (a. talocalcaneonavicularis)

La segunda, o cámara anterodista, es una enartrosis. Desde un punto de vista funcional ha sido llamada articulación distal del tobillo. La cabeza del astrágalo se aloja en una cavidad denominada por algunos autores, acetabulum pedis, contribuyendo a formar una enartrosis. El techo de dicho acetábulo lo forma el ligamento astragaloescafoideo dorsal y el repliegue capsular, mientras que el fondo corresponde a la superficie articular dorsal del escafoides. El suelo está constituido por las superficies articulares anterior y media del calcáneo y por el ligamento calcaneoescafoideo plantar, cuya cara superior (que forma parte de la cavidad articular descrita) se encuentra revestida de cartílago hialino, hecho este que da robustez a la articulación, siendo comparable a un rodete glenoideo. La pared medial está constituida por el ligamento calcaneoescafoideo superior y medial; la pared lateral, por el ligamento calcaneoescafoideo lateral (rama del ligamento bifurcado) y por el repliegue capsular. La cápsula articular se inserta en los límites de las superficies

articulares, con excepción de la cara dorsal del escafoides y del cuello del astrágalo, donde se inserta a cierta distancia del revestimiento cartilaginoso de éstos.

Esta articulación se sitúa en la zona de cruce de las dos columnas óseas del pie, contribuyendo de manera importante a su forma. Está reforzada por un auténtico nudo o dispositivo ligamentoso formado por los tendones de los músculos tibial posterior, flexor largo de los dedos y flexor largo del dedo gordo.

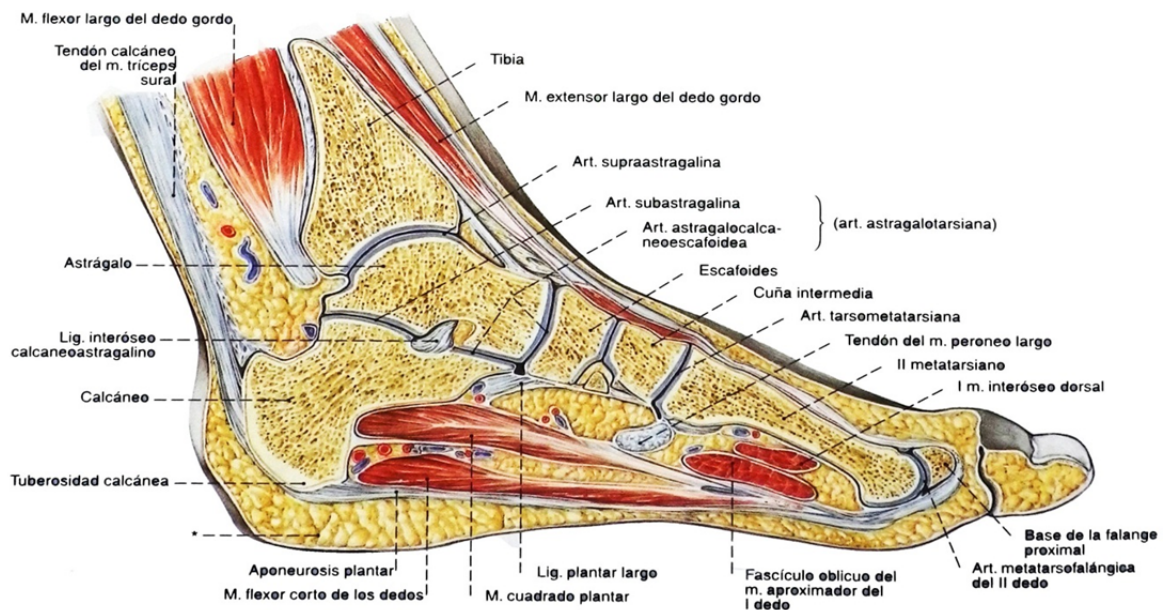


Figura 2.8: Visión medial de la articulación tibioastragalina y astragalocalcaneoescafoidea derechas en un corte sagital por el centro de la tróclea del astrágalo.

** Cuerpo adiposo del calcáneo*

2.1.3.1 Articulación mediotarsiana o de Chopart

Término más quirúrgico que morfológico, define la interlínea articular formada por la doble unión que constituyen las articulaciones de los huesos de la primera fila del tarso con los de la segunda. Dicha interlínea (articulación mediotarsiana o de Chopart) tiene en su conjunto forma de “S” tumbada, convexa hacia atrás en la parte externa de la línea o articulación calcaneocuboidea, y cóncava en el mismo sentido en la parte interna de la línea o articulación astragaloescafoidea (a. talonavicular).

Ambas articulaciones tienen un ligamento común, el denominado ligamento clave de la articulación de Chopart, ligamento en “Y” o “V”, el cual es necesario cortar para desarticular el pie a este nivel. Está situado en el espacio comprendido entre la apófisis

mayor del calcáneo, el cuboides y el escafoides. Se inserta por un origen común en la apófisis mayor del calcáneo y se divide en dos fascículos, uno para el calcáneo y otro para el cuboides.

La articulación calcáneocuboidea, de tipo selar, se moviliza más en combinación con la subastragalina que con la astragaloescafoidea. La refuerzan, además del ligamento en “Y”, los ligamentos calcaneocuboideos y los ligamentos (corto y largo) plantares. El tendón del músculo peroneo lateral largo colabora activamente en su estabilización. La sinovial de esta articulación es independiente.



Figura 2.9: Articulación de Chopart.

2.1.3.2 Articulación tarsometatarsiana o de Lisfranc (A. tarsometatarsales).

Es la que se establece entre la extremidad proximal de los metatarsianos y la distal del tarso, es decir, con el cuboides y las tres cuñas. El primer metatarsiano se articula con la primera cuña. El segundo metatarsiano se introduce entre los huesos del tarso, de manera que se articula proximalmente con la segunda cuña y lateralmente con la primera y tercera cuñas. El tercer metatarsiano se articula también con la tercera cuña. Los metatarsianos cuarto y quinto se articulan con el cuboides. De esta manera existe entre el tarso y el metatarso un auténtico engranamiento.

En conjunto, la línea articular no es una línea recta, sino oblicua por detrás y por fuera, fácilmente determinable. En el lado interno tomamos, como puntos de referencia, un través de dedo por delante del tubérculo del escafoides. Lateralmente, es el tubérculo

del quinto metatarsiano el punto que se ha de delimitar. Por otra parte, la línea no es recta, sino quebrada, de tal forma que el segundo metatarsiano, como ya se ha indicado, se hunde en el tarso y la tercera cuña penetra en el metatarso.

Desde el punto de vista anatómico existen en la articulación de Lisfranc tres articulaciones con tres cavidades sinoviales: la primera articulación es la de la primera cuña con el primer metatarsiano; la segunda articulación se establece entre la segunda y la tercera cuñas con los metatarsianos del mismo orden; la tercera articulación se forma entre el cuboide y los metatarsianos cuarto y quinto.

Existen unos ligamentos de refuerzo dorsales, plantares e interóseos. Por su interés quirúrgico citaremos los ligamentos interóseos que, en número de tres, unen las cuñas con los metatarsianos (interno, intermedio y externo). El interno, denominado de Lisfranc o ligamento clave de la articulación tarsometatarsiana, es muy potente; une la cara externa de la primera cuña con la interna del segundo metatarsiano y debe seccionarse para realizar el correspondiente tiempo en las amputaciones.

Todas estas articulaciones realizan pequeños movimientos pasivos de deslizamiento. Tienen una gran importancia en la deambulación, especialmente en la marcha por terreno accidentado, pues gracias a ellas el pie es capaz de adaptarse al terreno, lo que sería imposible si fuera rígido.



Figura 2.10: Articulación de Lisfranc.

2.1.3.3 Articulación escafo-cuboidea y escafo-cuneales

Éstas articulaciones constituyen un grupo de artrodias por sus superficies articulares que realizan movimientos de deslizamiento y apertura de escasa amplitud.

❖ Articulación escafo-cuboidea

Situada entre el escafoide y el cuboide es normalmente una sindesmosis. Las superficies articulares están totalmente unidas por un fuerte ligamento interóseo fibroso, que a su vez está soportado por ligamentos dorsales y plantares.

En esta articulación la cápsula articular se encuentra reforzada por tres ligamentos:

- un ligamento dorsal, extendido transversalmente desde la cara superior del escafoide a la del cuboide.
- un ligamento plantar que une la cara plantar del cuboide a la del escafoide
- un ligamento interóseo, entre los dos huesos, por detrás de las superficies articulares.

En ocasiones el ligamento interóseo es reemplazado por una articulación sinovial pequeña rodeada por una cápsula revestida por membrana sinovial y soportada por ligamentos dorsales y plantares.

La articulación está marcada por una línea de 1 cm de longitud que transcurre desde la cara posterior hasta la anterior 1 cm por delante y 1 cm lateral al lado lateral de la cabeza del astrágalo. Permite pocos movimientos; su función es restringir el movimiento, por lo que no tiene sentido mover la articulación.

❖ Articulación escafo-cuneales

Los tres huesos cuneiformes se articulan proximalmente con la superficie distal del escafoide por medio de articulaciones sinoviales planas, rodeadas por una cápsula común revestida por membrana sinovial y soportada por ligamentos dorsales relativamente débiles y por ligamentos plantares fuertes. Los huesos cuneiformes también están unidos distalmente por ligamentos interósseos, convirtiéndose parcialmente en una sindesmosis.

- Ligamentos cuneoescafoideos superiores: Son tres ligamentos que unen la porción posterior de la cara superior de cada cuneiforme con la porción anterior de la cara superior del escafoide.

- Ligamentos cuneoescafoideos plantares: Son tres ligamentos que unen la porción posterior de la cara plantar de cada cuneiforme con la porción anterior de la cara plantar del escafoides.
- Ligamentos cuneoescafoideos interóseos: Son ligamentos que unen las caras articulares de los cuneiformes y el escafoides.

En consecuencia, el movimiento accesorio pasivo entre los dos huesos es prácticamente nulo. Debido a que tienen ligamentos interóseos, se mueven mínimamente.

2.1.3.4 Articulaciones metatarsofalángicas (a. metatarsophalangeales)

Son enartrosis. La del primer dedo se diferencia de las restantes. Las superficies articulares corresponden, por parte del metatarsiano, a la cabeza articular, que en los cuatro últimos dedos está aplastada transversalmente y con una carilla articular mucho más extensa en la cara plantar que en la dorsal. A su vez, las falanges están ensanchadas plantarmente en su cavidad glenoidea por un fibrocartílago. La articulación del primer dedo presenta dos sesamoideos en su cara plantar, unidos entre sí por un ligamento. En ellos se inserta la musculatura flexoaductora corta del primer radio, conformando un auténtico “sistema glenosesamoideo”. La cápsula se inserta dorsalmente en el contorno de revestimiento cartilaginoso. En la cara plantar, por el contrario, se inserta a distancia.

Existen unos ligamentos de refuerzo laterales (interno y externo), que toman inserción en los tubérculos laterales de los metatarsianos y ensanchándose, se fijan en los tubérculos de las falanges y en los bordes del fibrocartílago glenoideo. El ligamento transversal del metatarso, a manera de una larga cinta, se extiende transversalmente, uniendo entre sí la cabeza de todos los metatarsianos laterales.

2.1.3.5 Articulaciones interfalángicas (a. interphalangeales)

Pertencen al género de las trocleares. Hay una en el dedo gordo y dos en las restantes (interfalángica proximal y distal). La cápsula y los ligamentos de estas articulaciones tienen la misma disposición que en las metacarpofalángicas de la mano.

2.2 Tejido muscular

2.2.1 Músculos del dorso del pie

Los dos músculos del dorso del pie apenas asoman a través de la piel. El músculo extensor corto del dedo gordo se extiende hasta el dedo gordo desde su pequeño lugar de origen y el músculo extensor corto de los dedos se dirige a los demás dedos del pie.

- Músculo extensor corto de los dedos
 - Inervación: N. peroneo profundo (n. peroneo común).
 - Función: articulación de los dedos: extensión.
- Músculo extensor corto del dedo gordo
 - Inervación: N. peroneo profundo (n. peroneo común).
 - Función: articulación metatarsofalángica del dedo gordo: extensión.

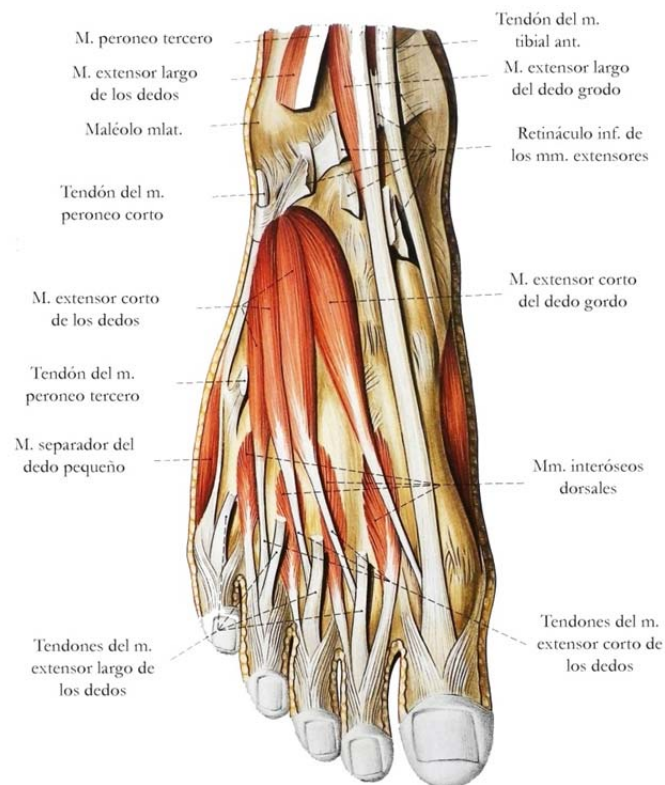


Figura 2.11: Vista dorsal de los músculos del pie derecho.

2.2.2 Músculos laterales de la planta del pie

A lo largo del borde lateral del pie o eminencia plantar lateral transcurre el músculo separador del dedo pequeño y profundo a su superficie plantar se extienden los músculos flexor corto del dedo pequeño y oponente del dedo pequeño.

- Músculo separador del dedo pequeño
 - Inervación: N. plantar lateral (n. tibial).
 - Función: articulación metatarsofalángica del 5º dedo: separación, flexión y oposición.
- Músculo flexor corto del dedo pequeño
 - Inervación: N. plantar lateral (n. tibial).
 - Función: articulación metatarsofalángica del 5º dedo: separación, flexión y oposición.
- Músculo oponente del dedo pequeño
 - Inervación: N. plantar lateral (n. tibial).
 - Función: articulación metatarsofalángica del 5º dedo: separación, flexión y oposición.

2.2.3 Músculos mediales de la planta del pie

El contorno del borde medial del pie o eminencia plantar medial está formado principalmente por el músculo separador del dedo gordo. A éste le sigue el músculo flexor corto del dedo gordo y, en sentido lateral, el músculo aproximador del dedo gordo.

- Músculo separador del dedo gordo
 - Inervación: N. plantar medial (n. tibial).
 - Función: articulación metatarsofalángica del dedo gordo: separación y flexión I.
- Músculo flexor corto del dedo gordo
 - Inervación: porción medial: n. plantar medial (n. tibial); porción lateral: n. plantar lateral (n. tibial).

- Función: articulación metatarsofalángica del dedo gordo: flexión.
- Músculo aproximador del dedo gordo
 - Inervación: N. plantar lateral (n.tibial).
 - Función: articulación metatarsofalángica del dedo gordo: aproximación al II dedo del pie y flexión.

2.2.4 Músculos intermedios de la planta del pie

En la profundidad de la bóveda del pie se sitúan algunos músculos de pequeño tamaño. El músculo flexor corto de los dedos se une en la parte proximal a la aponeurosis plantar. Bajo él discurre el músculo cuadrado plantar con el tendón principal del músculo flexor largo de los dedos, de cuyos cuatro tendones nacen los músculos lumbricales I- IV del pie. Los músculos interóseos plantares I-III y los músculos interóseos I-IV dorsales del pie ocupan los espacios que dejan los metatarsianos.

- Músculo flexor corto de los dedos
 - Inervación: N. plantar medial (n.tibial).
 - Función: articulaciones metatarsofalángicas de los dedos: flexión; articulaciones interfalángicas de los dedos: flexión.
- Músculo cuadrado plantar

También se conoce como músculo flexor accesorio.

 - Inervación: N. plantar lateral (n. tibial).
 - Función: Cambio en la dirección con que tracciona el músculo flexor largo de los dedos.
- Músculos lumbricales I-IV del pie
 - Inervación: Nervios plantares medial (I) y laterales (II-IV) (n. tibia).
 - Función: articulaciones metatarsofalángicas de los dedos: flexión.

- Músculos interóseos I-III plantares
 - Inervación: N. plantar lateral (n. tibial).
 - Función: articulaciones metatarsofalángicas de los dedos: flexión y aproximación al 2º dedo.
- Músculos interóseos I-IV dorsales
 - Inervación: N. plantar lateral (n. tibial).
 - Función: articulaciones metatarsofalángicas de los dedos: flexión, desviación lateral del 3º y 4º dedos y medial al 2º dedo. Articulaciones interfalángicas de los dedos: extensión.

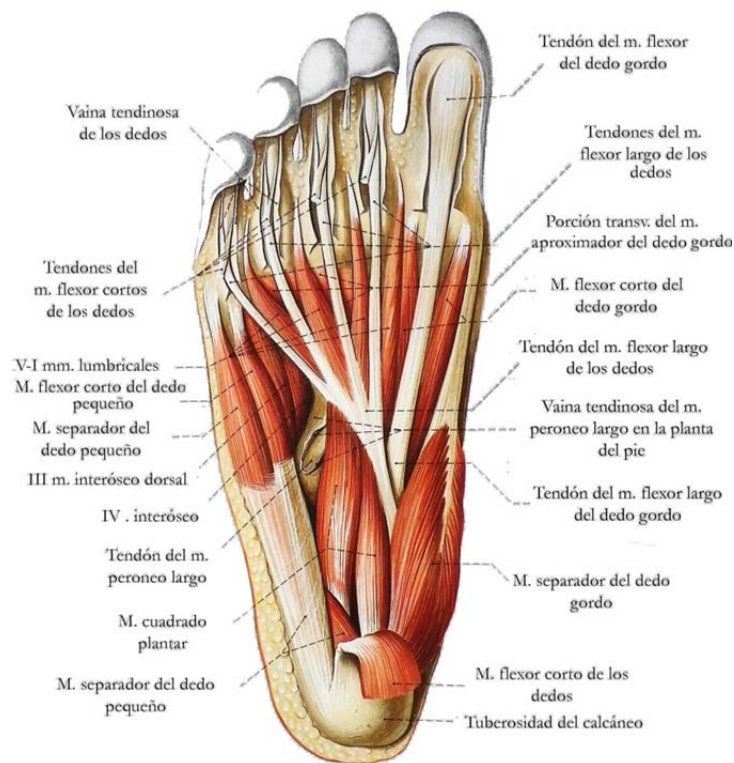


Figura 2.12: Vista plantar de los músculos del pie derecho.

2.3 Tejido tendinoso

2.3.1 Aponeurosis del pie

Se distingue la aponeurosis dorsal y aponeurosis plantar.

2.3.1.1 Aponeurosis dorsales del pie

Son tres planos aponeuróticos que se conocen por:

- Aponeurosis superficial
- Aponeurosis pedia
- Aponeurosis profunda

I. Aponeurosis superficial

Recubre los tendones extensores, lateralmente se fija al borde interno y externo del pie, donde se confunde con la aponeurosis plantar

II. Aponeurosis pedia

Es un desdoblamiento de la aponeurosis superficial. Recubre el pedio, los vasos pedios y el nervio tibial anterior. Por fuera se inserta en el borde externo del pie, por dentro se confunde con la aponeurosis superficial

III. Aponeurosis profunda

Se separa del ligamento anular del tarso, recubre la cara dorsal de los metatarsianos y de los músculos interóseos.

2.3.1.2 Aponeurosis plantares del pie

Son dos, una superficial y otra profunda

I. Aponeurosis superficial

Está separada de la piel por una capa gruesa de tejidos grasos y al igual que la aponeurosis palmar superficial, se divide en tres partes:

- Media
- Interna
- Externa

A. La aponeurosis plantar media

Es una lámina muy resistente y gruesa, sobre todo por detrás, contribuye al mantenimiento de las bóvedas plantares anteroposteriores.

De forma triangular, se une por detrás de las tuberosidades del calcáneo y se ensancha por delante. Termina en las articulaciones metatarsofalángicas.

Está formada por fibras longitudinales muy resistentes, que por delante forman bandas pretendinosas y de fibras transversales, sobretodo abundantes en la parte anterior; en las metatarsofalángicas forman un ligamento superficial que sostiene la bóveda plantar anterior. Lateralmente se confunde con las aponeurosis externa e interna.

B. La aponeurosis plantar interna

Mucho más delgada que la anterior, se extiende desde la tuberosidad interna del calcáneo hasta la raíz del dedo gordo del pie. Se confunde por fuera con la aponeurosis media, por dentro con la aponeurosis plantar superficial

C. La aponeurosis plantar externa

Se une por detrás a la tuberosidad externa del calcáneo, por delante a la base del quinto metatarsiano; se confunde por dentro con la aponeurosis media, por fuera con la aponeurosis superficial. En el punto en el que la aponeurosis media se continúa con las aponeurosis externa e interna, envía expansiones sagitales que se unen:

1. La interna del escafoides al primer cuneiforme y a la cara inferior del primer metatarsiano,
2. La externa a la vaina del peroneo largo lateral y al quinto metatarsiano.

Esos tabiques determinan en la cara plantar del pie tres compartimentos, interno, medio y externo.

Esos tabiques son incompletos y están atravesados por los elementos vasculonerviosos.

II. Aponeurosis profunda

Recubre los músculos interóseos, se pierde por detrás de los elementos fibrosos del tarso y se confunde por delante con el ligamento intermetatarsiano profundo.

Recordemos que la aponeurosis de la pierna se desdobla para envolver al sistema vasculonervioso superficial y profundo, y en especial el nervio ciático, que, cualquiera que sea su forma de división, alta o baja, está rodeado siempre de una vaina aponeurótica que se continúa por el ciático poplíteo externo e interno y tal como veremos, puede desempeñar un papel en su patología.



Figura 2.13: Vista de la aponeurosis plantar.

3 ESTUDIO DE INTERVENCIONES PARA EL ALIVIO DEL PIE EN GARRA

3.1 Patología del dedo en garra

Una deformidad de dedo en martillo es una alteración digital en la que la falange proximal está dorsiflexionada a nivel de la articulación metatarsofalángica, y la falange media (falange distal del primer dedo) está plantarflexionada en la articulación interfalángica proximal. Cuando todos los dedos del pie están en martillo, la alteración es a veces referida como de retracción digital o deformidad de dedos en garra (fig. 3.1 y fig. 3.2). Las falanges distales de los dedos menores pueden también llegar a ser dorsiflexionados o plantarflexionados con relación a las falanges medias. Con el tiempo, las superficies articulares interfalángicas se adaptan a las posiciones asumidas por las falanges en sus respectivas articulaciones. Además, pueden aparecer contracciones del tejido blando o muscular que pueden llegar a ser tan importantes que restrinjan casi todo el movimiento de las articulaciones metatarsofalángica e interfalángica de los dedos.

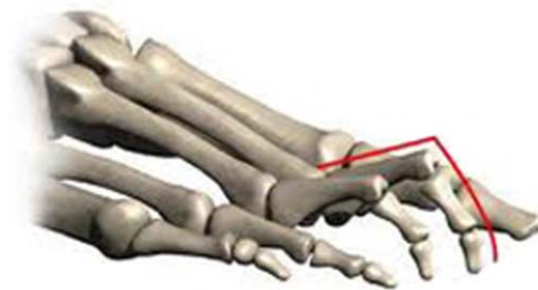


Figura 3.1: Vista de un pie en garra.

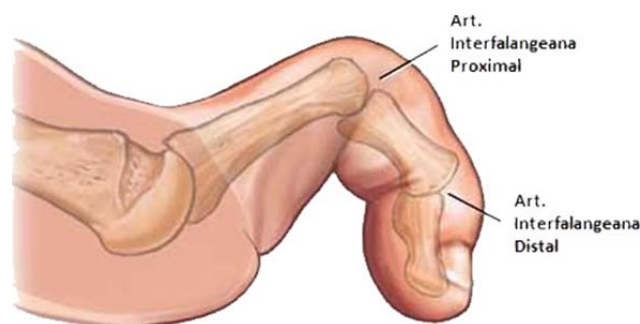


Figura 3.2: Detalle del segundo dedo en garra.

❖ Etiología de la deformidad de dedo en garra

Los factores etiológicos comunes que causan el desarrollo de una deformidad de dedo en garra son:

1. Antepié aducto.
2. Deformidad de primer radio congénito plantarflexionado.
3. Artritis.
4. Espasmo o contractura de los flexores corto y largo de los dedos.
5. Debilidad de músculo gastrocnemio.
6. Deformidad de antepié supinado.
7. Deformidad de antepié plantarflexionado.

Los síntomas que los dedos en garra producen son principalmente:

- Dolor y/o irritación del dedo afectada al utilizar calzado.
- Aparición de callos (acumulación de piel) en la parte dorsal, lateral, extremo del dedo o entre dedos. Estos callos se deben por el frotamiento continuo contra el calzado y pueden ser blandos o duros en función de su ubicación.
- Aparición de durezas (otro tipo de acumulación de piel) bajo el dedo o debajo del pie. Estos callos y durezas son los causantes del dolor y hacen que cueste encontrar calzado cómodos. Incluso sin callos o durezas, un dedo en garra puede ser doloroso porque la articulación suele encontrarse afectada.

3.2 Tratamientos actuales

Cuando la patología no es muy grave se utiliza el tratamiento conservador cuyas medidas engloban cambio de calzado, vendajes y almohadillados y ortesis de silicona. Si existen callosidades, éstas pueden ser quitadas, lo que de forma temporal evita el dolor.

Todas estas medidas pueden ser útiles para quitar el dolor. Sin embargo no deben de considerarse como medidas definitivas ya que nunca corrigen la deformidad y deben de ser utilizadas continuamente para proteger el dedo del roce por el calzado e intentar alinearlos 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 interfalángica proximal (AAIP), transferencia del flexor largo del dedo (TFLD) y transferencia del flexor corto del dedo (TFCD).

Los tratamientos quirúrgicos pueden 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.

3.2.1 Artrodesis de la articulación interfalángica proximal

La artrodesis (AAIP) es la técnica más antigua de todas pero conlleva pequeñas complicaciones como infecciones, fractura y mala unión. 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 (fig. 3.3) 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, implante 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.



Figura 3.3 Artrodesis de la falange proximal y medial.

3.2.2 Flexores comunes de los dedos.

La finalidad de las intervenciones de transferencia de flexores es la de evitar que los tendones no flexionen más que los dedos para poder evitar el dolor ocasionado por la flexión indeseada de estos a la hora de caminar.

3.2.2.1 Flexor largo de los dedos

El flexor largo de los dedos (fig. 3.4) es un músculo alargado que se divide inferiormente en cuatro tendones. Se extiende desde la tibia hasta la cara plantar de los cuatro últimos dedos. La función de estos tendones es la de flexionar los dedos y también flexionar plantarmente el pie sobre la pierna. Mediante la transferencia del flexor 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.

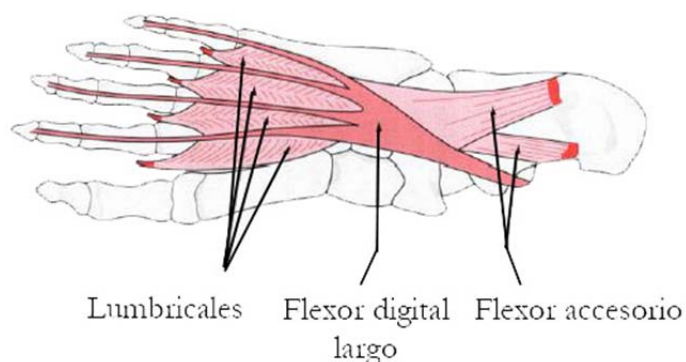


Figura 3.4 Flexor largo común de los dedos.

3.2.2.2 Flexor corto de los dedos

El flexor corto de los dedos (fig. 3.5) es un músculo alargado, aplanado y estrecho, que se termina dividiendo en cuatro tendones para terminar unidos estos a las cuatro últimas falanges mediales. Este musculo-tendón flexiona la falange medial de los cuatro últimos dedos sobre la falange proximal, y ésta sobre el metatarsiano correspondiente. Mediante la transferencia del flexor 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.

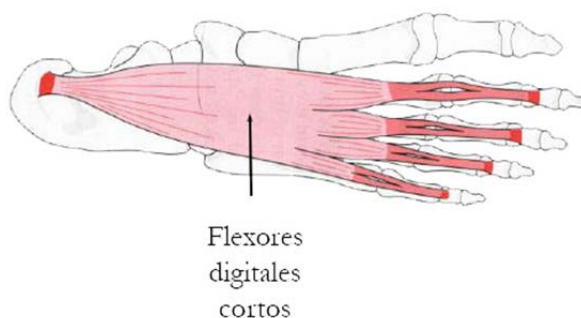


Figura 3.5 Flexor corto común de los dedos.

3.3 Método de análisis

Se llevará a cabo un análisis comparativo entre los nueve casos de interés:

1. Caso inicial en el que los grupos de tendones flexores se encuentran en su disposición natural y no hay artrodesis de la articulación interfalángica proximal.
2. Caso post-operado (TFDL) de largos colocando los tendones largos en las falanges proximales.
3. Caso post-operado (TFDB) de cortos en el que se colocarán los tendones cortos en las falanges proximales.
4. Caso post-operado de artrodesis de la articulación interfalángica proximal con implante de 0°.
5. Caso post-operado de artrodesis de la articulación interfalángica proximal con implante de 10°.
6. Caso post-operado de artrodesis de la articulación interfalángica proximal con implante de 0° y donde hay transferencia de flexores largos (TFDL) colocando los tendones largos en las falanges proximales.
7. Caso post-operado de artrodesis de la articulación interfalángica proximal con implante de 0° y donde hay transferencia de flexores cortos (TFDB) colocando los tendones largos en las falanges proximales.
8. Caso post-operado de artrodesis de la articulación interfalángica proximal con implante de 10° y donde hay transferencia de flexores largos (TFDL) colocando los tendones largos en las falanges proximales.
9. Caso post-operado de artrodesis de la articulación interfalángica proximal con implante de 10° y donde hay transferencia de flexores cortos (TFDB) colocando los tendones largos en las falanges proximales.

Se procederá a un análisis comparativo de tensiones y desplazamiento, entre las nueve posibilidades, centrado en la zona metatarso-falángica para ver los efectos producidos en ellos y de donde se sacarán las conclusiones deseadas.

4 MODELO COMPUTACIONAL

4.1 Punto de partida

Partimos de dos modelos en elementos finitos del pie humano en el tercer momento de apoyo. Uno con el implante de 0° y otro con el implante de 10° . Ambos insertados entre las falanges proximales y mediales del segundo, tercer y cuarto dedo.

Para realizar la transferencia tanto de flexores cortos, como de flexores largos es necesario modificar estos modelos iniciales y poder trabajar con los nuevos modelo modificados.

Los modelos por elementos finitos disponen de los elementos que se muestran a continuación:

- I. Conjunto de veintiséis huesos donde se encuentran:
 - A. Catorce que forman las falanges proximales, mediales y distales.
 - B. Cinco que forman los metatarsianos.
 - C. El escafoides, el astrágalo, calcáneo, cuboides y el primer, segundo y tercer cuneiformes.
- II. Ligamentos respectivos de unión entre los huesos comentados.
- III. Conjuntos de cartílagos que formarán las zonas articulares interóseas.
- IV. Conjunto Tendones flexores de los dedos: Conjunto de tendones realizado para éste proyecto encargados de flexionar los dedos (excepto el dedo gordo).
- V. Conjunto de implantes insertados entre las falanges proximales y mediales del segundo, tercer y cuarto dedo de 0° y 10° .

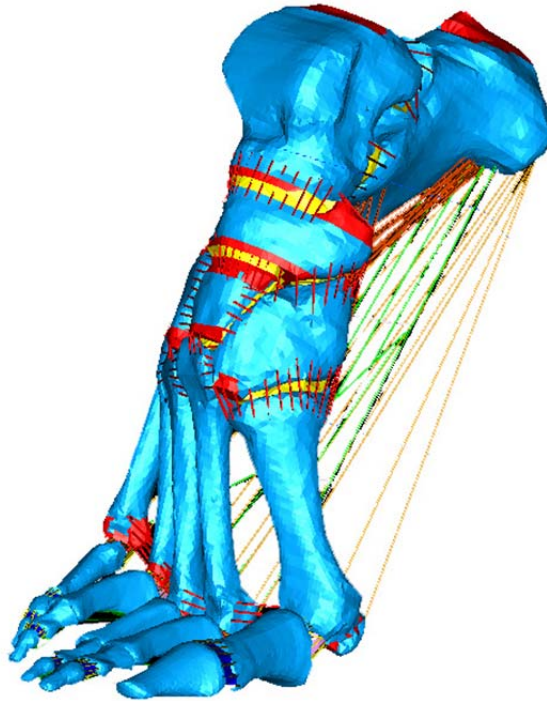


Figura 4.1: Modelo original del pie sin operar.

4.2 Modificación de un modelo de elementos finitos

4.2.1 Preparación de los modelos

Con la ayuda del programa I-DEAS se eliminaron de los modelos originales (modelo con implante liso de 0° y modelo con implante angulado de 10°), por un lado los elementos barra que simulaban los flexores cortos de la segunda, tercera y cuarta falange, por otro se eliminaron también los elementos barra que simulaban los flexores largos de la segunda, tercera y cuarta falange y se eliminaron también los nodos de unión de estos elementos barra, tanto cortos como largos según fuera la transferencia a realizar, tras haber eliminado los flexores.

4.2.2 Modificación de modelos

Con la herramienta I-DEAS y una vez preparado los modelos:

1. Se crearon nuevos elementos barra para simular los nuevos flexores (fueran los flexores cortos o largos) con las mismas propiedades que los elementos suprimidos en los modelos.
2. Se crearon nuevos nodos para la unión de los nuevos elementos barra.

3. Se modificaron las superficies de contacto, que son unas áreas de contacto (camino) creados entre la zona metatarso-falángica y los flexores con elementos “Shell”, para que los nuevos elementos barra no pudieran atravesar las falanges en la parte plantar en el estado de carga, reasignamos y creamos nuevos grupos.

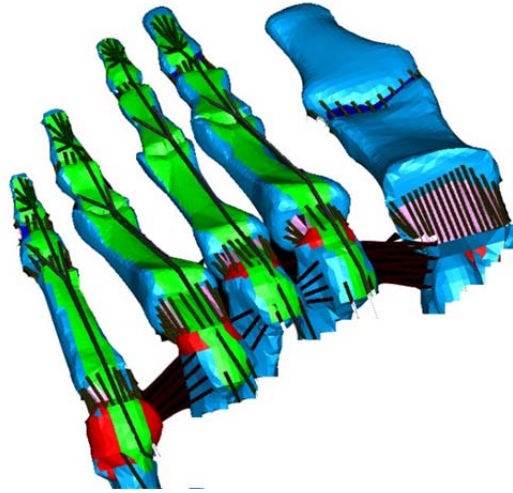


Figura 4.2: Superficies de contactos en color verde.

Dispusimos de cuatro modelos nuevos para trabajar dispuestos de la siguiente manera:

1. Modelo con implante de 0° y flexores cortos transferidos.
2. Modelo con implante de 0° y flexores largos transferidos.
3. Modelo con implante de 10° y flexores cortos transferidos.
4. Modelo con implante de 10° y flexores largos transferidos.

4.2.3 Simulación con elementos barra

Se han simulado los tendones como una unión por medio de nodos de elementos barra, otorgándoles propiedades mecánicas equivalentes (módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson) porque se ha dado mayor importancia a la relación tiempo-calidad-facilidad.

Con éste método disminuye la dificultad a la hora de redefinir los cálculos y aun así la solución obtenida sería altamente realista.

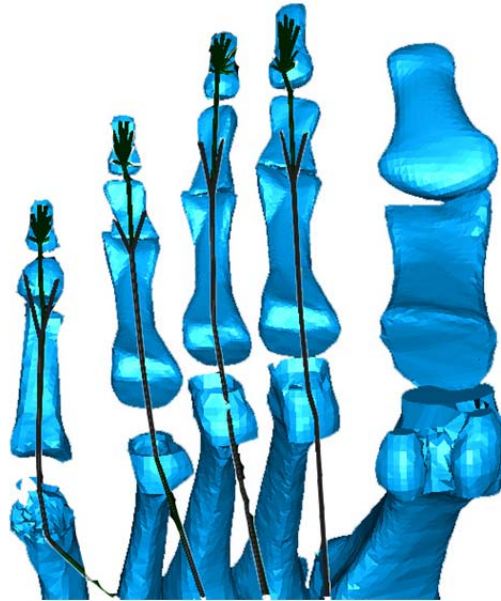


Figura 4.3: Flexores unidos a falanges mediales y distales. Configuración normal.

4.2.4 Unión grupos

Finalizadas las modificaciones oportunas, se verificaron los grupos y elementos necesarios para su posterior exportación y correcto funcionamiento, no pudiendo estar un elemento en dos grupos con propiedades diferentes.

Los grupos para su exportación a Abaqus son:

Cortical	Superficiecontacto1	Fal_3
Esponjoso	Superficiecontacto2	Fal_4
Cartílagos	Superficiecontacto3	Implantes_234
Ligamentos_Largos	Superficiecontacto4	Cortical_234
Ligamentos_Finos	Fal_1	Esponjoso_234
Flexores	Fal_5	Falang_234
Superficiecontacto	Fal_2	Conj_Falang

Los nodos para su exportación a Abaqus son:

Nodoscargasuperior	Nodosparacarga	NodosFlexores3
Cargatalonaquiles	Nodos3Falange	NodosFlexores4

Nodos11apoyo

NodosFlexores1

NodoscontactoFlexores

NodosHorizontal

NodosFlexores2

Los modelos finalizados fueron exportados en archivos “.inp” para su posterior cálculo y análisis de resultados de tensiones y desplazamientos con el programa ABAQUS.

4.3 Modelos

Se muestran a continuación los modelos de partida de elementos finitos para su posterior análisis.

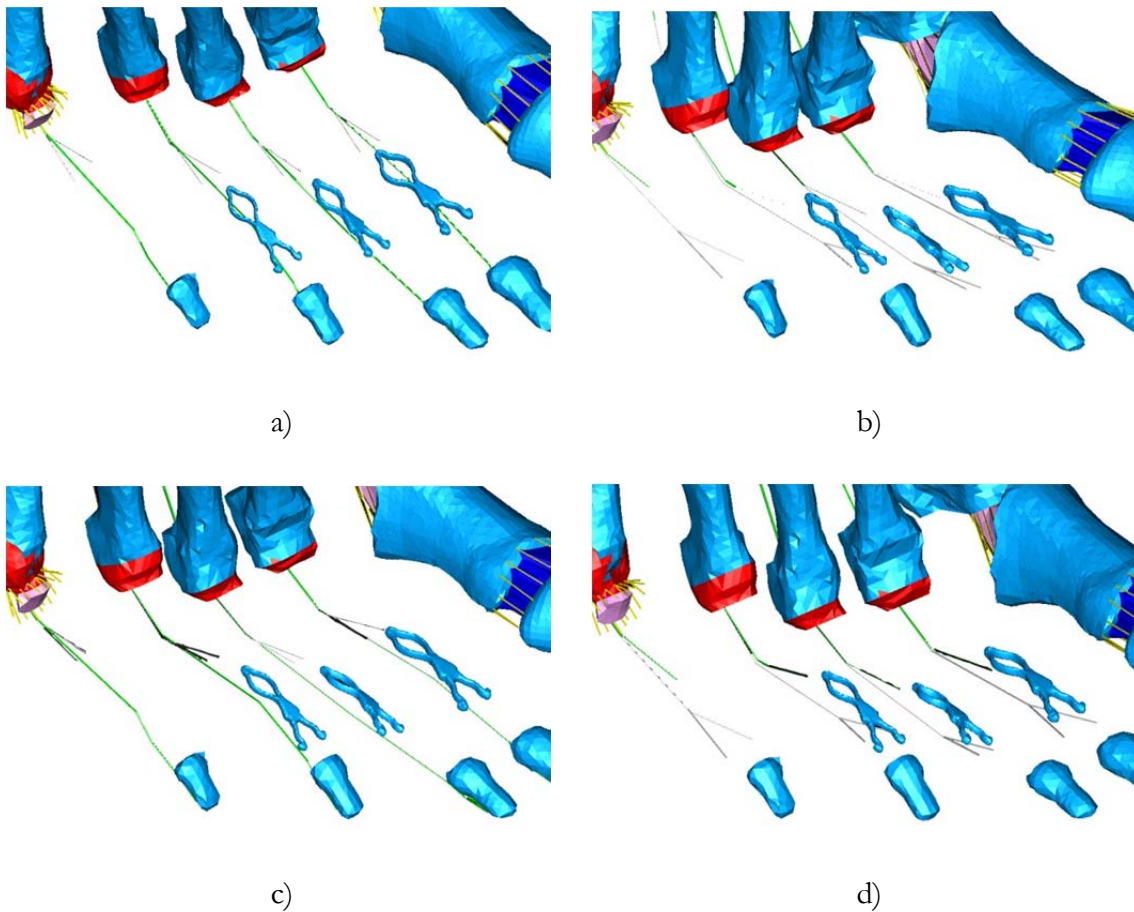


Figura 4.4: Modelos de partida. Implante liso con flexores cortos trasferidos a); Implante liso con flexores largos trasferidos b); Implante angulado con flexores cortos trasferidos c); Implante angulado con flexores largos trasferidos d).

4.4 Propiedades y cargas aplicadas al modelo

En éste capítulo se hablará de los tipos de materiales y las propiedades asignadas, condiciones de contorno, apoyos, la marcha humana, cargas aplicadas en el tercer momento de apoyo y una breve introducción a la herramienta de elementos finitos utilizada (Abaqus).

4.4.1 Materiales, tipos y propiedades específicas

Una vez obtenido el modelo por elementos finitos se somete a los distintos elementos de las propiedades específicas creando un modelo fiable con el cual poder trabajar. Para el estudio es necesario dar a los diferentes componentes del pie las propiedades mecánicas de rigidez: módulo elástico y coeficiente de Poisson.

Las propiedades reales de cada uno de los componentes de los modelos corresponden a modelos matemáticos de comportamiento lineal aproximados a la respuesta real (no lineal), también comentar que al estar en hipótesis de pequeñas deformaciones esta aproximación es bastante acertada, ya que se busca dar una respuesta más cualitativa que cuantitativa.

4.4.1.1 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. El grupo cortical está formado por 349643 elementos y 97037 nodos.

En el hueso cortical (fig. 4.5) las propiedades lineales utilizadas son:

- A. Material isótropo elástico-lineal.
- B. Módulo de elasticidad de 17000MPa.
- C. Coeficiente de Poisson de 0,3.

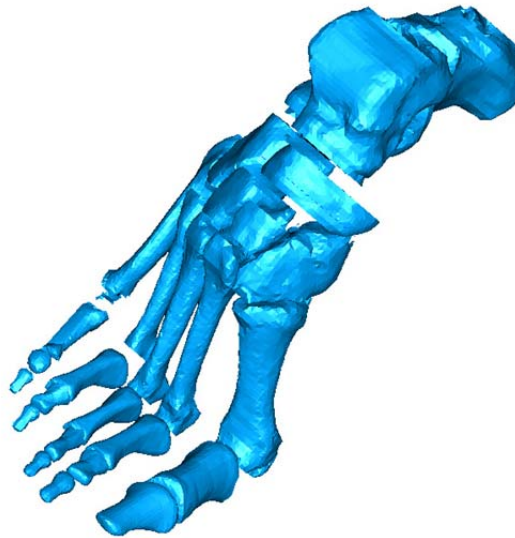


Figura 4.5 Conjunto cortical del pie.

4.4.1.2 Esponjoso

Conforma la parte interior del hueso, tiene muy baja densidad (porosidad altísima) respecto al cortical y debido a esto apenas tiene aportación resistiva. El grupo esponjoso está formado por 553491 elementos y 118701 nodos.

Las propiedades de esta parte del hueso son:

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



Figura 4.6 Conjunto esponjoso del pie.

4.4.1.3 Cartílago

Este material se encuentra entre cada hueso y su inmediato anterior, posterior, inferior y superior (fig. 4.7). Constituye la zona articular entre cada dos de los huesos, evitando la fricción entre ellos debida al movimiento. El grupo cartílago está formado por 17538 elementos y 6328 nodos.

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

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

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



Figura 4.7 Conjunto de cartílagos del pie.

4.4.1.4 Ligamentos

Dependiendo de su función, se distinguen en los modelos de elementos finitos varios tipos de ligamentos, condicionando sus propiedades mecánicas: ligamentos finos, ligamento plantar largo, ligamento plantar corto y aponeurosis plantar.

Todos ellos se han simulado por medio de elementos tipo barra en 2D a los que se les ha dado unas propiedades equivalentes a las propiedades reales en función del número de barras que componen cada ligamento. El grupo ligamentos está formado por 724 elementos y 1263 nodos.

- I. Los ligamentos finos (fig. 4.8) unen cada uno de los huesos del pie con su inmediato en todas direcciones. Dentro de este tipo se encuentran también los ligamentos de unión entre las falanges y los de la articulación metatarsofalángica. Son los más débiles aquí utilizados.

Propiedades:

- A. Material isótropo elástico-lineal.
- B. Módulo elástico de 260MPa.
- C. Coeficiente de Poisson de 0,3.



Figura 4.8 Conjunto de ligamentos finos.

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

Propiedades:

- A. Material isótropo elástico-lineal.
 - B. Módulo elástico de 350MPa.
 - C. Coeficiente de Poisson de 0,3.
- III. La aponeurosis plantar o fascia plantar media (fig. 4.9), 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.

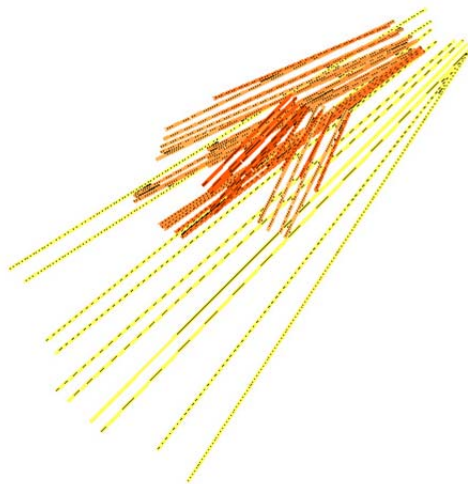


Figura 4.9: Aponeurosis plantar.

Las propiedades son idénticas a las de los ligamentos plantares cortos y largos.

Propiedades:

- A. Material isótropo elástico-lineal.
- B. Módulo elástico de 350MPa.
- C. Coeficiente de Poisson de 0,3.

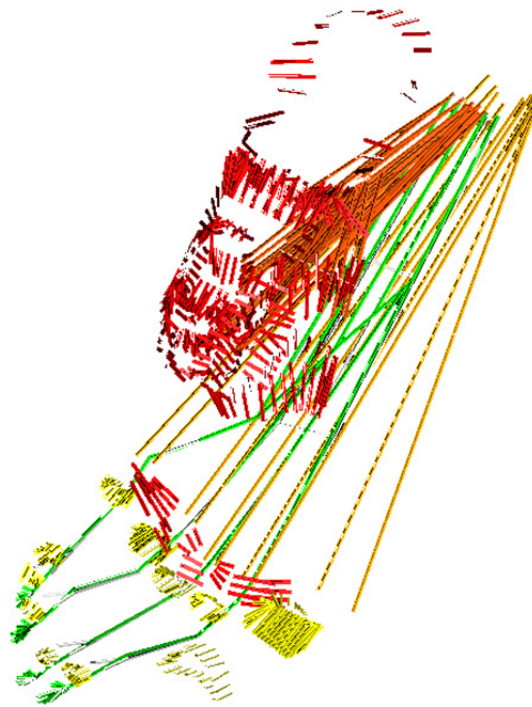


Figura 4.10: Conjunto de ligamentos largos, cortos, finos y fascia plantar.

4.4.1.5 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. El grupo implante está formado por 24791 elementos y 6553 nodos.

Propiedades:

- A. Material isótropo elástico-lineal.
- B. Módulo elástico de 110000MPa.
- C. Coeficiente de Poisson de 0,33

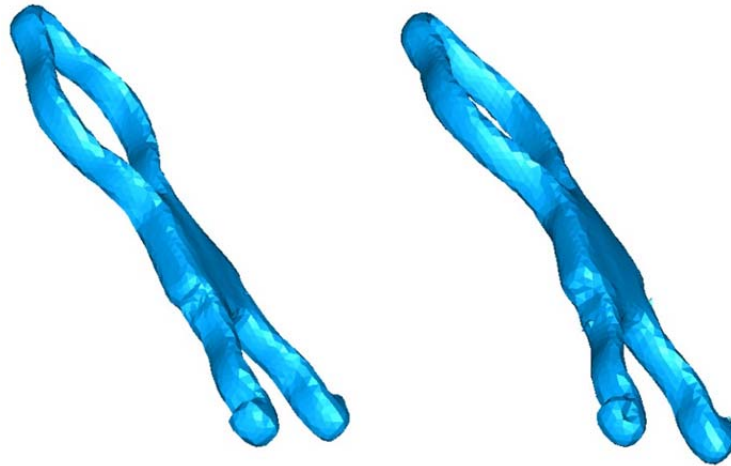


Figura 4.11: Implante liso e implante angulado.

4.4.2 Cinesiología de la marcha humana normal

❖ **Objetivos operativos:**

- Definir la marcha humana normal.
- Distinguir las fases y periodos del ciclo de marcha.
- Describir el paso y explicar sus parámetros cuantitativos.
- Conocer las transferencias de energía que se producen durante la marcha y los factores que influyen en el gasto energético.
- Así como las principales fuerzas que intervienen desde el punto de vista cinético.
- Analizar las acciones musculares y articulares de las extremidades que se producen a lo largo de un ciclo de marcha completo.

❖ **Concepto**

La marcha humana es un modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal, es decir que durante la marcha el apoyo no deja nunca el suelo, mientras que en la carrera, como en el salto, existen fases aéreas, en las que el cuerpo queda suspendido durante un instante.

También se puede definir como un desequilibrio permanente hacia delante.

Desde una óptica dinámica, la marcha es una sucesión de impulsos y frenados, es decir, el impulso se sitúa a nivel del miembro inferior posterior y el frenado, en el anterior.

Más que el desarrollo de un reflejo innato, la marcha es una actividad aprendida. Durante los primeros años de su infancia el niño experimenta con su sistema neuromuscular y esquelético, hasta llegar a integrar esta actividad a nivel involuntario. Hasta los 7 u 8 años no se alcanza la marcha característica que una persona muestra en la edad adulta. Aunque algunas variables dependientes del crecimiento, como la longitud del paso, continúan evolucionando hasta alcanzar los valores típicos del adulto alrededor de los 15 años.

Pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha humana normal, patrón que varía con diferentes circunstancias como el tipo de terreno, la velocidad, la pendiente,... y sobre todo bajo determinadas condiciones patológicas. Nos centraremos en este capítulo en la marcha humana normal, sobre suelo llano, en línea recta y a velocidad espontáneamente adoptada.

4.4.2.1 El ciclo de la marcha

Para su mejor descripción conviene dividir la marcha en fases, ya que su análisis cinemático comienza por la inspección visual de cada región anatómica, en cada una de las fases.

El ciclo de marcha es la secuencia de acontecimientos que tienen lugar desde el contacto de un talón con el suelo, hasta el siguiente contacto del mismo talón con el suelo. Durante un ciclo de marcha completo, cada miembro inferior considerado pasa por dos fases:

1. Fase de apoyo: durante la cual el pie del miembro inferior considerado se encuentra en contacto con el suelo.
2. Fase de oscilación: en la cual el pie de referencia se encuentra suspendido en el aire.

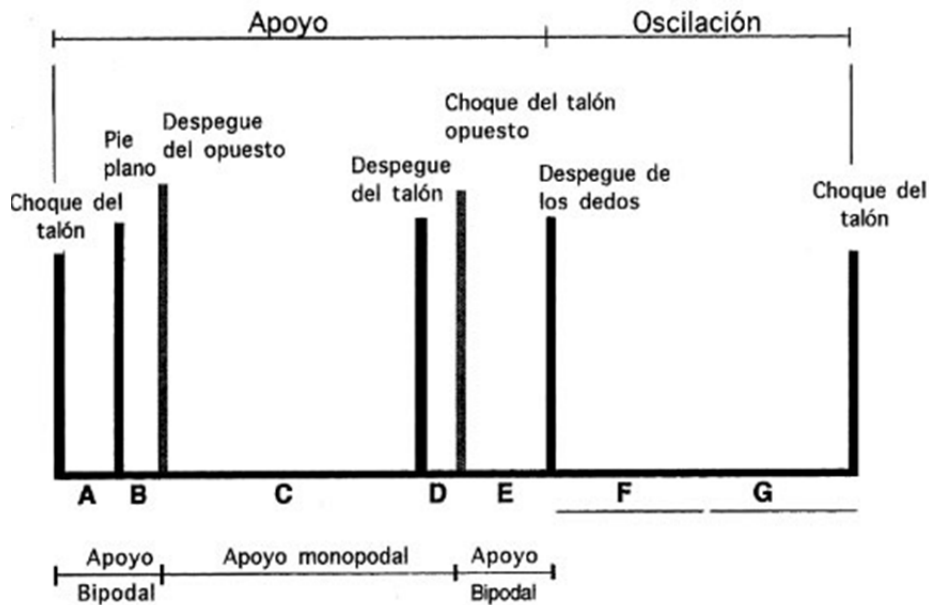


Figura4.12: Ciclo de marcha.

La fase de apoyo constituye alrededor del 60% del ciclo y la fase de oscilación representa el 40% restante. Las fases del ciclo de marcha, para facilitar su estudio suelen dividirse, todavía, en componentes más pequeños las subfases o momentos del ciclo, según la siguiente secuencia:

- I. **Primer momento** o primer rocker: El ciclo se inicia con el impacto del talón con el suelo (Fase inicial) hasta justo antes del contacto total de la planta del pie de delante a atrás.
- II. **Segundo momento** o segundo rocker: Comienza justo en el momento en que el pie está totalmente apoyado sobre el suelo (“pie plano sobre el suelo” o fase media), y termina en el instante anterior a levantar el talón.
- III. **Tercer momento** o tercer rocker: Última fase del ciclo de estancia de la marcha humana. Parte desde el momento en que el talón se despegue del suelo, hasta que el pie se separa totalmente de éste con el despegue de los dedos, lo que indica también el comienzo de la fase de oscilación.

La atribución de percentiles en esta fase es algo imprecisa, pero en la primera parte, se realiza el avance del miembro oscilante hasta alcanzar el miembro contralateral, y la extensión de rodilla completa el avance del miembro inferior. Al cumplirse el 100% del ciclo, se produce de nuevo el impacto de talón, con el mismo pie. Autores como Perry dividen la fase de apoyo en 4 subfases (inicial, media, final y preoscilación) y la de oscilación en 3 (inicial, media y final).

El ciclo de marcha con sus porcentajes de duración sucede exactamente igual para el miembro contralateral, lo que revela, considerando los dos miembros inferiores, la existencia de dos periodos de apoyo bipodal o doble apoyo, que se caracterizan porque los dos pies contactan con el suelo: uno está iniciando el contacto de talón mientras que el otro, próximo a la fase de despegue, se apoya por la cabeza del primer metatarsiano y el pulpejo del dedo gordo. Estos periodos tienen un porcentaje de duración de alrededor de un 10%, cada uno, y, también hay durante un ciclo de marcha dos periodos de apoyo monopodal durante los cuales tan sólo un miembro inferior contacta con el suelo y sobre él recae el peso del cuerpo.

Los cuatro periodos en que se divide el ciclo de marcha son:

1. Primer periodo de doble apoyo: que comienza cuando el pie tomado como referencia toma contacto con el suelo por el talón, frenando la aceleración del cuerpo hacia delante y culmina con el despegue del miembro contralateral.
2. Primer apoyo unipodal o periodo portante: en el cual el peso del cuerpo recae en la extremidad tomada como referencia, mientras el miembro contralateral está oscilando.
3. Segundo doble apoyo: el pie considerado se apoya solo por el antepié en el suelo y está en situación posterior acelerando el cuerpo hacia delante, es el miembro propulsor o miembro activo dinámico.
4. Segundo apoyo unipodal o periodo oscilante: el pie que en el tiempo anterior solo se apoyaba por el antepié en el suelo, ha despegado e inicia su periodo oscilante.

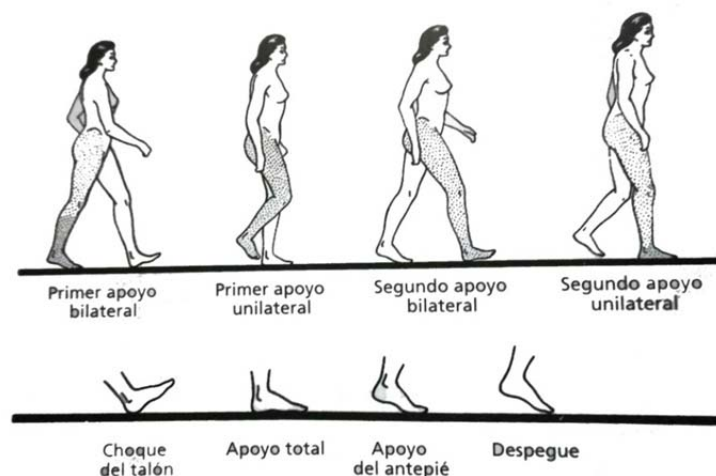


Figura 4.13: Período del ciclo de marcha.

Para una mayor descripción del ciclo de marcha pueden realizarse medidas de algunos parámetros generales descriptivos como la longitud, anchura y ángulo del paso, la cadencia y la velocidad de marcha.

Cada ciclo de marcha comprende dos pasos, siendo el paso la actividad entre el apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral.

La longitud del paso corresponde a la distancia que separa el apoyo inicial de un pie del apoyo inicial del pie contralateral. Su media es de 75 cm.

La anchura del paso es la distancia entre los puntos medios de ambos talones y su media es de unos 10cm. en terreno llano.

El ángulo del paso es el que forma el eje longitudinal del pie con la línea de dirección de la progresión; normalmente mide 15°.

La cadencia es el número de pasos ejecutados en la unidad de tiempo. Generalmente se mide en pasos por minuto. La cadencia espontánea o libre en adultos oscila de 100 a 120 ppm.

La velocidad de marcha es la distancia recorrida en la unidad de tiempo y también se obtiene evidentemente multiplicando la longitud del paso por su cadencia. Se expresa en m/min. o Km/hora. La velocidad espontánea en adultos oscila de 75 a 80 m/min., es decir, de 4,5 a 4,8Km/h.

4.4.2.2 Estudio energético de la marcha

I. Mecanismos de optimización

La marcha ocasiona un gasto energético y cada persona y cada persona tiende a adoptar el tipo de marcha más eficiente para su estructura particular, con el menor gasto energético posible. Mediante la medición del consumo de oxígeno se puede determinar indirectamente el gasto energético.

Si nos desplazáramos sobre ruedas, el centro de gravedad seguiría una trayectoria rectilínea, se produciría un deslizamiento continuo y nuestra locomoción requeriría muy poca energía. Sin embargo, nuestro aparato locomotor imprime al centro de gravedad del cuerpo un movimiento que no es rectilíneo sino que describe unos desplazamientos,

verticales y horizontales, que conducen a un mayor gasto metabólico; no obstante, el cuerpo humano ha desarrollado diversos mecanismos que mejoran el rendimiento de la marcha, a través de transferencias de energía y de la reducción del desplazamiento del centro de gravedad.

II. Transferencias de energía

Un ejemplo evidente de las transferencias entre energía potencial y cinética es el desplazamiento rítmico vertical del cuerpo y su centro de gravedad (C. de G.) durante la marcha. En los periodos de doble apoyo el C. de G. se encuentra en su punto más bajo y en los periodos de apoyo unipodal, alcanza su punto más alto. Cuando el centro de gravedad se eleva va aumentando la energía potencial almacenada, alcanzando su valor máximo en el momento de mayor elevación. Cuando desciende va transformándose en energía cinética, la cual es máxima en el punto más bajo y es empleada en impulsar el cuerpo hacia delante, mientras se va transformando de nuevo en energía potencial.

Otro ejemplo de intercambio entre energía potencial y cinética, es la rotación opuesta de las cinturas escapular y pelviana durante la marcha, que permite almacenar energía potencial elástica, por deformación de partes blandas, para liberarla y transformarla en cinética al invertirse el movimiento. Si caminamos muy lentamente se observa que la cintura escapular rota casi paralela a la pelviana, pero al alcanzar la velocidad de marcha normal existe una asincronía de ambos movimientos de 90° . Ésta asincronía se hace máxima en la carrera.

III. Reducción del desplazamiento del centro de gravedad

Por otra parte, debemos analizar los mecanismos que reducen el desplazamiento del centro de gravedad, ya que si las oscilaciones verticales del mismo, que hacen que se pueda utilizar la energía almacenada en el paso anterior, fueran más importantes producirían ángulos abruptos en su trayectoria, que harían perder una energía considerable, como sucede en un modelo teórico, con la única posibilidad de flexo-extensión de cadera.

Pero se ha comprobado que el centro de gravedad en su desplazamiento hacia arriba y abajo describe una curva sinusoidal que es la que requiere un menor consumo energético.

Para reducir el desplazamiento del centro de gravedad el organismo cuenta con unos factores biomecánicos esqueléticos, que intervienen para hacer que su trayectoria sea menos amplia, más suave, y por tanto harán la marcha más flexible y económica. Estos factores disminuyen la amplitud de la curva, desde unos 75mm., que se producirían en el

modelo teórico, a unos 50mm., que se consiguen en la marcha normal, suavizando además su trayectoria y convirtiéndola en una línea sinusoidal.

Los factores biomecánicos que reducen y suavizan los desplazamientos verticales del centro de gravedad son:

- A. La rotación de la pelvis.
- B. El descenso de la pelvis hacia el lado oscilante.
- C. La flexión de rodilla en el lado del apoyo.
- D. Los movimientos coordinados de rodilla, tobillo y pie.

El principal factor biomecánico que disminuye la oscilación lateral del centro de gravedad es:

- ❖ El ángulo femoro-tibial o valgo fisiológico de rodilla.

Analizaremos cada uno de estos factores:

1. En el plano horizontal la pelvis realiza un movimiento de rotación alrededor de un eje vertical, parecido al movimiento de un compás que puede desplazarse sin cambiar la altura de la cruz. La rotación de la pelvis adelantando la cadera al tiempo que se produce la flexión y retrasándola en la extensión de cadera, y en consecuencia una menor oscilación del centro de gravedad. Esta rotación es de, aproximadamente, 4° a cada lado del eje vertical, en la marcha normal y se efectúa girando sobre las cabezas femorales. Contribuye a disminuir en unos 10mm. la elevación del centro de gravedad.
2. El segundo mecanismo de la pelvis ocurre en el plano frontal y consiste en una caída pélvica o basculación de la pelvis hacia el lado de la pierna oscilante. La amplitud del movimiento es de alrededor de 5° y contribuye a disminuir el desplazamiento vertical del centro de gravedad en 5mm. con respecto al modelo teórico.

3. El tercer mecanismo es la flexión de rodilla en la fase de apoyo. En el momento del contacto del talón, la rodilla se halla en extensión, (aunque durante la marcha normal se ha comprobado que la rodilla nunca alcanza el bloqueo en extensión completa), inmediatamente y tan pronto como el pie se apoya plano en el suelo, se flexiona de 15° a 20° , lo que contribuye a disminuir en unos 10mm. la elevación del centro de gravedad.

Estos tres primeros factores biomecánicos tienen, por tanto, el mismo efecto sobre el desplazamiento vertical del centro de gravedad: disminuyen su amplitud de 75mm en el modelo teórico a 50mm en la marcha normal.

Sin embargo, la coordinación de movimientos de rodilla, tobillo y pie, actúa, sobre todo, modulando la curva para evitar los cambios bruscos de dirección, de manera que cuando el tobillo se extiende la rodilla tiende a flexionarse y al contrario cuando el tobillo se flexiona la rodilla se extiende, mientras que en el centro del apoyo, ambas articulaciones se flexionan. La acción de tres rodillos sucesivos, de talón, tobillo, y antepié durante la fase de apoyo, suaviza también, de forma importante la trayectoria del centro de gravedad, ya que el pie no actúa como un todo, con un solo eje de giro, sino que lo hace alrededor de 3 centros sucesivos de rotación.

Además del desplazamiento en el plano sagital del centro de gravedad existe un desplazamiento lateral del mismo, en el plano horizontal. Cuando una persona camina su cuerpo oscila de un lado a otro, hacia el lado del miembro en carga. Este desplazamiento lateral del centro de gravedad se consigue que sea sólo de 4 a 5 cm, gracias a la presencia del ángulo tibiofemoral o valgo fisiológico de rodilla, que reduce la distancia que debe de recorrer el centro de gravedad para proyectarse sobre la tibiotarsiana del miembro que apoya.

IV. Factores que influyen en el gasto energético

Pero también el gasto energético varía, con algunos factores, como son el peso del sujeto, la velocidad de marcha, la pendiente y el tipo de terreno. Así a mayor **peso** del cuerpo mayor gasto energético. Para una misma velocidad un sujeto que pesa 100kg gastará casi el doble de energía que el que pesa 50kg. Si además de su peso, el sujeto lleva una carga adicional, el gasto aumenta todavía más.

También influye la **velocidad de marcha**, así una marcha lenta supone un gasto energético importante, ya que se pierde la energía cinética y es como si se volviera a empezar a caminar en cada paso, mientras que al aumentar la velocidad va disminuyendo

este gasto hasta llegar a una velocidad de marcha, alrededor de los 4,5km/h., en la que se requiere un mínimo de energía caminando más deprisa o más despacio el requerimiento energético se hace mayor. Cada persona tiende a adoptar esta velocidad económica, que es discretamente inferior en ancianos y en niños (Waters, 1992).

Otro factor muy importante es **la pendiente**. Cuando subimos por una rampa no existe la fase de descenso del centro de gravedad, por lo que no hay transferencia de energía potencial a cinética y se precisa una mayor actuación muscular, que supone un mayor consumo energético. Se ha comprobado que el gasto de energía se duplica cuando se asciende con una inclinación de 15° y se triplica con una inclinación de 25°. En el descenso, si es leve, disminuye el gasto energético ya que la energía acumulada es superior a la normal y la marcha resulta fácil, pero conforme aumenta la inclinación también lo hace el gasto energético, ya que es necesario frenar y se debe utilizar la acción muscular para evitar la aceleración excesiva.

Por último, también influye el **tipo de terreno** por el que se camina, en terreno irregular y blando se eleva el gasto de energía, ya que no da suficiente resistencia a los pies, así una marcha en terreno labrado duplica el gasto de energía y en nieve blanda lo cuadruplica.

4.4.2.3 Cinética de la marcha

Analizaremos, a continuación, la cinética de la marcha, que estudia las fuerzas que intervienen en la misma.

Como hemos visto, en la provisión de la energía necesaria para la marcha va a ser muy importante la acción de la gravedad, colaborando en la transferencia entre energía potencial y cinética. El cuerpo humano durante la marcha utiliza al máximo la fuerza de gravedad y de reacción, la inercia y la mínima fuerza del músculo. Estas son, junto con la fricción o rozamiento, las principales fuerzas que influyen en la marcha.

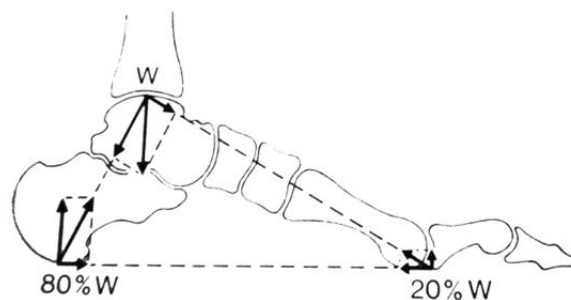


Figura 4.14: Triángulo de fuerzas en el pie en posición de perfil.

La **fuerza de gravedad**: Como hemos señalado, la marcha se caracteriza por la traslación del centro de gravedad del cuerpo hacia adelante, llegando momentáneamente más allá del borde anterior de la base de sustentación, lo que origina una pérdida transitoria del equilibrio y la acción de la gravedad tiende a hacer caer el cuerpo hacia adelante y abajo, incrementando la velocidad y transformando la energía potencial en cinética, en este punto el pie que oscilaba se sitúa en el suelo, recuperando el equilibrio, al ofrecer una base de sustentación mucho más amplia y evitando, así, la caída del cuerpo.

La **fuerza de reacción** que ejerce el suelo sobre el individuo, a través de los pies y que es de igual magnitud que el impulso hacia abajo del pie durante la marcha, pero en sentido contrario. En el momento del choque de talón producimos una fuerza de frenado, mientras que en el momento del despegue se produce una fuerza de empuje hacia delante. En el impulso y en el frenado la dirección de la fuerza de reacción es diagonal y puede resolverse en dos componentes. El componente vertical sirve para contrarrestar la tensión hacia debajo de la fuerza de gravedad, mientras que el componente horizontal sirve en el choque de talón, para frenar el movimiento hacia adelante y en el despegue de antepié para generar la propulsión. Si a la superficie de apoyo le falta solidez como en el caso del barro, nieve húmeda y arena, aquella ofrece una resistencia muy pequeña de contrapresión, que trae como consecuencia un hundimiento o deslizamiento, que aumenta el gasto energético y disminuye la eficacia de la marcha.

La marcha requiere además una fricción adecuada entre el pie y el piso para no resbalar. La fuerza de **fricción o de rozamiento** dependerá del tipo de materiales en contacto y de las fuerzas que ejercen presiones entre ellos. Para que la marcha sea eficaz, la fricción debe ser suficiente para equilibrar el componente horizontal de las fuerzas de impulso y de frenado. Si es insuficiente, el pie se deslizará. Este hecho se comprueba al observar a un individuo cuando camina sobre hielo o en un suelo encerado, en los que la fricción es mínima y debe reducir la longitud del paso, para disminuir la componente horizontal y evitar así resbalar.

La **inercia**, entendida como la incapacidad del cuerpo o de sus segmentos para cambiar su estado de reposo o de movimiento sin la intervención de alguna fuerza, debe ser vencida en cada paso y cuanto mayor sea el peso del cuerpo mayor será la inercia que se ha de vencer.

En cuanto al conocimiento de las diferentes **fuerzas musculares** que actúan en la marcha, su valoración es un problema extremadamente complejo y más aún cuando se

consideran los aspectos fisiológicos y mecánicos. El momento de fuerza de un músculo depende de la longitud efectiva del brazo de palanca con el que actúa, de su sección transversal fisiológica, de la velocidad de contracción y de la longitud previa del mismo, siendo máxima cuando el músculo está elongado (aproximadamente al 120% de su longitud en reposo). La mayor demanda muscular de la marcha ocurre, precisamente, en el instante en que el músculo presenta una mayor longitud.

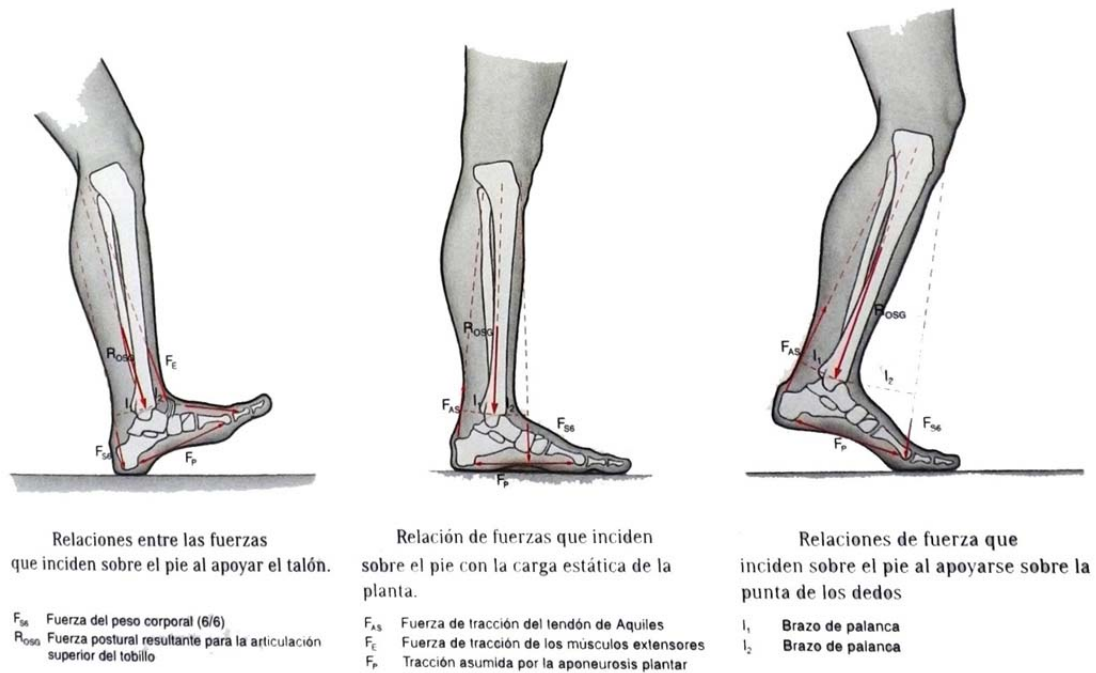


Figura 4.15: Relación de fuerzas durante el ciclo de marcha.

Aunque la cuantificación absoluta de las fuerzas musculares que intervienen en la marcha sigue siendo un problema sin determinar, existen estudios exhaustivos, que explican la participación relativa de cada grupo muscular.

Debemos recordar, que como sucede en otras destrezas motoras, también durante la marcha humana tienen lugar tres tipos de contracción muscular: contracciones de tipo concéntrico, en las que ambas inserciones se aproximan produciendo movimiento en la dirección de la tracción muscular. Contracciones de tipo excéntrico, en las que las inserciones se separan frenando un movimiento que se produce en sentido contrario por la acción de otras fuerzas musculares o externas, como la gravedad o la inercia y que serán mayores que la fuerza generada por su propia tensión del músculo. Y también contracciones de tipo isométrico, en la que no hay variación de la longitud del músculo, permaneciendo constante y que se producen para equilibrar fuerzas opuestas y mantener la estabilidad.

4.4.2.4 Acciones musculares durante la marcha

A través de la electromiografía dinámica se ha podido comprobar que la mayoría de los grupos musculares de la extremidad inferior están activos durante el ciclo de marcha, sobre todo al principio y final de la fase de apoyo y principio y final de la fase oscilante. Ello es debido a que en estos momentos del ciclo existen aceleraciones y desaceleraciones de la extremidad y transferencias del peso del cuerpo de un pie al otro. Sin embargo la acción muscular en la marcha es escasa en comparación con los movimientos voluntarios.

El conocer cómo actúan los músculos en la marcha es importante ya que, por una parte nos sirve de guía para la recuperación de esta actividad en determinadas patologías en las que está alterada y, por otra parte, porque los patrones motores durante las actividades de la vida diaria, entre ellos la marcha, se pueden utilizar para valorar la función neuromuscular, ya que permiten detectar anomalías sutiles que no podrían observarse directamente.

Analizaremos, en primer lugar, la acción individualizada de cada músculo o grupo muscular de la extremidad inferior a lo largo del ciclo de marcha para terminar con una visión global de sus acciones en los cuatro periodos de marcha descritos.

I. El músculo **glúteo mayor**: aunque clásicamente diversos autores como Piera o Plas y Viel han señalado que no interviene en la marcha sobre terreno llano, estudios más recientes de autores como Basmajian o Perry, demuestran que el glúteo mayor actúa en la primera parte de la fase de apoyo, extendiendo la cadera junto con los isquiotibioperoneos. Su contracción, en este momento, se realiza en condiciones favorables, ya que parte de una posición previa de flexión de cadera en la cual está elongado.

II. Los músculos **isquiotibioperoneos** actúan también en la primera parte de la fase de apoyo no sólo para extender la cadera (junto con el glúteo mayor), como acabamos de señalar, sino que además impiden que la rodilla se extienda totalmente, ya que, para conseguir una marcha eficaz, es necesario un ligero grado de flexión de rodilla. Estos músculos actúan también al final de la fase oscilante, frenando la flexión de cadera y la extensión de rodilla, antes del contacto de talón.

III. Uno de los isquiotibiales, el semitendinoso, forma parte de los **músculos de la pata de ganso** junto con el sartorio y el recto interno, estos tres músculos son biarticulares y bordean la cara interna de rodilla oponiéndose durante su puesta en carga a la acentuación del valgo fisiológico. Por tanto, van a garantizar la estabilidad de la rodilla, en el momento del choque de talón con el suelo y su acción continúa durante el apoyo monopodal,

comportándose como auténticos ligamentos activos. Respecto a la cadera sus acciones son diferentes, ya que, como hemos señalado, el semitendinoso actúa en la extensión, como el resto de los isquiotibioperoneos, mientras que el sartorio y el recto interno colaboran con los flexores de cadera, siendo el más importante de ellos el psoas iliaco.

IV. **Psoas iliaco.** Este músculo actúa al principio de la fase oscilante para iniciar la flexión de cadera, partiendo de una posición de elongación previa al estar la cadera extendida y su contracción acorta la extremidad, impulsándola hacia adelante.

V. La actividad muscular de los **abductores de cadera**, fundamentalmente del glúteo medio, se produce durante la fase de apoyo del ciclo, desde el contacto del talón hasta que éste comienza a elevarse del suelo, principalmente cuando el apoyo es unipodal y la pelvis tiende a caer hacia el lado del miembro que oscila, su contracción excéntrica va a controlar este movimiento.

VI. Otro músculo abductor de cadera, el **tensor de la fascia lata**, colabora también en el mantenimiento de la estabilidad transversal de la pelvis, durante la primera parte del apoyo, pero además, en esta fase, actúa a nivel de la rodilla como ligamento lateral externo activo y equilibra a los músculos de la pata de ganso. Presenta una segunda fase de actividad, en el despegue de antepié e inicio de la fase oscilante, probablemente para asegurar el equilibrio lateral del muslo en oposición a los aductores.

VII. La acción de los **aductores** de cadera, al final de la fase de apoyo y principio de la fase oscilante, se debe, fundamentalmente, al aductor mediano y al recto interno que se contraen, conjuntamente con los otros flexores de cadera, tirando del fémur hacia adelante para iniciar la flexión. Sin embargo, la acción del aductor mayor difiere de los anteriores y actúa al final de la fase de oscilación y permanece activo al comienzo del apoyo, se comporta de forma similar a los isquiotibiales (sobre todo el fascículo inferior o tercer aductor).

VIII. La actividad principal del cuádriceps se produce al final de la fase oscilante extendiendo la rodilla y continúa al principio de la fase de apoyo, evitando la flexión de la rodilla bajo el peso del cuerpo. Esta acción se debe fundamentalmente a los vastos y al crural, ya que el recto anterior, al ser biarticular, está en una situación desfavorable, por estar la cadera en flexión.

Sin embargo en el despegue de los dedos y al comienzo de la fase de oscilación, el recto anterior está elongado y se contrae aumentando la fuerza de flexión de la cadera y frenando, al mismo tiempo, la flexión pasiva de rodilla, que se produce.

IX. En cuanto a los músculos del **compartimento anterior de la pierna**, fundamentalmente el tibial anterior y los extensores de los dedos, van actuar como flexores de tobillo en el contacto de talón, amortiguando el choque y su acción se mantiene en una contracción de tipo excéntrico que frena la caída del antepié. Después vuelven a actuar, ya de manera concéntrica, en la fase oscilación para flexionar el tobillo, evitando así el choque con el suelo al acortar la extremidad.

X. En cuanto a los músculos extensores de tobillo el más eficaz, con diferencia, es el **tríceps sural** que tiene una acción importante a partir de la segunda fase del apoyo plantar, cuando todo el pie está en contacto con el suelo, actúa en primer lugar el sóleo, de manera excéntrica, estabilizando la rodilla al desacelerar el desplazamiento anterior de la tibia con relación al pie, en el momento de iniciarse la elevación del talón, el tríceps, con una contracción isométrica, solidariza el pie al segmento tibial, que sigue avanzando hacia delante, permitiendo así que el talón despegue del suelo y ya al final de la fase de apoyo, realiza una extensión de tobillo, mediante una contracción e tipo concéntrico impulsando el cuerpo hacia delante. Los flexores de los dedos son accesorios del tríceps, en esta acción propulsora.

Otros extensores de tobillo, como el tibial posterior y los peroneos laterales largo y corto actúan también en el apoyo plantar, como el tríceps sural, pero, sobre todo, actúan como estabilizadores laterales de tobillo. Tan pronto como el pie toca el suelo, el tibial posterior asume su papel de estabilizador lateral, controlando la parte interna. A continuación comienzan a actuar también los peroneos laterales, de forma que en el apoyo unipodal, se controla la estabilidad transversal del tobillo, tanto en su parte interna como en la externa; en el despegue del pie la acción de los peroneos laterales permite la elevación de la parte externa del pie, de forma que el último en abandonarlo es el primer dedo.

XI. En este apartado de acciones musculares, se debe mencionar la importante contribución de los **músculos intrínsecos del pie**, al mantenimiento de la forma y a la sustentación dinámica de los arcos, sobre todo, en el periodo portante. Los músculos propios del primer y quinto dedos tensan los arcos longitudinales interno y externo y el flexor corto plantar mantiene la curvatura de los tres radios medios. Este músculo actúa además de forma sinérgica con el tríceps sural, en la propulsión, al final de la fase de apoyo.

4.4.2.5 Descripción de las acciones articulares en la marcha

A continuación abordaremos la descripción de las acciones articulares en los periodos de marcha, definidos anteriormente. Tomando siempre como referencia la extremidad inferior derecha.

I. El primer doble apoyo se inicia cuando el pie tomado como referencia contacta con el talón en el suelo.

En el plano sagital, en este momento, el tobillo se halla en posición neutra de flexoextensión, a continuación el tobillo se extiende por la caída del antepié controlada por los músculos del compartimento anterior de la pierna.

La rodilla alcanza al comienzo de este periodo su máxima extensión en la marcha, pero aún mantiene unos 5° de flexión, ya que, durante la marcha normal, la articulación de la rodilla nunca está en extensión total.

La cadera está en flexión de 30° y la fuerza de reacción del suelo, origina un momento flexor, debido a su alineación muy anterior, siendo contrarrestado por los músculos extensores de cadera (que se contraen para frenar esta flexión).

II. En el primer apoyo unipodal o periodo portante, el miembro inferior de referencia soporta el peso del cuerpo.

En el plano sagital la articulación del tobillo se flexiona de forma pasiva, por la inclinación hacia delante de la tibia.

Como hemos señalado, la rodilla, en este periodo, debe estar ligeramente flexionada de 15 a 20° para evitar una ascensión brusca del centro de gravedad.

La cadera en este periodo realiza una extensión progresiva, pasando de una flexión inicial de unos 30° a una extensión de unos 10° al final del periodo portante.

En el plano frontal, durante el periodo portante las acciones musculares estabilizadoras son imprescindibles y a nivel de la cadera, es este periodo, hay una caída de la pelvis de unos 5° hacia el lado oscilante siendo necesaria la contracción potente de los abductores, para evitar un mayor descenso.

En el plano transversal la pelvis se desplaza hacia adelante rotando sobre la cabeza femoral portante, con un giro de unos 4° alrededor del eje vertical, alcanzando su posición neutra al pasar un miembro frente a otro.

III. En el segundo doble apoyo, el pie tomado como referencia está en situación posterior, próximo a la fase de despegue y las cabezas de los metatarsianos actúan como punto de apoyo para la rotación del miembro, en lo que se ha denominado rodillo de antepié.

En el plano sagital, este periodo se caracteriza por la extensión (de unos 15°) de la tibiotalar por acción del tríceps sural y de los flexores de los dedos que se contraen con potencia elevando el talón del suelo. La rodilla y la cadera al principio se encuentran en extensión, siendo en este momento cuando la cadera alcanza su máxima extensión durante la marcha, de alrededor de unos 10°, pero al final del periodo comienza la actividad de los flexores impulsando el miembro hacia adelante y produciendo, de forma pasiva, una flexión de rodilla.

IV. En el segundo apoyo unilateral, el pie, tomado como referencia ha despegado e inicia su periodo oscilante. El peso del cuerpo, por tanto, recae en la extremidad contralateral. Como se ha descrito, este periodo está dividido en dos fases, separadas por el momento del cruce de ambos miembros inferiores. En ambas fases, las principales acciones musculares que se desarrollan tienen lugar en el plano sagital.

En la fase inicial de la oscilación se produce la flexión en masa de todo el miembro inferior. La rodilla aumenta su flexión alcanzando unos 65° en la mitad de la fase de oscilación, que corresponde al máximo valor de la flexión en todo el ciclo de marcha, a cadencia alta no se necesita acción muscular alguna para flexionar la rodilla ya que sigue un movimiento pendular. También la cadera alcanza su máxima flexión en el ciclo, alrededor de 35°, hacia la mitad del periodo oscilante y se debe principalmente al psoas iliaco ayudado por los aductores y el sartorio.

En la fase final de la oscilación, los objetivos son desacelerar la pierna y posicionar correctamente el pie para establecer contacto con el suelo. Es necesaria una posición neutra del tobillo mantenida por los flexores. La rodilla debe pasar de una flexión necesaria para la oscilación a una postura de extensión al final de esta fase, que se va a completar por la acción de los vastos y el crural, mientras la contracción antagonista de los isquiotibiales impide una extensión de rodilla demasiado violenta, al tiempo que desaceleran la flexión de cadera.

4.4.2.6 Miembros superiores

La rotación de la cintura escapular, en sentido contrario a la pelviana, produce la oscilación de los brazos, comportándose como péndulos, pero, se ha comprobado que el

balanceo de los miembros superiores no es únicamente un movimiento pendular pasivo, sino que depende de acciones musculares. Al comenzar a andar los brazos están inmóviles y empiezan a desplazarse a partir del segundo ciclo de marcha, ejecutando un movimiento de flexo-extensión de hombro en un rango total de 30° a 40°. A cadencias altas el arco de movimiento se amplía. Esta oscilación de los miembros superiores, durante la marcha humana normal, se produce de forma sincrónica con respecto a los inferiores pero en sentido inverso y sus posiciones extremas corresponden a los periodos de doble apoyo. En la toma de contacto del talón derecho con el suelo, las articulaciones del hombro y codo derechos alcanzan su máxima extensión en el ciclo. En ese momento comienza la oscilación hacia delante alcanzando su máxima flexión al final de la fase de apoyo del pie derecho.

Sea cual fuere la velocidad, no interviene ningún músculo flexor del brazo o del antebrazo ya que el balanceo anterior es pendular. Se produce actividad muscular durante la marcha, en trapecio superior y romboides (probablemente para controlar la posición del omóplato). El supraespinoso está permanentemente activo como suspensor del húmero. La actividad de los músculos redondo mayor, dorsal ancho y deltoides posterior se inicia antes de llegar a la máxima extensión de brazo y continúa durante el balanceo anterior, actuando en la flexión mediante una contracción excéntrica, para frenarla. El músculo deltoides medio presenta fases de actividad, sincrónicas con las del deltoides posterior y probablemente, como señalan Plas y Viel realice una ligera abducción del hombro para evitar el choque con la pelvis.

Las acciones musculares para el control del balanceo de los brazos durante la marcha, sobre todo cuando ésta es rápida, constituye otro ejemplo de la actividad muscular utilizada para vencer la inercia de un segmento corporal.

4.4.3 Condiciones de contorno, apoyos y cargas

Como la finalidad de este proyecto fin de carrera es analizar el pie en el tercer momento del ciclo de la marcha, se buscarán para esta posición tanto las cargas a aplicar para el estudio deseado como las condiciones de apoyo en el modelo, teniendo en cuenta que será un examen estático de dicho momento. De ahí que no se tengan en cuenta momentos de giro por movimiento ni rozamientos con el suelo.

Se debe tener en cuenta que el estudio a realizar simula el tercer momento de apoyo del ciclo de la marcha humana, pero será un examen estático de dicho momento. De ahí

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 forman 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 momento.

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

1. La superficie inferior de las falanges.
2. La superficie de contacto articular tibio-astragalina.
3. La superficie de contacto peroneo-astragalina.
4. La superficie de unión del tendón de Aquiles con el calcáneo.

Se buscó por tanto:

- I. Qué superficies cargar y con qué valores.
- II. Qué superficies fijar y de qué forma.

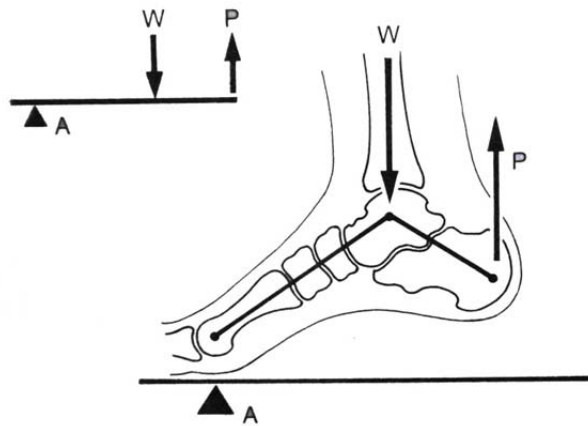


Figura 4.16 Dirección de la carga debida al peso.

Cargas

I. En el Astrágalo: El peso del cuerpo es transmitido al astrágalo por medio de la tibia y el peroné. Por lo tanto las dos zonas de contacto de estos dos huesos con el astrágalo serán las dos superficies donde se aplican las cargas.

La carga será distribuida uniformemente por 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 la aplicaremos con una inclinación de 10 grados debido a la inclinación de la tibia y el peroné, en el último ciclo de la marcha, respecto del pie.

II. 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.

Apoyos

I. Considerar como apoyos fijos (empotrados) a la superficie de inserción del tendón de Aquiles (tendón que en la realidad genera la mayoría de la fuerza de reacción contraria a

la carga del peso) y al 1° y 2° dedos, los cuales son los únicos en los que se apoya el pie en esta posición.

II. A las falanges del tercer, cuarto y quinto dedos 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.

4.5 Abaqus

Una vez llegados a este punto, se debe exportar el modelo deseado de pie como un archivo “.inp” (es un archivo similar a un documento del tipo “.txt”) de ABAQUS.

Los archivos exportados son:

1. Implante0FlexoresLargos.inp
2. Implante0FlexoresCortos.inp
3. Implante10FlexoresLargos.inp
4. Implante10FlexoresCortos.inp

El archivo “.inp” se modificará para imponer todas las propiedades y condiciones de contorno, y así mismo, hacer otras modificaciones deseadas en el modelo de elementos finitos.

Este archivo (modificado) será el que se lance a calcular. Una vez realizados los cálculos correctamente se podrán ver los resultados deseados en para el análisis de tensiones máximas y mínimas, Von Mises y desplazamientos, hasta análisis de direcciones principales, desplazamientos globales, deformaciones por temperatura y todo tipo de análisis que se pretenda estudiar.

En los archivos “.inp”, debido a su gran tamaño y especial forma de trabajar con ellos, deben quedar bien definidos todos los nodos, elementos, barras y superficies utilizados para no dar cabida a error alguno para su correcto funcionamiento. Ahí radica su gran dificultad a medida que el modelo aumenta de tamaño. En estos “.inp” será donde se agrupen y se den las propiedades deseadas a cada elemento. También se deben introducir los llamados “STEP” de cálculo, donde se anotarán:

1. Las cargas que sufrirá el modelo, asignándolas al grupo de nodos correspondientes a la superficie de carga.
2. Los apoyos, que se asignarán a los nodos que conformen las superficies y zonas de apoyo o empotramiento.

Se deben introducir todo estos datos mediante comandos que el programa pueda leer:

I. Para dar las propiedades al modelo, primero se da un nombre a diferentes parejas de valores de módulo elástico y coeficiente de Poisson, y posteriormente se asignan estos valores a los grupos de elementos que se deseen, tales como: grupo cortical, esponjoso, cartilaginoso y ligamentoso.

Las líneas de comandos creadas fueron:

A. Para dar nombre a cada pareja de valores de E y coeficiente de Poisson:

```
*****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
```

B. Para asignarlas a los diferentes grupos del modelo de elementos finitos:

```
**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
```

```
*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,
```

Así a cada uno de los grupos le corresponderían unas propiedades mecánicas determinadas.

II. Para aplicar las cargas y los apoyos correspondientes se usan en el “.inp” los comandos “BOUNDARY” y “STATIC CLOAD” dentro de un mismo “STEP”:

A. 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 darían tales condiciones a dicho grupo. Se puede realizar esta acción tantas veces como se desee para los grupos de nodos que se quiera.

B. Para la aplicación de las cargas, la filosofía de trabajo sería 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.

Algunas de las líneas originadas en el “.inp” fueron:

**STEP*

**STATIC*

**CLOAD*

NODOSPARACARGA,2,4.7, (el primer número equivale a la dirección de la carga en cada nodo, y el segundo al valor de dicha carga)

NODOSPARACARGA,3,-1.71,

**BOUNDARY*

CARGATALONAQUILES,1,3,0.0

NODOS11APOYO,1,3,0.0

NODOSHORIZONTAL,3,3,0.0

NODOS3FALANGE,1,3,0.0

**END STEP*

Se deben hacer tantos grupos como condiciones, materiales, cargas y todo tipo de acciones que se deseen aplicar al modelo. Tales grupos aparecerán mostrados en el “.inp” como un listado de números equivalente a los nodos (NSET), elementos (ELSET=SOLID TYPE=C3D4) o barras (ELSET=BEAM TYPE=B31)(dependiendo de lo que se esté agrupando).

En el capítulo cinco, donde se introducirán en el modelo los tendones flexores de los dedos, se presentarán los nuevos comandos utilizados, que fueron:

1. Contactos entre elementos no unidos por nodos. Tal contacto aparece por el choque producido entre elementos por acción de las cargas aplicadas. Se aplicarán una serie de superficies de contactos con el fin de evitar que unos elementos atraviesen a otros a la hora de producirse un desplazamiento de alguno de ellos.

2. Pretensado de los tendones flexores de los dedos, el cual se llevará a cabo en un “STEP” anterior a la aplicación de las cargas.

Dicho pretensado también irá condicionado por la superficie de contacto que se producirá entre ciertas zonas plantares y los tendones flexores.

Para cada modelo de elementos finitos que se analice, se deben introducir todos los comandos y valores comentados, y además se tiene que definir los nuevos nodos creados para la unión de los nuevos elementos barra. Dichos elementos barra servirán para la simulación de los nuevos tendones flexores debido a la modificación de la posición de los tendones flexores largos y cortos que sufrirá el modelo oportuno.

4.6 Método de cálculo

Una vez insertados los nuevos tendones flexores largos y cortos en nuestros modelos de implante liso e implante angulado, se debe colocar una carga para que se produzcan en él los movimientos deseados.

Además de la carga que hay que aplicar sobre el astrágalo, se producirá en los nuevos tendones una pretensión debida a la flexión plantar del pie y a la flexión en dirección contraria (extensión dorsal) y al mismo tiempo de las falanges, que será la que produzca la flexión no deseada de los dedos. Para ello se ha modificado el archivo “.inp” de cada uno de los cuatro modelos con dos “STEP's” de cálculo independientes:

I. STEP1: Introducción del esfuerzo de pretensado que se debe imponer en de los tendones flexores, de manera que a la hora de realizar el cálculo, simulen una deformación longitudinal de 0.02 (2 %).

Mostramos con el ejemplo del modelo de Implante liso con transferencia de flexores cortos, los comandos introducidos que definan el pretensado de un elemento:

A. Se llama a la barra que se quiere pretensar (la 1134464) y se crea un nodo auxiliar cercano a tal elemento pero independiente de él, en este caso será el nodo número 206630.

```
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134464, NODE=206630
```

B. El nodo número 206630 ha de quedar definido con sus coordenadas correspondientes y dentro de un grupo de nodos como se muestra a continuación:

```
*NODE, NSET=ALLNODES, SYSTEM=R
```

```
206630, 1.496E+01, 3.032E+01, 3.935E+01,
```

C. Abaqus entiende que al ser un elemento barra, la pretensión será en la dirección longitudinal a ella.

D. Se aplica el primer “STEP” donde se asigna al nodo auxiliar el valor deseado de la fuerza (22N calculados a partir de las propiedades mecánicas y de sección de los tendones) para estirar la barra un 2% de su longitud inicial.

**STEP*

**STATIC*

**CLOAD*

206630, 1, 22

E. Antes de cerrar el “STEP” se deben imponer las condiciones de contorno del modelo inicial ya que no deben variar, y finalmente se cierra el step1.

**BOUNDARY* (condiciones de contorno aplicadas de la misma forma que las del modelo inicial)

....

**END STEP*

F. Obtenemos el pretensado de una barra. Se hace la misma operación para todas aquellas barras que se desee estén pretensadas. Para los casos que se analizan, se realizó el pretensado para ocho barras diferentes para cada modelo y se puede observar la secuencia final de comandos en el capítulo 7.1 del anexo2.

G. Para que el pretensado surja efecto, se realiza previamente una secuencia de comandos que definan un contacto entre la zona metatarsofalángica y los flexores, en el “.inp”, para producir tensión y así evitar que los tendones atraviesen el modelo una vez se mueva o sea cargado. Se conoce como superficies de contacto asignando los nombres SUPERFICIECONTACTO1, 2, 3 y 4 respectivamente. Tales zonas serán las que entren en contacto con los tendones.

H. Se crean cuatro grupos de nodos que forman los elementos barra de los flexores y entrarán en contacto con el hueso. Se llamarán NODOSFLEXORES1, 2, 3 y 4 respectivamente, uno para cada conjunto de tendones largo y corto equivalente a cada dedo.

I. Se exportan los grupos y elementos de los cuatro modelos de pie en formato “.inp” equivalentes a los cuatro casos a estudiar.

J. Se renombra el grupo de los nodos del contacto y se llaman a los nodos, de NODOSFLEXORES1 a NODFLEX1.

```
*SURFACE,NAME=NODFLEX1,TYPE=NODE NODOSFLEXORES1
```

```
*SURFACE,NAME=NODFLEX2,TYPE=NODE NODOSFLEXORES2
```

```
*SURFACE,NAME=NODFLEX3,TYPE=NODE NODOSFLEXORES3
```

```
*SURFACE,NAME=NODFLEX4,TYPE=NODE NODOSFLEXORES4
```

K. Se renombra también cada la superficie de elementos triangulares que entrarán en contacto con los nodos anteriores, ahora SUPERFICIECONTACTO1 pasa a ser SUPCON1.

```
*SURFACE,NAME=SUPCON1 SUPERFICIECONTACTO1,SNEG
```

```
*SURFACE,NAME=SUPCON2 SUPERFICIECONTACTO2,SNEG
```

```
*SURFACE,NAME=SUPCON3 SUPERFICIECONTACTO3,SNEG
```

```
*SURFACE,NAME=SUPCON4 SUPERFICIECONTACTO4,SNEG
```

L. Finalmente se define el contacto por pares de grupos, el grupo de nodos con su homólogo de superficies con el comando CONTACT PAIR, o lo que es lo mismo, un par de contacto hueso-tendón para cada dedo, donde se llamarán para el par 1 a los grupos NODFLEX1 y SUPCON1 y se describirá el tipo de contacto, en este caso con deslizamiento y sin fricción.

```
**DEFINICIÓN DEL PAR DE CONTACTO 1
```

```
*****
```

```
*SURFACE INTERACTION,NAME=LUBRIC1
```

```
*FRICTION
```

```
0.0,
```

```
*CONTACT PAIR,INTERACTION=LUBRIC1,SMALL SLIDING
```

```
NODFLEX1,SUPCON1
```

En el capítulo 9.1 del anexo2 se puede ver el total de líneas de comandos.

II. STEP2: El programa entiende cada “STEP” como independiente del resto, una vez pretense los tendones y los vuelva a destensar, Abaqus calculará el segundo “STEP. Para evitar el destensado, se escribe el comando BOUNDARY FIXED. Así el programa mantendrá el cálculo realizado en el “STEP1” una vez comience el segundo, para tener tensos los tendones una vez comience a calcular el segundo “STEP”. Se llama al nodo auxiliar creado para el pretensado y seguidamente los valores unidad dos veces: el primero para que el pretensado se realice en un sólo paso y el segundo para mantener el valor de 22N marcado en el “STEP”.

Se hará lo mismo para el resto de nodos auxiliares creados, en el capítulo 7.1 del anexo2 se puede ver la secuencia completa para todos ellos.

Se volverán a escribir las cargas bajo CLOAD y las condiciones de contorno en BOUNDARY para cargar el pie sobre el astrágalo.

Se muestra a continuación la secuencia resumida del STEP2.

**STEP*

**STATIC*

**BOUNDARY,FIXED*

206630, 1, 1

....

**STATIC*

**CLOAD*

....

**BOUNDARY*

....

**END STEP*

Es necesario otorgar las propiedades equivalentes a los elementos barra:

1. - Material isótropo elástico-lineal.
2. - Elementos barra con una sección de 2mm².
3. - Módulo elástico de 450MPa.
4. - Coeficiente de Poisson de 0,3.

5 RESULTADOS. COMPARATIVA DE CASOS

Se analizarán a continuación cuatro estudios comparativos de los nueve modelos:

1. Análisis de desplazamientos verticales en los dedos.
2. Análisis de tensiones máximas a tracción.
3. Análisis de tensiones máximas a compresión.
4. Análisis de tensiones de Von Mises en los implantes.

5.1 Análisis de desplazamientos

Se muestran a continuación el comportamiento/desplazamiento vertical de los dedos del pie, debido inicialmente al primer “STEP” de pretensado y seguidamente al segundo “STEP”, en el que actúa la carga impuesta sobre el astrágalo.

Las siguientes tablas muestran el desplazamiento máximo de la cabeza de la falange proximal:

Desplazamiento (mm)						
Dedo	Falanges	Pie fisiológico	Imp. 0°	Imp. 10°	TFDL	TFDB
Segundo	Proximal	6,85	0,98	2,66	2,74	3,31
Tercero	Proximal	6,29	2,72	2,96	1,94	2,59
Cuarto	Proximal	2,51	0,90	0,92	1,72	2,09

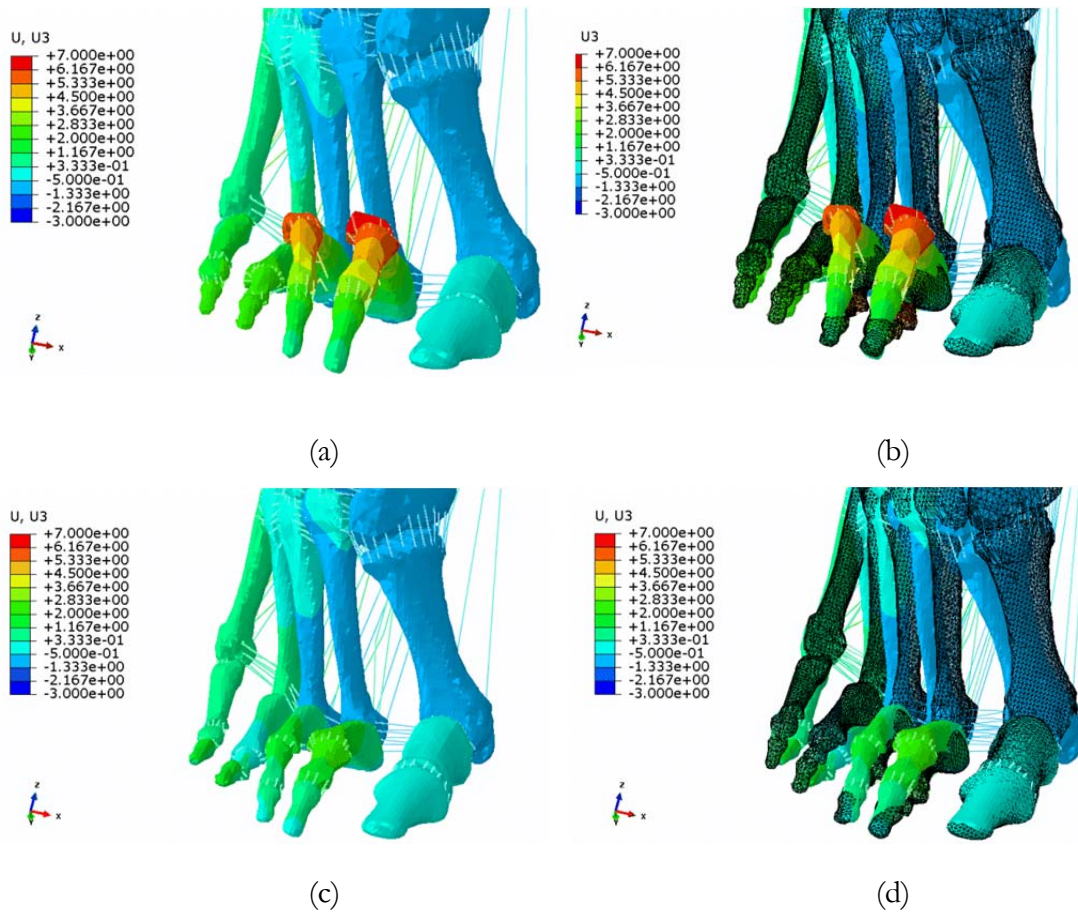
Abreviaciones: Imp. 0°, Implante liso; Imp 10°, Implante angulado; TFDL, Trasferencia del flexor digital largo; TFDB, Trasferencia del flexor digital corto.

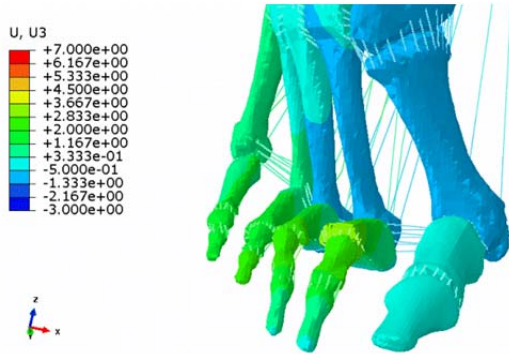
Tabla5.1

Desplazamiento (mm)					
Dedo	Falanges	Imp. 0° TFDL	Imp. 0° TFDB	Imp. 10° TFDL	Imp. 10° TFDB
Segundo	Proximal	0,20	1,17	1,95	2,52
Tercero	Proximal	2,03	2,76	1,82	2,93
Cuarto	Proximal	1,06	1,05	1,02	0,81

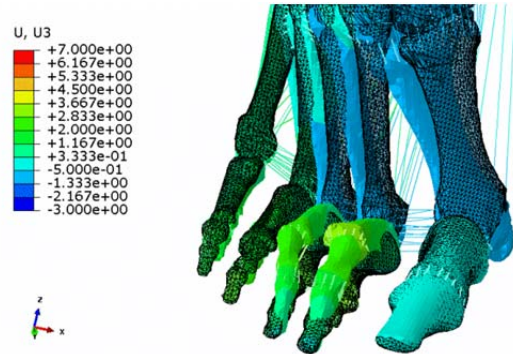
Abreviaciones: Imp. 0°, Implante liso; Imp 10°, Implante angulado; TFDL, Trasferencia del flexor digital largo; TFDB, Trasferencia del flexor digital corto.

Tabla 5.2

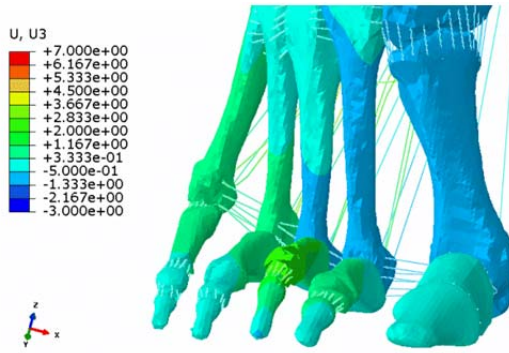




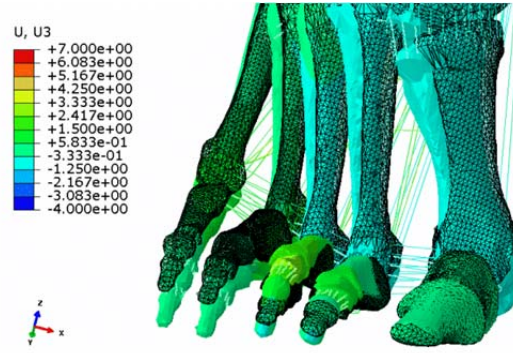
(e)



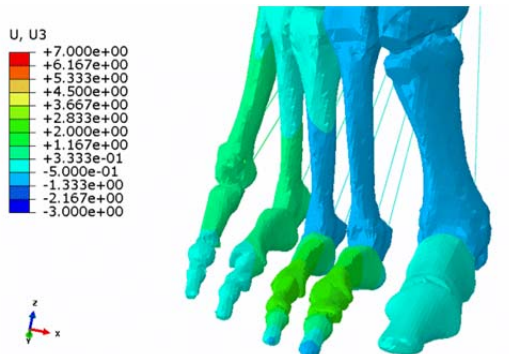
(f)



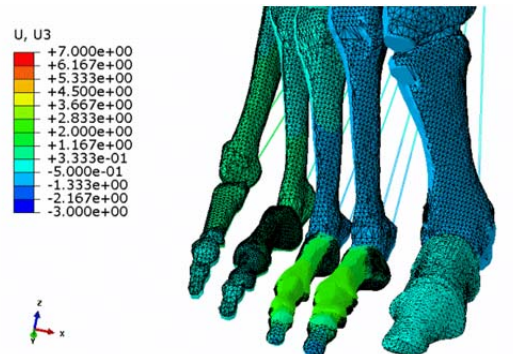
(g)



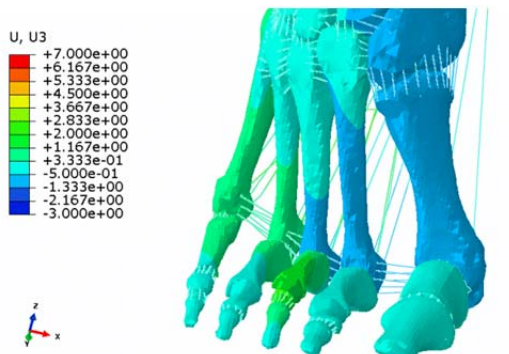
(h)



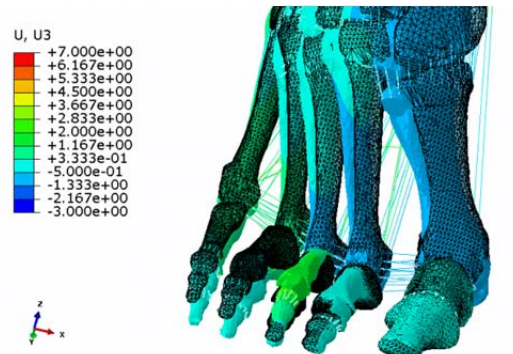
(i)



(j)



(k)



(l)

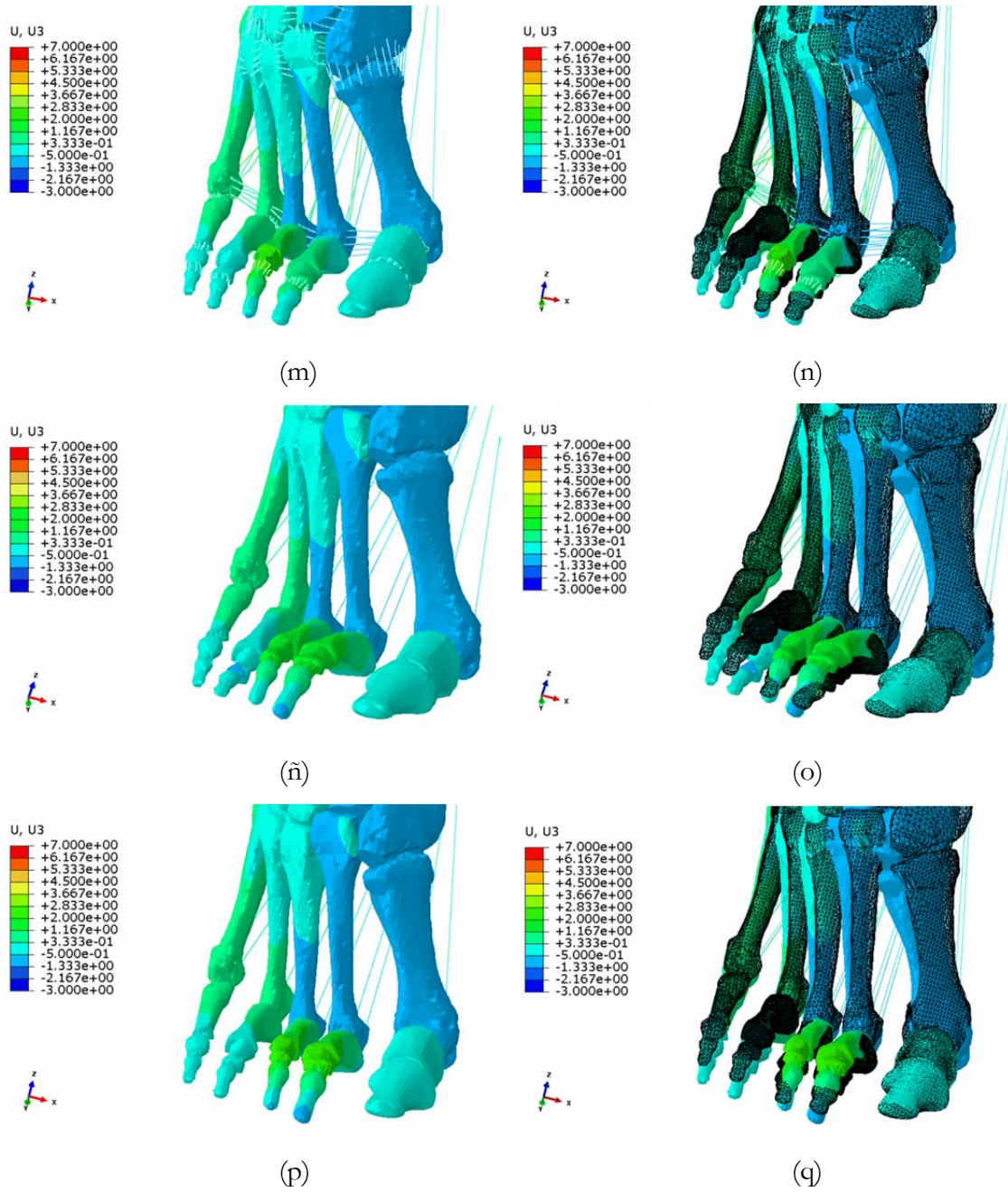


Figura 5.1 Configuración desplazamiento (mm) y deformada: Modelo sin operar a) y b); Transferencia flexores largos c) y d); Transferencia flexores cortos e) y f); Implante 0° g) y h); Implante 10° i) y j); Implante 0° Transferencia flexores largos k) y l); Implante 0° Transferencia flexores cortos m) y n); Implante 10° Transferencia flexores largos ñ) y o); Implante 10° Transferencia flexores cortos p) y q).

5.2 Análisis de tensiones principales

Se ha realizado un estudio comparativo de las tensiones principales máximas y de las tensiones principales mínimas

Destacar que las zonas de mayor tensión de tracción aparecen en la parte dorsal de las falanges y las zonas de mayor tensión de compresión se aprecian en la parte plantar de las falanges ubicadas en el lugar de colocación los flexores cortos y largos.

Tensión Máxima Tracción (Smax)

Se observa que la distribución de tensiones principales máximas de las falanges es de tracción en casi la totalidad de parte dorsal de las falanges. Se muestran los resultados obtenidos en las tablas que vienen a continuación:

Segundo dedo. Tensión Máxima Tracción (MPa)									
Falanges	PF	Imp. 0°	Imp. 10°	TFDL	TFDB	Imp. 0° TFDL	Imp. 0° TFDB	Imp. 10° TFDL	Imp. 10° TFDB
Proximal	4	2	2	4	4	145	100	150	90
Medial	6	2	1	4	3	95	55	86	65
Distal	8	1	0,7	7	3	6	7	7	8

Abreviaciones: P F, Pie fisiológico; Imp. 0°, Implante liso; Imp 10°, Implante angulado; TFDL, Trasferencia del flexor digital largo; TFDB, Trasferencia del flexor digital corto.

Tabla 5.3

Tercer dedo. Tensión Máxima Tracción (MPa)									
Falanges	PF	Imp. 0°	Imp. 10°	TFDL	TFDB	Imp. 0° TFDL	Imp. 0° TFDB	Imp. 10° TFDL	Imp. 10° TFDB
Proximal	52	180	200	40	31	145	100	150	90
Medial	10	105	110	5	6	95	55	85	65
Distal	7	7	9	0,6	5	6	7	7	8

Abreviaciones: P F, Pie fisiológico; Imp. 0°, Implante liso; Imp 10°, Implante angulado; TFDL, Trasferencia del flexor digital largo; TFDB, Trasferencia del flexor digital corto.

Tabla 5.4

Cuarto dedo. Tensión Máxima Tracción (MPa)									
Falanges	PF	Imp. 0°	Imp. 10°	TFDL	TFDB	Imp. 0°	Imp. 0°	Imp. 10°	Imp. 10°
						TFDL	TFDB	TFDL	TFDB
Proximal	38	15	26	2,5	4	1,5	2,5	0,7	4
Medial	6	17	25	4	3	6	5	8	9
Distal	8	4	7	4	6	3	10	0,5	8

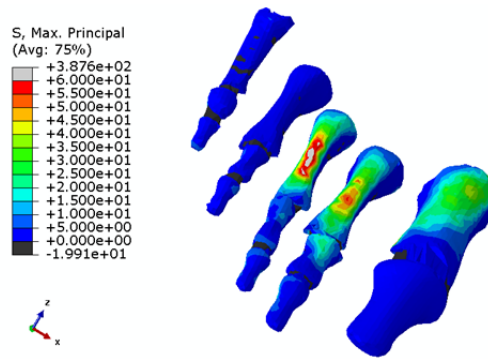
Abreviaciones: P F, Pie fisiológico; Imp. 0°, Implante liso; Imp 10°, Implante angulado; TFDL, Trasferencia del flexor digital largo; TFDB, Trasferencia del flexor digital corto.

Tabla 5.5

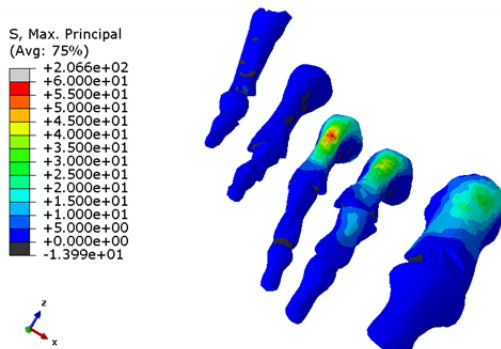
Quinto dedo. Tensión Máxima Tracción (MPa)									
Falanges	PF	Imp. 0°	Imp. 10°	TFDL	TFDB	Imp. 0°	Imp. 0°	Imp. 10°	Imp. 10°
						TFDL	TFDB	TFDL	TFDB
Proximal	4	2	2	4	4	0,3	0,9	0,3	1,2
Medial	6	2	1	4	3	1	0,6	1,2	0,,8
Distal	8	1	0,7	7	3	1,3	2	0,5	1,2

Abreviaciones: P F, Pie fisiológico; Imp. 0°, Implante liso; Imp 10°, Implante angulado; TFDL, Trasferencia del flexor digital largo; TFDB, Trasferencia del flexor digital corto.

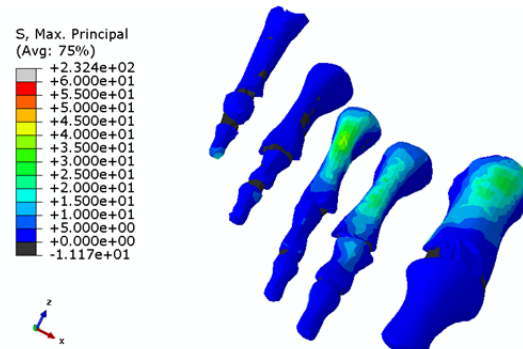
Tabla 5.6



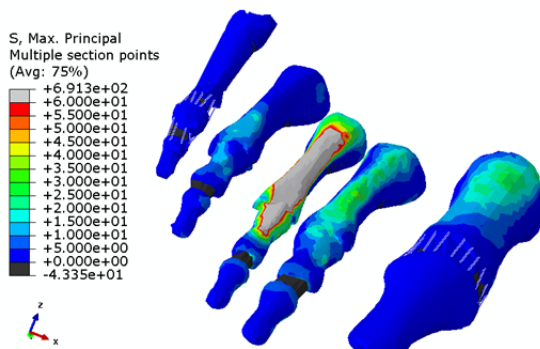
(a)



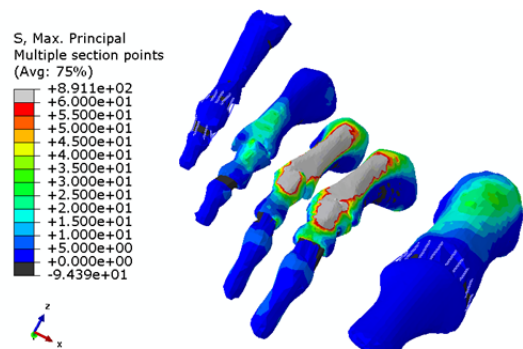
(b)



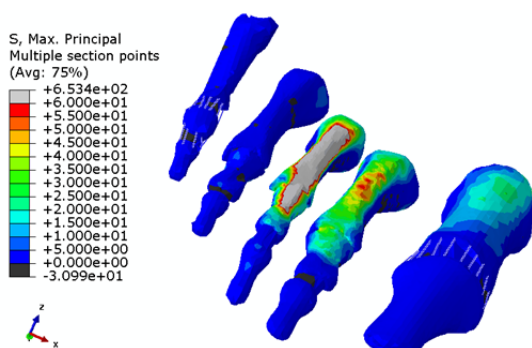
(c)



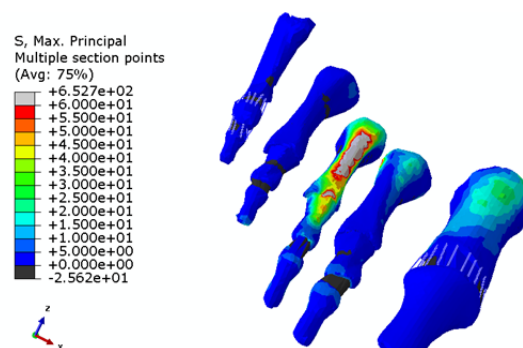
(d)



(e)



(f)



(g)

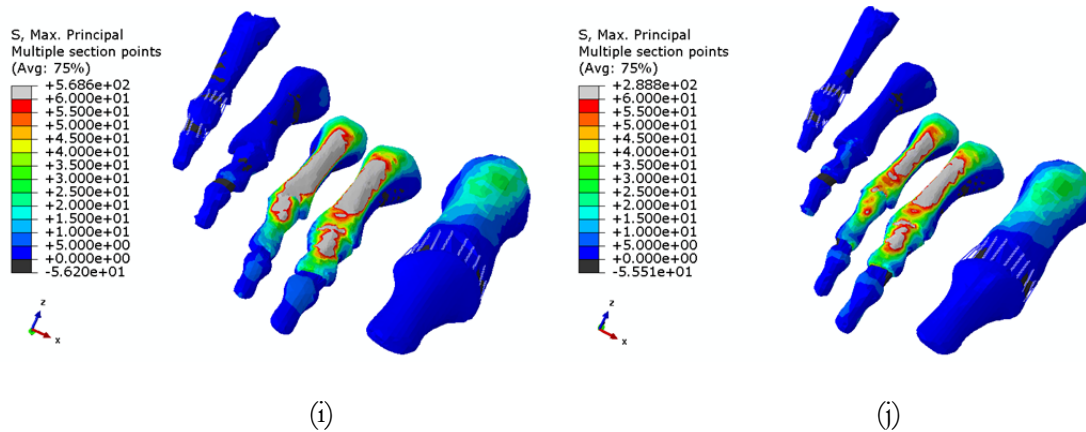


Figura 5.2 Configuración tensión máxima de tracción: Modelo sin operar a); Transferencia flexores largos b); Transferencia flexores cortos c); Implante 0° d); Implante 10° e); Implante 0° Transferencia flexores largos f); Implante 0° Transferencia flexores cortos g); Implante 10° Transferencia flexores largos h); Implante 10° Transferencia flexores cortos i).

Tensión Mínima Compresión (Sminima)

Las tensiones principales mínimas generalmente en la totalidad del volumen, son tensiones de compresión, localizada sobre todo en la zona plantar. Se han recogido los resultados en éstas tablas:

Segundo dedo. Tensión Mínima Compresión (MPa)									
Falanges	PF	Imp. 0°	Imp. 10°	TFDL	TFDB	Imp. 0° TFDL	Imp. 0° TFDB	Imp. 10° TFDL	Imp. 10° TFDB
Proximal	-182	-100	-210	-108	-106	-110	-55	-205	-145
Medial	-30	-50	-145	-13	-14	-40	-40	-90	-95
Distal	-18	-25	-45	-2	-10	-0,7	-40	-6	-40

Abreviaciones: P F, Pie fisiológico; Imp. 0°, Implante liso; Imp 10°, Implante angulado; TFDL, Trasferencia del flexor digital largo; TFDB, Trasferencia del flexor digital corto.

Tabla 5.7

Tercer dedo. Tensión Mínima Compresión (MPa)									
Falanges	PF	Imp. 0°	Imp. 10°	TFDL	TFDB	Imp. 0° TFDL	Imp. 0° TFDB	Imp. 10° TFDL	Imp. 10° TFDB
Proximal	-135	-270	-230	-120	-105	-200	-170	-235	-190
Medial	-10	-150	-130	-36	-15	-130	-60	-85	-90
Distal	-16	-25	-32	-0,5	-13	-4	-15	-5	-45

Abreviaciones: P F, Pie fisiológico; Imp. 0°, Implante liso; Imp 10°, Implante angulado; TFDL, Trasferencia del flexor digital largo; TFDB, Trasferencia del flexor digital corto.

Tabla 5.8

Cuarto dedo. Tensión Mínima Compresión (MPa)									
Falanges	PF	Imp. 0°	Imp. 10°	TFDL	TFDB	Imp. 0° TFDL	Imp. 0° TFDB	Imp. 10° TFDL	Imp. 10° TFDB
Proximal	-25	-55	-55	-17	-12	-25	-20	-30	-30
Medial	6	-35	-40	3	4	-7	-9	-8	-15
Distal	-22	-16	-15	-6	-10	-11	-25	-10	-20

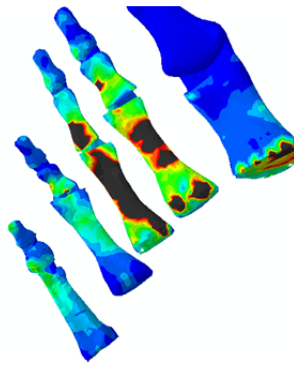
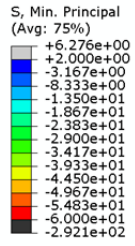
Abreviaciones: P F, Pie fisiológico; Imp. 0°, Implante liso; Imp 10°, Implante angulado; TFDL, Trasferencia del flexor digital largo; TFDB, Trasferencia del flexor digital corto.

Tabla 5.9

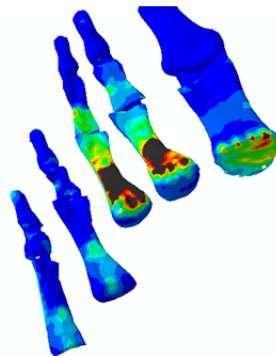
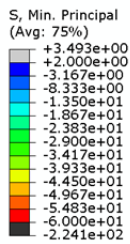
Quinto dedo. Tensión Mínima Compresión (MPa)									
Falanges	PF	Imp. 0°	Imp. 10°	TFDL	TFDB	Imp. 0° TFDL	Imp. 0° TFDB	Imp. 10° TFDL	Imp. 10° TFDB
Proximal	-18	-10	-11	-18	-18	-7	-14	-8	-13
Medial	-16	-12	-14	-5	-7	-7	-0,1	-9	-0,1
Distal	-16	-3	-3	-8	-16	-9	-9	-9	-7

Abreviaciones: P F, Pie fisiológico; Imp. 0°, Implante liso; Imp 10°, Implante angulado; TFDL, Trasferencia del flexor digital largo; TFDB, Trasferencia del flexor digital corto.

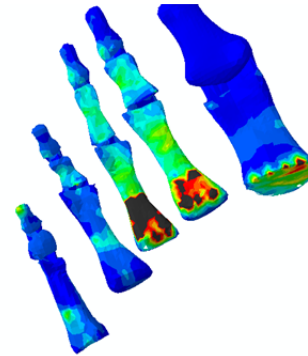
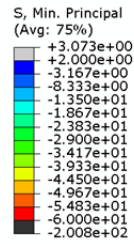
Tabla 5.10



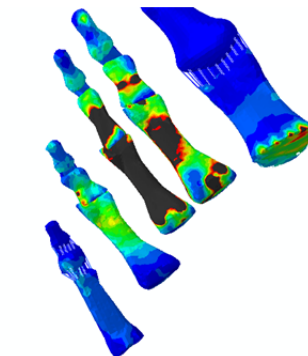
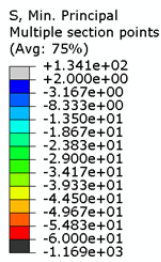
(a)



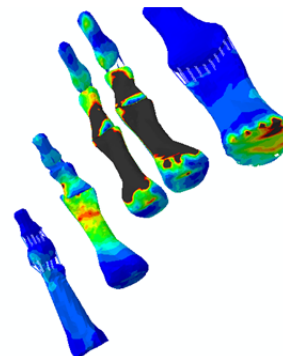
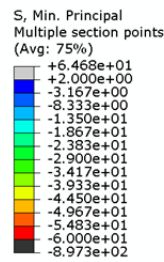
(b)



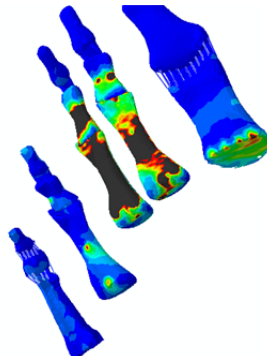
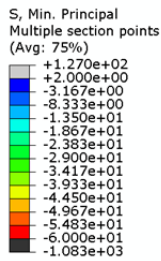
(c)



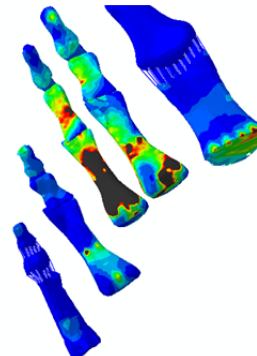
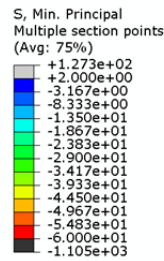
(d)



(e)



(f)



(g)

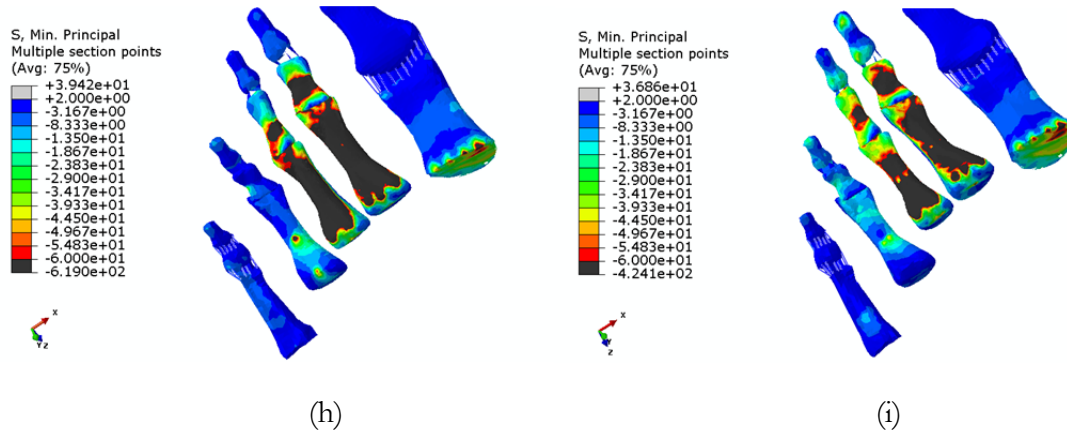


Figura 5.3 Configuración tensión mínima de compresión: Modelo sin operar a); Transferencia flexores largos b); Transferencia flexores cortos c); Implante 0° d); Implante 10° e); Implante 0° Transferencia flexores largos f); Implante 0° Transferencia flexores cortos g); Implante 10° Transferencia flexores largos h); Implante 10° Transferencia flexores cortos i);

Tensión Von Mises

Tomamos la tensión de Von Mises en el implante por ser un material biocompatible, resumido en la siguiente tabla:

Tensión Von Mises (MPa)						
Dedos	Imp. 0°	Imp. 10°	Imp. 0° TFDL	Imp. 0° TFDB	Imp. 10° TFDL	Imp. 10° TFDB
Segundo	85	135	55	15	80	75
Tercero	195	310	145	75	215	120
Cuarto	60	55	19	9	12	21

Abreviaciones: Imp. 0°, Implante liso; Imp 10°, Implante angulado; TFDL, Trasferencia del flexor digital largo; TFDB, Trasferencia del flexor digital corto.

Tabla 5.11

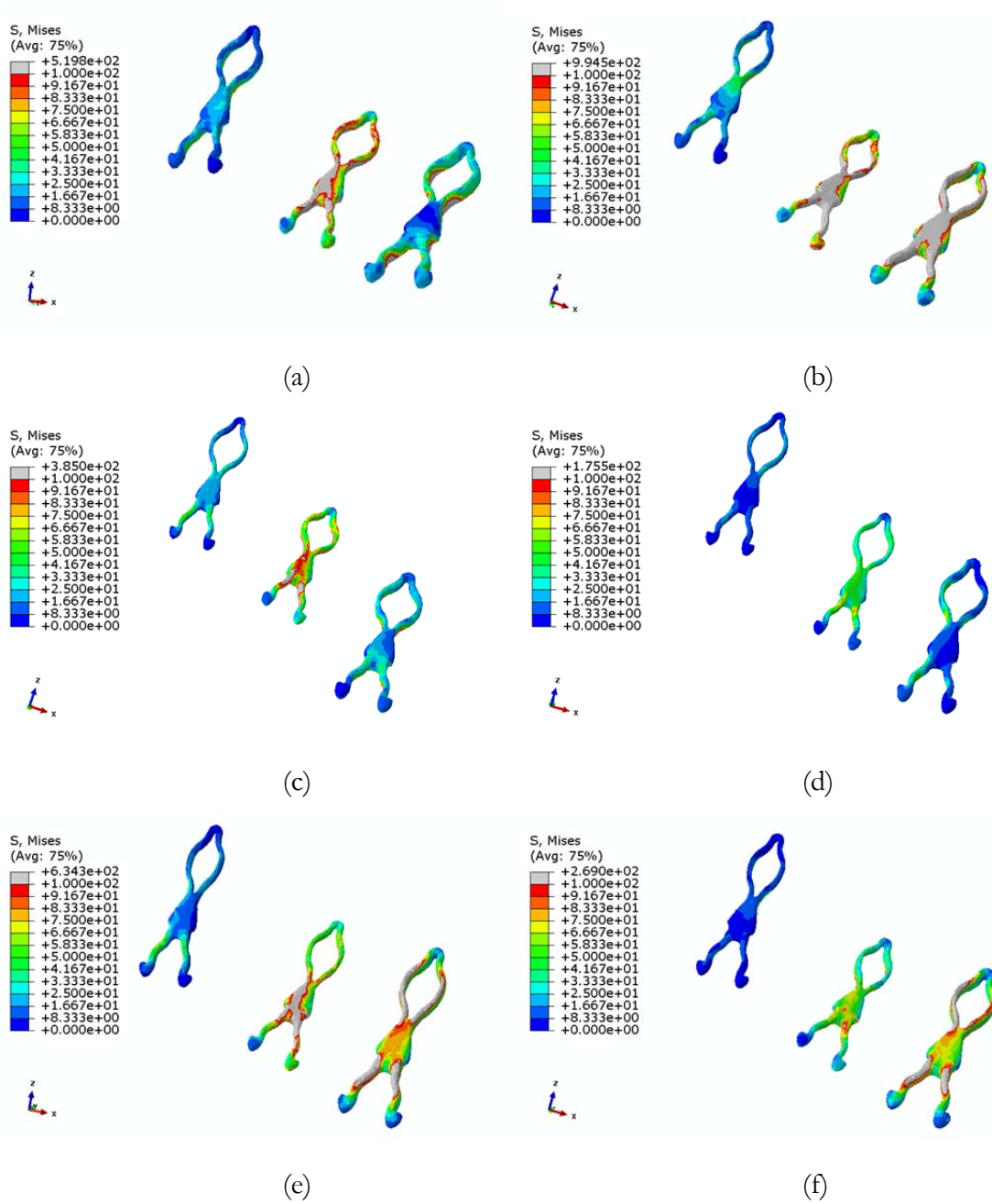


Figura 5.4 Configuración tensión de Von Mises: Implante 0° a); Implante 10° b); Implante 0° Transferencia flexores largos c); Implante 0° Transferencia flexores cortos d); Implante 10° Transferencia flexores largos e); Implante 10° Transferencia flexores cortos f).

6 DISCUSIONES Y CONCLUSIONES

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

1. Aparecen puntos concentradores de tensión en los puntos de inserción de los flexores.
2. Los desplazamientos verticales se reducen más con los modelos de implante liso y angulado trasferidos los flexores largos que con la transferencia de flexores cortos.
3. La mayor localización de tensiones se da en las falanges proximales.
4. Se aprecia un aumento considerable del valor tensiones mínimas en la falange medial para el modelo de implante angulado. Esto podría conducir a rotura del dedo o dolor en el paciente.
5. Destaca la máxima reducción de desplazamiento en el segundo dedo, con el modelo de implante liso y con transferencia de flexores largos, que en ningún otro modelo.
6. Las tensiones máximas de tracción, mínimas de compresión y Von Mises, en el segundo dedo disminuyen en sustancial cuantía con el implante de liso y la transferencia de flexores cortos.
7. Respecto al tercer dedo las tensiones máximas y mínimas siempre aumentan, y notablemente, respecto del caso fisiológico. Se recomienda no intervenir con implantes pero sí con transferencia de flexores cortos en el tercer dedo.
8. No se recomienda intervenir el cuarto dedo de forma alguna porque se aprecia un alto grado de alteración respecto de los valores del pie fisiológico.
9. Los cuatro modelos nuevos mejoran la tensión de tracción máxima en los dedos cuarto y quinto respecto al caso fisiológico, aunque las tensiones de compresión son prácticamente idénticas a las del caso fisiológico.
10. En el cuanto a la tensión de Von Mises el modelo de Implante liso con flexores cortos trasferidos es con diferencia el que mejores resultados arroja en los tres dedos implantados.

11. Para la primera articulación interfalángica proximal del segundo dedo, es conveniente el reposicionamiento de los tendones largos junto con la inserción del implante liso para evitar mayores desplazamientos verticales.
12. La transferencia de los tendones cortos junto con el modelo de implante liso, producirá una redistribución de tensiones a lo largo del conjunto de falanges con una disminución de la flexión de los dedos.

7 BIBLIOGRAFÍA

- 1) Viladot Pericé, R.; Cohí Riambau, O.; Clavell Paloma, S. (2005). *Órtesis y prótesis del aparato locomotor Vol.2, Extremidad inferior. Parte 1, Anatomía, biomecánica, deformidades congénitas y adquiridas, patología del pie*. Barcelona: Masson.
- 2) Paoletti, S. (2004). *Fascias. El papel de los tejidos en la mecánica humana*. Barcelona: Paidotribo.
- 3) Field, D. (2004). *Anatomía. Palpación y localización superficial*. Barcelona: Paidotribo.
- 4) C. Peyre, N. (1981). *Podología. Patología de los dedos del pie*. Ortonixia. Madrid: Paraninfo.
- 5) Kapandji, A. I. Comp. (2006). *Fisiología articular. Esquemas comentados de mecánica humana. Miembro inferior*. Madrid: Editorial médica Panamericana.
- 6) Putz R., Pabst R. comp. (2004). *Atlas de anatomía. Sobotta. Tomo 2 Vísceras y miembro inferior*. Madrid: Editorial médica Panamericana.
- 7) Thibodeauh, G.; T. Patton, K. comp. (2007). *Anatomía y fisiología*. Madrid: Elsevier.
- 8) Lelievre, J.; Lelievre, J. F. comp. (1987). *Patología del pie. Fisiología clínica. Tratamientos médico, ortopédico y quirúrgico*. Barcelona: Masson.
- 9) L. Root, M.; P. Orien, W., H. Weed, J. comp. (2012). *Función normal y anormal del pie*. Barcelona: Base.
- 10) Levy Benasuly, A. E.; Cortés Barragán, J.M. (2003). *Ortopodología y aparato locomotor. Ortopedia de pie y tobillo*. Barcelona: Masson.
- 11) Núñez-Samper, M.; Fernando Llanos Alcázar, L. (2007). *Biomecánica, medicina y cirugía del pie*. Madrid: Elsevier

8 ANEXO I

8.1 Patologías de los dedos del pie

Las deformidades de los dedos son muy numerosas y variables. Su importancia excede de la simple repercusión local. Como indica Viladot “las malformaciones de los dedos son la traducción anterior y más aparente del desarreglo biomecánico e una porción más posterior del metatarso o del tarso”.

Clasificación de las deformidades de los dedos del pie

1. Deformidades del dedo gordo
 - 1.1. Hallux Valgus
 - 1.2. Hallux Valgus interfalángico
 - 1.3. Hallux Varus
 - 1.4. Hallux Flexus, hallux extensus
2. Deformidades de los dedos medios
 - 2.1. Desviaciones en sentido longitudinal
 - 2.1.1. Dedos en martillo
 - 2.1.2. Dedos en cuello de cisne
 - 2.1.3. Dedos en garra interfalángica distal
 - 2.2. Desviaciones en sentido lateral
 - 2.2.1. Clinodactilia
3. Deformidades del quinto dedo
 - 3.1. Quinto dedo en varo
 - 3.2. Clinodactilia

8.1.1 Deformidades del dedo gordo

1. Hallux Valgus

Desviación del dedo gordo hacia los demás dedos cruzándolos por encima o debajo.

❖ Etiopatogenia

Algunos de los factores etiológicos son:

- Herencia y genética: Estudios sugieren la existencia de una predisposición en los casos de herencia padres- hijos. Esta predisposición quizá venga justificada no porque se herede directamente la deformidad, sino porque lo que sí se hereda, es la forma y el funcionamiento del pie.
- Calzado: es un factor agravante de la deformidad pero en ningún caso puede atribuírsele una relación causa- efecto con la misma.
- Sexo: suelen ser más comunes en mujeres.

❖ Clínica

- Piel callosa y enrojecida a lo largo del borde interno del dedo gordo.
- Una protuberancia ósea en este sitio.
- Dolor sobre la articulación que empeora con la presión de los zapatos.
- El dedo gordo rota en dirección hacia los otros dedos.

❖ Tratamiento

- Tratamiento preventivo conservador: uso de plantillas; uso de un calzado tan fisiológico como sea posible, de modo, que interrumpa lo menos posible la función dinámica y estática del pie.
- Tratamiento quirúrgico: la cirugía para realinear el dedo y eliminar la prominencia ósea puede ser efectiva. Hay más de 100 procedimientos quirúrgicos diferentes para tratar esta afección.

2. Hallux Valgus interfalángico

Deformidad en valgo del hallus a expensas de la articulación interfalángica. Es fácil confundirla con el hallux valgus habitual, del que se diferencia por la presencia de una articulación metatarsofalángica de aspecto normal.

❖ Etiopatogenia

- Alteración congénita del desarrollo: puede deberse a un excesivo crecimiento de la primera o segunda falange por sus caras mediales; para Viladot es más frecuente el de la segunda falange, a expensas de la epífisis.
- Por adquisición de las deformidades adquiridas: se relacionará con otras, como, por ejemplo, segundo dedo en martillo o muy corto, con lo cual, por acción del calzado, el dedo se desviará en valgo.

❖ Clínica

- Piel callosa y enrojecida a lo largo del borde interno del dedo gordo.
- Una protuberancia ósea en este sitio.
- Dolor sobre la articulación que empeora con la presión de los zapatos.
- El dedo gordo rota en dirección hacia los otros dedos.

❖ Tratamiento

- Tratamiento quirúrgico, a causa de la tendencia a la progresividad de la deformidad, si bien en los casos congénitos puede intentarse la utilización de un vendaje corrector. El tratamiento quirúrgico es similar al del hallux valgus, mediante artroplastia de la interfalángica por resección de la extremidad distal de la primera falange. Caso de coexistir esta deformidad con un juanete o metatarso varo incipiente, se asocia un cerclaje fibroso de la articulación metatarsofalángica.

3. Hallus Varus

Deformidad relativamente rara caracterizada por una desviación medial del dedo gordo. Suele ser unilateral y a veces, se asocia con otras anomalías, como metatarso varo, sindactilia, oligo o polidactilia.

❖ Etiopatogenia

Puede ser primitivo, secundario o iatrógeno.

- Primitivo, y en este caso la deformidad asienta en la articulación metatarsofalángica. A veces aparece compensando un pie plano.
- Secundario a un metatarso varo, o incluso a un pie zambo. En estos casos el hallux varus forma parte de la deformidad del metatarsiano, haciéndola más evidente.
- Iatrógeno, generalmente secundario a una hipercorrección quirúrgica de hallux valgus. Se ha señalado esta circunstancia como complicación de la operación de McBride, bien por excesiva reducción, bien como consecuencia de la sesamoidectomía externa.

También se refiere esta deformidad como complicación de otras operaciones correctoras del hallux valgus, como la osteotomía metatarsiana de Mitchell, sling procedure de Joplin o la operación de Silver.

❖ Clínica

- El dedo aparece desviado medialmente, formando un ángulo de 60 a 90° con el borde interno del pie. A veces la deformidad es mayor en la articulación interfalángica, que aparece angulada hacia dentro. El pulpejo y la uña tienen un aspecto normal, pero están aplanados y ensanchados. Existe una significativa pérdida de función durante la marcha a causa de la supinación del dedo. Puede ser doloroso o no. Con frecuencia, el paciente acude a consultar por problemas estéticos o por dificultad para calzarse.
- La deformidad puede ser reductible o fija, dependiendo del grado de tensión de la piel, del tendón del abductor y de los extensores, largo y corto, del dedo gordo, así como de la hipertrofia de las partes blandas de la primera comisura interdigital.

La movilidad articular puede ser normal y en las formas congénitas, hipermóvil. En las formas iatrógenas la movilidad varía desde la laxitud hasta la anquilosis, tal como se observa a veces en las artroplastias como tratamiento del hallux valgus.

❖ Tratamiento

En los casos congénitos, el tratamiento conservador no suele dar buenos resultados. Se basa en la corrección con vendajes en las primeras etapas de vida. Como la deformidad tiene tendencia a la recidiva, el tratamiento quirúrgico debe ser precoz.

Si existe una falange o dedo supernumerario, se procederá a su ablación. En los casos secundarios o bien combinados con otra deformidad (como el metatarso varo), el tratamiento quirúrgico se dirigirá a corregir la causa originaria.

- Tratamiento quirúrgico: previa isquemia del miembro, se realiza una incisión longitudinal medial sobre el dedo. Abordaje y resección (o alargamiento en “Z”) del tendón abductor, generalmente engrosado, liberación/exéresis de los tejidos que mantienen la deformidad y artrotomía externa metatarsofalángica. Se intentará corregir la desviación del dedo y, caso de no ser posible, se realizará un acortamiento de la primera falange del tipo artroplastia, en especial en las rigideces iatrogénas. Luego se cierran ambas heridas, colocando un punto de sutura que una, durante unos días, el pulpejo de los dedos primero y segundo para mantener la corrección obtenida.
- Existen ciertos gestos quirúrgicos que pueden ser útiles como variantes o complemento de la técnica descrita. A veces se requiere el alargamiento de los extensores largo y corto del dedo gordo e, incluso, del flexor largo del dedo gordo para conseguir la reposición del dedo a su eje normal. Se puede utilizar el tendón abductor como corrector, pasándolo bajo el cuello del primer metatarsiano y reinsertarlo en la cara lateral de la base de la falange proximal; esta técnica no debe realizarse si no existe una movilidad articular de flexoextensión igual o superior a 40°. En la ligamentoplastia metatarsofalángica se utiliza el tendón del pedio para el dedo gordo como tensor activo de la primera falange; para ello se tuneliza de dentro hacia fuera en el cuello del metatarsiano y de fuera hacia dentro en la base de la primera falange, con fijación subperióstica a la cara interna. Se trata de una técnica compleja que tiene como objetivo rehacer un ligamento lateral externo sólido. Johnson utiliza el extensor largo del dedo gordo como corrector activo.

4. Hallus Flexus

Deformidad en flexión del dedo gordo acompañada de pérdida de la flexión dorsal. Se trata de una disfunción asociada de balance muscular, debida a atonía o parálisis del extensor largo del dedo gordo con hipertonía o contractura del flexor largo.

❖ Anatomía patológica

- Existe un desplazamiento de la articulación metatarsofalángica que origina unos grados de dorsiflexión del primer metatarsiano y deformidad en flexión de la articulación interfalángica. La contractura articular metatarsofalángica se localiza fundamentalmente en la cara plantar, con adherencias al aparato sesamoideo subyacente.

❖ Etiopatogenia

Como factores etiológicos se invocan los siguientes:

- hallux flexus (HF) por hallux valgus primitivo,
- hallux flexus (HF) congénito (por pies zambos o aductos),
- hallux flexus (HF) paralítico (peroneos o extensor largo del dedo gordo),
- hallux flexus (HF) inflamatorio (enfermedad anquilopoyética)
- hallux flexus (HF) postraumático.

Un caso especial lo representa el secundario a contractura isquémica de Volkman.

❖ Clínica

- El paciente es aquejado de dolor en la última fase del paso.
- En la exploración se aprecia la existencia de un pie cavo supinado, unido a una dorsiflexión irreductible del primer metatarsiano.
- Existe hiperqueratosis en la base de la segunda falange y prominencias óseas (dorsal y plantar).
- La exploración de la musculatura muestra la existencia de una contractura de los flexores del hallux, unida a una elongación o atrofia del extensor largo del dedo gordo.

Radiográficamente se aprecia:

- ensanchamiento o hipertrofia del borde dorsal cartilaginoso de la cabeza del primer metatarsiano, y
- alteración en la orientación de la base de la falange proximal respecto del eje metatarsiano.

La pérdida del espacio articular indicará la evolución hacia un hallux flexus rigidus.

❖ Tratamiento

Debe restablecer el normal apoyo de la cabeza metatarsiana sobre el suelo mediante el descenso del primer metatarsiano a su grado normal de inclinación en el plano sagital. Varía según la etiología. Inicialmente puede intentarse la utilización de ortesis que limiten la flexión dorsal dolorosa. En los casos secundarios se hace el tratamiento etiológico con la corrección del hallux flexus. En la contractura isquémica se realiza un alargamiento de los tendones flexores.

➤ Técnica quirúrgica

- 1) Artroplastia de la articulación metatarsofalángica.
- 2) Corrección de la angulación interfalángica mediante artrodesis.
- 3) Se pueden complementar con una osteotomía basal del primer metatarsiano para corregir la posición de dorsiflexión. Recuperación del balance muscular mediante alargamiento de los tendones flexores y acortamiento de los extensores. Se inmovilizará el pie, manteniéndolo en descarga unas 6 semanas.

5. Hallus extensus

Deformidad del dedo gordo consistente en una permanente flexión dorsal del mismo. Puede ser de etiología idiopática, afectando preferentemente a mujeres obesas con hábito de usar tacones altos y, a menudo, con pies cavos.

❖ Etiopatogenia

- El hallux extensus iatrogénico suele asociarse con artroplastias fallidas de hallux valgus, especialmente por no reponer el aparato glenosesamoideo.

❖ Clínica

- Clínicamente existe contractura de los tendones extensores y espesamiento de la piel, con repetidos episodios de inflamación e infección.

8.1.2 Deformidades de los dedos medios

I. Dedo en martillo, en cuello de cisne y en garra

1. Concepto

La afectación dolorosa de las articulaciones de los dedos del pie se debe a una compresión local de las mismas. La acción permanente de dicha compresión produce una secuencia clínica de inflamación, deformidad, callosidad, higroma e incluso bursitis subcutánea. Las articulaciones afectas evolucionan hacia la subluxación o luxación completa, originando deformidades diversas que genéricamente, se agrupan bajo el nombre de dedos en martillo o en garra. La incidencia de estas deformidades varía ampliamente según diferentes estadísticas. Su desarrollo es lento e insidioso, y la frecuencia aumenta claramente con la edad.

Se denomina dedo en martillo la deformidad en flexión de la articulación interfalángica proximal y en hiperextensión de la interfalángica distal. Suele ir acompañada de otra hiperextensión de la articulación metatarsofalángica por contractura de la cápsula articular. Es la deformidad más frecuente. A veces, la articulación interfalángica distal se deforma en hiperflexión. Comprimido por los dos dedos adyacentes, el dedo afectado aparece edematoso y con trastornos tróficos en la uña. Esta deformidad ha sido denominada desviación en “cuello de cisne”.

Se pueden definir como forma clínica diferenciada los “dedos en garra”, caracterizados por una deformidad en flexión de las articulaciones interfalángicas proximales y distales. Puede existir la deformidad aislada en garra de la articulación interfalángica distal, generalmente limitada a un solo dedo de un pie.

2. Anatomía patológica

La hiperextensión de la primera falange con la consecuente flexión dorsal de la articulación metatarsofalángica es el factor fundamental en la aparición del dedo en martillo.

Existen diversas fases evolutivas según el grado de reductibilidad:

- 1) Fase de reductibilidad completa. Se corrige la deformidad simplemente por presión sobre la cabeza del metatarsiano correspondiente.
- 2) Fase de reductibilidad parcial. Existe una retracción clara de partes blandas, articulares y tendinosas.
- 3) Fase de irreductibilidad, que coincide con la luxación completa de las articulaciones metatarsofalángicas. Existe una contractura articular que obliga a la primera falange a situarse paralelamente al metatarsiano, dando una falsa sensación de corrección.

3. Etiopatogenia

Puesto que los músculos intrínsecos (interóseos y lumbricales) flexionan las articulaciones metatarsofalángicas y extienden las interfalángicas proximales, en tanto que los músculos extrínsecos (extensores y flexores) extienden las metatarsofalángicas y flexionan las interfalángicas proximales, la hipotonía de los intrínsecos o hipertonía de los extrínsecos producirá una garra de tipo “proximal”. La hipotonía de los músculos intrínsecos aparece en el curso de lesiones musculares causadas por reumatismos, artritis o miopatías. La hipertonía de los músculos extrínsecos ocurre preferentemente en las parálisis espásticas (hemiplejía, enfermedad de Friedreich, etc.).

La aparición aislada de dedos en garra en el antepié suele ir asociada con la existencia de un pie cavo o cavo-varo en retropié y puede ser unilateral. Algunos autores señalan que la aparición de una garra aislada del quinto dedo puede preceder la instauración de un pie cavo.

Apuntemos, por último, la existencia de modas sociales y culturales de calzado y atrofia de la musculatura plantar debida a la marcha habitual por superficies rígidas, entre otros factores que condicionan el “apelotonamiento” de los dedos, con hiperextensión de las falanges y/o metatarsianos.

Sistematizaremos la etiología de los dedos en martillo conforme con lo expuesto:

- Por trastornos biomecánicos. Un caso muy frecuente es la deformación que aparece en el síndrome de insuficiencia del primer metatarsiano.
- De origen neurológico.

- Congénito. Generalmente afecta el segundo y tercer dedos. También puede alcanzar gran deformación el quinto dedo, que incluye cierto componente de varo. Si afecta el segundo dedo, suele adoptar la forma clínica en “cuello de cisne”. Como afirma Lelièvre, probablemente se deba a una retracción primitiva de los músculos flexores.
- Postraumático. Secundarios a traumatismos de la pierna.
- Iatrogénico. Caso de existir un desequilibrio en la longitud de los dedos vecinos, si no se corrige, o bien si tras una intervención persiste una deficiente fórmula digital o de alineación frontal en carga, quedará un dedo excesivamente largo que tenderá a retraerse, originando un dedo en martillo.
- Idiopático. Aparece en adultos sin aparentes trastornos biomecánicos o afectación neurológica. El uso de calzado estrecho y el tacón alto favorecen la aparición de un dedo en martillo, pues la garra es una forma de reacción de los dedos a todo conflicto doloroso crónico.

4. Clínica

Es típica. El paciente señala la deformidad y la mayoría de las veces es aquejado de dolor en la cabeza del metatarsiano correspondiente, signo de una metatarsalgia por luxación de la articulación metatarsofalángica que obliga al dedo a trabajar en malas condiciones mecánicas. Existe una callosidad o hiperqueratosis con higroma en las zonas de máximo roce con el zapato. En el dedo en martillo aparece sobre la prominencia que forma la articulación interfalángica proximal. Con frecuencia el callo se recaliente y da origen a bursitis, fistulización y osteoartritis muy dolorosas, que pueden ser especialmente graves en pacientes con arteriopatías o diabetes.

El dedo en martillo acompaña habitualmente al hallux valgus. Ya se ha mencionado la relación entre la garra del pie y la existencia de un pie cavo: la pérdida de potencia del extensor corto de los dedos distorsiona la relación del poder extensor, pudiendo aparecer un dedo en martillo. Igualmente sucede en la poliomielitis

En el caso de la deformidad en “cuello de cisne”, además de la callosidad descrita sobre el dorso de la articulación interfalángica proximal, aparece otra en la extremidad distal del dedo, en el pulpejo, como consecuencia del excesivo roce de éste contra el suelo.

5. Tratamiento

La deformidad de los dedos segundo al quinto suele formar parte de una patología más compleja, bien del pie en su conjunto, bien del dedo gordo. Por ello, al planificar el tratamiento del dedo en martillo debe considerarse:

- Grado de deformidad;
- Flexibilidad;
- Existencia de patología añadida (general y/o local);
- Edad del paciente.

➤ Tratamiento incruento

Se pueden obtener buenos resultados en la fase inicial. Al menos se obtiene un alivio importante del dolor. A tal fin se utilizan dispositivos correctores/separadores de silicona, gomaespuma, esponjas de plástico, etc, que colocados a modo de anillos o férulas, reducen las rozaduras. La existencia de otra patología subyacente, como pie plano, pie cavo o desviaciones axiales del talón, indica la prescripción de las correspondientes ortesis.

➤ Tratamiento quirúrgico

Habitualmente la deformidad se corrige mediante una simple resección de la cabeza de la primera falange, como proponen Lelièvre, Du Vries y Viladot.

Técnica quirúrgica. Con anestesia troncular y hemostasia previa se realiza una incisión arciforme de convexidad externa, contorneando la prominencia de la articulación interfalángica y extirpación de bursitis o higroma cutáneo. Se levanta un colgajo para abordar la articulación a través de la cápsula y el tendón extensor, que se encuentran prácticamente pegados a dicho nivel. Se incide la cápsula transversalmente (a través del tendón, excepto si éste puede liberarse), se libera la cabeza de la falange con un periostótomo pequeño y se procede a su resección. A continuación se sutura la cápsula y, en su caso, el extensor. Si existe luxación de la articulación metatarsofalángica, se secciona el extensor y, ampliando la incisión proximalmente, se realiza una amplia artrotomía de la articulación metatarsofalángica que permite corregir la luxación. Por último, se aplica un vendaje corrector. Por espacio de un mes, el paciente debe llevar el dedo protegido por un

vendaje de esparadrapo u ortesis de silicona que ayude a conservar la alineación obtenida.

Por su parte, Giannestras propone en pacientes de más de 40 años la resección de la mitad proximal de la primera falange. Hay que objetar la pérdida de función dinámica del dedo, tan importante en la fase de despegue de la marcha. Kelikian, en los casos de dedos en martillo bilaterales múltiples con subluxación dorsal irreductible de las articulaciones metatarsofalángicas, sí utiliza la falangectomía proximal complementada con la sindactilia quirúrgica de los dedos adyacentes. La hemifalangectomía puede ser útil en casos de deformidad en “cuello de cisne”, especialmente si existe una callosidad dolorosa en la articulación interfalángica proximal sin contractura fija de la articulación metatarsofalángica.

La operación de Girdlestone se basa en la corrección de los dedos en garra por la transferencia del tendón flexor largo del dedo gordo sobre la parte media y dorso de la falange proximal, que así actuará como flexor plantar de la falange (asumiendo la función de los intrínsecos). Este procedimiento puede utilizarse en los dedos en garra en fase flexible, sin contractura de la articulación metatarsofalángica. En su haber existe una pérdida de la acción prensil de los dedos que suele ser bien tolerada.

La corrección de dedos en garra secundarios a afecciones generalizadas, como secuelas paralíticas, se puede consultar en los capítulos correspondientes.

II. Clinodactilia

Así se define la desviación de los dedos en sentido lateral. Suele aparecer en el contexto del pie reumático y con frecuencia se asocia con el dedo en martillo. También aparece en el síndrome de sobrecarga de los radios medios o como afección congénita, constituyendo una forma de camptodactilia.

1. Clínica

Se manifiesta por callosidades interdigitales que, según su localización, reciben diversos nombres:

- 1) “ojo de perdiz” (la más frecuente) cuando se localiza entre dos articulaciones interfalángicas.

- 2) “ojo de gallo”, si aparece en el fondo del espacio interdigital, por presión de la articulación metatarsofalángica de un dedo con la articulación interfalángica proximal del vecino.
- 3) “callo en beso”, si aparece en las dos articulaciones a la vez. La localización más frecuente es en el cuarto espacio interdigital. El dolor es importante, con sensación de quemazón.

2. Tratamiento

Consistirá en la resección de la parte distal de la falange de uno de los dedos afectados. Si se trata del cuarto espacio, artroplastia del quinto dedo. Con esta técnica se evita la hiperpresión y se corrige la desviación. Si existe una exostosis importante en la falange del dedo contralateral, se procederá a su exéresis.

8.1.3 Deformidades del quinto dedo

I. Quinto dedo en varo

Deformidad simétrica al hallux valgus que afecta al quinto dedo. Se caracteriza por la existencia de:

- 1) Valgo del quinto metatarsiano;
- 2) Desviación hacia dentro del dedo pequeño;
- 3) “juanete de sastre;
- 4) Rotación más o menos marcada del dedo.

1. Etiopatogenia

- Congénito, por retracción del tendón extensor. El dedo se desvía en varo más de 60° y rotación externa; el pulpejo pierde su contacto con el suelo.
- En el antepié triangular, en relación con un síndrome de insuficiencia del primer radio, con sobrecarga de los metatarsianos centrales.

2. Anatomía patológica

Al igual que ocurre en el hallux valgus, una vez establecida la desviación, ésta se fija por subluxación de la articulación metatarsofalángica y por la acción de los tendones extensor y flexor del quinto dedo que, desviados de su trayecto, se tensan a modo de cuerda del arco que forma el dedo con su metatarsiano. El músculo abductor del quinto dedo se convierte en plantar por el cambio de orientación del dedo, contribuyendo también al mantenimiento de la deformidad.

La desviación del metatarsiano origina una prominencia en la cara externa del pie, denominada “juanete de sastre”, más o menos marcada según la importancia de la deformidad.

3. Clínica

La desviación en valgo del quinto metatarsiano, formando un ángulo de 10 a 20° con el cuarto, define clínicamente la deformidad. Progresivamente se instaura un varo del dedo. En las formas congénitas, generalmente bilaterales, destaca más la desviación del dedo que la del metatarsiano; en ocasiones puede luxarse completamente y situarse por debajo del cuarto dedo, o infraductus, o bien por encima, o supraductus, que es la más frecuente. En esta última situación, el dedo aparece en rotación externa respecto de su eje longitudinal, de manera que la cara dorsal y la uña se orientan externamente, en tanto que la cara plantar y el pulpejo miran hacia la parte interna del pie.

A causa de la posición del quinto dedo aparecen callosidades dorsales sobre la cabeza del quinto metatarsiano y, en su caso, sobre la primera falange, por la acción continuada de roce con el calzado. La uña aparece atrófica por hiperpresión crónica, es dolorosa y en ella asientan con frecuencia procesos infecciosos. También pueden aparecer lesiones del tipo del “ojo de perdiz” en la cara externa del cuarto dedo. La deformidad tiende a desarrollarse a favor de la progresiva desviación en varo del metatarsiano, con subluxación (o luxación) articular y aparición del “juanete de sastre”. A veces se acompaña de bursitis.

Radiográficamente se aprecia la deformidad en varo de la articulación metatarsofalángica, asociada con la desviación en valgo del metatarsiano. La subluxación medial de la primera falange puede relacionarse con la existencia de una exostosis externa y con hipertrofia del cóndilo. Coughlin clasifica en tres tipos de deformidad según la imagen radiográfica, desde el tipo I, con ensanchamiento de la cabeza metatarsal, al tipo III, con un aumento importante del ángulo intermetatarsal, por encima de 8°.

4. Tratamiento

En edades tempranas se intentará el tratamiento conservador, excepto si existe luxación de la articulación metatarsofalángica; en este caso deberá practicarse un tratamiento incruento que consistirá en la aplicación de un vendaje corrector elástico adhesivo. Si durante la infancia la deformidad no es corregible, o bien recidiva por retracción fibrosa de las partes blandas, estará indicado realizar una tenotomía del tendón extensor a través de una incisión lateralizada, buscando al cierre la retracción medial de la piel. Du Vries indicó la liberación de las partes blandas que hubieran favorecido la recidiva (capsulotomía metatarsofalángica y sección del ligamento lateral interno).

En los casos de pie triangular o con deformidad establecida, en pacientes adultos, podemos optar por el procedimiento de Lelièvre (variante de su técnica de corrección del hallux valgus para el quinto dedo) complementado por algún tiempo cutáneo.

Como son frecuentes las recidivas debidas a la persistencia de retracción cutánea, existen diversas técnicas para asegurar la corrección obtenida. Así, en deformidades poco rígidas es útil la realización de una resección en raqueta de la piel plantar en el pliegue de flexión metatarsofalángico. Kelikian, por su parte, propone la práctica de una sindactilia quirúrgica entre el cuarto y quinto dedos, y Zanolí estabiliza la corrección obtenida mediante la sutura del cabo distal del tendón extensor del quinto dedo al músculo abductor del quinto dedo, tras deslizarle subcutáneamente alrededor de la falange distal. Una de las más utilizadas es la de Butler.

En los casos de deformidad estructurada, sin posibilidad de corrección actuando únicamente sobre partes blandas, utilizamos preferentemente dos técnicas:

- Técnica de A. Viladot. Incisión en el borde externo del pie situada en el límite entre piel dorsal y plantar, por debajo del “juanete de sastre”. Abordaje de la articulación metatarsofalángica, liberación de la cabeza metatarsal y de la extremidad proximal de la falange y resección de la cabeza del quinto metatarsiano. Sutura a tensión del abductor del quinto dedo al colgajo articular superior (a modo de cerclaje fibroso). Se debe mantener el pie en descarga unos 10 días y utilizar una cincha metatarsiana durante un mes, para impedir la desviación del metatarsiano.
- Técnica de Ruiz- Mora. Incisión elíptica, algo medial, en la cara plantar del dedo. Exéresis de la falange proximal a través de dicha incisión. Cierre de piel, resecaando la elipse cutánea. Vendaje compresivo corrector. Esta técnica está

especialmente indicada cuando exista una gran retracción de la articulación metatarsofalángica con luxación de ésta, que impida la reducción.

II. CLINODACTILIA DEL QUINTO DEDO

Hacemos extensible lo referido en el apartado de los dedos medios.

1. Clínica

La deformidad es muy dolorosa en la callosidad o callosidades formadas por el roce continuado con el calzado. Suele aparecer acompañado a otras desviaciones, como el dedo en martillo o similares.

2. Tratamiento

Consiste en la resección de la cabeza de la primera falange, previa artrotomía articular. Puede ser necesaria la exéresis de la base de la falange media. La incisión no debe pasar a través de las callosidades, pues con la corrección de la deformidad y de la causa que la originaba, su desaparición será la regla.

9 ANEXO II

9.1 Modificación del modelo “.inp” para estudio del alivio contra el pie en garra.

Se muestra a continuación la distribución general de uno de los modelos de elementos finitos por medio de un archivo “.inp”, donde se representarían:

1. Título y unidades para el modelo de Implante de 0° con transferencia de flexores cortos y coordenadas de los mismos.
 2. Numeración de los nodos y coordenadas de los mismos.
 - a. Definición de los nodos insertados para el posterior pretensado en flexores cortos y largos.
 3. Agrupación de nodos para definir su sistema de coordenadas.
 - a. Nodos agrupados.
 - b. Sistema de coordenadas.
 4. Agrupación de elementos barra por numeración y nodos que componen cada barra.
 5. Agrupación de elementos tetraédricos por numeración y nodos que lo componen.
 6. Definición de los grupos formados por los elementos determinados.
 7. Definición de las propiedades mecánicas de los materiales por grupos.
 8. Definición de los grupos creados por el usuario para la asignación de materiales, condiciones de contorno y cargas.
 9. Introducción de NODOSFLEXORES y SUPERFICIECONTACTO para su renombramiento.
 10. Definición de los pares de contacto.
 11. Definición de la pretensión en flexores largos y cortos.
 12. Definición de las condiciones de contorno y las cargas aplicadas usando los grupos de nodos deseados.
-
1. Título y unidades para el modelo de Implante de 0° con transferencia de flexores cortos y coordenadas de los mismos.

NX I-deas 5 m1 ABAQUS STANDARD TRANSLATOR

FOR ABAQUS VERSION 6.x

MODEL FILE: C:\pie\Implante0FlexoresCortos.mfl

INPUT FILE: Implante0FlexoresCortos.inp

EXPORTED: AT 18:34:31 ON 07-Apr-14

PART: Part1 (2)

FEM: Fem1

UNITS: MM-mm (milli-newton)

... LENGTH : MM

... TIME : sec

... MASS : kilogram (kg)

... FORCE : milli-newton

... TEMPERATURE : deg Celsius

COORDINATE SYSTEM: PART

SUBSET EXPORT: OFF

NODE ZERO TOLERANCE: OFF

2. Numeración de los nodos y coordenadas de los mismos.

HEADING

SDRC I-DEAS ABAQUS FILE TRANSLATOR 07-Apr-14 18:34:31

MODAL DATA

=====

*NODE, NSET=ALLNODES,SYSTEM=R

1,-1.8492950E+01,-9.8855720E-01,-9.2327660E+01

2,-1.9074520E+01,-9.2692700E-01,-9.2291910E+01

3,-1.9058360E+01,-1.0420780E+00,-9.2222030E+01

4,-1.9161480E+01,-9.3084420E-01,-9.2280160E+01

5,-2.1410000E+01, 1.0047590E-01,-9.4172910E+01

6,-1.8922800E+01,-9.9196110E-01,-9.2342750E+01

7,-1.9009250E+01,-9.9115630E-01,-9.2338080E+01

8,-1.7755920E+01,-6.5763190E-02,-9.2829260E+01

9,-1.7939590E+01, 2.5416540E-01,-9.2637260E+01
10,-1.8798400E+01,-9.8329420E-01,-9.2344590E+01
.....
104740, 1.8176285E+01,-2.5038666E+01, 1.3009008E+01
104741, 1.8176285E+01,-2.5038666E+01, 1.3999998E+01
104742, 9.7334160E+00,-2.6831490E+01,-3.9999970E+00
104743, 8.9427930E+00,-2.6039667E+01,-3.9999970E+00
104744, 1.0002277E+01,-2.6222300E+01,-3.0861030E+00
104745, 1.0168276E+01,-2.6039667E+01,-3.9999970E+00
104746, 9.1672750E+00,-2.7040668E+01,-4.0080080E+00
104747, 9.0671770E+00,-2.6114740E+01,-3.0070070E+00
104748, 9.1672750E+00,-2.7040668E+01,-3.0070070E+00
104749, 1.0497020E+01,-2.7040668E+01,-3.0070070E+00
104750, 7.9433040E+00,-2.5038666E+01,-3.9999970E+00
104751, 8.7685770E+00,-2.5038666E+01,-3.0070070E+00
104752, 9.1672750E+00,-2.5038666E+01,-3.9999970E+00
104753, 8.1662740E+00,-2.6039667E+01,-4.0080080E+00
104754, 8.1662740E+00,-2.5038666E+01,-3.0070070E+00
104755, 8.1662740E+00,-2.6039667E+01,-3.0070070E+00
104756, 1.0043151E+01,-2.6164793E+01,-2.0060060E+00
104757, 9.5964160E+00,-2.6605122E+01,-2.3813820E+00
104758, 1.0168276E+01,-2.7040668E+01,-1.8808810E+00
104759, 9.1672750E+00,-2.6164793E+01,-2.0060060E+00
.....
204890,-2.8520000E+01, 1.6808600E+01,-7.9344150E+01
204891,-2.8013380E+01, 1.6870230E+01,-7.8567120E+01
204892,-3.2620280E+01, 1.5007510E+01,-8.4043590E+01
204893,-2.9028570E+01, 1.8785760E+01,-7.3992410E+01
204895,-3.0049160E+01, 1.1701300E+01,-8.9186020E+01

204896,-2.7908230E+01, 2.2666080E+01,-6.7530500E+01
 204898,-2.7994690E+01, 1.2208500E+01,-8.3945120E+01
 204901,-2.9076160E+01, 1.4866480E+01,-8.5620760E+01
 204902,-3.0075070E+01, 2.7662470E+01,-7.0912020E+01
 204903,-3.3263860E+01, 1.1307880E+01,-8.5908390E+01
 204904,-2.7553790E+01, 1.0270760E+01,-9.0901440E+01
 204905,-2.9386000E+01, 2.0505650E+01,-6.7542730E+01
 204907,-3.2547410E+01, 2.3573450E+01,-7.4700300E+01
 204908,-3.3579290E+01, 2.3613140E+01,-7.3351260E+01
 204909,-3.2072750E+01, 2.7090000E+01,-7.1004750E+01

- a. Definición de los nodos insertados para el posterior pretensado en flexores cortos y largos.

206630,	1.496E+01,	3.032E+01,	3.935E+01,
206631,	1.131E+01,	3.048E+01,	3.686E+01,
206632,	6.492E+01,	3.176E+01,	3.336E+01,
206633,	1.764E+00,	3.271E+01,	3.025E+01,
206634,	-1.984E+00,	3.313E+01,	2.751E+01,
206635,	1.054E+01,	3.194E+01,	2.837E+01,
206636,	1.469E+01,	3.167E+01,	2.931E+01,
206637,	1.795E+00,	3.407E+01,	2.887E+01,
206638,	-9.840E-01,	3.437E+01,	2.863E+01,

3. Agrupación de nodos para definir su sistema de coordenadas.

- a. Nodos agrupados.

*NSET,NSET=TR000021, GENERATE

193423, 193442, 1

193444, 193458, 1

193460, 193467, 1
 193470, 193488, 1
 193491, 193506, 1
 193508, 193510, 2
 193511, 193522, 1
 193526, 193545, 1
 193547, 193571, 1
 193573, 193584, 1
 193586, 193627, 1
 193632, 193641, 1

.....

*NSET,NSET=TR000039

205463, 205464, 205465, 205466, 205467, 205468
 205469, 205473, 205474, 205477, 205478, 205479
 205480, 205482, 205483, 205484, 205485, 205486
 205487, 205488, 205492, 205496, 205497,

.....

b. Sistema de coordenadas.

*NSET,NSET=TR000049

206233, 206255, 206353, 206354, 206355,

*TRANSFORM,NSET=TR000049,TYPE=R

1.0000E+00, 0.0000E+00, 0.0000E+00, 0.0000E+00, 1.0000E+00,
 0.0000E+00

*NSET,NSET=TR000050

206234, 206256, 206308, 206309, 206350, 206351
 206352,

*TRANSFORM,NSET=TR000050,TYPE=R

1.0000E+00, 0.0000E+00, 0.0000E+00, 0.0000E+00, 1.0000E+00,
0.0000E+00

*NSET,NSET=TR000051, GENERATE

206235, 206252, 1

206257, 206277, 1

206298, 206303, 5

206312, 206337, 1

.....

4. Agrupación de elementos barra por numeración y nodos que componen cada barra.

*ELEMENT, TYPE=B31 , ELSET=BEAM3

1134467, 206239, 206275

1134470, 206274, 88933

*ELEMENT, TYPE=B31 , ELSET=BEAM3_1

1134533, 206314, 206322

*ELEMENT, TYPE=B31 , ELSET=BEAM3_2

1134478, 206247, 206249

1134479, 206248, 206247

1134480, 206246, 206248

.....

*ELEMENT, TYPE=B31 , ELSET=BEAM3_620

1141250, 19771, 205465

*ELEMENT, TYPE=B31 , ELSET=BEAM3_621

1141282, 150720, 28073

*ELEMENT, TYPE=B31 , ELSET=BEAM3_622

1141290, 151004, 33998

.....

5. Agrupación de elementos tetraédricos por numeración y nodos que lo componen.

```
*ELEMENT, TYPE=C3D4 , ELSET=SOLID1-10
```

```
1075457, 194116, 194117, 194118, 194119
```

```
1075458, 194117, 194120, 194121, 194122
```

```
1075459, 194200, 194201, 194202, 194203
```

```
1075460, 194203, 194202, 194204, 194201
```

```
.....
```

```
1123176, 203342, 203343, 203344, 203345
```

```
1123177, 203346, 203347, 203348, 203349
```

```
1123178, 203350, 203351, 203352, 203349
```

```
1123179, 203348, 203347, 203352, 203349
```

```
.....
```

```
1123417, 203658, 193663, 193698, 193723
```

```
1123418, 193724, 193698, 203658, 203663
```

```
1123420, 193724, 193698, 203663, 193699
```

```
1123421, 193724, 193723, 203658, 193698
```

```
.....
```

6. Definición de los grupos formados por los elementos determinados.

```
*ELSET, ELSET=ALLELEMENTS
```

```
SOLID1,
```

```
SOLID1_1,
```

```
SOLID1_2,
```

```
SOLID1_3,
```

```
SOLID1_4,
```

```
SOLID1_5,
```

```
SOLID1_6,
```

```
.....  
BEAM3 ,  
BEAM3-1 ,  
BEAM3-2 ,  
BEAM3-3 ,  
.....  
BEAM3_626 ,  
BEAM3_627 ,  
BEAM3_628 ,  
BEAM3_629 ,  
.....
```

7. Definición de las propiedades mecánicas de los materiales por grupos.

```
*****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

*****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

*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

8. Definición de los grupos creados por el usuario para la asignación de materiales, condiciones de contorno y cargas.

```
*NSET,NSET=CARGATALONAQUILES
```

```
74463, 75838, 76177, 81507, 81510, 81532, 81589, 82613, 82616
```

```
*NSET,NSET=NODOS11APOYO
```

```
14972, 20456, 22523, 195311, 196073, 196225, 196534, 196790,  
196831
```

```
*NSET,NSET=NODOSHORIZONTAL
```

```
193761, 194695, 195871, 203865, 203870, 205789, 205790
```

```
*NSET,NSET=NODOSFLEXORES1
```

```
206234, 206256, 206291, 206292, 206293, 206294, 206307, 206308,  
206309
```

9. Introducción de NODOSFLEXORES y SUPERFICIECONTACTO para su renombramiento.

```
*SURFACE,NAME=NODFLEX1,TYPE=NODE  
NODOSFLEXORES1
```

```
*SURFACE,NAME=NODFLEX2,TYPE=NODE  
NODOSFLEXORES2
```

```
*SURFACE,NAME=NODFLEX3,TYPE=NODE  
NODOSFLEXORES3
```

```
*SURFACE,NAME=NODFLEX4,TYPE=NODE  
NODOSFLEXORES4
```

```
*SURFACE,NAME=SUPCON1  
SUPERFICIECONTACTO1,SNEG
```

```
*SURFACE,NAME=SUPCON2  
SUPERFICIECONTACTO2,SNEG
```

```
*SURFACE,NAME=SUPCON3  
SUPERFICIECONTACTO3,SNEG
```

```
*SURFACE,NAME=SUPCON4  
SUPERFICIECONTACTO4,SNEG
```

10. Definición de los pares de contacto.

```
**DEFINICIÓN DEL PAR DE CONTACTO 1
```

```
*****
```

```

*SURFACE INTERACTION,NAME=LUBRIC1

*FRICTION

0.0 ,

*CONTACT PAIR,INTERACTION=LUBRIC1,SMALL SLIDING
NODFLEX1,SUPCON1

*****

**DEFINICIÓN DEL PAR DE CONTACTO 2

*****

*SURFACE INTERACTION,NAME=LUBRIC2

*FRICTION

0.0 ,

*CONTACT PAIR,INTERACTION=LUBRIC2,SMALL SLIDING
NODFLEX2,SUPCON2

*****

**DEFINICIÓN DEL PAR DE CONTACTO 3

*****

*SURFACE INTERACTION,NAME=LUBRIC3

*FRICTION

0.0 ,

*CONTACT PAIR,INTERACTION=LUBRIC3,SMALL SLIDING
NODFLEX3,SUPCON3

*****

**DEFINICIÓN DEL PAR DE CONTACTO 4

*****

*SURFACE INTERACTION,NAME=LUBRIC4

*FRICTION

0.0 ,

*CONTACT PAIR,INTERACTION=LUBRIC4,SMALL SLIDING
NODFLEX4,SUPCON4
    
```

11. Definición de la pretensión en flexores largos y cortos.

```
*****PRE'TENSION FLEXORES LARGOS
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134464, NODE=206630
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134469, NODE=206631
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134450, NODE=206632
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134453, NODE=206633
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134457, NODE=206634
*****PRE'TENSION FLEXORES CORTOS
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134531, NODE=206635
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134530, NODE=206636
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134536, NODE=206637
*PRE-TENSION SECTION, ELEMENT=1134537, NODE=206638
```

12. Definición de las condiciones de contorno y las cargas aplicadas usando los grupos de nodos deseados.

```
*STEP
*STATIC
*CLOAD
206630, 1, 22
206631, 1, 22
206632, 1, 22
206633, 1, 22
206634, 1, 22
206635, 1, 22
206636, 1, 22
206637, 1, 22
206638, 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

*STEP

*STATIC

*BOUNDARY,FIXED

206630, 1, 1

206631, 1, 1

206632, 1, 1

206633, 1, 1

206634, 1, 1

206635, 1, 1

206636, 1, 1

206637, 1, 1

206638, 1, 1

*CLOAD

NODOSPARACARGA,2,4.7,

NODOSPARACARGA,3,-1.71,

*BOUNDARY

CARGATALONAQUILES,1,3,0.0

NODOS11APOYO,1,3,0.0

NODOSHORIZONTAL,3,3,0.0

NODOS3FALANGE,1,3,0.0

*END STEP