



UNIVERSIDAD DE GUANAJUATO

**CAMPUS IRAPUATO-SALAMANCA
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS**

ANÁLISIS DEL EFECTO BIOMECÁNICO ESTRUCTURAL DE LOS LIGAMENTOS QUE SOPORTAN EL ARCO PLANTAR

TESIS

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA MECÁNICA**

PRESENTA:

CARLOS ARMANDO LARA VELÁZQUEZ

DIRECTORES:

DR. AGUSTÍN VIDAL LESSO

DR. JAVIER BAYOD LÓPEZ

SALAMANCA, GUANAJUATO

DICIEMBRE, 2017

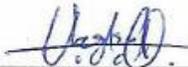
Salamanca, Gto., a 29 de Noviembre del 2017.

DR. DONATO HERNÁNDEZ FUSILIER
COORDINADOR DE ASUNTOS ESCOLARES
P R E S E N T E.-

Por medio de la presente, se otorga autorización para proceder a los trámites de impresión, empastado de tesis y titulación al alumno(a) Carlos Armando Lara Velázquez del **Programa de Maestría en** Ingeniería Mecánica y cuyo número de **NUA** es: 386954 del cual soy director. El título de la tesis es: Análisis del efecto biomecánico estructural de los ligamentos que soportan el arco plantar

Hago constar que he revisado dicho trabajo y he tenido comunicación con los sinodales asignados para la revisión de la tesis, por lo que no hay impedimento alguno para fijar la fecha de examen de titulación.

A T E N T A M E N T E



Dr. Agustín Vidal Lesso
DIRECTOR DE TESIS
SECRETARIO



Dr. Agustín Vidal Lesso
DIRECTOR DE TESIS



Dr. Eduardo Aguilera Gómez
PRESIDENTE



Dr. Adrián Hernández Pérez
VOCAL

Dedicado a
mis padres
y a ti lector

Agradecimientos

Agradezco primeramente a **dios**, por permitirme llegar a esta instancia de mi vida, por regalarme la capacidad necesaria para estar en este punto, por la gran familia a la que pertenezco y por ayudarme constantemente a las decisiones de vida.

Agradezco a **mi familia** por su inmenso apoyo. Son todo para mí y los considero como un gran equipo de vida. Gracias a mi mamá y papá por todo lo que han trabajado y sacrificado por mí. Agradezco a mis hermanos que son mis compañeros de vida, que siempre muestran su apoyo, cariño, respeto y admiración.

Agradezco a todos y cada uno de **mis amigos** de la maestría, que me han acompañado en este camino, quienes comparten los mismos sueños y gustos por la ingeniería. Mis amigos de preparatoria que siguen estando en contacto a pesar de sus muchas ocupaciones. Mis amigos AEG que siempre inspiran a la grandeza. Agradezco a toda persona que se ha tomado el tiempo para brindarme un consejo o aliento para continuar con esta carrera profesional y de vida.

Agradezco a mi asesor **Dr. Agustín** por haber confiado en mí, por todas las enseñanzas y paciencia que me brindó durante el desarrollo del trabajo. A mis maestros de maestría que contribuyeron a mi crecimiento profesional. Agradezco al **Dr. Bayod** de la Universidad de Zaragoza por el apoyo brindado durante la realización del trabajo, así como al **Dr. Ricardo Vallejo** que compartió su experiencia y conocimientos en podología para la mejora del proyecto.

Agradecimientos institucionales

Agradezco a la **Universidad de Guanajuato**, que ha sido mi casa de estudios desde el nivel medio superior, por brindarme la oportunidad de pertenecer a ella. En sus aulas me he desarrollado como profesionista y comparto la filosofía de luchar con la educación y los buenos valores para convertirnos en un mejor país y un mejor mundo.

Agradezco a **CONACYT** por haberme otorgado la beca de apoyo a estudiante de posgrado con CVU: 662285. Me comprometo a dar buena práctica de los conocimientos adquiridos para mejora del país.

Agradezco a la **Universidad de Zaragoza** que me recibió en sus instalaciones para desarrollo de una parte del proyecto.

ÍNDICE GENERAL

CONTENIDO

Nomenclatura	VII
Glosario	VIII
Índice de figuras	IX
Índice de tablas	XI
Resumen	XII
Abstract	XIII

Capítulo 1. Introducción

1.1. Antecedentes	2
1.2. Objetivo	2
1.2.1. Objetivos particulares	2
1.3. Planteamiento del problema	2
1.4. Justificación	3
1.5. Estado del arte	4
1.5.1. Análisis de elemento finito de pie	4
1.5.2. Enfoque al estudio de ligamentos	4
1.5.3. Validación y pruebas experimentales	5
1.5.4. Arco longitudinal	5
1.5.5. Propiedades mecánicas	5
1.5.6. Condiciones de frontera	6
1.6. Alcances del proyecto	7
Referencias del capítulo	8

Capítulo 2. Marco teórico

2.1. Elemento finito	13
2.1.1. Tipos de elemento	14
2.1.1.1. Elementos de contacto	15
2.2. Anatomía y fisiología del pie	16
2.2.1. Movimientos importantes del pie	18
2.2.2. Ligamentos	19
2.2.3. Fascia plantar y ligamentos destacados	19
2.2.4. Músculos y tendones	20
2.2.5. Arco plantar	21
2.3. Biomecánica	22
2.4. Ciclo de la caminata	23
2.4.1. Apoyo con el suelo	24
2.5. Patologías que se presentan en el pie	24
2.5.1. Pie plano	24

2.5.2.	Lesiones de ligamentos	26
2.5.3.	Otras patologías	26
	Referencias del capítulo	27

Capítulo 3. Metodología

3.1.	Metodología	30
3.2.	Geometría	30
3.3.	Métodos	32
3.3.1.	Materiales	32
3.3.2.	Selección de tamaño de malla	33
3.4.	Condiciones de frontera	33
3.4.1.	Cargas	34
3.4.2.	Soportes	35
3.5.	Contactos	36
3.6.	Validación	37
3.7.	Análisis de ligamentos	37
	Referencias del capítulo	39

Capítulo 4. Resultados y análisis

4.1.	Análisis de contactos	41
4.2.	Análisis de validación	42
4.2.1.	Ángulos	43
4.2.2.	Reacción en los metatarsianos	44
4.3.	Análisis de supresión de ligamentos	46
4.3.1.	Arco longitudinal medial	47
4.3.2.	Altura del calcáneo	50
4.3.3.	Altura del navicular	51
4.3.4.	Reacción en los metatarsianos	51
4.4.	Discusión y conclusiones	54
4.5.	Trabajos futuros	55
	Referencias del capítulo	56

NOMENCLATURA

GRF.- (Ground reaction force), fuerza de reacción con el suelo.

TTP.- Tendón tibial posterior.

CAD.- (Computer-aided design), diseño asistido por computadora.

MEF.- Modelo de Elemento finito.

TTA.- Tendón tibial anterior.

NC.- Caso normal.

SF.- Sin fascia.

SFSP.- Sin fascia, spring, plantar corto ni plantar largo.

SFPP.- Sin fascia y sin plantares largo y corto.

SSPP.- Sin spring y sin plantares largo y corto.

SST.- Sin spring ni talonavicular.

FR.- Fuerza de reacción.

SD.- Desviación estándar.

AALM.- Ángulo del arco longitudinal medial.

GLOSARIO

Biomecánica. Estudio de la aplicación de las leyes de la mecánica a la estructura y el movimiento de los seres vivos.

Claw toe. Dedo en garra. Flexión excesiva de las articulaciones proximales y distales de los dedos.

Hallux rígido. Es la artritis de la articulación del dedo gordo.

Hallux Valgus. Es conocido como juanete, es una combinación de desviación y rotación del primer dedo en el plano frontal (valgo).

Patología. Conjunto de síntomas de una enfermedad.

Ligamento. Elemento de unión, de tejido fibroso muy homogéneo y de gran resistencia, que liga los huesos de las articulaciones.

Tendón. Órgano formado por haces de tejido fibroso, de color blanco brillante y muy resistentes a la tracción, que por lo común unen músculos a los huesos.

Tejido blando. Se refiere a los músculos, la grasa, el tejido fibroso, los vasos sanguíneos u otros tejidos de sostén del cuerpo.

Prótesis. Pieza, aparato o sustancia que se coloca en el cuerpo para mejorar alguna de sus funciones, o con fines estéticos.

In vivo. Se refiere a experimentación hecha dentro o en el tejido vivo de un organismo vivo, por oposición a uno parcial o muerto.

In vitro. Se refiere a una técnica para realizar un determinado experimento en un tubo de ensayo, o generalmente en un ambiente controlado fuera de un organismo vivo.

Hueso cortical. También se conoce como hueso compacto, es denso y sólido y se encuentra sobre todo en el cuerpo de los huesos largos y constituye aproximadamente el 80% del esqueleto.

Hueso esponjoso. También llamado hueso trabecular, es uno de los dos tipos de tejido óseo que forma los huesos. En comparación con el hueso compacto, tiene una superficie mayor, pero es menos denso, más suave, más débil y menos rígido.

Fisiología. Ciencia que tiene como objeto el estudio de las funciones de los seres orgánicos.

Bifurcación. División de una cosa en dos ramales, brazos o puntas.

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.	Descripción	
1.1.	Ligamentos analizados en el proyecto	4
2.1.	Geometría del elemento SOLID186	14
2.2.	Geometría del elemento SOLID187	14
2.3.	<i>Geometría del elemento LINK180</i>	15
2.4.	Geometría del elemento de contacto CONTA174	15
2.5.	Geometría del elemento TARGET170	16
2.6.	Sistema óseo del pie	17
2.7.	Sistema de coordenadas y nombre de las caras del pie	18
2.8.	Vista artroscópica del ligamento talofibular posterior	19
2.9.	Ligamentos plantares que soportan los arcos	20
2.10.	Tendón del calcáneo (Aquiles)	20
2.11.	Arco plantar	21
2.12.	Armadura	21
2.13.	Arcos del pie izquierdo, longitudinales y transverso	22
2.14.	Momentos de apoyo	24
2.15.	Apoyo con el suelo	24
2.16.	Vista del arco plano	25
2.17.	Se muestra la diferencia en la huella plantar de un caso de pie normal y los 4 grados de pie plano, así como los síntomas en cada uno de los casos	25
3.1.	Diagrama general del trabajo	31
3.2.	Ligamentos anexados al modelo	32
3.3.	Aplicación de topología virtual en el TTP	33
3.4.	Mallado final del Modelo CAD de pie	33
3.5.	Etapa midstance de la etapa stance del ciclo del caminado	34
3.6.	Fuerza en los tendones durante la fase stance de la caminata	34
3.7.	Cargas en el modelo	35

3.8.	Condiciones de frontera. Restricciones de desplazamiento plantares y restricciones en tibia y peroné	36
3.9.	Radio de contacto modificado para el contacto entre el navicular y el cuneiforme intermedio.	37
3.10.	Obtención del Ángulo del arco longitudinal medial.	38
3.11.	Zonas tomadas para la medición de alturas. a. Calcáneo, b. Navicular	38
4.1.	GRF del 3er metatarsiano en función del radio de contacto entre el 3er metatarsiano y cuneiforme medial	41
4.2.	Gráfica de comparación del porcentaje de GRF en la zona Forefoot para el caso experimental, simulado con contactos automáticos y simulado con contactos modificados	41
4.3.	Ángulo KITE, comparación literatura versus simulación	43
4.4.	Ángulo Costa Bartani, comparación literatura versus simulación	43
4.5.	Ángulo medial longitudinal, a) caso neutro y b) caso cargado	44
4.6.	Gráfica comparativa de los porcentajes de GRF en la zona Forefoot por los metatarsianos. Experimentales en color negro y simulados de color rojo	45
4.7.	Gráfica del AALM (ángulo arco longitudinal medial) para los 6 casos de prueba	47
4.8.	Desplazamientos verticales que resultan de las simulaciones de los casos NC (Carga normal) en la figura superior y del caso SFSP (suprimiendo Fascia plantar, Spring, plantar largo, plantar corto) para la figura inferior.	48
4.9.	Gráfica de la altura del calcáneo (medido en mm, en -Z con relación al modelo sin carga) para los 6 casos de prueba	50
4.10.	Gráfica de la altura del navicular (medido en mm, en -Z con relación al modelo sin carga) para los 6 casos de prueba	51
4.11.	Gráfica de GRF (fuerza de reacción con el suelo) en cada metatarsiano (medido en %) para los 6 casos de prueba	52
4.12.	Esfuerzos resultantes de las simulaciones de los casos NC (Carga normal) en la figura superior y del caso SFSP (suprimiendo Fascia plantar, Spring, plantar largo, plantar corto) para la figura inferior.	53

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla	Descripción	
1.1.	Casos de prueba	3
2.1.	Muestra las 6 posiciones del caminado definidas por Gefen y las condiciones de frontera que se le atribuyen descritas por Orcajo	23
3.1.	Propiedades mecánicas aplicadas	32
4.1.	Radios de contacto caracterizados para el modelo	42
4.2.	Comparativa de ángulos del arco longitudinal medial en etapa neutral y cargado	44
4.3.	Distribución de fuerza de reacción con el suelo (GRF) en la zona Forefoot en simulación	44
4.4.	Distribución de fuerza de reacción con el suelo (GRF) en las diferentes zonas plantares experimental versus simulación	45
4.5.	Ángulos de validación, mediciones del modelo comparado con valores reportados en la literatura	46
4.6.	Casos de prueba con simbología utilizada	46

RESUMEN

Este proyecto consta de dos partes: la primera parte consiste en el desarrollo del modelo CAD del pie humano, que dará la pauta para análisis de patologías y estudios estructurales del pie, la segunda parte del proyecto es la realización del modelo finito para el análisis de ligamentos que soportan el arco plantar con el objetivo de esclarecer la relevancia de los tejidos que impiden el desplome del arco. El modelo CAD fue creado a partir de la técnica de escaneo 3D y reconstrucción de sólidos. Para la creación del modelo de elemento finito, se hizo un estudio de posiciones del ciclo del caminado para determinar las condiciones de frontera. El modelo se simplificó considerando estudios experimentales previos que determina el nulo o insignificante aporte de ciertos elementos en la etapa de carga analizada (midstance).

La caracterización de los elementos es simplificada a elementos elásticos lineales e isotrópicos. La metodología para la simulación consiste en la supresión de ligamentos de manera individual y en conjunto para determinar su importancia en el soporte del arco plantar, evaluando parámetros cinemáticos relacionados a la altura del arco plantar. Los ligamentos a evaluar son los ligamentos plantares largo y corto, el ligamento spring, la fascia plantar y el ligamento talonavicular.

La validación del modelo se hizo de forma indirecta con valores reportados en la literatura para los ángulos de costa Bartani, KITE y las reacciones con el suelo de los metatarsianos. El análisis de contactos fue relevante en el resultado del análisis, siendo factor importante la identificación del radio de contacto entre los pares de huesos.

Los resultados muestran que la fascia plantar es el tejido que brinda mayor oposición a la caída del arco plantar siendo capaz esta por si sola de evitar el desplome del arco plantar. El ligamento spring disminuye la caída ante la ausencia de ligamentos plantares y fascia. En cambio, la supresión del ligamento talonavicular, perteneciente a la zona ligamentaria deltoid, no afecta la estructura del arco plantar.

En trabajos futuros se realizará un modelo completo del pie y la caracterización de los elementos incluirá las no linealidades de ligamentos de interés. Se analizará el ciclo completo del caminado para determinar etapas del ciclo que serían más perjudicadas al sufrir daños en los ligamentos

ABSTRACT

This Project consists of two parts: first part consists of the development of the human foot CAD model, the model will be used to do analysis of foot pathologies and structural studies, the second part of the project is aim to the realization of the finite element model to analyze of ligaments whom give support to the plantar arch with the objective to get clear the relevance of tissues against plantar arch fall. The CAD model was created by scanning technique and solids reconstruction. For Finite element model creation, it was made a research of the gait cycle to determinate boundary conditions. The model was simplified doing consideration of a priori experimental studies which determinate the null participation of some elements during the midstance stage.

Element characterization was simplified to lineal elastic e isotropic elements. Simulation methodology consists of ligaments release either individually or by groups to determinate what importance are for plantar arch support. Cinematics parameters was used to measure the plantar arch high. The ligaments evaluated are the short and large plantar ligaments, the fascia, the spring ligament and the talonavicular ligament.

The model validation was made of indirect way through values reported in the state of the art for the angles of Costa Bartani, KITE and the ground reaction forces on the metatarsals. The contact analysis took relevance for the results, due the change caused for the pinball selection between every couple of bones.

Results show that the plantar fascia is the tissue who offer more opposition to the plantar arch fall, while the spring ligament decreases the fall when large and short plantar ligaments and fascia have been released. Instead, the talonavicular ligament release, belonging to deltoid zone, does not modified the plantar arch structure.

In Future works, a full foot model will be realized and the element real characterization for ligaments. A complete gait cycle will be studied to determinate possible consequences on every stage.



**UNIVERSIDAD
DE GUANAJUATO**

En este capítulo se presenta el punto de partida del proyecto y el planteamiento del objetivo general y los objetivos particulares de la tesis, así como la justificación de la misma. En la sección de estado del arte se encuentra la investigación previa, donde se presenta una breve descripción del trabajo que han realizado diversos autores, como lo han realizado y que han obtenido. Por último, se muestran los límites y alcances del proyecto.

Capítulo I: Introducción

[1.1. Antecedentes](#)

[1.2. Objetivo](#)

[1.3. Descripción del problema](#)

[1.4. Justificación](#)

[1.5. Estado del arte](#)

[1.6. Alcances y límites del proyecto](#)

[Referencias](#)

1.1. Antecedentes

Se estima que un 20% de la población mundial no presenta desarrollo del arco en uno o en ambos pies. Se sabe que la adquisición de pie plano se asocia principalmente a la disfunción del Tendón Tibial posterior TTP, sin embargo, el daño de otras estructuras está relacionado a esta patología, entre otras la ruptura del ligamento spring, la fascitis plantar y el fallo de ligamentos del seno del tarso (Herráiz *et al.*, 2014). En la literatura se pueden encontrar investigaciones científicas tanto de medicina como de biomecánica que presentan estudios de la caída del arco plantar relacionadas a deficiencias en el funcionamiento de ligamentos específicos y/o el TTP, cuyas conclusiones de autores difieren en el orden de importancia de los ligamentos plantares y de la necesidad o no de ellos para mantener estable el arco plantar (Lever y Hennessy, 2016; Laquinto y Wayne, 2010; Ezema, Abaraogu y Okafor, 2014; Ribbans y Garde, 2013). Morales-Orcajo, Bayod y Barbosa (2015) presentan el trabajo de diversos autores enfocados al estudio del arco plantar como una aplicación del modelado del pie computacional.

1.2. Objetivo

Determinar el efecto biomecánico estructural de los principales ligamentos que contribuyen a la estabilidad del arco plantar.

1.2.1. Objetivos específicos

- Generar un modelo genérico CAD para el presente proyecto y para el análisis posterior de patologías en pie.
- Desarrollar el modelo de elemento finito.
- Determinar la respuesta biomecánica estructural de los principales ligamentos.

1.3. Descripción del problema

El problema a resolver consiste en conocer el efecto biomecánico estructural de los ligamentos importantes plantares y colaterales del pie en relación con el soporte al arco plantar o bóveda plantar. El proceso para la solución del problema comienza con la construcción del modelo CAD, en seguida la construcción del modelo de elemento finito MEF y la validación de estos modelos, una vez realizado estos pasos se pasará a simular una posición crítica del pie, en relación a la caída del arco plantar durante el ciclo del caminado, realizando una primera prueba con carga normal (modelo completo) y después

cinco pruebas más suprimiendo ligamentos individualmente o en conjunto, tal como lo muestra la Tabla 1.1. Se hará un registro de indicadores de relevancia correlacionados a la caída del arco plantar (arco longitudinal medial, altura del calcáneo y altura del navicular) que permitan obtener conclusiones de la relación ligamento-arco, determinando si el ligamento es o no indispensable para el soporte del arco.

<i>Prueba</i>	<i>Descripción</i>	<i>Fascia</i>	<i>LPL</i>	<i>LPC</i>	<i>Spring</i>	<i>LTN</i>
I	<i>Modelo completo</i>	✓	✓	✓	✓	✓
II	<i>Sin fascia</i>	✗	✓	✓	✓	✓
III	<i>Sin los 4 L. fundamentales</i>	✗	✗	✗	✗	✓
IV	<i>Spring como único soporte</i>	✗	✗	✗	✓	✓
V	<i>Fascia como único soporte</i>	✓	✗	✗	✗	✓
VI	<i>Ruptura de L. en zona de tobillo</i>	✓	✓	✓	✗	✗

*LPL: Ligamento Plantar Largo

*LPC: Ligamento plantar corto

*LS: Ligamento Spring o Ligamento Calcáneo-navicular plantar

*LTN: Ligamento Tibio-Navicular

Tabla 1.1. Casos de prueba.

1.4. Justificación

Como se dijo en la sección de antecedentes, se estima que un 20% de la población mundial no presenta desarrollo del arco en un pie o en ambos pies. En la edad adulta el pie plano puede desarrollarse como consecuencia de heridas, enfermedades, o esfuerzos inusuales o prolongados sobre el pie que se presentan como inconvenientes biomecánicos. Los huesos que integran el arco plantar no permanecerían estables sin el soporte de los tejidos blandos. Del soporte dinámico se encarga la fascia plantar (Ligamento aponeurosis) y el tendón tibial posterior (TTP), mientras que del soporte estático se encargan los ligamentos calcaneonavicular (spring), los ligamentos plantar corto y largo, el ligamento deltoid y las cápsulas de unión (Lever y Hennessy, 2016).

Diversos autores han desarrollado estudios para determinar la influencia de los ligamentos involucrados en el soporte del arco plantar (Lever y Hennessy, 2016; Laquinto y Wayne, 2010; Ezema *et al.*, 2014; Ribbans y Garde, 2013), cuyos resultados varían dando lugar a diferencias entre sus respectivas conclusiones; por mencionar algunas, Laquinto y Wayne (2010) aportan un análisis con un modelo 3D donde concluyen que la fascia plantar es el tejido de mayor aporte, seguido de los ligamentos plantares que tienen mayor aportación que el ligamento Spring, resultados que compara con resultados experimentales. Sin embargo, Balen y Helms (2001) mediante la técnica de imagen de resonancia magnética encontraron que el 92% de los pacientes que presentan alguna disfunción en el TPT tenía daño en la parte medial del ligamento Spring (denominada SMCNL por sus siglas en inglés).

Además, algunos autores consideran al ligamento Spring como el ligamento más importante para el soporte estático del arco plantar. Estudios indican que en ocasiones las lesiones aisladas del ligamento de Spring ocasionan el colapso del arco plantar interno. Estas lesiones se originan debido a que las fuerzas compresivas en la fase media de apoyo provocan un exceso de tracción provocando su rotura o distensión.

Por lo anterior, el proyecto se orienta a determinar la influencia de los principales ligamentos que dan soporte al arco plantar, entre los que se encuentran el ligamento Spring, los ligamentos plantares largo y corto, los tibiales (Ver figura 1.1) y la fascia plantar. Estos ligamentos pueden presentar degradación mecánica-biológica progresiva o pérdida total del tejido que son traducidos en casos clínicos, que como parte del proyecto serán simulados con el objetivo de determinar los efectos de reacción en la estructura del arco y en los demás componentes. Esto permitirá identificar los principales tejidos de soporte del arco plantar y con ellos estudiar diversas patologías asociadas con la degradación de sus propiedades mecánicas.

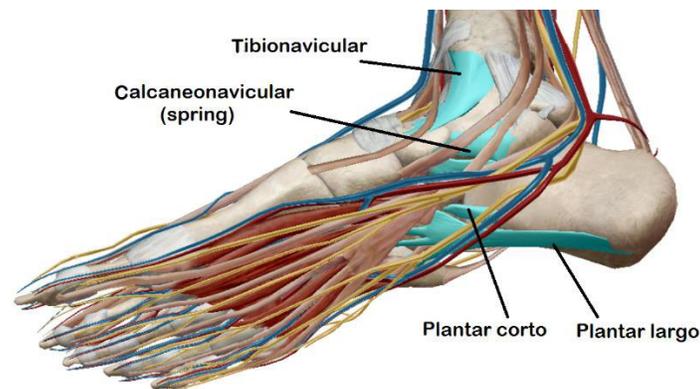


Figura 1.1. Ligamentos analizados en el proyecto.

1.5. Estado del arte

1.5.1. Análisis de elemento finito de pie

El análisis de los esfuerzos en el pie tiene una clara ramificación: el diseño de calzado y el estudio de patologías para el diseño de prótesis (soluciones no conservativas). En el diseño del calzado autores como Chen, Lee y Lee (2014 y 2015); Chen, Park, Park, Shim y Lee (2012); Chen, Lee, Lee y Lee (2010) presentan análisis detallado sobre las cargas musculares durante el ciclo del caminado dirigido al diseño de plantillas y Cheung, Zhang, Leung y Fan (2005); Wong, Zhang, Yu y Leung (2014) en su análisis de híper-movilidad del primer rayo presenta modelo completo de pie con análisis de fuerzas entre uniones para las diferentes partes plantares. Wang, Wong y Zhang (2015) presentan una revisión literaria de modelos de pie que han utilizado distintos autores a través del tiempo, desde modelos simplificados en 2D hasta modelos completos que incluyen modelos híper-elásticos de la piel, en este mismo trabajo, también hace revisión literaria de los estudios de patologías en pie y tobillo haciendo énfasis en la zona plantar afectada. Mientras tanto, Morales-Orcajo *et*

al. (2015) presentan una revisión literaria semejante de los modelos de pie, agregando en éste trabajo los métodos de validación utilizados por los autores y describe las aplicaciones clínicas que se han desarrollado.

1.5.2. Enfoque al estudio de ligamentos

Respecto el enfoque de ligamentos plantares, en el estado del arte se encuentran diversos estudios sobre el soporte que brindan los ligamentos del pie a las estructuras del mismo. Por destacar, Lever y Hennessy (2016) presentan una revisión de los tejidos que influyen en el soporte estático y dinámico del arco plantar y sus frecuentes lesiones, en donde concluyen que existe una gran diversidad de casos clínicos que asocian de formas distintas a las patologías en el pie y las lesiones desarrolladas en la zona plantar del pie. Laquinto y Wayne (2010) analizaron las contribuciones de las estructuras plantares para la estabilidad del arco, resultando la fascia plantar el tejido de mayor aporte, seguido de los ligamentos plantares que a su vez superan en aportación al ligamento Spring. Wang (2014) realizó un modelo 3D del pie con un total de 64 ligamentos y 9 tendones con comportamiento visco-elástico para su análisis de pie plano. Liang *et al.* (2011) realizó simulación en EF y pruebas *in vitro* que consistieron en suprimir primeramente la fascia plantar y una segunda prueba los 4 ligamentos plantares fundamentales, concluyendo que en el primer caso no existe caída de arco y en el segundo caso la caída es evidente.

También en relación con el estudio del arco plantar, Wager y Challis (2016) realizaron un análisis de almacenamiento de energía efectuada por algunos tejidos del arco plantar durante la marcha. Enfocado en la aponeurosis plantar, demostró que ésta y el arco entero almacenan energía impactando en el costo del metabolismo cuando se está corriendo. HSU *et al.* (2008) construyeron un MEF para encontrar el diseño óptimo de plantilla que redujera los esfuerzos de deformación en la fascia.

1.5.3. Validación y pruebas experimentales

Para validar un modelo se requiere comparar con resultados de pruebas experimentales que puede ser *in vivo* o *in vitro*. Henninger, Reese, Anderson y Weiss (2010) proponen la clasificación de la validación como directa ó indirecta, siendo directa si el experimento está diseñado específicamente para validar un modelo y por lo tanto se tiene control de las variables. Además de las pruebas *in vivo* de Liang *et al.* (2011), entre las validaciones destaca el trabajo de Kai Tao *et al.* (2009) que presenta un experimento *in vivo* combinando un sistema de visión de captura de movimiento y una plataforma de presión plantar para validar un modelo de elemento finito de pie. Isvilanonda *et al.* (2012 y 2015) presenta trabajo en el que desarrolla y valida dos modelos de EF de pie normal y diabético para explorar la presión plantar y el esfuerzo del tejido blando durante la posición quite stance y durante la fase de carga stance del ciclo del caminado. Los modelados fueron validados con experimentos *in vivo*, y la validación del modelo neutral lo compara con valores angulares y de alturas obtenidos de la literatura y de los trabajos de Cavanagh, Rodgers y Liboshi (1987) y Bandholm, Boysen, Haugaard, Zebis y Bencke (2008). En un experimento *in vitro*, Aubin, Whittaker y Ledoux (2012) desarrollaron un simulador robótico del ciclo del

caminado, donde presenta gráficas de los esfuerzos de tensión en los tendones durante el ciclo de caminado comparando los valores con una estimación de prueba in vivo.

1.5.4. Arco longitudinal

Respecto al ángulo del arco longitudinal AAL, McPoil y CornWall (2005) y McPoil *et al.* (2016) se han interesado en la medición de dicho ángulo para la predicción de posturas dinámicas del pie y viceversa. Larrosa y Mass (2003) presentan la etiología, clasificación y tratamiento del pie plano y el pie cavo, hace mención de los valores promedios y sus rangos en los que se encuentran los ángulos estructurales del pie.

1.5.5. Propiedades mecánicas

Los modelos son normalmente simplificados para reducir la complejidad y con ello el tiempo de computo, sin embargo, en la literatura también se encuentran modelos más completos y complejos. Por ejemplo, para modelar el hueso Nakamura, Crowninshield y Cooper (1981) consideran un módulo de elasticidad promedio de 7.3 Gpa que ha sido utilizado por la mayoría de los autores, como los modelos de Chen *et al.* (2010, 2012, 2014 y 2015) y Cheung *et al.* (2005), mientras que, Bayod *et al.* (2009, 2010, 2012 y 2015) implementa la separación de la parte cortical del hueso y la parte esponjosa con módulos de 17 Gpa y 0.7 Gpa respectivamente.

Los ligamentos son representados en su mayoría lineales isotrópicos (Cheung y Zhang, 2005; Garcia-Gonzalez *et al.*, 2009) obtenidos de los estudios de Siegler, Block y Schneck (1988) y son modelados con elementos *truss* o *springs* con un módulo de elasticidad de 260 MPa y 0.4 de razón de Poisson, sin embargo algunos autores aplican no-linealidad en ellos, principalmente cuanto se están analizando éstos, ejemplo Liu *et al.* (2013); Además, algunos modelos incluyen piel con modelos visco-elásticos y otros hiper-elásticos, donde destaca el modelo de Ogden aplicado por diversos autores (Gu, Li, Ren, Lake y Zeng, 2010). También hay autores como Cheung y Zhang (2005) que implementaron el encapsulamiento de la masa de tejido blando con propiedades hiper-elásticas obtenidas por experimento de Lemmon *et al.* (1997). En cuanto a la fascia plantar, por simplificación se encuentran modelos que incluyen la fascia plantar con un comportamiento isotrópico lineal, modelado con elementos de solo tensión y un módulo de elasticidad de 350 MPa y una razón de Poisson de 0.4, parámetros basados en pruebas experimentales desarrolladas por Wright y Renneles (1964). Otros autores le otorgan el comportamiento no-lineal debido a su importancia en la locomoción (Cheng *et al.*, 2008), comportamiento validado recientemente con modelos numéricos (Pavan *et al.*, 2011). Por último, también se han realizado simulaciones asignando un comportamiento orto-trópico para este tejido (Qian, Ren y Ren, 2010).

1.5.6. Condiciones de frontera

Las fases del ciclo del caminado son las que definen las condiciones de frontera para una simulación de pie. Gefen, Megido-Ravid, Itzchak y Arcan (2000) presentan una descripción de las seis fases de la caminata y las condiciones de carga a las que se somete el pie en cada una de estas etapas. En la literatura se han realizado pruebas en la etapa de Toe-off por (Martínez *et al.*, 2015; García-González *et al.*, 2009), pruebas en Heel strike por (Chen *et al.*, 2011; Gu *et al.*, 2010), así mismo en la fase de carga midstance (Cheng, Tang y Ju,

2001) y en push-off (Chen *et al.*, 2015; Isvilanonda *et al.*, 2012; Bayod *et al.*, 2010). La aplicación de cargas en los tendones varía de acuerdo a la aplicación. Por ejemplo, Bayod *et al.* (2009, 2010, 2012 y 2015) en el modelo de Zaragoza aplican una pretensión del 2 % en los tendones, debido a la fase de carga de simulación (Toe-off). Autores como Liang Jun han basado sus cargas en el estudio de Aubin *et al.* (2012), mencionado anteriormente. Las pruebas in vivo se realizan regularmente con personas de 60 a 70 kg (Aubin *et al.*, 2012; McPoil *et al.*, 2005 y 2016), algunas toman muestras con un rango más amplio (Isvilanonda *et al.*, 2012).

La información anterior permite establecer el estado del arte y obtener información fundamental para el desarrollo del proyecto. Esta información define las propiedades mecánicas de los diferentes tejidos involucrados en el análisis y diversas condiciones de frontera establecidas y reportadas por diferentes autores tanto en pruebas *in vitro* como en modelos virtuales desarrollados previamente. Así mismo, da el punto de partida para el enfoque de la investigación.

1.6. Alcances y limitantes del proyecto

El proyecto corresponde a una tesis de maestría con duración de dos años, es por ello que se realizan un conjunto de simplificaciones al modelo CAD y al MEF que son justificadas en el texto. Entre las simplificaciones se encuentran el uso exclusivo de tejidos de mayor importancia en el análisis (Sistema óseo, ligamentos y principales músculos), omitiendo el resto de tejidos, así como el tejido conjuntivo, cartílago y sistema venoso. Las propiedades mecánicas para todos los elementos del MEF se consideraron elásticas lineales, considerando los materiales isotrópicos y homogéneos, con valores de módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson tomados de la literatura. Los huesos no se dividen en parte cortical y trabecular puesto que el análisis de interés es la cinemática del pie y no así el análisis de esfuerzos.

La información generada en esta investigación ayudará al médico a tomar conciencia del aporte de cada ligamento en el soporte del arco plantar. El modelo quedará flexible para su adecuación y mejoría para la realización de futuros análisis de patologías de pie. Por otra parte, puede ser la base para la realización de una aplicación biomecánica móvil de apoyo para el médico especialista que le permita determinar con rapidez las causas y/o efectos de ciertas patologías.

Referencias

- Herráiz, L., Carrascoso, J., Recio, M., Jiménez, M., Cano, R., Álvarez, E., y Martínez de Vega, V. (2014). Posterior tibial tendon dysfunction: What other structures are involved in the development of acquired adult flat foot? *Radiología*, 56(3), 247-256.
- Lever, C.J., y Hennessy, M.S. (2016). (vi) Adult flat foot deformity. *Orthopedics and Trauma*, 30(1), 41-50.
- Laquinto, J. M., y Wayne, J. S. (2010). Computational Model of the Lower Leg and Foot/Ankle Complex: Application to Arch Stability. *J. Biomech Eng.*, 132(2), 021009.
- Ezema, C. I., Abaraogu, U. O., y Okafor, G. O. (2014). Flat foot and associated factors among primary school children: A cross-sectional study. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 32, 13-20.
- Ribbans, W. J., y Garde, A. (2013). Tibial Posterior Tendon and Deltoid and Spring Ligament Injuries in the Elite Athlete. *Foot Ankle Clin N Am*, 18 (2), 255–291.
- Morales-Orcajo, E., Bayod, J., y Barbosa de las Casas, E. (2015). Computational Foot Modeling: Scope and Applications, 23(2), 389-416.
- Balen, P. F., y Helms, C. A. (2001). Association of posterior tibial tendon injury with spring ligament injury, sinus tarsi abnormality and plantar fasciitis on MR imaging. *American Roentgen Ray Society*, 176(5), 1137–1143.
- Chen, W.M., Lee, S.J. y Lee, P.V. (2014). The in vivo plantar soft tissue mechanical property under the metatarsal head: implication soft tissues' joint-angle dependent response in foot finite element modeling. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 40, 264-274.
- Chen, W.M., Lee, S.J., y Lee, P.V. (2015). Plantar pressure relief under the metatarsal heads – Therapeutic insole design using three-dimensional finite element model of the foot. *Journal of biomechanics*, 48(4), 659-665.
- Chen, W.M., Park, J., Park, S.B., Shim, V. P., y Lee T. (2012). Role of gastrocnemius–soleus muscle in forefoot force transmission at heel rise — A 3D finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 45(10), 1783-1789.
- Chen, W.M., Lee, T., Lee, P. V.S, Lee J. W., y Lee, S.J. (2010). Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue—A preliminary three-dimensional finite element analysis. *Medical engineering & physics*, 32(4), 324-331.
- Cheung, J. T., Zhang, M., Leung, A. K., y Fan, YB. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 1045-1054.
- Wong, D.W.C, Zhang, M., Yu, J., y Leung, A. K. (2014). Biomechanics of first ray hypermobility: An investigation on joint force during walking using finite element analysis. *Medical engineering & physics*, 36(11), 1388-1393.

Wang, Y., Wong, D.W., y Zhang, M. (2015). Computational Models of the Foot and Ankle for Pathomechanics and Clinical Applications: A Review. *Annals of biomedical engineering*, 44(1), 213-221.

[Wang, Z. (2014). A Finite Element Model of Flatfoot (Pes Planus) for Improving Surgical Plan. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 844-847.

Liang, J., Yang, Y., Yu, G., Niu, W., y Wang, Y. (2011). Deformation and stress distribution of the human foot after plantar ligaments release: A cadaveric study and finite element analysis. *Sci China Life Sci*, 54(3), 267-271.

Wager, J.C. y Challis, J.H. (2016). Elastic energy within the human plantar aponeurosis contributes to arch shortening during the push-off phase of running. *Journal of Biomechanics*, 49(5), 704-709.

Hsu, Y.C., Gung, Y.W., Shih, S.L., Feng, C.K., Wei, S.H., Yu, C.H., y Chen, C.S. (2008). Using an Optimization Approach to Design an Insole for Lowering Plantar Fascia Stress—A Finite Element Study. *Annals of biomedical engineering*, 36(8), 1345-1352.

Henninger, H.B., Reese, S.P, Anderson, A.E., y Weiss, J.A. (2010). Validation of computational models in biomechanics. *Proc Inst Mech Eng H*, 224(7), 801–812.

Tao, K., Wang, D., Wang, C., Wang, X., Liu, A., Nester, C. J., y Howard D. (2009). An *in Vivo* Experimental Validation of a Computational Model of Human Foot. *Journal of Bionic Engineering*, 6(4), 387-397.

Isvilanonda, V., Dengler, E., Iaquinto, J.M, Sangeorzan, B.J., y Ledoux, W.R. (2012). Finite element analysis of the foot: model validation and comparison between two common treatments of the clawed hallux deformity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 27(8), 837–844.

Isvilanonda, V. (2015). Finite Element Modeling of the Foot (Tesis Doctor of Philosophy). University of Washington.

Cavanagh, P.R., Rodgers, M.M., y Iiboshi, A. (1987). Pressure distribution under symptom free feet during barefoot standing. *Foot Ankle*, 7(5), 262–276.

Bandholm, T., Boysen, L., Haugaard, S., Zebis, M.K., y Bencke J. (2008). Foot Medial Longitudinal-Arch Deformation During Quiet Standing and Gait in Subjects with Medial Tibial Stress Syndrome. *The journal of foot & ankle surgery*, 47(2), 89–95.

Aubin, P.M., Whittaker, E., y Ledoux, W.R. (2012). A Robotic Cadaveric Gait Simulator With Fuzzy Logic Vertical Ground Reaction Force Control. *IEEE Transactions on Robotics*, 28(1), 246-255.

McPoil, T.G., y Cornwall, M.W. (2005). Use of the longitudinal arch angle to predict dynamic foot posture in walking. *J Am Podiatr Med Assoc*, 95(2), 114 –120.

McPoil, T.G., Ford, J., Fundaun, J., Gallegos, C., Kinney, A., McMillan, P., Murphy, J., Sky, E., Torba, D., y Bade M. (2016). The use of a static measure to predict foot posture at midstance during walking. *Foot (Edinburg, Scotland)*, 28, 47-53.

Larrosa, P.M., y Mas, M. S. (2003). Alteraciones de la bóveda plantar. *Rev Esp Reumatol*, 30(9), 489-498.

Nakamura, S., Crowninshield, R.D., y Cooper, R.R. (1981). An analysis of soft tissue loading in the foot. *Bulletin of Prosthetics Research*, 10-35, 27-34.

Martínez, M.A., Bayod, J., Vidal-Lesso, A., Becerro de Bengoa, R., Lesso, R., y Corro, H. (2015). Biomechanics aspects for silastic implant arthroplasty simulation of the first metatarsophalangeal joint. *Biomedical and Biotechnology Engineering*, 3, 13-19.

García-Gozález, A., Bayod, J., Prados-Frutos, J.C., Losa-Iglesias, M., Jules, K.T., y Becerro de Bengoa-Vallejo, R. (2009). Finite element simulation of flexor digitorum longus or flexor digitorum brevis tendon transfer for the treatment of claw toe deformity. *J Biomech*, 42, 1697–1704.

Bayod, J., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., Losa-Iglesias, M.E., y Doblaré M. (2012) Mechanical stress redistribution in the calcaneus after autologous bone harvesting. *J Biomech*, 45(7), 1219–1226.

García-Aznar, J.M., Bayod, J., Rosas, A., Larrainzar, R., García-Bógalo, R., Doblaré M. (2009). Load transfer mechanism for different metatarsal geometries: a finite element study. *J Biomech Eng*, 131(2), 021011.

Bayod, J., Losa-Iglesias, M., Becerro de Bengoa-Vallejo, R., Prados-Frutos, J.C., Jules K.T., y Doblare M. (2010). Advantages and drawbacks of proximal interphalangeal joint fusion versus flexor tendón transfer in the correction of hammer and claw toe deformity. A finite-element study. *J Biomech Eng* 132(5), 51002.

Cheung, J.T., y Zhang, M. (2005). A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86(2), 353–358.

Siegler, S., Block, J., y Schneck, C.D. (1988). The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot Ankle Int*, 8, 234–242.

Liu, Q., Zhang, K., Zhuang, Y., Li, Z., Yu, B., y Pei, G. (2013). Analysis of the stress and displacement distribution of inferior tibiofibular syndesmosis injuries repaired with screw fixation: a finite element study. *PLoS One* 8(12), e80236.

Gu, Y., Li, J., Ren, X., Lake, M.J., y Zeng, Y. (2010). Heel skin stiffness effect on the hind foot biomechanics during heel strike. *Skin Res Technol*, 16(3), 291–296.

Lemmon, D., Shiang, T.Y., Hashmi, A., Ulbrecht, J.S., y Cavanagh, P.R. (1997) The effect of insoles in therapeutic footwear—a finite element approach. *J Biomech*, 30(6), 615–620.

Wright, D.G., y Rennels, D.C. (1964). A study of the elastic properties of plantar fascia. *J Bone Jt Surg Am*, 46, 482–492.

Cheng, H-Y.K., Lin, C-L., Wang, H-W., Chou, S-W. (2008). Finite element analysis of plantar fascia under stretch—the relative contribution of windlass mechanism and Achilles tendon force. *J Biomech*, 41(9), 1937–1944.

Pavan, P.G., Stecco, C., Darwish, S., Natali, N.A., y de Caro, R. (2011). Investigation of the mechanical properties of the plantar aponeurosis. *Surg Radiol Anat*, 33(10), 905–911.

Qian, Z., Ren, L., y Ren, L. (2010). A coupling analysis of the biomechanical functions of human foot complex during locomotion. *J Bionic Eng*, 7, S150–S157.

Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y., y Arcan, M. (2000). Biomechanical analysis of the threedimensional foot structure during gait: A basic tool for clinical applications. *Journal of Biomechanical Engineering*, 122, 630-639.

Chen, W.P., Tang, F.T., y Ju, C.W. (2001). Stress distribution of the foot during midstance to push off in barefoot gait: A 3D finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(7), 614-620.



**UNIVERSIDAD
DE GUANAJUATO**

En este capítulo se muestra la base teórica del proyecto. Una vez descrito el problema, se presentan de manera ordenada los fundamentos teóricos en cuanto a la parte mecánica (teoría del elemento finito), la parte médica (anatomía, fisiología) y las dos ramas en conjunto con la teoría biomecánica que envuelve al problema. Al final se presentan diversas patologías que se desarrollan en el pie.

Capítulo II: Marco teórico

[2.1. Elemento finito](#)

[2.2. Anatomía y fisiología del pie](#)

[2.3. Biomecánica](#)

[2.4. Ciclo de la caminata](#)

[2.5. Patologías que se presentan en el pie](#)

[Referencias](#)

2.1. Elemento finito

Un problema de ingeniería es un modelo matemático de una situación física. La mayoría de los modelos matemáticos de muchos problemas en ingeniería son ecuaciones diferenciales con un conjunto de condiciones de frontera y condiciones iniciales.

El análisis de un sistema en ingeniería requiere de la idealización del sistema de tal forma que pueda ser analizado, la formulación de las ecuaciones de equilibrio que gobiernan el sistema idealizado, la solución de las ecuaciones de equilibrio y la interpretación de los resultados. Existen dos categorías de sistemas: los continuos y los discretos. En un sistema discreto la respuesta puede ser descrita directamente por la solución de un número de variables de estado y requiere de cuatro pasos para su análisis: idealización del sistema, equilibrio del elemento, ensamble del elemento y la solución de la respuesta. Un sistema estático tiene la particularidad de que la solución del sistema no cambia con del tiempo (Klaus-Jürgen, 1982).

Debido a la complejidad de su naturaleza, muchos problemas en ingeniería se restringen a solución aproximadas. Como solución a estos problemas complejos se aplican métodos numéricos que aproximan soluciones exactas a solo puntos discretos, llamados nodos. Por lo tanto, el primer paso es discretizar el sistema, proceso que consiste en dividir el sistema en pequeñas regiones y nodos. El elemento finito es un método numérico que utiliza formulaciones integrales para crear un sistema de ecuaciones algebraicas.

Los pasos básicos para realizar cualquier análisis por elementos finitos son (Saeed, 2003):

Fase de pre-procesamiento.

- Crear y discretizar el dominio de solución en elementos finitos; que consiste en dividir el problema en nodos y elementos.
- Asumir una función de forma que represente el comportamiento físico de un elemento; esto es una función continua de aproximación es asumida para representar la solución en el elemento.
- Desarrollar ecuaciones para un elemento.
- Ensamblar los elementos para presentar el problema entero.
- Aplicar condiciones de frontera, condiciones iniciales y cargas.

Fase de solución.

- Resolver simultáneamente un conjunto de ecuaciones algebraicas lineales o no lineales para obtener resultados nodales.

Fase de post-procesamiento

- Obtener otra información de importancia.

2.1.1. Tipos de elemento

El primer punto de la etapa de pre-procesamiento es indispensable para obtener una buena solución del problema, ya que seleccionar uno u otro tipo de elemento cambia el resultado final. Es importante conocer el número de nodos de los elementos, los grados de libertad de estos nodos y las constantes reales que requiere o pueden configurarse al elemento. En breve se describen los elementos utilizados en el proyecto (Beer, 2002; ANSYS Documentation).

Elemento SOLID186: Utilizado para el modelado de estructuras sólidas en tres dimensiones. Elemento compuesto por ocho nodos con 3 grados de libertad cada uno de éstos (Beer, 2002). Ver Figura 2.1.

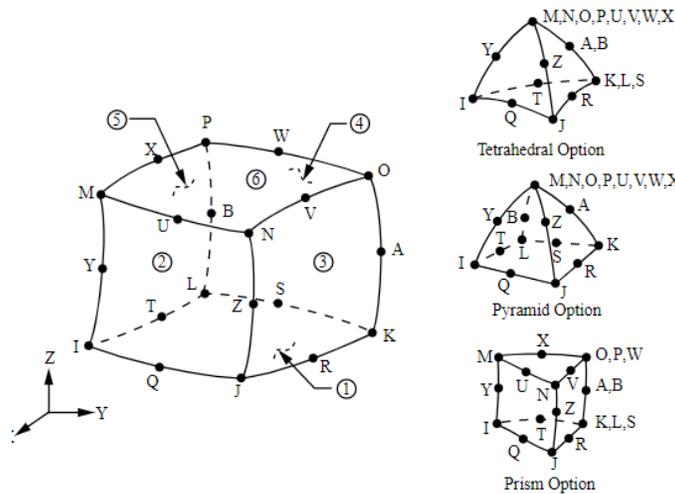


Figura 2.1. Geometría del elemento SOLID186 (ANSYS Documentation).

Si el cuerpo es mallado totalmente con elementos tetraédricos, Workbench malla el cuerpo con elementos *SOLID187*, el cual es un elemento sólido estructural tetraédrico de segundo orden (ANSYS Documentation) compuesto por 10 nodos, como muestra la Figura 2.2, utilizado para modelar mallas irregulares.

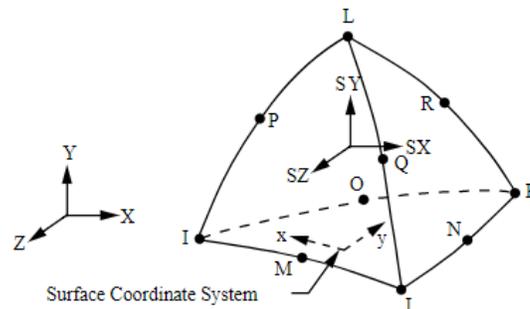


Figura 2.2. Geometría del elemento SOLID187 (ANSYS Documentation).

Elemento LINK180. Es un larguero tridimensional que es utilizado en gran variedad de aplicaciones en ingeniería. El elemento puede ser usado para modelar estructuras, cables, resortes, enlaces, etc. El elemento es un elemento uniaxial de tensión-compresión con tres grados de libertad en cada nodo: traslación en las direcciones x , y , z . Contiene las opciones de configuración para solo trabajar a tensión o solo a compresión (Para simular con estas opciones se realiza un enfoque de solución no lineal). El elemento no soporta flexión y si incluye capacidades de plasticidad, deslizamiento, largas deformaciones. En la Figura 2.3 se muestra la representación de un elemento LINK180 con nodos I, J y grados de libertad UX, UY y UZ. Se requiere de la constante real área y definir el comportamiento (0 Tensión-compresión, 1 solo tensión y -1 solo compresión).

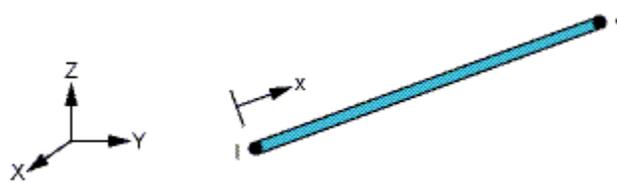


Figura 2.3. Geometría del elemento LINK180 (ANSYS Documentation).

2.1.1.1. Elementos de contacto

Elemento CONTA174. Utilizado para representar contacto y deslizamiento entre una superficie target 3D (TARGET170) y una superficie deformable, definida por este elemento. El elemento es aplicable a análisis estructurales en 3D y en análisis de contacto de campo de acoplamiento. El elemento es localizado sobre la superficie de los elementos solid 3D o elementos Shell con nodos en la parte central (SOLID87, SOLID90, SOLID98, SOLID122, SOLID123, SOLID186, SOLID187, SOLID226, SOLID227, SOLID231, SOLID232, SHELL132, SHELL281, and MATRIX50). El elemento tiene las mismas características geométricas de la cara del elemento al que se conecta (Ver Figura 2.4).

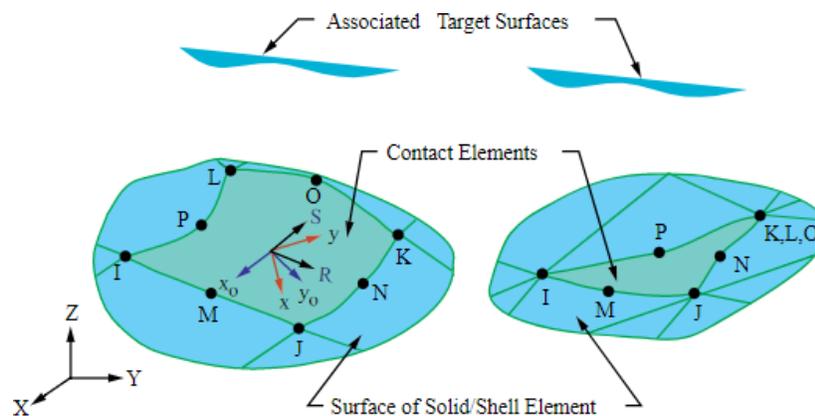


Figura 2.4. Geometría del elemento de contacto CONTA174 (ANSYS Documentation). R= Eje x del elemento para fricción isotrópica, x_0 = Eje del elemento para fricción ortotrópica si ESYS no se sustituye y x = Eje del elemento para fricción ortotrópica si ESYS se sustituye.

Elemento *TARGET170*. Es utilizado para representar varias superficies target 3D para asociar elementos de contacto (*CONTA173*, *CONTA174*, *CONTA175*, *CONTA176* y *CONTA177*). Los propios elementos de contacto superponen los elementos *sólid*, *shell* o *line* que describen el límite de un cuerpo deformable y están potencialmente en contacto con la superficie objetivo definida por *TARGE170*. Esta superficie target es discretizada por un conjunto de elementos de segmento target (*TARGE170*) y se empareja con su superficie de contacto asociada a través de un conjunto de constantes reales compartidas. Ver Figura 2.5.

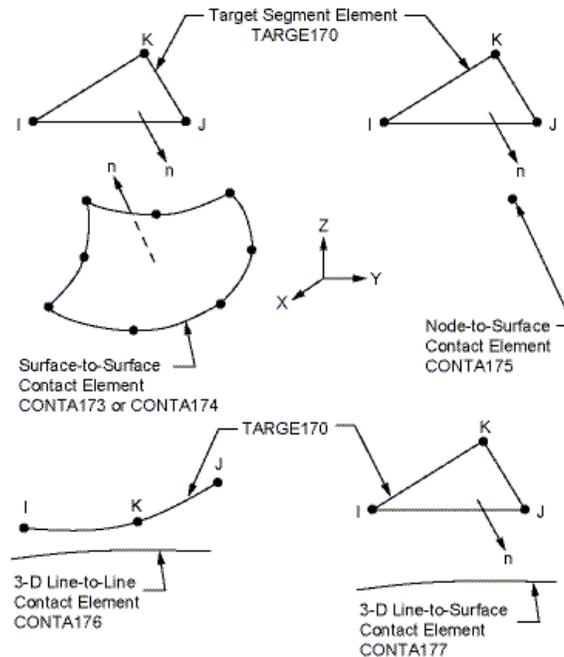


Figura 2.5. Geometría del elemento TARGET170 (ANSYS Documentation).

2.2. Anatomía y fisiología del pie

El pie es la estructura más complicada del cuerpo humano. El sistema óseo del pie (Figura 2.6), que brinda la estructura del pie, se compone de 26 huesos distribuidos en las regiones anatómicas y funcionales (Moore, 2013):

Antepié: 14 falanges (5 distales, 4 intermedias y 5 proximales) y 5 metatarsianos. Los metatarsianos se enumeran del dedo gordo hacia dedo meñique. Y El dedo gordo es el único sin falange intermedia.

Mediopié: 3 cuneiformes (medial, intermedia y lateral), cuboides y navicular o escafoides.

Retropié: calcáneo y astrágalo.

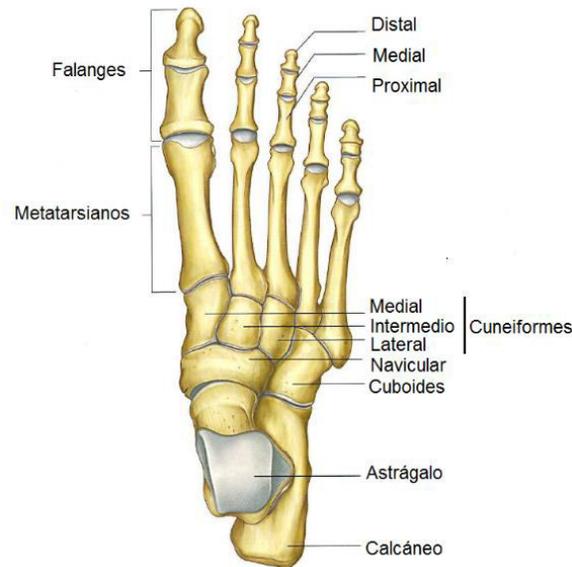


Figura 2.6. Sistema óseo del pie (Moore, 2013).

Al pie vienen unidos en la parte superior los huesos tibia y peroné. El *sistema muscular* de pie consiste de 20 músculos (intrínsecos, que inician y terminan en el pie y extrínsecos, que se ubican en la pantorrilla), en la zona plantar se encuentran acomodados en cuatro capas plantares con un total de 14 músculos, los otros 6 se conectan dos en la zona dorsal y cuatro en la zona intermedia.

Intrínsecos: abductor del dedo gordo, aductor del dedo gordo, lumbricales, flexor corto del dedo gordo, flexor corto del dedo pequeño, flexor corto de los dedos, abductor del dedo pequeño, interóseos dorsales y plantares y cuadrado plantar.

Extrínsecos: flexor largo común de los dedos, flexor largo del dedo gordo, extensores largos, tibial anterior y posterior, peroneo largo y corto, sóleo y gastrocnemio.

Entre los huesos se encuentran *articulaciones* importantes que permiten los movimientos relativos entre ellos. En la estructura del pie se encuentran las articulaciones: subastragalina, mediotarsiana o de Chopart, tarsometatarsiana o de Lisfranc y las escafocuboideas y escafocuneales que tienen las funciones de orientar correctamente con respecto al suelo sea cual sea la posición de la pierna y la inclinación con el suelo, transmiten el peso del cuerpo y crean sistema de amortiguamiento. Las articulaciones metatarsofalángicas e interfalángicas son de menor importancia excepto por la del primer dedo que interviene en el desarrollo del paso. El sistema ligamentoso es encargado de unir los huesos entre sí en cada una de las articulaciones mencionadas. La fascia plantar es un tejido más externo de la parte plantar que se origina en el calcáneo y funciona como ligamento superficial. Las vainas y los capuchones permiten guiar y distribuir las fuerzas sobre las falanges para permitir los movimientos de flexión y extensión, descritos a continuación (Drake, 2005).

2.2.1. Movimientos importantes del pie

En la Figura 2.7 se muestra un sistema de coordenadas que sirve de referencia para una mejor explicación de los movimientos del pie; además, se muestra el nombre de las caras respecto a cada eje que es necesario conocer para identificar algunos nombres de tejidos mencionados en el texto.

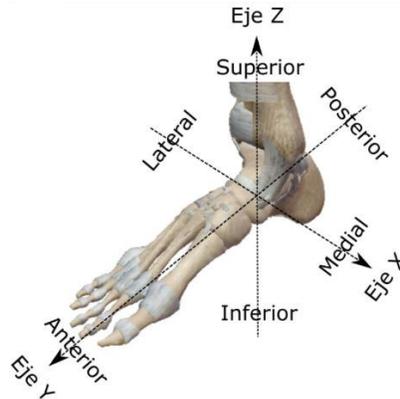


Figura 2.7. Sistema de coordenadas y nombre de las caras del pie.

El movimiento más importante en el pie se da con la articulación tibio-tarsiana, denominados de flexión dorsal y flexión plantar o extensión dorsal ya que se aplican en todo momento en el ciclo de la caminata, más específicamente la flexión plantar. Estas flexiones son movimientos alrededor del eje X, mientras la flexión plantar es en dirección positiva girando el Antepié y Mediotarso hacia la parte inferior, la flexión dorsal es en sentido opuesto aproximando el dorso al tronco del pie. La amplitud de la extensión dorsal es de 30° a 50°, mayor a la flexión dorsal que ronda entre 20° y 30°. Para mayores amplitudes también intervienen movimientos entre huesos del tarso. Entonces se tiene que la amplitud de flexo-extensión es de 70° a 80° mayor en extensión y limitada por factores óseo, capsulo-ligamentosos y musculares (Kapandji, 2012).

Respecto al eje Z se tienen los movimientos de aducción y abducción, siendo el de aducción en sentido positivo, girando los dedos hacia adentro del plano de simetría correspondiente a la cara medial y el movimiento de abducción es en sentido contrario, girando hacia la cara lateral. La amplitud por sí sola es de 35° a 45° hacia cada lado, mientras que con la flexión de la rodilla puede alcanzar lo 90°.

Por último, los movimientos que realiza respecto al eje Y se denominan de supinación y pronación o de eversión e inversión. La supinación en sentido positivo quedando la planta del pie hacia adentro y la pronación en el otro sentido. Las amplitudes son de 52° para la supinación y de 25° a 30° para la pronación.

2.2.2 Ligamentos

Como se dijo anteriormente, los ligamentos tienen la función de mantener unidos a los huesos y se encargan principalmente del soporte permanente de cargas estáticas. Están compuestos de fibras de tejido conjuntivo (Ver Figura 2.8).



Figura 2.8. Vista artroscópica del ligamento talofibular posterior (Maestu, Batista y Vieta, 2010).

2.2.3. Fascia plantar y Ligamentos destacados

Aponeurosis plantar (Fascia Plantar): Es un engrosamiento de la fascia profunda del pie. Está anclada firmemente a la apófisis medial de la tuberosidad del calcáneo y se extiende hacia delante en forma de banda gruesa de fibras de tejido conjuntivo, dispuestas en sentido longitudinal. Las fibras divergen a su paso hacia adelante y forman bandas digitales, que entran en los dedos y conectan con los huesos, los ligamentos y la dermis cutánea. La aponeurosis plantar sostiene el arco longitudinal del pie y protege a las estructuras más profundas de la planta.

Plantar Largo: Es el ligamento más largo de la planta del pie y está por debajo del ligamento calcaneocuboideo plantar. Soporta la articulación calcáneo-cuboidea y es el ligamento más fuerte que resiste la depresión del arco lateral del pie.

Calcáneo-cuboideo Plantar (Plantar corto): Ligamento corto, ancho y fuerte, y conecta el tubérculo calcáneo anterior con la superficie inferior del cuboides. No solo soporta la superficie calcáneo-cuboidea, sino que también ayuda al ligamento plantar largo a resistir la depresión del arco lateral del pie.

Calcaneonavicular (Spring): Ligamento grueso y ancho que soporta la cabeza del astrágalo, forma parte de la articulación astrágalo-calcáneo-navicular y resiste la depresión del arco medial del pie.

Deltoid: Es integrado por ligamentos colaterales mediales, es un complejo muy fuerte, compuesto por el tibionavicular, tibio-Spring, tibio-calcáneo y tibio-astragalino. Siendo el Tibio astragalino el más fuerte de todos.

Bifurcación Calcáneo-Cuboidea navicular: ligamento en forma de Y situado encima de la articulación y refuerza la parte lateral de la articulación astrágalo-calcáneo-navicular.

Ligamentos colaterales laterales: compuesto por el talofibular anterior, talofibular posterior y calcaneofibular.

Durante la marcha. Los ligamentos calcáneo navicular plantar, el calcaneocuboideo plantar, el plantar largo y la aponeurosis plantar son denominados ligamentos plantares fundamentales, mientras que los músculos que proporcionan el apoyo dinámico a los arcos durante la marcha son el TTP el TTA y el Peronéo largo. En la Figura 2.9 se muestra la ubicación estos ligamentos en el pie.

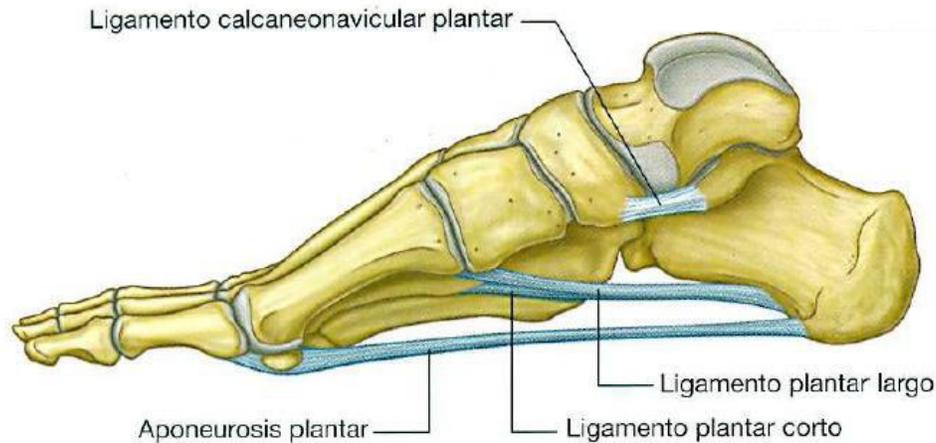


Figura 2.9. Ligamentos plantares que soportan los arcos (Drake, 2005).

2.2.4. Músculos y tendones

Los músculos encargados de flexionar la rodilla para levantar el pie y que están conectados a éste en la parte posterior del calcáneo son el Sóleo, Gastrocnemio y Plantar, además de esta función, colaboran con la flexión del pie. Para los movimientos de flexión y extensión colaboran los músculos flexores común de los dedos, flexor del Hallux y Tibial posterior que además colabora para el soporte del arco medial. Mientras que, los peroneos largo y corto realizan el movimiento de eversión. Y, Por último, de la inversión y flexión dorsal se ocupa el Tibial anterior (Drake, 2005) .

Los tendones son tejidos que conectan los músculos con los huesos. El más importante en el ciclo del caminado es el tendón calcáneo o de Aquiles (Ver Figura 2.10) que une el talón con los músculos de la pantorrilla mencionados anteriormente. La posición en la que se conectan con los huesos es la que ayuda a realizar su funcionalidad. El tendón Tibial Posterior que es relevante en el estudio del arco plantar se inserta sobre todo en la tuberosidad de la región navicular y adyacente del cuneiforme medial.

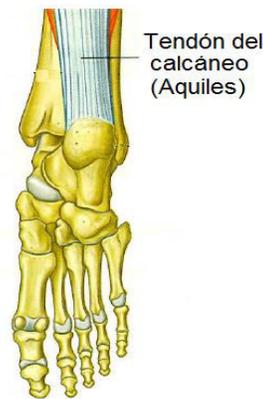


Figura 2.10. Tendón del calcáneo (Aquiles) (Drake, 2005).

2.2.5. Arco plantar

El arco plantar o bóveda plantar es un conjunto arquitectónico que asocia con armonía todos los elementos osteoarticulares, ligamentosos y musculares del pie. La bóveda plantar puede adaptarse a cualquier terreno y proporciona el amortiguamiento para la marcha. Está compuesto de tres arcos y cuenta con tres puntos de apoyo al suelo que son la cabeza del 1er metatarsiano, la cabeza del 5to metatarsiano y las tuberosidades posteriores del calcáneo, ver Figura 2.13

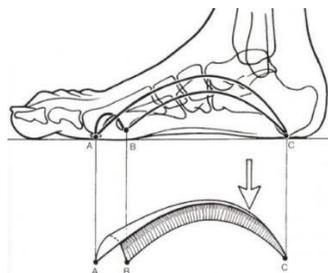


Figura 2.11. Arco plantar (Kapandji, 2012).

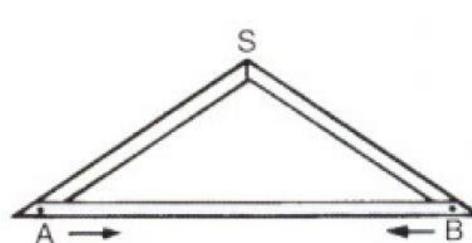


Figura 2.12. Armadura (Kapandji, 2012).

Algunos autores como De Doncker y Kowalski prefieren comparar el pie a una armadura de carpintería, parte de armazón con dos vigas (SA) y (SB), articuladas en el remate (S) y sujetas en la base por un tirante de cubierta (AB) que impide que el triángulo se derrumbe bajo la carga sobre el remate, ver Figura 2.14. Por lo tanto, los ligamentos plantares y músculos plantares componen el tirante de cubierta principal (Kapandji, 2012).

El arco interno (AC Fig. 2.11) está compuesto de cinco piezas óseas: el primer metatarsiano, cuneiforme medial, navicular, astrágalo y calcáneo; que son unidos por numerosos ligamentos plantares, donde destacan cuneo-metatarsiano, escafo-cuneal y principalmente la calcáneo-cuboidea inferior y la calcáneo-astragalina que resisten todas las fuerzas violentas de poca duración, mientras que los músculos son los encargados de las deformaciones prolongadas. El TTP, Peronéo y el aductor y flexor del dedo gordo aportan a la estabilidad de este arco. También denominado arco longitudinal medial, ver Figura 2.13.

El arco externo (BC Fig. 2.11) compuesto por el quinto metatarsiano, el cuboide y el calcáneo es más rígido para transmitir el impulso motor del tríceps. Rigidez que aporta

principalmente el ligamento calcaneocuboideo plantar (Plantar corto) encargada de impedir el bostezo inferior de las articulaciones calcáneo-cuboidea y cuboidea-metatarsiana. Los tendones peroneos y el abductor del quinto dedo participan en la estabilidad de este arco. También denominado arco longitudinal lateral, ver Figura 2.13.

El arco anterior (AB Fig. 2.11) pasa por las cinco cabezas de los metatarsianos que se encuentran a 6, 9, 8.5, 7 y 6 mm del suelo respectivamente. Este arco se desploma con mucha frecuencia, por lo que los ligamentos que le dan soporte denominados intermetatarsianos no tiene mucha eficacia. También denominado arco transverso, ver Figura 2.13.

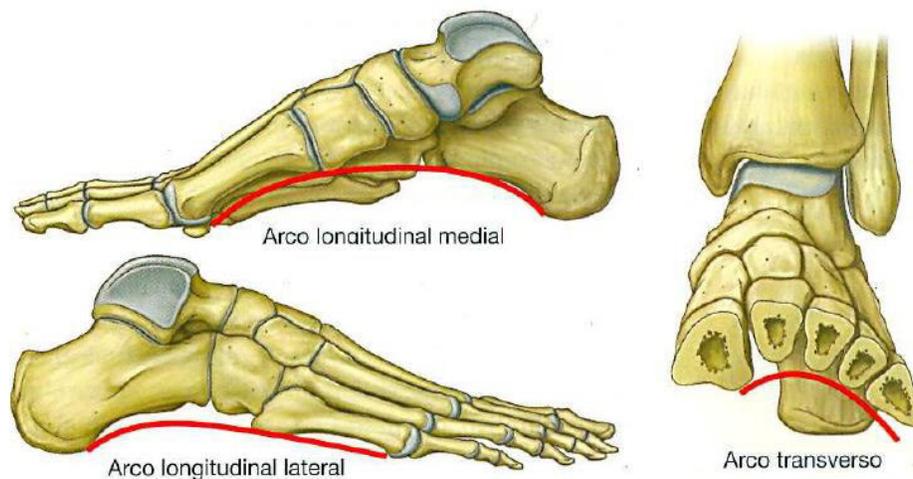


Figura 2.13. Arcos del pie izquierdo, longitudinales y transverso (Drake, 2005).

2.3. Biomecánica

La biomecánica es una disciplina científica que tienen como objetivo estudiar los efectos de las fuerzas mecánicas sobre los sistemas orgánicos de los seres vivos y sus estructuras, para predecir cambios por alteraciones y proponer métodos de intervención artificial que mejoren el desempeño. Esta disciplina incluye un amplio rango de estudios como la fuerza de los materiales biológicos, mecánica de fluidos en sistemas cardiovascular y respiratorio, propiedades de materiales e interacción de implantes médicos, transferencia de calor y masa en tejidos biológicos, cinética y cinemática del ciclo de caminata humana, entre otras (Enderle, 2011).

La biomecánica se presenta en muchos ámbitos como el médico y el fisioterapéutico que estudian respectivamente las patologías y las disfunciones músculo-esqueléticas en el ser humano. Para el análisis biomecánico de la estructura del pie deben tenerse claras las propiedades mecánicas a estudiar, por ejemplo, la propiedad de resistencia al esfuerzo y deformación del hueso que es un material anisótropo y visco-elástico, cuya resistencia varía en función de la dirección en la que se aplica la carga y es más frágil ante la tensión que ante la compresión (Meyrueis, Cazenave y Zimmermann, 2014). En general, la resistencia

a la tracción del hueso cortical se encuentra comprendida entre los 80 y 150 MPa, y la resistencia a la compresión entre los 90 y 280 MPa (Reily y Burstein, 1974).

2.4. Ciclo de la caminata

Stance se denomina a la parte del caminado en que el pie tiene contacto alguno con el suelo que corresponde a un 60% del ciclo del caminado. Los primeros autores dividían la etapa stance en tres fases: heel strike, midstance y push off, mientras Gefen *et al.* (2000) añadió a estas tres etapas otras tres más intermedias describiendo un total de seis fases, descritas en la siguiente Tabla 2.1.

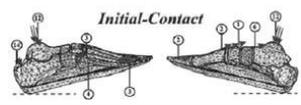
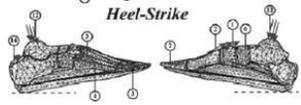
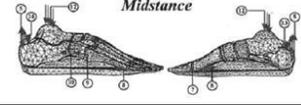
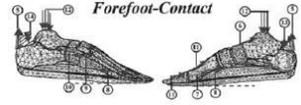
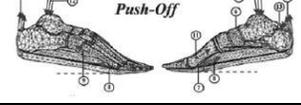
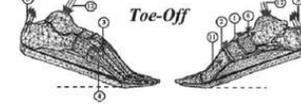
	Definición	Condiciones de frontera	Imagen
Initial contact	Contacto inicial del pie con el suelo	Todo el peso del cuerpo recae en el calcáneo.	
Heel strike	La articulación del tobillo gira con la intención de contactar con las almohadillas de las falanges, pero sin contacto.	La superficie de contacto del calcáneo con el suelo incrementa.	
Midstance	Apoyo total de la planta del pie sobre el suelo.	La carga es el peso corporal del sujeto y se reparte entre el calcáneo y las cabezas de los metatarsianos.	
Forefoot contact	El tendón de Aquiles ejerce la fuerza necesaria para levantar el talón.	Ya no existe apoyo del talón con el suelo y el pie sufre la mayor sollicitación de cargas (Hasta 5 veces el peso corporal del sujeto).	
Push off	El talón se encuentra más elevado.	La carga sobre el pie es aproximadamente 4 veces el peso corporal del sujeto.	
Toe off	El contacto entre el primer metatarso y el suelo es igual o mayor a 90° hasta desaparecer por completo.	La superficie de contacto corresponde a la superficie inferior de los dos primeros dedos.	

Tabla 2.1. Muestra las 6 posiciones del caminado definidas por Gefen *et al.* (2010) y las condiciones de frontera que se le atribuyen descritas por Morales-Orcaja (2012).

Otra clasificación de etapas de carga del ciclo del caminado utilizado por los médicos son los 3 momentos del caminado o 3 Roquers (Morales-Orcaja, 2012) descritos a continuación y mostrados en la Figura 2.14.

Primer Roquer: Primer contacto con el suelo hasta un instante antes de tener apoyo completo con la planta del pie.

Segundo Roquer: Inicia justo en el momento que se tiene contacto completo con la planta del suelo y termina justo antes de levantar el talón.

Tercer Roquer: Inicia al levantar el talón y termina al despegar por completo el pie del suelo.

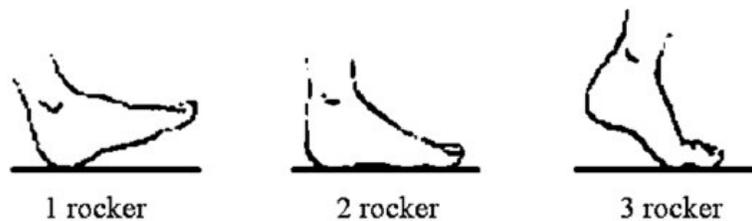


Figura 2.14. Momentos de apoyo Morales-Orcaja (2012).

Posición estática. A la posición de pie con la planta completamente apoyada en el suelo y sin movimiento se le denomina “Quiet stance”, y se utiliza regularmente para validar los modelos CAD y de Elemento finito, respecto a los ángulos característicos iniciales.

2.4.1. Apoyo con el suelo. Los principales puntos de apoyo del pie se dan en las zonas de retropié presente en la tuberosidad del calcáneo y en el antepié presente en las cabezas de los metatarsianos 2-4 y sesamoideos para el primer metatarsiano. Ver Figura 2.15.



Figura 2.15. Apoyo con el suelo (Moore, 2013).

2.5. Patologías y lesiones de pie

2.5.1. Pie plano

Los pies planos pueden ser flexibles (planos, o sea sin arco medial, cuando se carga peso, pero con un aspecto normal cuando no se carga peso o rígidos (planos incluso cuando no se carga peso). Los pies planos flexibles, que son los más frecuentes, se deben a una degeneración o una laxitud de los ligamentos intrínsecos. Los pies planos rígidos que han estado presentes desde la niñez probablemente se deben a una deformidad ósea, mientras que, los pies planos adquiridos («arcos caídos») se deben probablemente a una disfunción del tibial posterior (sostén dinámico del arco) debida a traumatismos, degeneración por la edad o denervación.

En ausencia de un sostén pasivo o dinámico normal, el ligamento calcaneonavicular plantar es incapaz de aguantar la cabeza del talus, y en consecuencia ésta se desplaza inferomedialmente y se vuelve prominente (Fig. 2.16, flecha roja). Como resultado, se produce un cierto aplanamiento de la porción medial del arco longitudinal, junto con una desviación lateral del antepié. Los pies planos son frecuentes en las personas de edad avanzada, sobre todo si permanecen mucho tiempo de pie o aumentan de peso rápidamente, ya que en estas situaciones se sobrecargan los músculos y aumenta la tensión sobre los ligamentos que sostienen los arcos (Moore, 2013).

Huella plantar. En la Figura 2.16 se observa el cambio anatómico de la estructura del pie cuando se tiene pie plano, puede verse la huella plantar y la caída de arco.

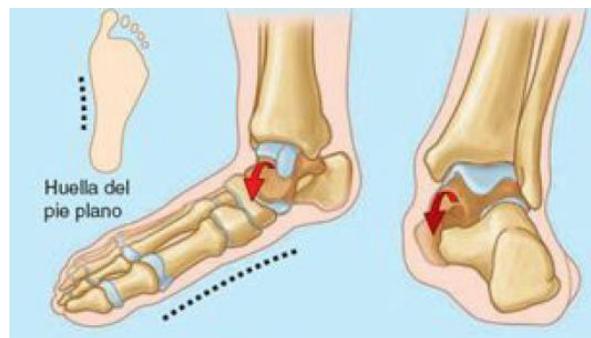


Figura 2.16. Vista del arco plano (Moore, 2013).

Mientras que, en la Figura 2.17 puede verse la progresión de pie plano clasificada en cuatro grados, la tabla de la figura muestra el síntoma presente para cada grado y la huella plantar resultante.



Grado	Síntoma	
I	▶ Laxo insuficiente	
II	▶ Aplanamiento del arco ▶ Valgo de Retropié	
III	▶ Aplanamiento del arco ▶ Valgo de Retropié ▶ Eversión del Antepié	
IV	▶ Aplanamiento del arco ▶ Valgo de Retropié ▶ Eversión del Antepié ▶ Prominencia plantar del astrágalo.	

Figura 2.17. Se muestra la diferencia en la huella plantar de un caso de pie normal y los 4 grados de pie plano, así como los síntomas en cada uno de los casos (Larrosa y Mas, 2003).

2.5.2. Lesiones en los ligamentos

Las lesiones a los ligamentos son el resultado de un cambio drástico en la estructura y fisiología y se dividen en tres grados (Zaragoza-Velasco y Fernández-tapia, 2013).

Grado I: es una elongación del ligamento con microrroturas. Causa dolor local y edema mínimo sin inestabilidad demostrable en las radiografías con estrés.

Grado II: representa una ruptura parcial. La lesión es más importante, cursa con edema moderado, hemorragia con ruptura parcial o incompleta que repercute en la función del ligamento y que se traduce en inestabilidad.

Grado III: es la ruptura completa. Se pierde la integridad del ligamento, hay edema y dolor.

2.5.3. Otras patologías

Además de las lesiones de ligamentos y distensiones de tendones en el pie, existen muchos casos clínicos y patologías bien estudiadas que pueden afectar la bipedestación, a continuación, se describen algunos de ellos:

Fascitis plantar. Es el hinchamiento o inflamación de la fascia plantar y el síntoma más común es dolor y rigidez en la parte baja del talón (Murphy, 2013). Se debe a un mecanismo de uso excesivo. Puede aparecer cuando se corren carreras o se practican ejercicios aeróbicos de alto impacto, especialmente si se usó calzado inadecuado (Moore, 2013).

Tendinitis calcánea y ruptura del tendón calcáneo. La tendinitis calcánea aparece con frecuencia cuando se llevan a cabo actividades repetitivas, especialmente en individuos que empiezan a correr tras un período prolongado de inactividad o aumentan de forma súbita la intensidad de su entrenamiento.

Pie cavo. Es el pie con un aumento en altitud y amplitud del arco longitudinal. Por ello el retro y antepié están más próximos, y está muy disminuido su borde de apoyo externo. Habitualmente es asintomático, pero puede ocasionar malestar, entorsis de repetición del pie o tobillo y cansancio de los pies (Larrosa y Mas, 2003). También existen las malformaciones pie zambo y pie equinóvaro.

El síndrome de estrés de la tibia: se debe a micro traumatismos repetidos sobre el tibial anterior que provocan pequeños desgarros en el periostio que recubre el cuerpo de la tibia y/o en las inserciones carnosas en la fascia profunda de la pierna que lo recubre.

Fracturas de tobillo. Esta articulación y las estructuras relacionadas a ella pueden considerarse como un anillo osteofibroso orientado al plano coronal, y existe una amplia variedad de fracturas que pueden producirse en él. Por ejemplo, una lesión por inversión puede fracturar el maléolo medial y romper los ligamentos que anclan el maléolo lateral a los huesos del tarso.

Problemas en dedo Hallux. Existen dos patologías muy recurrentes en este dedo del pie que son Hallux Rígido definida como una artrosis metatarsfalángica y Hallux Valgus definida como protuberancia ósea significativa cuya aparición se atribuye principalmente al uso de zapatos de tacón y puntiagudos, así como su alto riesgo de presencia en personas con osteoartritis o con predicción hereditaria (Morales-Orcaja, 2012). En los dedos también existen las patologías de dedos en martillo y dedos en garra.

Fracturas de mediopié: aparecen cuando caen pesos elevados sobre el pie.

Referencias

Klaus-Jürgen, B. (1982). Finite element procedures in engineering analysis. PRENTICE HALL, chap. 3.

Saeed, M. (2003). Finite Element analysis. Second edition, Pearson Education, chap. 1.

Beer, F.P., Johnston, E.R, Jr., y DeWolf, J.T. (2002). Mechanics of Materials, 3rd Ed, McGraw Hill.

ANSYS Documentation//Mechanical APDL//Theory Reference//2.4.1.Combined Strains.

Moore, K. L., Dailey, H. F., y Agur, A. M. R. (2013), "Moore Anatomía con orientación clínica", 7^{ma} edición.

Drake, R. L., Volg, W., y Mitchell, M. (2005). GRAY Anatomía para estudiantes, 1ra edición.

Kapandji, A.I. (2012). Fisiología articular, tomo II miembro inferior, 5ta edición, Editorial médica panamericana.

Maestu, R., Batista, J., y Vieta, R. (2010). Anatomía artroscópica del compartimiento posterior del tobillo. ARTROSCÓPICA, 17(2), 112-118.

Enderle, J., y Bronzino, J. D. (2011)., Introduction to Biomedical Engineering, third edition, Academic press.

P. Meyrueis , A. Cazenave y R. Zimmermann. (2004). Biomecánica del hueso. Aplicación al tratamiento de las fracturas. EMC-Aparato locomotor, 37(2), 1-23.

Reilly, D.T., y Burstein, A.H. (1974). The mechanical properties of cortical bone. The Journal of Bone and Joint Surgery; 56-A, 1001-1022.

Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzchak, Y., y Arcan, M. (2000). Biomechanical analysis of the threedimensional foot structure during gait: A basic tool for clinical applications. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 122, pp. 630-639.

Morales-Orcaja, E. (2012). Influencia de la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie en la formación de juanetes, (Tesis de fin de master), Universidad de Zaragoza.

Larrosa, P.M., y Mas, M. S. (2003). Alteraciones de la bóveda plantar. *Rev Esp Reumatol*, 30(9), 489-498.

Zaragoza-Velasco, K., y Fernández-Tapia, S. (2013). Ligamentos y tendones del tobillo: anatomía y afecciones más frecuentes analizadas mediante resonancia magnética. *Anales de Radiología México*, 2, 81-94.

Murphy, G.A. (2013). Disorders of tendons and fascia and adolescent and adult pes planus. In: Canale ST, *Beauty* JH, eds. *Campbell's Operative Orthopaedics*. 12th ed. Philadelphia, PA: Elsevier Mosby; chap 82.



**UNIVERSIDAD
DE GUANAJUATO**

En este capítulo se presenta la metodología que se siguió para: la generación del modelo CAD con la explicación de selección de tejidos agregados, la generación del modelo de elemento finito con descripción del mallado y condiciones de frontera, la validación del modelo y el planteamiento de las pruebas efectuadas para el análisis de los ligamentos.

Capítulo III: Desarrollo

[3.1. Metodología](#)

[3.2. Geometría](#)

[3.3. Métodos](#)

[3.4. Condiciones de frontera](#)

[3.5. Contactos](#)

[3.6. Validación](#)

[3.7. Análisis de ligamentos](#)

[Referencias](#)

3.1. Metodología

El proyecto partió del modelo CAD del sistema óseo del pie proporcionado por CIATEC, posteriormente se realizó una adecuación angular y reparación de caras con los Softwares de CAD: CATIA V5, SolidWorks 15 y el módulo de Design Model en Workbench de ANSYS 14. En seguida se complementó el modelo con los tejidos blandos necesarios, descritos en el capítulo, para finalmente continuar con la creación del elemento finito e iniciar la simulación.

En la Figura 3.1 se presenta el esquema general de trabajo y, en seguida, se explica a detalle cada paso.

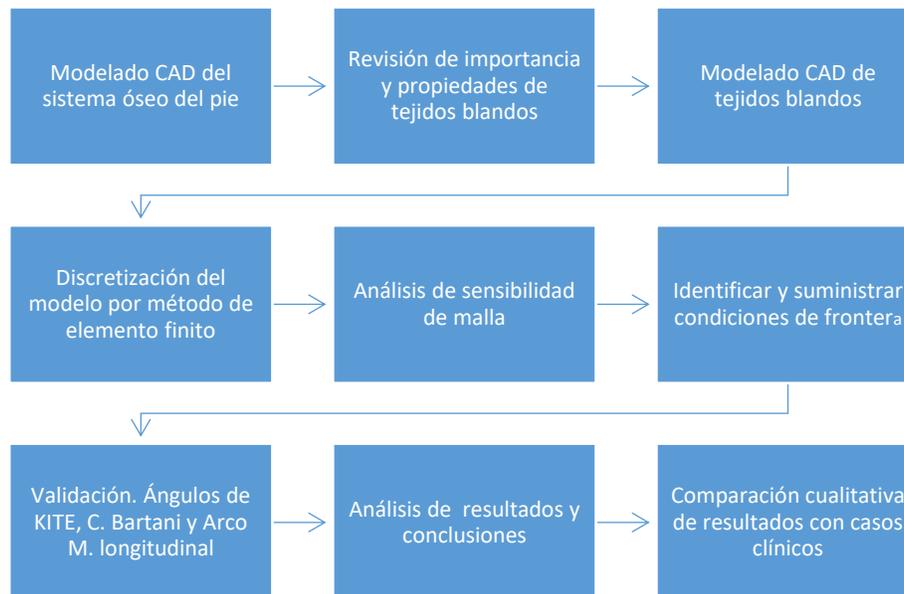


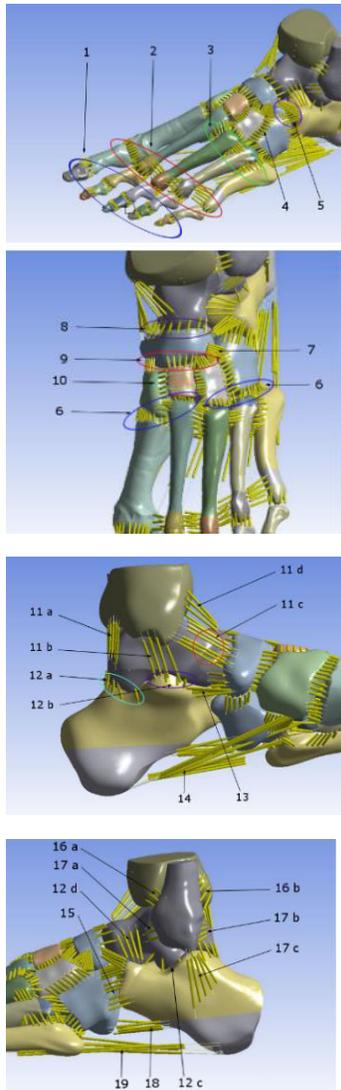
Figura 3.1. Esquema general de trabajo.

3.2. Geometría

Se escaneó el sistema óseo del pie a una persona de 60 kg con una longitud de pie de 24 cm, siguiendo los postulados éticos de la Declaración de Helsinki para investigaciones médicas en humanos y se ha solicitado el consentimiento informado a la persona participante. Del escaneo se obtuvo la nube de puntos para crear superficies y sólidos. Después, utilizando los softwares CATIA V5, SolidWorks 15 y el módulo Workbench de ANSYS 14.0 se procedió a limpiar y arreglar la geometría para lograr áreas regulares que evitaran la creación de elementos erróneos.

Una vez arreglada la geometría de los huesos, se prosiguió con la inserción de ligamentos basados en Frank (2011), Drake (2005) y Siegler, Block y Schneck (1988). Se utilizó la técnica aplicada por Morales-Orcajo (2012) dividiendo el área total de los ligamentos entre el total de los ligamentos para la obtención de su radio. Se hizo diferencia entre los ligamentos finos, los plantares, los colaterales y la fascia plantar, presentados en la sección de materiales.

El modelo CAD está compuesto por 28 huesos (14 falanges, 5 metatarsianos, 3 cuneiformes, navicular, cuboide, astrágalo, calcáneo, tibia y peroné) y los ligamentos de unión inter-falángicos y metatarso-falángicos, así como cada uno de los ligamentos de del tarso, tibia y peroné mostrados en la Figura 3.2.



- 1 Ligamentos Interfalángicos.
- 2 Ligamentos metatarsofalángicos y metatarsales transversos.
- 3 Ligamentos metatarsales dorsales.
- 4 Ligamento cunocuboideo.
- 5 Ligamento bifurcación (calcaneocuboideo y calcaneonavicular).
- 6 Ligamento tarsometatarsales (De Chopart).
- 7 Ligamento calcaneonavicular.
- 8 Ligamento talonavicular.
- 9 Ligamento cuneonavicular.
- 10 Ligamento intercuneiforme.
- 11 Ligamento deltoid (a. Tibiotalar posterior, b. Tibiocalcaneal, c. Tibionavicular y d. Tibiotalar anterior).
- 12 Ligamento talocalcaneal (a. Posterior, b. Medial, c. Lateral y d. Anterior).
- 13 Ligamento calcaneonavicular plantar (Spring).
- 14 Ligamento plantar largo.
- 15 Ligamento calcaneocuboideo dorsal.
- 16 Ligamento tibiofibular (a. Anterior y b. Posterior).
- 17 Ligamento colateral (a. Talofibular anterior, b. Talofibular posterior y c. Calcaneofibular).
- 18 Ligamento calcaneocuboideo (Plantar corto).
- 19 Fascia plantar.

Figura 3.2. Ligamentos anexados al modelo.

El cartílago no es considerado, ya que el análisis es cinemático y los esfuerzos nos son considerados, razón por la que se consideró el hueso homogéneo y no separado en sus partes cortical y trabecular como lo hace Bayod *et al.* (2010, 2012 y 2015). Al modelo también se anexo la geometría del tendón Tibial posterior TTP, ya que es el tendón que más interviene en el soporte del arco durante el ciclo del caminado. Así mismo, la disfunción de este tendón se ve reflejada en la ruptura de ligamentos.

3.3. Métodos

3.3.1. Materiales

El modelo creado se simplificó para disminuir la complejidad de solución. Tomando en cuenta que se requiere el análisis cinemático de la estructura del pie. Todos los elementos se aproximaron a un comportamiento homogéneo e isotrópico elástico lineal con las propiedades mecánicas obtenidas de la literatura, presentadas en la Tabla 3.1.

Tejido	E(Mpa)	V	ST(mm ²)	Referencia
Huesos	7,300	0.3	-	(Nakamura <i>et al.</i> , 1981; Cheung y Zhang, 2005)
Ligamentos finos	260	0.3	18.4	(Morales-Orcajo, 2012; Cheung y Zhang, 2005; Siegler <i>et al.</i> , 1988)
Ligamentos plantares y fascia	350	0.3	290.7	(Morales-Orcajo, 2012; Cheung y Zhang, 2005; Wright y Rennels, 1964)

E= Módulo de Elasticidad, ST= Sección transversal. V = Razón de Poisson

Tabla 3.1. Propiedades mecánicas aplicadas.

Se utilizaron elementos SOLID186 y SOLID187 para la discretización de los huesos. Se utiliza el método automático debido a la complejidad de la geometría, resultando elementos tetraédricos en su mayoría (SOLID187). Como ayuda a las geometrías complicadas, se utilizó la herramienta de topología virtual que ayuda a crear áreas virtuales creadas a partir de las áreas geométricas más pequeñas, como ejemplo se muestra el TTP en la Figura 3.3, donde los diferentes colores son áreas creadas a partir de otras menores ayudando a mejorar la malla.

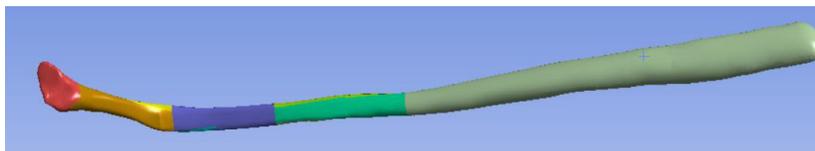


Figura 3.3. Aplicación de topología virtual en el TTP.

A través de comando, los ligamentos se declararon elementos link180 que trabajan con solo fuerzas axiales y fueron configurados para que tuvieran el efecto únicamente a tensión, de manera que no soporten compresión (Tal como los cables) y se malló con un solo elemento para cada ligamento. A continuación, se presenta la sintaxis utilizada para la configuración de los elementos al comportamiento descrito.

Sintaxis:
`et,n,link180`
`r,n,Area,,1`
`MP,EX,n,Elasticidad`
`MP,PRXY,n,0.3`

Para la realización del modelo de elemento finito se utilizó el sistema de coordenadas descrito en la figura 2.7, donde también se muestran los nombres que se asignan a las caras de acuerdo a la posición respecto a los ejes.

3.3.2. Selección de tamaño de malla

Para determinar el tamaño de la malla se realizó una variación controlada de éste, en incrementos de 0.5 mm, desde 1 mm hasta 6 mm, evaluando los resultados para caso I de simulación. Utilizando un criterio del número de elementos erróneos y el comportamiento del modelo de acuerdo a los resultados experimentales obtenidos de la literatura, se determinó a la malla de 3mm como la más adecuada. El total de nodos con esta malla es de 268900 y de 172319 elementos para el modelo completo.

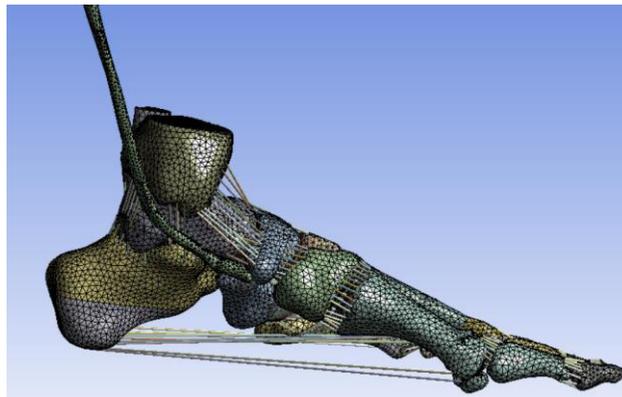


Figura 3.4. Mallado final del Modelo CAD de pie.

3.4. Condiciones de frontera

Para el análisis de este trabajo se enfocará en la etapa midstance perteneciente a la etapa stance del ciclo del caminado, descrito en el capítulo anterior, en la cual se tiene contacto total con el suelo (20 a 30 % de la stance).

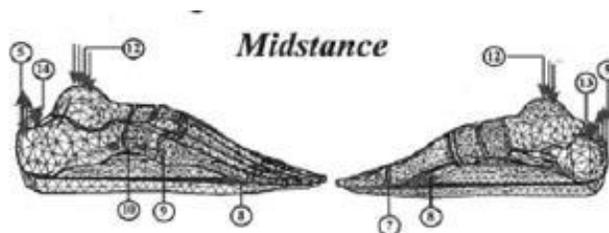


Figura 3.5. Etapa midstance de la etapa stance del ciclo del caminado (Gefen *et al.*, 2000).

3.4.1. Cargas

Análisis de la fase de carga

Para esta etapa el contacto se presenta distribuido en las cabezas de los metatarsianos y en el calcáneo. Contacto completo del pie con el suelo, (Ver Figura 2.12).

En esta etapa midstance se tiene un movimiento natural de pie que indica un deslizamiento minúsculo hacia el exterior (tendencia a abrir) tanto de los metatarsianos como del calcáneo. La transmisión de la carga se hace por medio de la tibia y del peroné igual a una vez el peso del cuerpo con una distribución 90 y 10 % respectivamente. También se considera que es de la tibia donde se logra el equilibrio en la dirección lateral. Además, se realizó un estudio de los músculos y tendones que tienen efecto considerable durante el ciclo del caminado, para determinar cuáles son convenientes incluir en el modelo simplificado durante la etapa midstance.

Fuerza de tensión en los tendones durante el ciclo de la caminata

No todos los músculos del pie trabajan durante todo el ciclo de la caminata, para lo cual es importante revisar su aporte en cada etapa, de esta manera pueden omitirse ciertos tejidos para simplificar el modelo. En la Figura 3.6 se muestra un experimento de Aubin *et al.* (2012) sobre la fuerza de tensión ejercida por los músculos en su respectivo tendón durante el ciclo de la caminata.

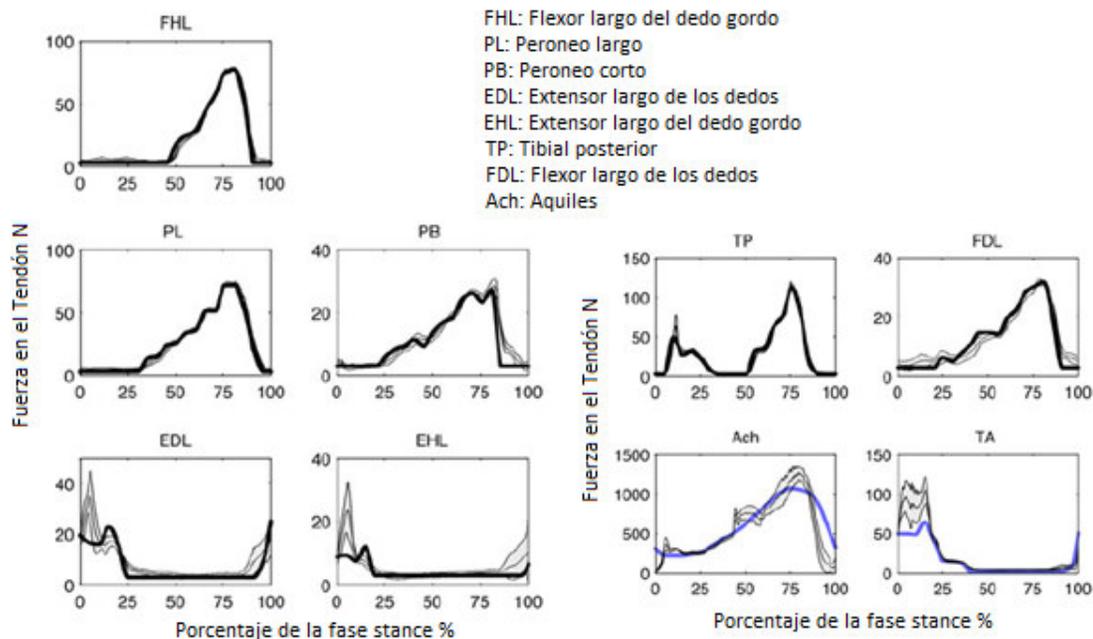


Figura 3.6. Fuerza en los tendones durante la fase stance de la caminata (Aubin *et al.*, 2012).

Para lograr estos efectos se propusieron las siguientes condiciones de frontera divididos en las fuerzas o cargas aplicadas y los soportes del modelo:

En la etapa midstance la carga que recibe el pie es aproximadamente una vez el peso corporal (600 N) sometida entre la tibia y peroné (Gefen *et al.*, 2000), con la proporción mencionada anteriormente (90% y 10%), quedando 570 N en la tibia y 30 N en el peroné ambos en dirección normal a las caras superiores.

Las únicas fuerzas de músculos extrínsecos aplicadas al modelo fueron las de los tendones: Tendón de Aquiles y el tendón Tibial posterior con un valor aproximado de 200 N y 30 N respectivamente, valores obtenidos del estudio de las fuerzas de tensión presentado por Patrick M. Aubin (Figura 3.6) que determinan a estos tendones como únicos tendones que tiene un efecto considerable en esta fase de carga midstance.

La fuerza del tendón de Aquiles se insertó sobre un área pequeña justo en la parte final de la parte superior del calcáneo con una dirección de 10° hacia dentro respecto a la vertical, mientras que el tendón de Tibial Posterior si fue modelado, con la misma técnica de escaneo, y agregado al modelo, insertando la fuerza normal a la superficie de su extremo libre. Los músculos intrínsecos tienen valores de tensión menores para esta etapa de carga, por lo cual fueron omitidos. Ver Figura 3.7.

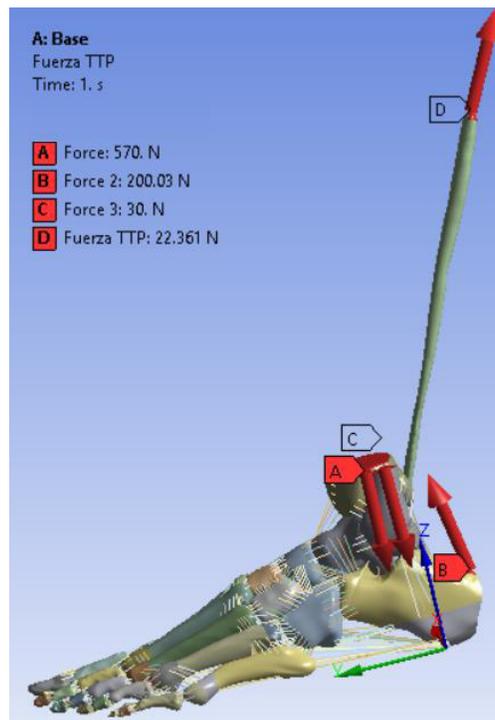


Figura 3.7. Cargas en el modelo.

3.4.2. Soportes

Los desplazamientos remotos pueden ser utilizados cuando los componentes reemplazados son suficientemente rígidos con respecto a los componentes modelados y se conocen las traslaciones y/o rotaciones remotas que pueden reemplazar su efecto en el resto del modelo. El punto de aplicación de la restricción está conectado de manera eficaz a las caras seleccionadas por las barras rígidas. Las caras seleccionadas, al estar

conectadas en forma rígida a un punto en común, sólo pueden deformarse como un cuerpo rígido. La superficie y forma de cada cara permanecen inalterables (ANSYS Documentation).

Estos desplazamientos remotos se aplicaron en los puntos de contacto con el suelo, listados en la Tabla 2.2 y observados en la Figura 2.6 (Cabezas de metatarsianos y calcáneo). La tibia y peroné se restringieron en su movimiento lateral para simular el equilibrio en esta dirección proporcionada por el cuerpo. Por último, el tendón tibial posterior también es restringido a moverse solo en el plano yz . En la Figura 3.8 se muestra de color amarillo las áreas de restricción que son sometidas a un desplazamiento remoto, cuyo nodo rígido se encuentra a 5mm por debajo de cada área, mientras que de color rojo se muestra la restricción de tibia y peroné.

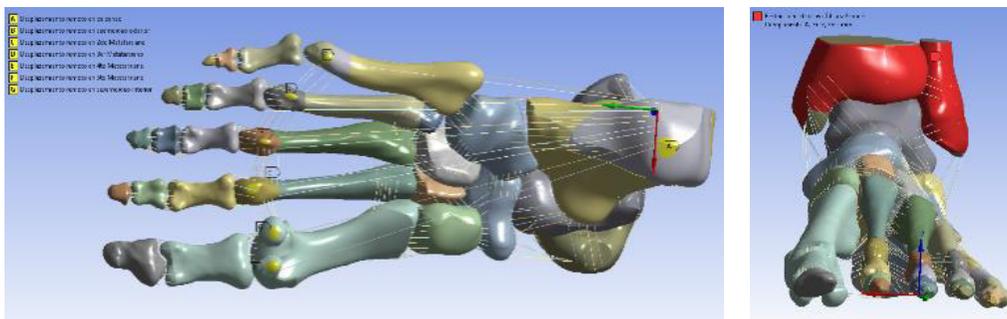


Figura 3.8. Condiciones de frontera. Restricciones de desplazamiento plantares y restricciones en tibia y peroné.

3.5. Contactos

Ligamentos. Los ligamentos fueron unidos a los huesos mediante contactos “bonded”, haciendo la consideración que se encuentran pegados a los huesos sin posibilidad de deslizamiento.

Huesos. Para la unión entre huesos, se contempló la existencia de posibles deslizamientos adoptando los contactos “*no-separation*”. Como se mencionó anteriormente, se jugó con el radio de contacto entre cada par de contacto con el objetivo de caracterizar el modelo omitiendo el cartílago que se encuentra entre las uniones de huesos.

La creación de contactos genera elementos de contacto CONTA174 y TARGET170 descritos en el capítulo anterior.

Radio de contacto

La región de pinball es una opción que permite configurar el tamaño de búsqueda de contacto. Es indispensable configurar el valor cuando los dos cuerpos se encuentran con una separación inicial considerable. En la Figura 3.9 se muestra el radio de contacto modificado para el contacto entre el navicular y el cuneiforme intermedio, se observa de

color azul una pequeña esfera que representa el alcance de búsqueda del contacto; los colores azul y rojo en los elementos muestran las áreas contact y target.

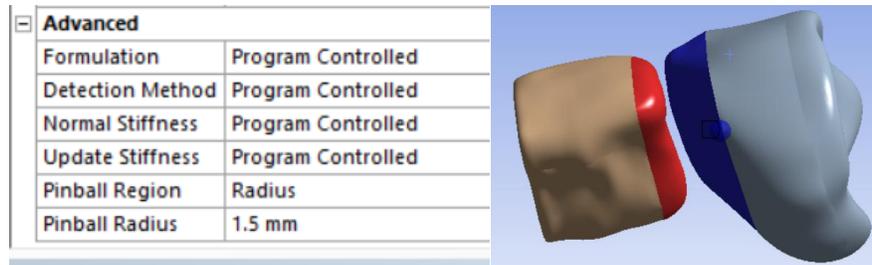


Figura 3.9. Radio de contacto modificado para el contacto entre el navicular y el cuneiforme intermedio.

3.6. Validación

Se hizo una primera validación indirecta, para el modelo sin carga, a través de los valores de ángulo presentados en la literatura, destacando el ángulo de Costa Bartani y el de KITE.

Para validar los resultados de las simulaciones en fase de carga midstance, se realizó una validación indirecta basada en los resultados experimentales de Isvilanonda *et al.* (2012) a través del ángulo del arco longitudinal medial y de algunas alturas que presenta en su trabajo.

3.7. Análisis de ligamentos

Una vez validado el modelo se prosiguió a la simulación de las pruebas planteadas en la Tabla 1.1. En el módulo de Workbench se crearon grupos de ligamentos para identificarlos del resto, de esta manera se realizó la supresión de manera más práctica. Se activaron las largas deformaciones como requisito del elemento LINK180 para trabajar solo a tensión y la opción de resortes débiles (weak springs en inglés) fue desactivada, para que el programa no realice ajustes de manera automática.

Como se planteó en el objetivo del trabajo, los parámetros de interés en el análisis son los cinemáticos, por lo cual, en la parte de esfuerzos solo se revisó que éstos no se excedieran de los esfuerzos de cedencia del hueso mencionados en el marco teórico.

En cuanto a la cinemática se midió el arco longitudinal medial que, como su nombre lo dice, pertenece a la cara medial del pie y se calcula a partir de dos líneas:

Línea 1: Es una línea que pasa por dos puntos particulares: uno en la parte inferior de la cabeza del primer metatarsiano y el segundo en la parte inferior de la cola de este mismo metatarsiano (círculos rojos de la Figura 3.10).

Línea 2: Es una línea que pasa por dos puntos particulares: uno en la parte inferior del calcáneo, donde se realiza el contacto con el suelo, y el otro punto en la parte inferior de la zona anterior del calcáneo (círculos naranjas de la Figura 3.10).

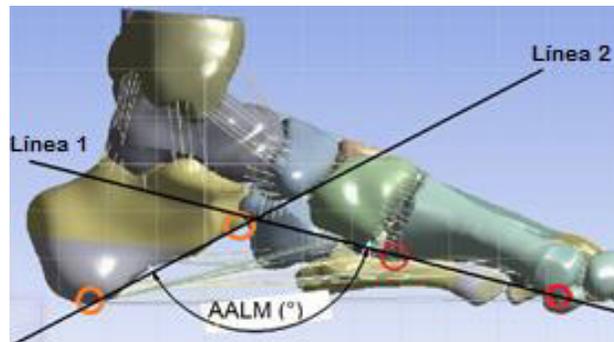


Figura 3.10. Obtención del Ángulo del arco longitudinal medial.

La altura del calcáneo se obtuvo de un valor medio de la zona inferior anterior, área mostrada en la Figura 3.11.a y la altura del navicular se obtuvo de un valor medio de la zona lateral, área mostrada en la Figura 3.11.b.

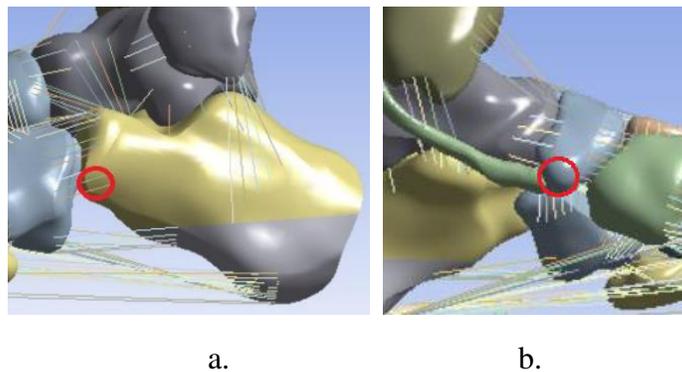


Figura 3.11. Zonas tomadas para la medición de alturas. a. Calcáneo, b. Navicular.

Para la medición de la reacción de los metatarsianos con el suelo, se tomó directamente del valor de fuerza vertical presentado en cada zona de condición de desplazamiento cero. Los valores obtenidos se dividen entre el total de reacción vertical presentada en la zona de los metatarsianos para obtener el valor porcentual, valor con mayor significado independiente de la carga aplicada.

Referencias

- Frank, H., y Netter, M.D. (2011) "Atlas de Anatomía Humana", 5ta Edición.
- Drake, R. L., Volg, W., y Mitchell, M. (2005). GRAY Anatomía para estudiantes, 1ra edición.
- Siegler, S., Block, J., y Schneck, C.D. (1988). The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot Ankle Int*, 8, 234–242.
- Morales-Orcaja, E. (2012). Influencia de la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie en la formación de juanetes, (Tesis de fin de master), Universidad de Zaragoza.
- Bayod, J., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., Losa-Iglesias, M.E., y Doblare M. (2012). Mechanical stress redistribution in the calcaneus after autologous bone harvesting. *J Biomech*, 45(7), 1219–1226.
- Bayod, J., Losa-Iglesias, M., Becerro de Bengoa-Vallejo, R., Prados-Frutos, J.C., Jules K.T., y Doblare M. (2010). Advantages and drawbacks of proximal interphalangeal joint fusion versus flexor tendon transfer in the correction of hammer and claw toe deformity. A finite-element study. *J Biomech Eng* 132(5), 51002.
- Morales-Orcajo, E., Bayod, J., y Barbosa de las Casas, E. (2015). Computational Foot Modeling: Scope and Applications, 23(2), 389-416.
- Nakamura, S., Crowninshield, R.D., y Cooper, R.R. (1981). An analysis of soft tissue loading in the foot. *Bulletin of Prosthetics Research*, 10-35, 27-34.
- Cheung, J.T.M., y Zhang, M., (2005). A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design. *Arch. Phys. Med. Rehabil*, 86, 353–358.
- Siegler, S., Block, J., y Schneck, C.D. (1988). The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot Ankle Int*, 8, 234–242.
- Wright, D.G., Rennels, D.C. (1964). A study of the elastic properties of plantar fascia. *J Bone Jt Surg Am*, 46, 482–492.
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y., Arcan, M. (2000). Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: A basic tool for clinical applications. *Journal of Biomechanical Engineering*, 122, 630-639.
- Aubin, P.M., Whittaker, E., y Ledoux, W.R. (2012). A Robotic Cadaveric Gait Simulator With Fuzzy Logic Vertical Ground Reaction Force Control. *IEEE Transactions on Robotics*, 28(1), 246-255.
- ANSYS Documentation//Mechanical APDL//Theory Reference//2.4.1.Combined Strains.
- Isvilanonda, V. (2015). Finite Element Modeling of the Foot (Tesis Doctor of Philosophy). University of Washington.



UNIVERSIDAD
DE GUANAJUATO

Esta sección se divide en tres análisis realizados secuencialmente: el primero fue el análisis de los contactos, para determinar la importancia del radio de contacto y encontrar el conjunto de radios que ofrezcan un comportamiento real del modelo; el segundo análisis es la validación del modelo sin carga y con carga en la fase de carga midstance mediante los ángulos y las alturas descritas en el capítulo anterior; el tercer análisis consiste en la supresión de ligamentos, casos presentados en la Tabla 1.1, que es presentada nuevamente en éste capítulo con la nomenclatura utilizada. Por último, se presentan las conclusiones del trabajo y los trabajos futuros a realizar.

Capítulo IV: Resultados y análisis

[4.1. Análisis de contactos](#)

[4.2. Análisis de validación](#)

[4.3. Análisis de aporte de ligamentos](#)

[4.4. Conclusiones](#)

[4.5. Trabajos futuros](#)

[Referencias](#)

4.1. Análisis de contactos

Se observó que el radio de contacto tiene un gran impacto en la distribución de reacciones y del comportamiento general de la simulación. Para ejemplificarlo la Figura 4.1 muestra la variación en la reacción en el 3er metatarsiano debida al cambio en el radio de Pinball entre este metatarsiano y el cuneiforme medial. Puede observarse que a partir de 3 mm de radio el cambio en la reacción es mínimo, a diferencia de la transición de 1 a 3 mm donde el cambio de GRF es elevado.

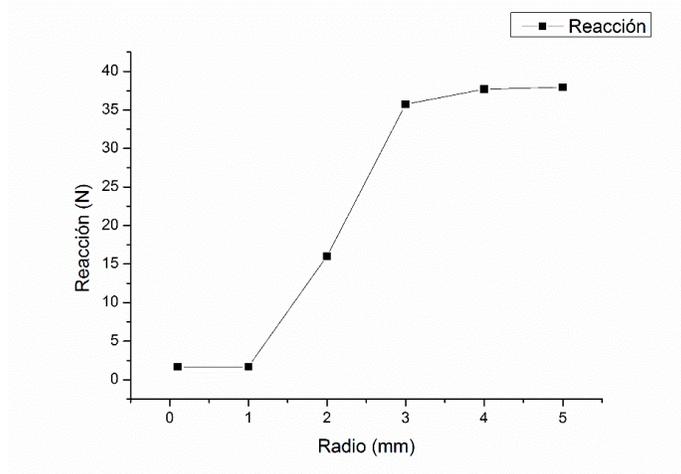


Figura 4.1. GRF del 3er metatarsiano en función del radio de contacto entre el 3er metatarsiano y cuneiforme medial.

En la Figura 4.2 se muestra una gráfica de comparación entre la distribución de GRF en la zona Forefoot medida de forma experimental (Isvilanonda, 2015), simulada por EF con los radios de contacto en modo automático (Pc), y una última simulado por EF con los radios de contacto modificados. Se observa que la primera simulación difiere en gran medida del resultado experimental, mientras que al modificar los radios de contacto fue posible acercarse al comportamiento de distribución experimental.

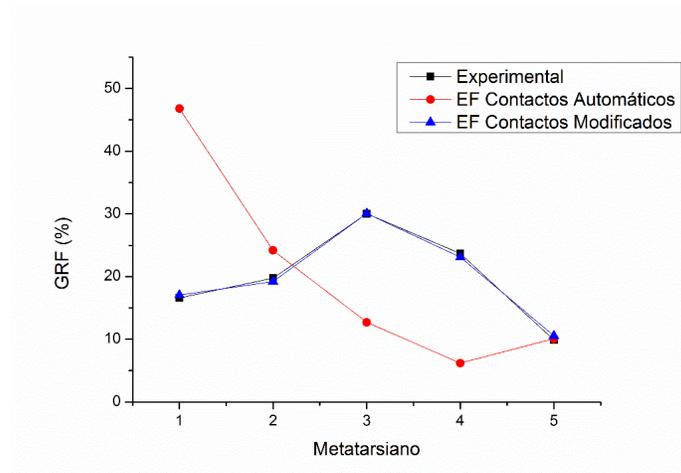


Figura 4.2. Comparación del porcentaje de GRF en la zona Forefoot para el caso experimental, simulado con contactos automáticos y simulado con contactos modificados.

En la Tabla 4.1 se listan los valores de radio de contacto (Pinball) con los que se validó el modelo. El valor Pc significa que el radio está controlado por el programa. Los valores iniciaron en Pc y se fueron modificando de acuerdo a la respuesta de cambio. Puede observarse que los tres últimos metatarsianos fueron los que resultaron con mayor modificación debido a la separación inicial que existe entre el cuboides y los metatarsianos cuarto y quinto.

Pinball caracterizado	
Par de contacto	Radio(mm)
Astrágalo-Navicular	1.9
Calcáneo-Cuboides	1.8
Cuboides-Navicular	pc
Cuneiforme L-Navicular	2.7
Cuneiforme I-Navicular	1.5
Cuneiforme M-Navicular	1.6
Cuneiforme L-Cuneiforme I	pc
Cuneiforme I-Cuneiforme M	pc
Cuneiforme L-Cuboides	pc
Meta1	1.2
Meta2	1.07
Meta3	3.8
Meta4	4.7
Meta5	5.6

Tabla 4.1. Radios de contacto caracterizados para el modelo.

Con la modificación de estos valores de contactos se realizó la validación de la fase de carga midstance, mostrados en la parte de validación del documento, considerando una distribución porcentual, que no se vea afectada por la diferencia de cargas aplicadas en el experimento.

4.2. Análisis de validación

Se realizó una validación indirecta, es decir partiendo de experimentos presentados en la literatura. Para validar el modelo inicial se midieron los ángulos de KITE y Costa Bartani definidos a continuación para conocer si se encuentran en los rangos establecidos en la literatura para casos neutros (sin carga). Mientras que el modelo cargado es validado nuevamente de manera indirecta mediante el arco medial longitudinal y las presiones plantares que son la forma de validación más popular encontrada en la literatura.

4.2.1. Ángulos

Ángulo de Kite: Es el ángulo formado por los ejes longitudinales del Astrágalo y el calcáneo. En condiciones normales es de 15 a 25 ° (Larrosa y Mas, 2003). El modelo creado tiene un ángulo de KITE de 17.24°, valor que se encuentra dentro del rango, ver Figura 4.3

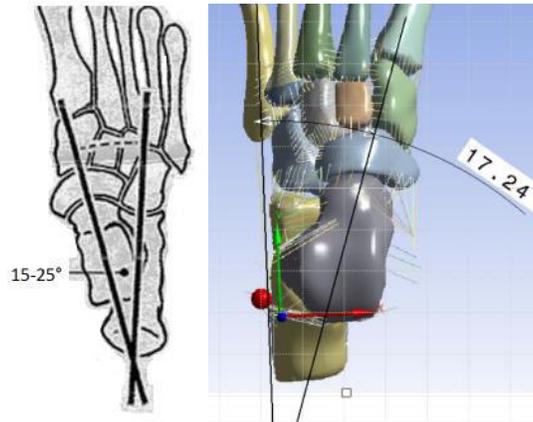


Figura 4.3. Ángulo KITE, comparación literatura [2] versus simulación.

Ángulo de Costa Bartani externo: Determina la configuración de la bóveda plantar a través de la altura del arco interno. Se obtiene trazando una línea que va desde el punto más inferior del sesamoideo interno al punto más bajo de la cabeza del astrágalo y de este mismo punto se traza otra línea hasta el punto más bajo de la turbosidad inferior del calcáneo. En condiciones normales es de 120° a 130 ° (Larrosa y Mas, 2003) . El valor del modelo de encuentra apenas abajo del valor de literatura, sin embargo, para otros autores el rango es de 115°-125°.

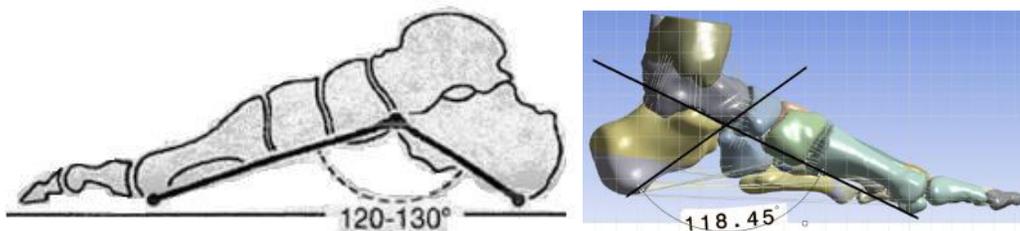


Figura 4.4. Ángulo Costa Bartani, comparación literatura (Larrosa y Mas, 2003) versus simulación.

Ángulo del arco longitudinal medial: Determina la altura de la bóveda plantar. Se obtiene mediante una línea que va de la parte inferior del calcáneo a la parte más baja del calcáneo que contacta con el cuboides y una segunda línea que va desde el punto más inferior de la cabeza del 5to metatarsiano al punto más inferior de la cola del mismo metatarsiano.

	Rango del ángulo	Ángulo en el modelo
Posición neutral sin carga	137.3° - 158.8°	140.6°
Posición Heel-strike hasta Push-off	140.6° - 163.6° 146.6° - 171.8°	Midstance: 142.4°

Tabla 4.2. Comparativa de ángulos del arco longitudinal medial en etapa neutral y cargado. Rango de ángulo obtenido de Bandholm *et al.* (2008).

En la Tabla 4.2 se listan los valores obtenidos en el modelo sin y con carga. Puede observarse que los tres valores se encuentran dentro de los rangos presentados por Bandholm *et al.* (2008), considerando que la etapa midstance, según la Tabla 2.2, es una fase de carga intermedia entre la fase Heel-Strike y la fase Push-off. Ver Figura 3.9.

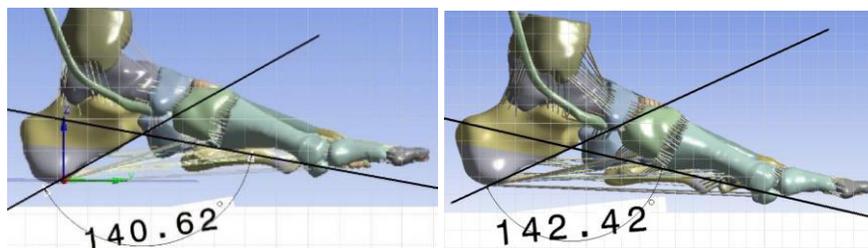


Figura 4.5. Ángulo medial longitudinal, a) Modelo sin carga y b) Modelo cargado.

4.2.2. Distribución de reacción en los metatarsianos

La distribución de reacción entre los metatarsianos y el suelo (GRF), descrita en la Tabla 4.3, resultó muy aproximada a los porcentajes de reacción presentados por Isvilanonda *et al.* (2015), mostrando una diferencia mayor en el 3er metatarsiano del 3% (ver gráfica de la Figura 4.6).

FOREFOOT		
	FR (N)	%
1er Metatarsiano	22	17.05
2do Metatarsiano	24.8	19.22
3er Metatarsiano	38.8	30.08
4to Metatarsiano	29.8	23.1
5to Metatarsiano	13.6	10.54
Totales	129	100

Tabla 4.3. Distribución de la GRF en la zona Forefoot obtenido de la simulación.

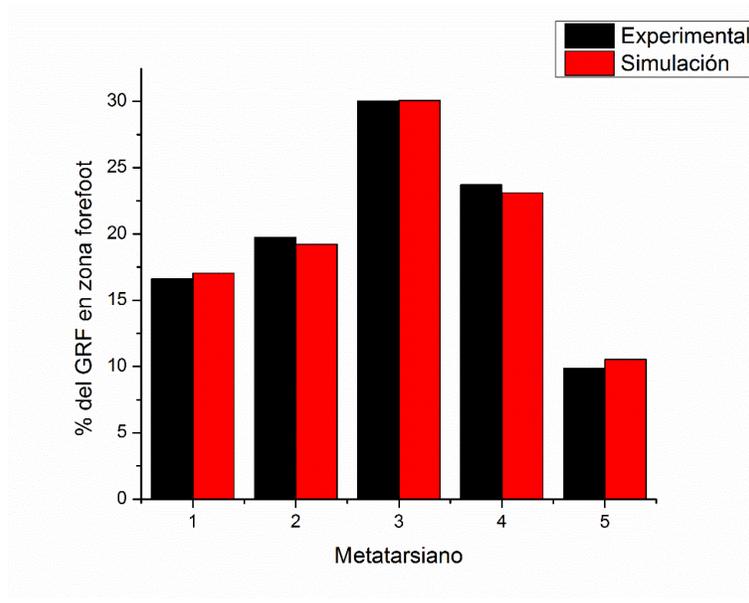


Figura 4.6. Comparación de los porcentajes de GRF en la zona Forefoot por los metatarsianos. Experimentales obtenidos de Isvilanonda *et al.* (2015) en color negro y simulados de color rojo.

Por otra parte, la distribución total de la reacción con el suelo, descrita en la Tabla 4.4, resultó aproximada a los porcentajes presentados por Cavanagh *et al.* (1987) e Isvilanonda *et al.* (2012), la diferencia radica en la parte midfoot que experimentalmente se obtiene por el análisis de la planta de contacto, mientras que en la simulación se obtiene directamente por la reacción en cada metatarsiano en la dirección vertical. El total de reacción es aproximadamente 400 N consistente con la suma de fuerzas en la dirección vertical por los 600 N de carga menos los 200 N que aporta el tendón de Aquiles. Las variaciones se deben al aporte del Tendón Tibial posterior y a las pequeñas desviaciones de las cargas respecto a la vertical.

	Simulación		Experimental
	GRF (N)	%	%
Forefoot	129	34.6	28
Hindfoot	254.1	65.4	60
Midfoot	-	-	12
Total	383.1	100	100

Tabla 4.4. Distribución de la GRF en las diferentes zonas plantares. Las GRF obtenidas de la simulación son presentadas en Newtons (N) y en %. Las GRF del experimento de Cavanagh *et al.* (1987) son presentados en %.

Isvilanonda (2015) presenta una serie de valores que sirven de validación de modelos del pie en la etapa “quite stance”, principalmente alturas de ciertos huesos de relevancia y algunos ángulos que forman éstos respecto a la horizontal, vertical o entre dos huesos. Se hizo la medición de los ángulos, ya que la altura es relativa al punto de medición. En la

Tabla 4.5 se muestran los resultados obtenidos del modelo desarrollado en este trabajo y los valores de la literatura reportada.

Medición de ángulos		
	Modelo °	Literatura °[SD]
5to Metatarsiano	8.77	11 [3.0]
1er Metatarsiano	24.1	21.3 [4.6]
Inter-metas 1-2	5.88	7.8 [2.7]
Inter-metas 1-5	26.52	22.9 [4.3]
1er Metatarso-falángica	10.89	14.4 [8.8]
Calcáneo inferior	25.81	22.5 [6.1]
Calcáneo Superior	17.46	21.3 [6.1]

Tabla 4.5. Ángulos de validación. Mediciones del modelo contra valores reportados en la literatura Isvilanonda (2015).

Puede observarse que los valores no son iguales a las medias presentadas, sin embargo, todos caen dentro del valor de desviación estándar que reportan.

4.3. Análisis de la supresión de ligamentos

Los resultados obtenidos de la simulación con supresión de ligamentos se presentan mediante gráficas de barras que comparan los resultados del arco longitudinal medial, la altura del navicular y la altura del calcáneo en la parte inferior anterior para los 6 casos de prueba. También, se anexa la distribución de reacción en los metatarsianos de cada prueba. La Tabla 4.6 lista los casos de prueba realizados, anexando la simbología utilizada en las gráficas de barras Figuras 4.7, 4.9 y 4.10.

<i>Prueba</i>	<i>Símbolo</i>	<i>Descripción</i>	<i>Fascia</i>	<i>LPL</i>	<i>LPC</i>	<i>LS</i>	<i>LTN</i>
I	NC	<i>Modelo completo</i>	✓	✓	✓	✓	✓
II	SF	<i>Sin fascia</i>	✗	✓	✓	✓	✓
III	SFSPP	<i>Sin los 4 L. fundamentales</i>	✗	✗	✗	✗	✓
IV	SFPP	<i>Spring como único soporte</i>	✗	✗	✗	✓	✓
V	SSPP	<i>Fascia como único soporte</i>	✓	✗	✗	✗	✓
VI	SST	<i>Ruptura de L. en zona de tobillo</i>	✓	✓	✓	✗	✗

*LPL: Ligamento Plantar Largo

*LPC: Ligamento plantar corto

*LS: Ligamento Spring o Ligamento Calcáneo-navicular plantar

*LTN: Ligamento Tibio-Navicular

Tabla 4.6. Casos de prueba diseñados para el análisis de supresión de ligamentos.

4.3.1. Arco longitudinal medial (AALM)

Es el arco medido por la parte medial del pie, usando dos líneas, la primera que pasa por dos puntos sobre el calcáneo, un punto de contacto entre el calcáneo y el suelo y el punto inferior de la parte anterior del calcáneo y la segunda línea que pasa por la parte inferior de la cabeza del primer metatarsiano y un punto en la parte inferior de la cola del primer metatarsiano. Tal como se muestra en el capítulo 2, éste es uno de los tres arcos que conforman la bóveda plantar y el ángulo obtenido para el modelo completo con carga normal fue presentado en la validación para esta fase de carga analizada midstance igual a 142.4° , ver Tabla 4.2.

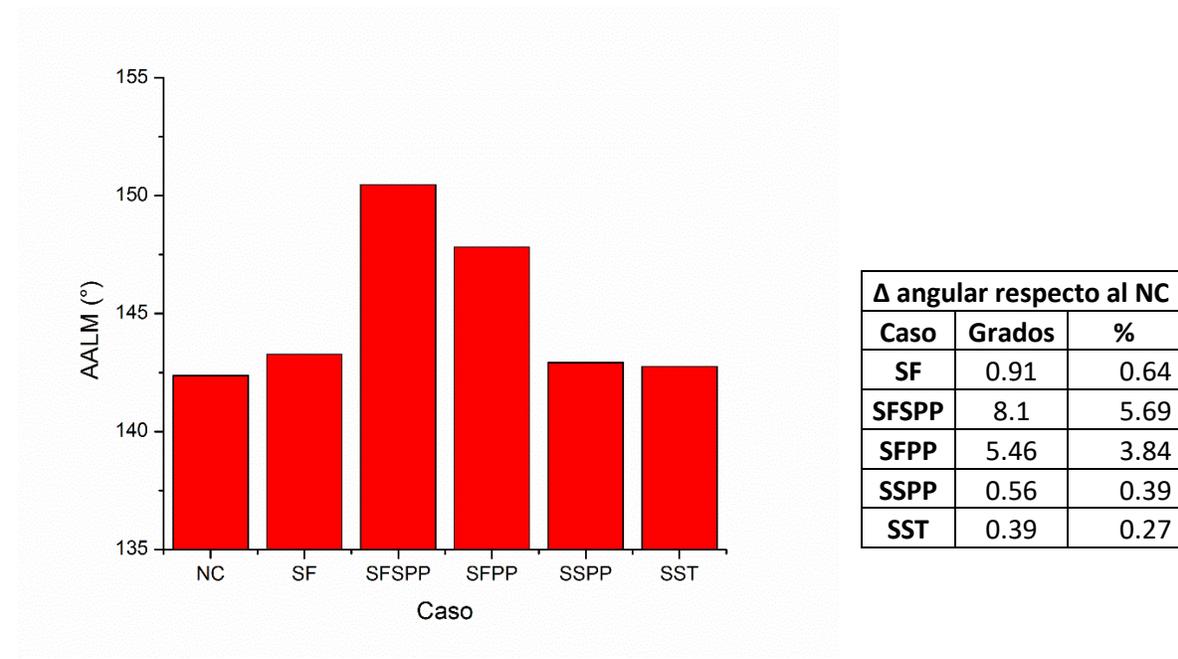


Figura 4.7. Mediciones del AALM (ángulo arco longitudinal medial) para el NC (normal cargado), SF (suprimiendo Fascia), SFSP (suprimiendo Fascia plantar, Spring, plantar largo, plantar corto), SFPP (suprimiendo la fascia plantar, plantar largo, plantar corto), SSPP (suprimiendo ligamento Spring, plantar largo, plantar corto) y SST (suprimiendo el Spring y el talonavicular). En la tabla se listan los cambios de los cinco casos (2-6) respecto al caso NC, en mm y %.

RESULTADOS. En la Figura 4.7 se observa que el mayor porcentaje de caída del AALM se presenta en el caso de la supresión de los cuatro ligamentos plantares fundamentales SFSP con un 5.7% de diferencia respecto al de carga normal NC, mientras que la supresión de la fascia plantar apenas presenta un 0.6% de diferencia con el caso NC. En el caso de supresión de Fascia plantar y plantares largo y corto SFPP se muestra que el ligamento Spring ayuda a disminuir la caída del arco presentando una caída del 3.8% correspondiente a una diferencia de 2.5° del AALM respecto al caso SFSP. La prueba de supresión de los ligamentos Spring y plantares largo y corto SSPP indica que la fascia plantar es capaz de soportar por sí sola lo mismo que los ligamentos Spring, plantar corto y plantar largo juntos, siendo aún menor la caída del arco con sólo 0.4% menor al 0.6% del caso sin fascia SF. Para el caso de los ligamentos deltoid en combinación con el Spring,

caso supresión de Spring y talonavicular SST, puede observarse un efecto muy bajo para el sostenimiento del arco con un descenso de apenas el 0.3% respecto al caso NC.

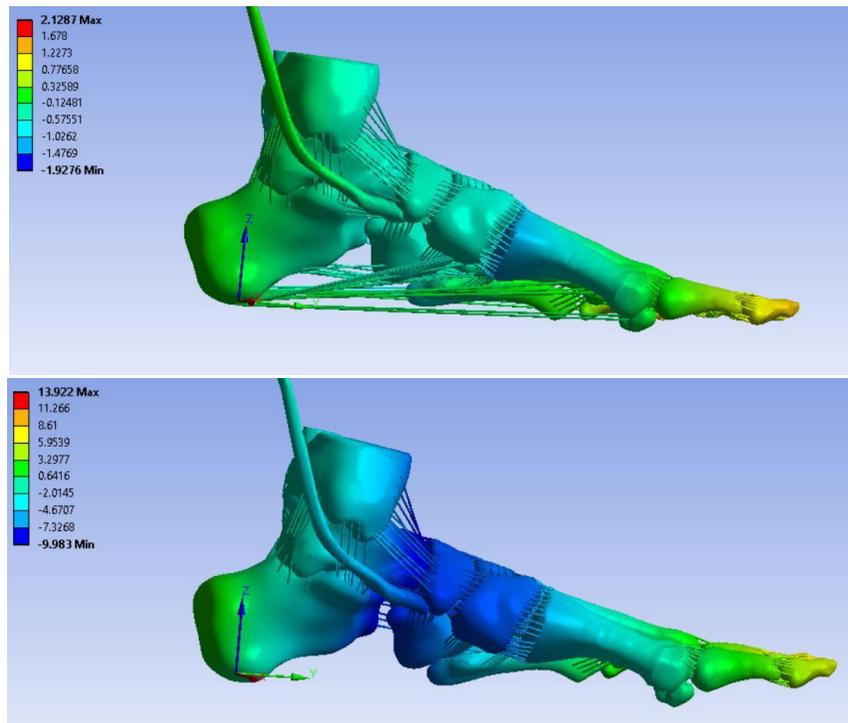


Figura 4.8. Desplazamientos verticales (mm) que resultan de las simulaciones de los casos NC (Carga normal) en la figura superior y del caso SFSP (suprimiendo Fascia plantar, Spring, plantar largo, plantar corto) para la figura inferior.

En la figura 4.8 se observa la comparación de resultados de las simulaciones de los casos NC y SFSP, que muestran una diferencia considerable en la caída del arco, en la figura inferior, caso SFSP, se observa en color azul la zona en la que se tiene el mayor descenso provocando la amplitud del arco longitudinal medial. Para caso NC el valor de descenso en la zona del mediopie es en promedio menor a 1 mm, mientras que para el caso III de SFSP perteneciente a la zona azul es mayor a 9 mm el descenso.

ANÁLISIS. Liang *et al.* (2011) de su análisis cadavérico y por EF realizado sobre la deformación y distribución de esfuerzos en el pie, mediante la supresión de algunos ligamentos plantares (Posición estática, cargando a 700 N, restringido en y y libre en eje transversal), reportan resultados de desplazamiento vertical, dorsiflexión, abducción y rotación externa para el calcáneo, navicular y los metatarsianos. Concluyendo que los 4 ligamentos plantares son indispensables para el soporte del arco, principalmente la fascia plantar. Que el ALM se colapsa, alargándose notoriamente y siguiendo la abducción de la zona Forefoot y el talón en Valgus debido a la supresión de los 4 ligamentos fundamentales sin la función de los tendones y estabilizadores extrínsecos. Seccionar la fascia plantar e incluso a la par con el ligamento plantar largo reducen el ALM, pero no son suficientes para colapsar el arco plantar.

En relación a lo descrito por Liang Jun, se observa que los resultados pueden ser comparados positivamente en relación a la disminución del ALM, ya que el aumento en AALM presenta un valor suficientemente grande en el caso de SFSP para considerar desplome del arco aún con el soporte del TTP y Aquiles (ver Figura 4.7), a diferencia del caso de la supresión de la fascia que es apenas 0.89° abajo del caso normal. Con este análisis realizado se puede agregar que la fascia por sí sola es capaz de impedir el desplome del ALM y que el ligamento Spring por sí solo, caso SFPP, reduce en 33% la caída del arco plantar, pero el desplome sigue siendo considerable.

Jennings y Christensen (2008) atribuyen al ligamento Spring el principal estabilizador del arco en la etapa midstance. Hinterman (2011) reportó que existe una común combinación de daños del ligamento Spring con el talonavicular que afectan la estabilidad del ALM. Kitaoka *et al.* (1998) consideraban fundamentales para el soporte del arco plantar, además de los 4 ligamentos plantares fundamentales, a los talo-calcáneos mediante el interoseus y al tibionavicular. Laquinto y Wayne (2010) atribuyen al ligamento Spring solo el 8% de contribución al soporte del arco contra un 79.5% de la fascia plantar. Como análisis de resultados de este trabajo se muestra que la caída del ALM es mayor en el caso sin fascia SF que en el caso SST, perteneciente al Deltoid, sin embargo, la diferencia no es significativa. En cambio, realizando un análisis de comparación del caso SFSP, donde el único soporte es el Talonavicular, que presenta la mayor caída de ALM y el caso SSPP donde ahora se encuentra el talonavicular y la fascia plantar la caída del ALM es mucho menor, apenas del 0.4 % en relación al NC. Lo cual nos lleva a la conclusión de que la fascia es más relevante que el ligamento Spring y que el ligamento talonavicular en esta fase de carga del caminado congruente con los resultados de Laquinto.

L. Herráiz Hidalgo *et al.* (2014) reportan que los estabilizadores estáticos fundamentales del arco longitudinal plantar son la fascia plantar, el Spring, los ligamentos superficiales anteriores del ligamento deltoid, los ligamentos plantares largo y corto y los ligamentos de la sinus tarsal. Durante el bipedalismo el soporte principal del arco es la fascia plantar, seguidos por los ligamentos plantares largo y corto y el ligamento Spring. Y también es el primer estabilizador estático durante la primera etapa del caminado. Los resultados obtenidos en este trabajo, presentes en la gráfica de la Figura 4.7, apoyan a L. Herráiz Hidalgo en la importancia de la fascia plantar, ya que, al integrarla al modelo sin los otros tres ligamentos fundamentales, disminuye la caída del ALM en un 93% respecto a la caída del ALM en el caso SFSP y la función relevante del Spring que, al integrarlo al modelo sin los otros tres ligamentos fundamentales, disminuye la caída del ALM un 33.6% respecto al caso SFSP.

4.3.2. Altura del calcáneo

Es medida en la parte inferior anterior del calcáneo, que es un punto de referencia para el cálculo del arco longitudinal medial, del arco longitudinal lateral y del ángulo de Costa Bartani. Nuevamente en la gráfica de la Figura 4.9 se muestra una comparación de los 6 casos de estudio presentados en la Tabla 4.6, donde los porcentajes presentados son calculados respecto al valor del primer caso normal cargado NC que para este caso resultó de 1 mm de descenso.

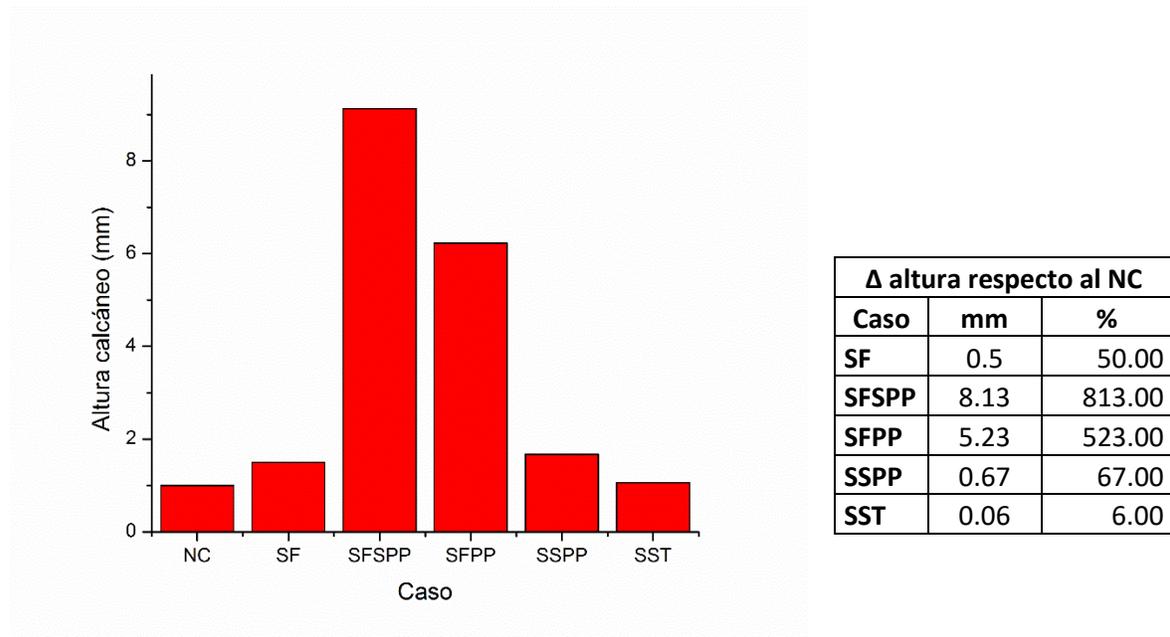


Figura 4.9. Altura del calcáneo (medido en -Z con relación al modelo sin carga), para el NC (normal cargado), SF (suprimiendo Fascia), SFSP (suprimiendo Fascia plantar, Spring, plantar largo, plantar corto), SFPP (suprimiendo la fascia plantar, plantar largo, plantar corto), SSPP (suprimiendo ligamento Spring, plantar largo, plantar corto) y SST (suprimiendo el Spring y el talonavicular). En la tabla se listan los cambios de los cinco casos (2-6) respecto al caso NC, en grados y %.

La Figura 4.9 muestra que el comportamiento de altura del calcáneo para cada caso de supresión es idéntico a la caída del arco longitudinal, pero los porcentajes son mucho mayores. Nuevamente la supresión de los 4 ligamentos plantares fundamentales, caso SFSP, presenta el mayor porcentaje de cambio en la altura del calcáneo con una diferencia de 813%, que para la carga aplicada es una diferencia de 8.13 mm respecto al caso de carga normal NC. Nuevamente la supresión de los ligamentos Spring y Talonavicular, caso SST, representan un ligero decremento en la altura del calcáneo con apenas el 6% respecto al caso NC.

Par el caso intacto o normal cargado LIANG *et al.* (2011) reportan valores de desplazamiento para el calcáneo y el navicular de 5 y 15 mm respectivamente (sin tendones ni estabilizadores dinámicos); dichos resultados difieren mucho de los obtenidos en nuestra simulación con valores de 1 y 0.68 respectivamente que si cuentan con el soporte del TTP y Aquiles.

4.3.3. Altura navicular

El valor de la altura del navicular fue medido de la parte lateral más externa. El valor para el caso completo de carga normal es de 0.68 mm.

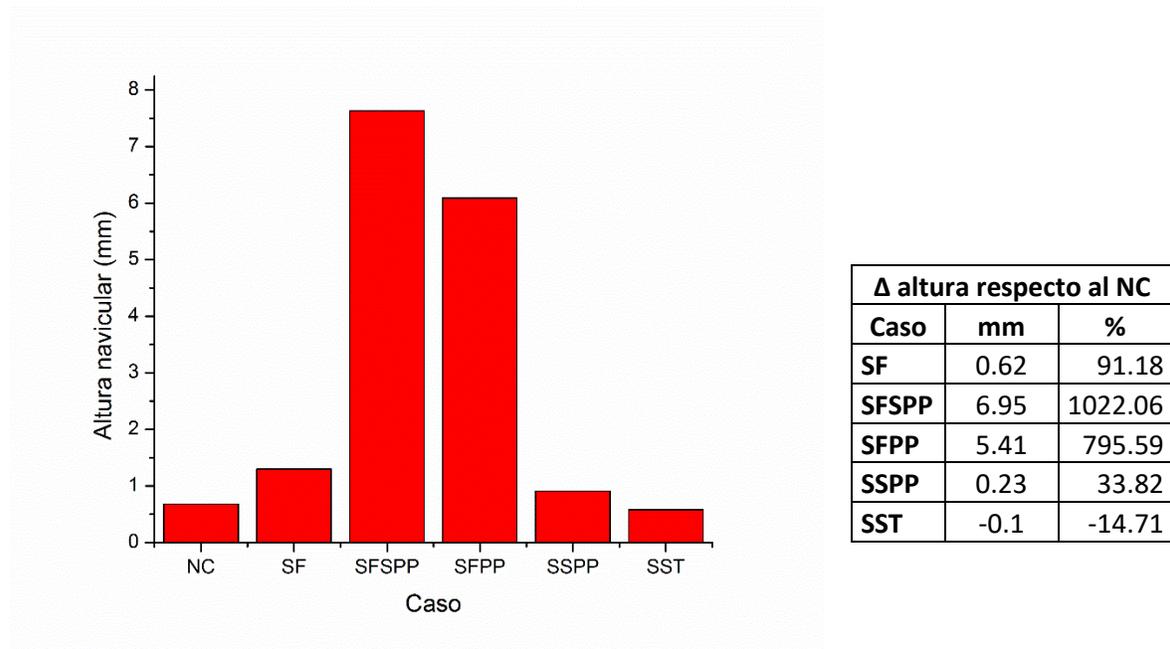


Figura 4.10. Gráfica de la altura del navicular (medido en -Z con relación al modelo sin carga), para el NC (normal cargado), SF (suprimiendo Fascia), SFSP (suprimiendo Fascia plantar, Spring, plantar largo, plantar corto), SFPP (suprimiendo la fascia plantar, plantar largo, plantar corto), SSPP (suprimiendo ligamento Spring, plantar largo, plantar corto) y SST (suprimiendo el Spring y el talonavicular). En la tabla se listan los cambios de los cinco casos (2-6) respecto al caso NC, en mm y %.

Nuevamente, los desplazamientos verticales del navicular de la Figura 4.10 presentan un comportamiento semejante al desplazamiento del calcáneo y a la caída del arco longitudinal medial, con la diferencia que en el caso de la supresión de los ligamentos Spring y talonavicular que resulta negativa, es decir que el navicular sube ligeramente respecto al caso normal cargado equivalente al 14.7%. Las diferencias entre el caso de mayor cambio SFSP, para nuestro análisis representa un cambio de 6.95 mm.

4.3.4. Reacción en los metatarsianos

La distribución de fuerza de reacción con el suelo entre los metatarsianos es importante para conocer si alguno de ellos predomina en esfuerzo y pueda provocar alguna callosidad u otra patología. En la gráfica de la Figura 4.6 se mostró la distribución de reacciones en los metatarsianos con el suelo del caso con carga normal NC, presentada en porcentajes para validar el modelo de manera independiente de las cargas aplicadas.

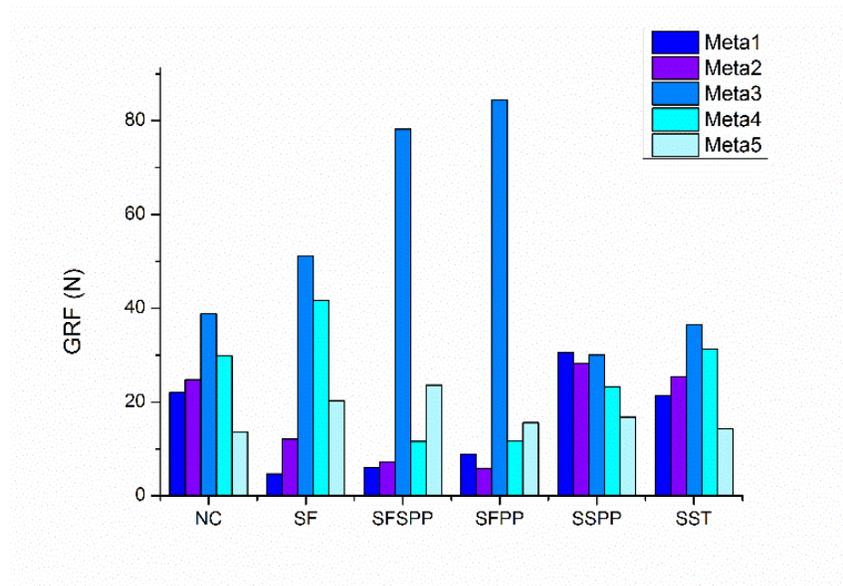


Figura 4.11. GRF (fuerza de reacción con el suelo) en cada metatarsiano (medido en %), para el NC (normal cargado), SF (suprimiendo Fascia), SFSP (suprimiendo Fascia plantar, Spring, plantar largo, plantar corto), SFPP (suprimiendo la fascia plantar, plantar largo, plantar corto), SSPP (suprimiendo ligamento Spring, plantar largo, plantar corto) y SST (suprimiendo el Spring y el talonavicular).

Ahora, en la gráfica de la Figura 4.11 se puede observar las distribuciones de fuerza de reacción de los metatarsianos con el suelo para los seis casos de estudio, presentados en Newton N. Se observa que la fuerza máxima de reacción con el suelo se presenta en el tercer metatarsiano independientemente del ligamento que se suprime a excepción del caso de supresión de los ligamentos Spring y plantares largo y corto, donde el hecho de dejar de los cuatro ligamentos fundamentales solamente a la fascia la distribución de GRF resulta muy uniforme con ligera predominancia en el primer metatarsiano. Los casos de mayor caída de arco longitudinal medial, presentados en la gráfica de la Figura 4.7, recaen significativamente la GRF sobre este tercer metatarsiano. El caso SFPP asciende a un 66% la reacción en el tercer metatarsiano del total de la GRF de la zona Forefoot que inicialmente cargaba con el 30% en NC. También se observa que en los tres casos con supresión de la fascia se disminuye notoriamente la reacción de los primeros dos metatarsianos con el suelo, siendo el caso sin fascia plantar el más destacado con apenas el 3.6% del total de GRF. Todo lo descrito nos ayuda a concluir que la fascia ayuda a estabilizar la distribución del GRF, destacando los metatarsianos primero y tercero que muestran mayor variación. (Los valores obtenidos se encuentra en las tablas del anexo I)

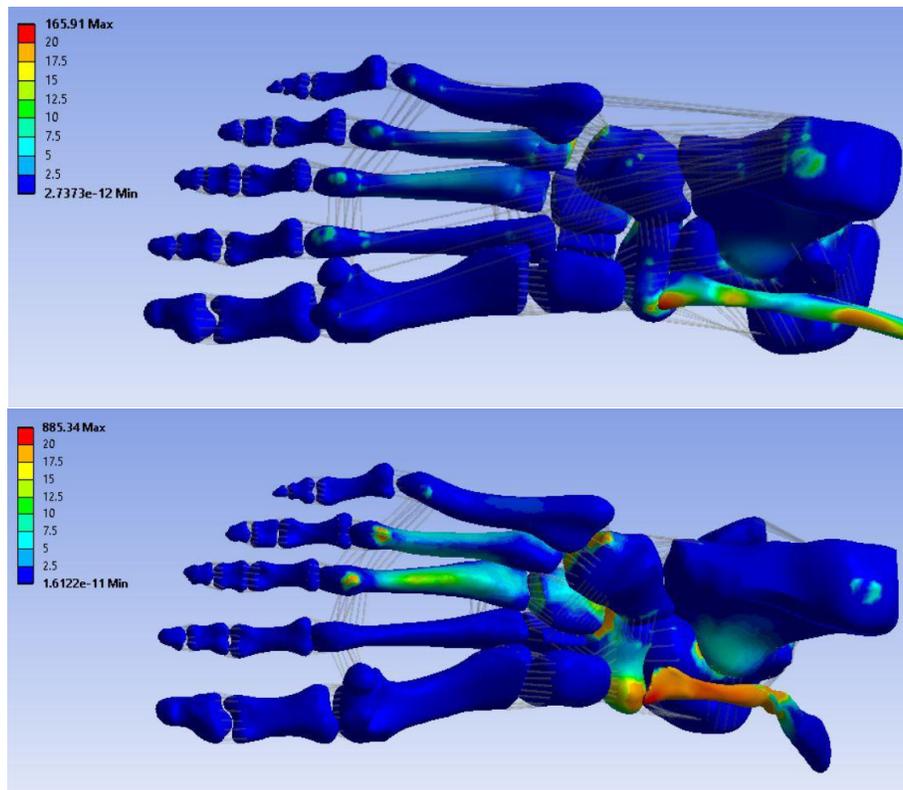


Figura 4.12. Esfuerzos (MPa) resultantes de las simulaciones de los casos NC (Carga normal) en la figura superior y del caso SFSP (suprimiendo Fascia plantar, Spring, plantar largo, plantar corto) para la figura inferior.

En la Figura 4.12 puede observarse la comparación de resultados de esfuerzos en las simulaciones de los casos NC y SFSP. En la imagen inferior, caso SFSP, se observa la predominancia de esfuerzo en los metatarsianos 3 y 4 concordando con los resultados de la gráfica de la Figura 4.11. Mientras que, en la Figura superior, caso NC, la distribución muestra mayor uniformidad.

4.4. Conclusiones

Se creó y validó un modelo CAD y de EF de pie para el análisis de los ligamentos que soportan el arco plantar. Se estudió el aporte de los elementos que intervienen en cada fase de la caminata para una buena simplificación del modelo. El modelo puede ser configurado para otros análisis de pie que requieran de la inclusión de otros tejidos blandos o de cambio en las propiedades mecánicas de los tejidos que ya contiene. La simplificación realizada en este trabajo es aceptable para el análisis cinemático efectuado, ya que un buen análisis de los esfuerzos requeriría de un modelo completo y una caracterización de los huesos y ligamentos.

Se realizó un análisis de contactos, configurando los radios de contacto hasta obtener un comportamiento de modelo validado indirectamente. Se obtuvo una validación del modelo de pie, primero el modelo CAD sin carga con los ángulos Costa Bartani y KITE y después en la fase de carga midstance mediante el ángulo Arco longitudinal Medial y con las reacciones con el suelo de los metatarsianos. Los valores obtenidos se encuentran dentro de los rangos presentados en la literatura, que le dan validez al modelo y a las pruebas en la fase midstance.

Se realizó la supresión de ligamentos de manera individual y en conjunto para comparar parámetros del arco plantar y determinar la importancia de los ligamentos y la relación existente con la caída de arco plantar. Se concluye que la Fascia plantar es el tejido que más brinda soporte al arco plantar y puede por sí sola aportar el soporte necesario para mantener el arco plantar estable prescindiendo de los ligamentos Spring y los ligamentos plantares largo y corto, sin embargo, si se cuenta con estos últimos tres ligamentos mencionados se puede prescindir de la fascia sin alcanzar el desplome del arco. Es necesario suprimir los cuatro ligamentos considerados fundamentales para que ocurra el desplome del arco plantar, que son: la Fascia plantar, el ligamento Spring y los ligamentos plantares largo y corto. El ligamento Spring es importante, pero en menor medida que la fascia plantar. Por último, puede concluirse que los ligamentos de la zona Deltoid no afectan el arco plantar, ya que al prescindir de alguno de ellos repercute muy poco en el aumento del arco longitudinal medial y en el descenso de los huesos navicular y calcáneo.

Se presentó un análisis de las reacciones de fuerza en los metatarsianos con el suelo para los casos de supresión de ligamentos propuestos, concluyendo que existe diferencias evidentes respecto a la distribución inicial de caso normal, siendo el tercer metatarsiano donde recae la mayor reacción, pudiendo ser esta una de las causas de generación de úlceras plantares, hipótesis que da pauta a estudios futuros. Se concluye que la fascia plantar ayuda a mantener una distribución uniforme de las reacciones.

4.5. Trabajos futuros

Modelar los huesos con su parte cortical y esponjosa para extender el análisis al estudio de los esfuerzos ocasionado por la supresión de ligamentos.

Anexar el cartílago al modelo e implementar el tejido conjuntivo al modelo. Probar con alguno de los modelos de piel que existen en la literatura.

Realizar simulación de ligamentos específicos con dimensiones reales para añadir su comportamiento anisotrópico. Si se requiere estudiar un ligamento particular y observar el efecto en el debido a ciertas patologías.

Referencias

- Isvilanonda, V. (2015). Finite Element Modeling of the Foot (Tesis Doctor of Philosophy). University of Washington.
- Larrosa, P.M., y Mas, M. S. (2003). Alteraciones de la bóveda plantar. *Rev Esp Reumatol*, 30(9), 489-498.
- Bandholm, T., Boysen, L., Haugaard, S., Zebis, M.K., y Bencke J. (2008). Foot Medial Longitudinal-Arch Deformation During Quiet Standing and Gait in Subjects with Medial Tibial Stress Syndrome. *The journal of foot & ankle surgery*, 47(2), 89–95.
- Cavanagh, P.R., Rodgers, M.M., y Iiboshi, A. (1987). Pressure distribution under symptom free feet during barefoot standing. *Foot Ankle*, 7(5), 262–276.
- Isvilanonda, V., Dengler, E., laquinto, J.M, Sangeorzan, B.J., y Ledoux, W.R. (2012). Finite element analysis of the foot: model validation and comparison between two common treatments of the clawed hallux deformity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 27(8), 837–844.
- Liang, J., Yang, Y., Yu, G., Niu, W., y Wang, Y. (2011). Deformation and stress distribution of the human foot after plantar ligaments release: A cadaveric study and finite element analysis. *Sci China Life Sci*, 54(3), 267-271.
- Jennings, M.M., y Christensen, J.C. (2008). The effects of sectioning the spring ligament on rearfoot stability and posterior tibial tendon efficiency. *J Foot Ankle Surg*, 47(3), 219–224.
- Hintermann, B. (2011). Treatment of deltoid ligament injuries. In: Hintermann B, editor. *Proceedings of Sports Foot and Ankle*. Liestal Switzerland: Warwick University, 359–73.
- Kitaoka, H.B., Luo, Z.P., y An, K.N. (1998). Reconstruction operations for acquired flatfoot: biomechanical evaluation. *Foot Ankle Int*, 19, 203–207.
- Laquinto, J. M., y Wayne, J. S. (2010). Computational Model of the Lower Leg and Foot/Ankle Complex: Application to Arch Stability. *J. Biomech Eng.*, 132(2), 021009.
- Herráiz, L., Carrascoso, J., Recio, M., Jiménez, M., Cano, R., Álvarez, E., y Martínez de Vega, V. (2014). Posterior tibial tendon dysfunction: What other structures are involved in the development of acquired adult flat foot? *Radiología*, 56(3), 247-256.

