



UNIVERSIDAD DE GUANAJUATO

CAMPUS IRAPUATO-SALAMANCA

DIVISIÓN DE INGENIERÍAS

“ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL TENDÓN
TIBIAL POSTERIOR CON INSUFICIENCIA
GRADO II”

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN INGENIERÍA
MECÁNICA

PRESENTA:

ROBERTO GONZÁLEZ NAVARRETE

ASESORES:



DR. AGUSTÍN VIDAL LESSO



MC. JOSÉ EDUARDO FRIAS

Salamanca, Guanajuato, México 06 de diciembre del 2017

Salamanca _____ Gto., a 1 de Diciembre _____ del 2017

**DR. DONATO HERNÁNDEZ FUSILIER
COORDINADOR DE ASUNTOS ESCOLARES
PRESENTE-**

Por medio de la presente, se otorga autorización para proceder a los trámites de impresión, empastado de tesis y titulación al alumno(a) _____ Roberto González Navarrete
del *Programa de Maestría en* _____ Ingeniería Mecánica _____ y cuyo número
de *NUA* es: 145228 del cual soy director. El título de la tesis es: ANÁLISIS BIOMECÁNICO
DEL TENDÓN TIBIAL POSTERIOR CON INSUFICIENCIA GRADO II

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.

ATENTAMENTE



Dr. Vidal Lesso Agustín
DIRECTOR DE TESIS
SECRETARIO



Dr. Vidal Lesso Agustín
DIRECTOR DE TESIS



Dr. Ledesma Orozco Elías Rigoberto
PRESIDENTE



Diosdado de la Peña José Angel
VOCAL

ÍNDICE

	Pág.
Nomenclatura	vii
Glosario	viii
Índice de tablas	ix
Índice de figuras	x
RESUMEN	xii
CAPÍTULO I MARCO DE REFERENCIA	1
1.1 Antecedentes	2
1.2 Planteamiento del problema	3
1.3 Justificación	3
1.4 Objetivo General	4
1.5 Impacto	4
1.6 Alcances y limitaciones	5
1.7 Estado del arte	5
Referencias	11
CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO	14
2.1 Introducción a la biomecánica	15
2.2 Sistemas del cuerpo humano	18
2.2.1 Sistema esquelético	18
2.2.2 Tejidos conectivos suaves	20
2.3 Articulación del tobillo	20
2.3.1 Los huesos	20
2.3.2 Los ligamentos	22
2.3.3 Los tendones	24
2.3.4 Patologías	25
2.4 Análisis del ciclo de caminado	28
2.4.1 Términos anatómicos básicos	29
2.4.2 Huesos del pie	32
2.4.3 Músculos y tendones	34

2.4.4 Terminología usada en el ciclo de caminado	35
2.4.5 Porcentajes de la fase apoyo	37
2.5 Tendón tibial posterior	40
2.5.1 Anatomía	40
2.5.2 Disfunción del tendón tibial posterior	41
2.5.3 Diagnóstico de la disfunción del tendón tibial posterior	42
2.5.4 Tratamiento conservativo	44
2.5.6 Tratamiento quirúrgico	44
2.6 Método del elemento finito (MEF)	45
2.6.1 Introducción a la matriz de notación	46
2.6.2 Pasos generales del método de elemento finito	48
2.6.2 Tipos de elementos usados	53
Referencias	57
CAPÍTULO III Metodología de análisis	61
3.1 Digitalización de huesos y tendón	62
3.2 Obtención y generación de los modelos CAD	63
3.3 Creación de ligamentos y fascia plantar	64
3.3.1 FE Modelo	65
3.4 Generación de la malla	66
3.5 Materiales	67
3.6 Validación de la metodología y réplica del modelo	67
3.6.1 Condiciones de frontera	67
3.6.2 Condiciones de carga	68
3.6.3 Contactos	71
Referencias	73
CAPÍTULO IV Análisis y discusión de resultados	74
4.1 Porcentajes de cargas en el pie	75
4.1.1 Cargas en el antepié y retropié	75
4.1.2 Porcentajes de carga en los metatarsianos	76

4.2 Caída del arco longitudinal medial	80
4.3 Otros parámetros para la validación de la metodología y réplica del modelo	81
4.4 Esfuerzos en el TTP	81
4.4.1 Esfuerzos etapas fase apoyo	81
4.4.2 Esfuerzos al rotar el calcáneo	83
4.4.3 Esfuerzos en el TTP al rotar el calcáneo y aplicar carga	85
4.4.4 Esfuerzos al cortar los ligamentos	88
Referencias	91
CONCLUSIONES	92
Referencias Generales	98
Recomendaciones y futuros trabajos	100

Nomenclatura

Símbolo	Significado
DTTP	Disfunción del tendón tibial posterior
TTP	Tendón tibial posterior
EMG	Electromiografía
CT	Termografía computarizada
AMTF	Articulación metatarsofalángica
MR	Resonancia magnética
N	Newton
AIF	Articulación interfalangeal
GRF	Fuerzas de reacción con el suelo
°	Grados
mm	Milímetros
PTTD	Disfunción del tendón tibial
PTTI	Insuficiencia del tendón tibial
AAFF	Adquirir pie adulto plano

Glosario

Tarso:	Parte posterior del pie situada entre los huesos de la pierna y los metatarsianos
Gastrocnemio:	También llamado <i>musculus gastrocnemius</i> y popularmente gemelos
Fibrótico:	Desarrollo en exceso de tejido conectivo fibroso en un órgano o tejido
Latrogénica:	Condición física o mental desfavorable inducida en el paciente por efectos indeseables o lesivos del tratamiento
Desbridamiento	Eliminación del tejido muerto, dañado o infectado para mejorar la salubridad del tejido restante.
Osteotomía	Sección o corte quirúrgico de un hueso
Ortesis	Apoyo u otro dispositivo externo (aparato) aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético.
Articulación subtalar	Articulación entre el calcáneo y el astrágalo
Artrodesis pantalar	Fusión de todos los huesos que se articulan con el talón (tibia distal, calcáneo, tarsonavicular y cuboide)
Clawed hallux	Deformidad del dedo gordo resultante de un desequilibrio muscular
Edema	Exceso de líquido en algún órgano o tejido del cuerpo
Entesitis	Proceso inflamatorio de la entesis, que es como llamamos a la zona de inserción en el hueso de un músculo, un tendón o un ligamento.
Escisión	División de algo material o inmaterial en dos o más partes

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1 Fases del tendón tibial posterior	3
Tabla 1.2 Revisión de los modelos computacionales del pie publicados	8
Tabla 1.3 Condiciones de frontera y validación Modelos computacionales del pie publicados	10
Tabla 2.1 Ligamentos del Tobillo	22
Tabla 3.1 Propiedades de los materiales usados en el modelo de EF	67
Tabla 3.2 Variación de las condiciones de carga	70
Tabla 4.1 Variación del pinball	78
Tabla 4.2 Caída del arco medial longitudinal	80
Tabla 4.3 Ángulos de medición para la caída del pie	81
Tabla 4.4 Esfuerzos en el TTP en diferentes porcentajes de la fase apoyo	82
Tabla 4.5 Rotación del calcáneo	84
Tabla 4.6 Rotación del calcáneo considerando la carga del cuerpo	85
Tabla 4.7 Esfuerzos TTP fase apoyo medio	88
Tabla 4.8 Esfuerzos TTP fase elevación del talón	89
Tabla 4.9 Esfuerzos TTP 4 veces el peso corporal	90

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1 Modelo computacional del pie	7
Figura 2.1 Tipos de huesos	19
Figura 2.2 Articulación tibioastragalina	21
Figura 2.3 Articulación subastragalina	21
Figura 2.4 Ligamentos peroneos y tibioperoneos	23
Figura 2.5 Ligamento deltoideo y sus componentes	24
Figura 2.6 Tendones del tobillo	25
Figura 2.7 Posición anatómica	29
Figura 2.8 Movimientos articulación cadera y rodilla	31
Figura 2.9 Movimientos del tobillo y pie	31
Figura 2.10 Huesos del pie vista dorsal	32
Figura 2.11 Arcos del pie	34
Figura 2.12 Posiciones de la pierna derecha durante el ciclo de caminado	35
Figura 2.13 Divisiones del ciclo de caminado	36
Figura 2.14 Fase 1 respuesta a la carga	37
Figura 2.15 Fase 2 apoyo medio	38
Figura 2.16 Fase 3 apoyo terminal	39
Figura 2.17 Fase 4 pre balanceo	39
Figura 2.18 Tendón tibial posterior	41
Figura 2.19 Fase I de PTTD	42
Figura 2.20 Fase II de PTTD	43
Figura 2.21 Tipos de elementos finitos	49
Figura 2.22 Geometría del sólido 187	53
Figura 2.23 Geometría del link180	54
Figura 2.24 Geometría del elemento CONTA174	55
Figura 2.25 Geometría del elemento TARGET170	56
Figura 3.1 Digitalización TTP	62
Figura 3.2 Geometría CAD del pie	63
Figura 3.3 Generación del CAD tendón	64

Figura 3.4 Modelo de pie Universidad de Zaragoza España	65
Figura 3.5 Ligamentos del pie	66
Figura 3.6 Modelo mallado considerando huesos y ligamentos	66
Figura 3.7 Condiciones de frontera en el modelo	68
Figura 3.8 Condiciones de carga en el modelo	69
Figura 3.9 Región de pinball	72
Figura 4.1 Comparación de distribución de carga	75
Figura 4.2 Porcentajes de carga en los metatarsianos encontrados en la literatura	76
Figura 4.3 Primera comparación de carga en los metatarsianos	77
Figura 4.4 Comparación de cargas en los metatarsianos con pinball modificado	79
Figura 4.5 Arco medial longitudinal	80
Figura 4.6 Fuerzas estimadas de los tendones	82
Figura 4.7 Esfuerzos sobre el TTP	83
Figura 4.8 Medición del pie valgo	84
Figura 4.9 Comparación de esfuerzos en el TTP con la rotación del calcáneo	86
Figura 4.10 Distribución de esfuerzos al rotar el calcáneo	87
Figura 4.11 Esfuerzos en el TTP en la fase elevación del talón	89

RESUMEN

La presente tesis es desarrollada con la finalidad del desarrollo de un modelo del pie cuyo análisis en elemento finito permita un mayor entendimiento del desgaste que sufre el tendón tibial posterior (TTP) desde el punto de vista mecánico cuando éste se somete a distintas cargas a lo largo del ciclo de caminado, para obtener nuevas formas de tratamiento para pacientes que presentan este problema. Las estadísticas señalan que entre el 15 y 20% de la población mundial sufre de pie plano y en México hasta el 20% se ve afectada por esta patología en diferentes etapas. El pie plano es una patología que está directamente relacionada con la degeneración del TTP (en la mayoría de los casos), por lo tanto, una mayor comprensión ayudaría mejor en su tratamiento. A pesar de ser una patología común alrededor del mundo, investigaciones desarrolladas desde el punto de visto mecánico son escasas, debido a las múltiples variables que se deben considerar para un correcto análisis de resultados.

En el presente trabajo se abordan una serie de capítulos, en los cuales se presenta la metodología de investigación desarrollada. A continuación, se presenta una breve descripción de cada capítulo.

En el Capítulo I, se muestran las características principales que se pretenden desarrollar en el proyecto. Primeramente, se muestran los antecedentes del problema, planteamiento, justificación, objetivo y el impacto que se desea obtener, así como, los alcances y limitaciones. Por último, se presenta una breve recopilación del estado del arte.

En el Capítulo II, se muestra la información necesaria para el entendimiento y solución al problema planteado desde el punto de vista mecánico. Además, se muestran los conocimientos necesarios para entender la fisiología y anatomía del pie.

En el Capítulo III, se muestra la metodología que se utilizó para desarrollar el trabajo y la búsqueda de soluciones a los problemas encontrados durante este estudio.

En el Capítulo IV, se muestran los resultados del estudio y su comparación con datos clínicos y con la bibliografía. Cada resultado se especifica a que condiciones de carga, frontera, geométricas, además, de cual fase del ciclo de caminado pertenecen.

Con el desarrollo de esta investigación el modelo del pie creado y junto con los resultados de los análisis, se brindara información que ayude a lograr un mayor entendimiento sobre la degeneración del TTP desde el punto de vista biomecánico que pueden ser útiles para un tratamiento alternativo de dicha patología.



UNIVERSIDAD DE GUANAJUATO

Capítulo I

En este capítulo se muestra una descripción general de las características del trabajo a desarrollar. Se presentan los antecedentes del problema, seguido de su planteamiento, la justificación del trabajo, los objetivos que se desean alcanzar, el impacto que se pretende obtener con su desarrollo, los alcances y las posibles limitaciones. Finalmente, se presenta una breve recopilación del estado del arte del proyecto de tesis.

MARCO DE REFERENCIA

- 1.1 Antecedentes**
- 1.2 Planteamiento del problema**
- 1.3 Justificación**
- 1.4 Objetivo General**
- 1.5 Impacto**
- 1.6 Alcances y limitaciones**
- 1.7 Estado del arte**

Capítulo 1. Marco de referencia

1.1 Antecedentes

La disfunción del tendón tibial posterior es una patología reconocida por ortopedistas, cirujanos especialistas en el pie, tobillo y por podólogos. Se debe mencionar que, comprendiendo la importancia del tendón tibial posterior (TTP) para el pie, ayudará a entender el papel que la disfunción del TTP tiene en el desarrollo de generar el pie plano. Este tendón pasa por el lado posterior del maléolo medial y se inserta en la tuberosidad del hueso navicular y la parte media del aspecto plantar del tarso (como se puede ver en la sección 2.3.3). El TTP es el estabilizador primario dinámico del arco medial longitudinal [1], su contracción da como resultado la inversión y plantar flexión del pie y sirve para elevar el arco medial longitudinal, lo cual asegura los huesos del tarso, haciendo la parte trasera del pie y la parte media rígidas [2]. Sin la presencia del TTP, los otros ligamentos y articulaciones gradualmente se debilitan, por lo tanto, se desarrolla el pie plano. Además, sin el tibial posterior, el gastrocnemio es incapaz de actuar eficientemente y por lo tanto el caminar y balance son seriamente afectados.

Examinaciones de casos del TTP han mostrado que, en lugar de tendinitis (inflamación del tendón), el proceso es de tendinosis (degeneración del tendón), y el tendón tibial posterior se convierte en tejido fibrótico a través de un proceso de micro trauma repetitivo.

Cabe señalar que, aunque el tendón tibial posterior pueda romperse, esto no es estrictamente necesario para desarrollar disfunción del tendón tibial posterior [3]. Igualmente, la pérdida iatrogénica del tendón tibial posterior no siempre lleva a desarrollar pie plano [7, 8].

Factores de riesgo

Mujeres de edad mediana son más afectadas y su prevalencia se sabe que se incrementa con la edad [9, 10]. *Pes planus* (pie plano) [4-7], hipertensión [9], diabetes [9], entre otras como la inyección de esteroides alrededor del tendón [2] han sido identificadas como factores de riesgo en pacientes con insuficiencia del tendón tibial posterior.

Clasificación y tratamiento

En la Tabla 1.1 se presentan las fases de degeneración del TTP, el presente estudio se enfoca a estudiar la fase II de disfunción, posterior a ésta la deformación es fija.

Tabla 1.1 Fases del tendón tibial posterior

Fases	Descripción	Tratamiento conservativo	Tratamiento quirúrgico
<i>Fase I</i>	Tendón inflamado Ningún cambio en la forma del pie	De 4 a 8 semanas de inmovilización: descanso, hielo, compresión, medicamento	Desbridamiento del tendón combinado con osteotomía correctiva
<i>Fase II</i>	Elongación del tendón Adquiere deformidad de pie plano	De 4 a 8 semanas de inmovilización Ortesis correctiva	Transferencia de tendón y osteotomía correctiva
<i>Fase III</i>	Deformidad fija Cambios degenerativos en la articulación subtalar	Órtesis rígidas moldeadas personalizadas Zapatos ortopédicos apropiados	Triple artrodesis (subtalar, calcáneo-cuboide y talonavicular)
<i>Fase IV</i>	Deformidad fija Cambios degenerativos en las articulaciones subtalar y del tobillo	Zapatos semi rígidos u ortopédicos personalizados	Artrodesis pantalar (Articulaciones subtalar, calcáneo cuboide, talonavicular, y tobillo)

1.2 Planteamiento del problema

La disfunción del tendón tibial posterior es una patología cuyos factores biomecánicos no han sido del todo estudiados y analizados debido a la complejidad de los modelos CAD y las variaciones de las propiedades físicas de los tejidos suaves, lo cual es necesario para tratar de entender y predecir el comportamiento estructural del TTP.

1.3 Justificación

La disfunción del tendón tibial posterior (DTTP) es un proceso doloroso de deformación progresiva y aplanamiento del pie adulto. Pacientes que no han sido tratados durante las etapas o fases tempranas de DTTP corren el riesgo de una severa deformidad del pie. Por lo tanto, DTTP ha recibido una mayor atención en la literatura en las últimas dos décadas y representa un desafío para ortopedistas cirujanos y otras áreas de la medicina.

Por lo anterior, con este proyecto se propone proporcionar, a través del análisis el efecto biomecánico del tendón tibial posterior en el pie plano, información cualitativa y cuantitativa, tanto al médico como al paciente que sufre de esta disfunción, de una manera visual de cómo se está comportando el tendón y poder plantear algún tratamiento alternativo para su rehabilitación.

1.4 Objetivo General

Determinar el efecto biomecánico estructural del tendón tibial posterior con el grado de insuficiencia fase II para el estudio de la patología de pie plano.

- **Objetivos específicos**

- Obtener los modelos cada componente óseo del pie.
- Obtener el modelo del tendón tibial posterior.
- Realizar la simulación biomecánica, análisis y comparación de los casos de estudio.
- Determinar los efectos biomecánicos estructurales en el tendón tibial posterior en las posiciones del pie analizadas.

1.5 Impacto

El impacto que se desea obtener este proyecto es:

- Ayudar al paciente que sufre del pie plano a comprender más sobre esta patología mostrándole el estado en el que se encuentra su tendón tibial posterior de manera gráfica y 3D su comportamiento real.
- Ayudar a mejorar la rehabilitación del paciente dándole a conocer posiciones del pie en las que el tendón se esfuerce menos y por lo tanto acelerar su recuperación.
- Ayudar al médico con nuevas herramientas que le permitan observar el TTP bajo esfuerzos.
- Aportación del conocimiento en el campo de la investigación de la biomecánica sobre TTP específicamente en la patología del pie plano.

1.6 Alcances y limitaciones

Los alcances serán el desarrollo de una simulación en elemento finito del TTP en diferentes posiciones del pie, con variaciones en el ángulo valgo del pie y en diferentes puntos de la fase apoyo para su comparación con datos clínicos.

Dentro de las limitaciones que se encuentran es la falta de información sobre la simulación en elemento finito del TTP debido a la complejidad que involucra la simulación de tejidos biológicos. Además, en esta primera etapa se limitará al análisis, simulación y predicción de los esfuerzos en el TTP considerando como homogéneo y lineal todos los materiales del modelo.

Otra limitación acerca de las propiedades del TTP es que estas dependen de variables como la edad, sexo, peso corporal, trabajo o actividad física o la presencia de alguna patología del paciente. Por lo tanto, el campo de estudio se limitará a personas entre las edades de 25 a 59 años, para las cuales se lograron obtener las propiedades del TTP a través de un estudio [11].

1.7 Estado del arte

En el campo de la investigación, existen múltiples herramientas para el análisis de diferentes fenómenos. La biomecánica cuenta con herramientas como fotometría, radiografía, ecografía, electromiografía, plantillas instrumentadas, resonancias magnéticas, creación de prototipos virtuales entre otras, todas estas para el estudio de diversos fenómenos en el cuerpo humano.

La biomecánica computacional se ha convertido en una herramienta muy útil para el entendimiento en la biomecánica y patologías del pie. Sus descubrimientos han sido ampliamente usados para la evaluación de la efectividad de intervenciones quirúrgicas y conservativas. Estos modelos, sin embargo, fueron desarrollados con un amplio rango de variaciones en términos de simplificaciones y suposiciones sobre la representación de estructuras geométricas y propiedades de materiales, así como condiciones de carga y frontera. Estas variaciones pueden crear diferencias en la exactitud de las predicciones, y pueden restringir sus aplicaciones clínicas o prácticas. Los modelos computacionales han contribuido con información biomecánica de mucho valor para aplicaciones clínicas, sin embargo, nuevas investigaciones vienen con

nuevos desafíos como, por ejemplo, modelos más detallados y específicos, representaciones más precisas de las propiedades de los tejidos, condiciones de carga y de frontera.

Investigaciones realizadas con modelos de elemento finito del pie han sido desarrolladas para investigar distintas patologías que afectan su desarrollo motriz, por ende, la vida diaria de las personas [12].

Modelos de elemento finito del pie y tobillo del cuerpo humano fueron desarrollados de dos dimensiones (2D) a tres dimensiones (3D), y de una manera parcial a una manera anatómicamente detallada. Desde los primeros modelos en 2D de elemento finito que fueron reportados, un número de modelos en 2D con estructuras parciales, tales como un dedo, metatarsiano, talón y el pie completo. Los modelos en 3D con estructuras parciales y simplificados fueron reportados para estudiar la respuesta a la carga de un soporte del pie a otro. [12]

Con el avance de la tecnología computacional y técnicas en el modelaje computacional, los modelos complejos en 3D de elemento finito del pie y tobillo fueron desarrollados con representaciones con la mayoría de las características anatómicas y el comportamiento de conexiones complicadas para una mayor exploración más delicada de la biomecánica del pie. Estos modelos fueron reconstruidos a partir de imágenes termografías o de resonancia magnética y pudiéndose replicar contornos anatómicos de segmentos del pie, como se muestra en la Fig.1.1.

La geometría de los cuerpos puede ser reconstruida individualmente, y algunos pueden fusionarse para su simplificación. Los componentes conectivos como los ligamentos y fascia plantar pueden ser simplificados como elementos *trusses* (barras) en vez de geometrías físicas en 3D. Las propiedades de materiales pueden ser definidas como rígidas a deformables tales como elasticidad lineal y no lineal.

Las condiciones de carga y de frontera pueden ser determinadas empíricamente para modelos parciales simplificados, ya que las estructuras musculares son raramente construidas y no es práctico obtener cargas fisiológicas de segmentos individuales. Para modelos del pie más detallados geométricamente, las condiciones de carga y frontera son comúnmente obtenidas de análisis de movimiento humano con dinámica inversa, representando más estrechamente las condiciones de carga.

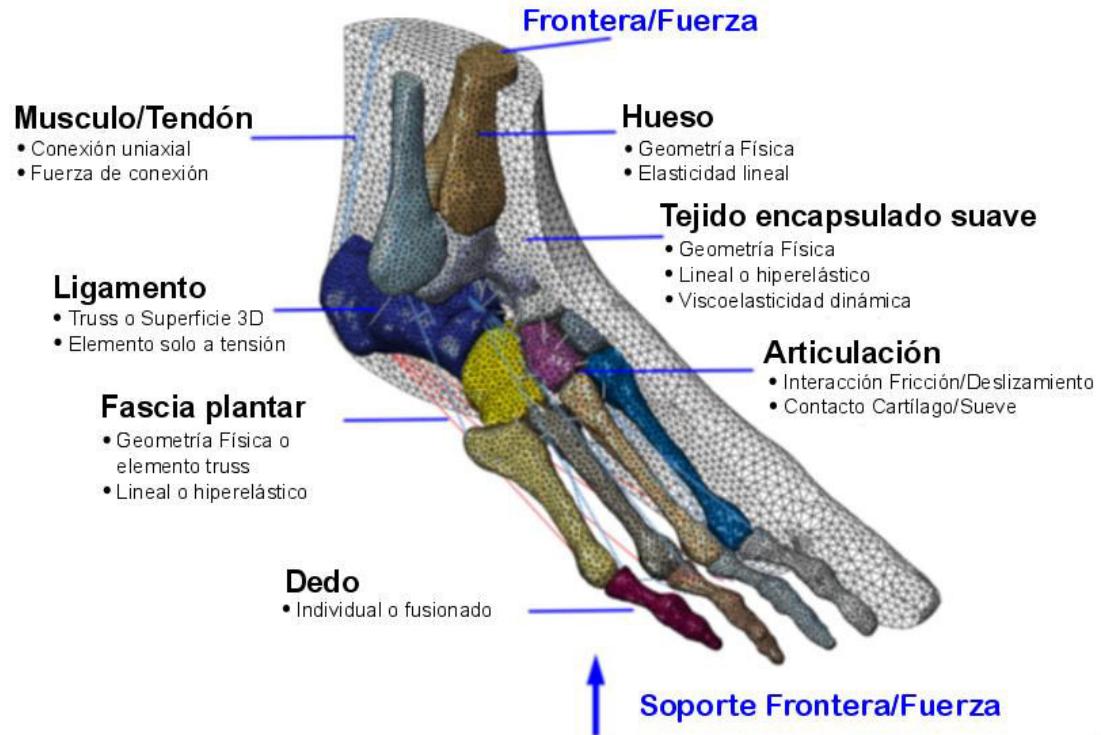


Fig. 1.1 Modelo computacional del pie [12]

Las fuerzas en los músculos pueden ser estimadas, ya sea mediante electromiografía (EMG) o por modelo musculo esquelético [12]. Aun así, hay varios desafíos en la precisión en las fuerzas de los músculos.

De acuerdo con lo anterior, existen muchas variables que se deben tomar en cuenta para un correcto análisis y simulación del elemento finito. Diferentes autores pueden considerar las mismas variables, pero con diferentes valores o diferentes formas de utilizarlas. A continuación, se muestran las Tablas 1.2 y 1.3 recopiladas por [13] donde se pueden concluir las diferentes variables, condiciones carga, condiciones de frontera y la validación del modelo computacional de diferentes autores.

Tabla 1.2 Revisión de los modelos computacionales del pie publicados

Autor	Escaneo/Sujeto	Materiales del modelo, Tipo de elemento						
		Hueso	Cartílago	Tejido suave	Ligamento	Tendón	Aponeurosis plantar	Interacción del elemento
Chen W.P. et al. (2003; ,2001) [14- 15]	CT; Masculino; 24 años	Elástico; tetraédrico	Elástico; tetraédrico	Elástico; tetraédrico	Elástico; 1D solo tensión (1 ligamento, 3 elementos)	n/a	Elástico; 1D solo tensión (5 elementos)	Pieza única de cartílago son contacto con AMTF; otros huesos están unidos y divididos columnas medial lateral; Contacto friccional pie-suelo
Cheung et al. (2005; , 2006; , 2008) [16- 18]	MR; Masculino: 26 años; peso 700N	Elástico; tetraédrico	Elástico; tetraédrico	Hiperelástico; tetraédrico	Elástico: 1D solo tensión (72 ligamentos)	n/a	Elástico; 1D solo tensión (5 elementos)	Hueso-Tejidos suaves comparten nodos; pieza única de cartílago sin contacto en AMTF; contacto frictionless entre huesos; contacto frictional pie- suelo
Cheung et al. (2008) [18]	CT; Masculino; 30 años	Elástico; 10-nodos tetraédrico	Elástico; 10- nodos tetraédrico	n/a	Elástico: 1D solo tensión (67 ligamentos)	n/a	Hiperelástico; 8-nodos hexaédrico	Contactos frictionless AMTF y fascia plantar-AMTF; pieza única de cartílago sin contacto por otras articulaciones
Dengler E, Isvalanonda et al. (2012) [19]	CT, MR; Cadáver; Masculino; 44 años; peso de 823N	Rígido: tetraédrico	Tetraédrico; Elástico en D.E.; Rígido en I. et al.	Grasa Hiperelástico y tejido suave tetraédrico	No-lineal; 1D solo tensión (107 ligamentos en D.E., 101 en I. et al.)	No-lineal; 1D seatbelt (7 tendones en D.E., 15 en I. et al.)	No-lineal; 1D resorte (6 elementos en D.E., 15 en I. et al.)	Hueso-tejido suaves y grasa- tejido suave comparten nodos; contactos Frictional cartílago- cartílago y pie-suelo
Budhabhatti et al. (2009) [20]	MR; Masculino; peso de 945N	Rígido; hexaédrico	n/a	Hiperelástico; hexaédrico	n/a	n/a	n/a	Hueso-tejido suave comparten nodos; AMTF y AIF definidas por elementos conectores; Contacto friccional pie-suelo
Garcia- Aznar, J. M. et al. (2009) [21]	CT; Masculino; 36 años	Elástico; tetraédrico (cortical/trabecular)	Elástico; tetraédrico	n/a	Elástico; 1D solo tensión (483 elementos)	n/a	Elástico; 1D solo tensión	Pieza única de cartílago sin contacto en cada articulación. Diferente material para hueso cortical y trabecular
Chen W.P. et al. (2012; ,2010) [22- 23]	CT; Masculino;	Elástico; tetraédrico	n/a	Hiperelástico; tetraédrico	Elástico; 1D solo tensión (134 ligamentos)	Elástico; 1D solo tensión (6 tendones)	Elástico; 1D solo tensión (5 elementos)	Hueso-tejido suave comparten nodos; Contactos Hueso-hueso frictionless; pie-suelo frictional

Tabla 1.2 (Cont.) Revisión de los modelos computacionales del pie publicados

Materiales del modelo, Tipo de elemento

Autor	Escaneo/Sujeto	Hueso	Cartílago	Tejido suave	Ligamento	Tendón	Aponeurosis plantar	Interacción del elemento
Chen, Y. N. <i>et al.</i> (2014b)	CT; Masculino; 30 años	Rígido; Shell	Elástico; 8-nodos hexaédrico	n/a	Elástico; shell	n/a	Elástico; hexaédrico	Contactos frictionless entre tobillo y AMTF; pieza única de cartílago sin contacto para otras articulaciones
Guiotto A. <i>et al.</i> (2014) [24]	CT, MR; 2 Masculinos; 27 y 61 años; 598 y 775N de peso	Rígido; tetraédrico	Elástico; tetraédrico	Hiperelástico; tetraédrico	Elástico; 1D solo tensión	Elástico; 1D solo tensión	Elástico; 1D solo tensión	Huesos y tejido suave comparten nodos; Pieza única de cartílago sin contacto en las articulaciones de retrópié-pie medio y pie medio-antepié; Otras articulaciones están fusionadas; Contacto frictional pie-suelo
Lin <i>et al.</i> (2014)	MR; Masculino; edad 28 años; peso 960N	Rígido; hexaédrico	Elástico; hexaédrico	Hiperelástico; hexaédrico	Elástico; 1D solo tensión (44 elementos)	n/a	Hiperelástico; hexaédrico	Huesos-tejido suave comparten nodos; Contactos frictionless AMTF; Pieza única de cartílago sin contacto para otras articulaciones; Contacto frictional pie-suelo
Trabajo de tesis	CT, MR; Femenino; 600N de peso	Elástico; 3D tetraédrico 10-nodos	n/a	Elástico	Elastico; 3D Spar; solo tensión (494) ligamentos	Elástico; 3D tetraédrico 10-nodos	Elastico; link180 solo tensión (10 elementos)	Contactos frictionless entre huesos, frictionless entre TTP y tibia, Bonded entre TTP y hueso navicular, bonded entre ligamentos y huesos.

Tabla 1.3 Condiciones de frontera y validación Modelos computacionales del pie publicados

Autor	Simulación	Condiciones de frontera	Carga	Validación del modelo
<i>Chen W. P. et al (2003, 2001) [14-15]</i>	Quasi-static mid stance hasta push off (2001); Estudio paramétrico para diseño de plantilla (2003)	Nodos proximales de la tibia fijos	Prescribir la velocidad lineal y angular del suelo hacia el pie	Comparar la presión plantar con la literatura
<i>Cheung et al. (2005; 2006; , 2008) [16-18]</i>	Quiet stance; Estudio paramétrico de la rigidez de la fascia plantar, Fuerza del tendón de Aquiles y material del tejido suave (2005)	Fijo tibia distal, peroné y superficie de corte transtibial; El suelo se traslada en dirección vertical	Para la fase de quiet stance, GRF 350N verticales hacia arriba y 175N la fuerza del tendón de Aquiles	Comparar la presión plantar, área de contacto y deformación del arco con la literatura.
<i>Dengler E. ,Isvilanonda et al. (2012) [19]</i>	Quiet stance y clawed hallux	Fijo al suelo; Tibia y peroné se trasladan en la dirección vertical	Compresión de 400N en la tibia, 200N de fuerza en el tendón de Aquiles; Fuerzas en los tendones específicas para simular clawed hallux	Comparar la presión plantar, área de contacto y rotación del hueso con un cadáver experimental y la literatura
<i>Budhabhatti et al. (2009) [20]</i>	Push-off hasta toe-off; Investigar Hallux limitus, artrodesis del primer rayo y estudio paramétrico del pie materiales para plantillas del pie	Prescribir las posiciones y orientaciones del primer hueso metatarsiano en cada paso estático	Aplicar fuerza y momento en la AMTF y AIF para orientación	Comparar pico de presión plantar contra medidas experimentales
<i>García-Aznar, J. M. et al. (2009) [21]</i>	Estudio paramétrico de configuraciones y geometrias de los huesos	Fija la base del calcáneo; permitir traslación horizontal en la cabeza de los metatarsianos	Fuerza en el cuerpo de 300N (10gr superoanterior hacia inferoposterior) en el talón y 150N de fuerza en Aquiles en la dirección opuesta	Validación cualitativa contra modelo computacional de la literatura
<i>Chen W. M. et al. (2010, 2012) [22-23]</i>	Heel rise; Estudio paramétrico de la fuerza del tendón de Aquiles	Fijos, suelo, tibia distal, peroné y superficie superior del tejido suave	Aplicar las fuerzas en los músculos para lograr la flexión plantar y las GRF	Comparar la presión plantar contra medidas experimentales y la deformación del tejido suave con la literatura
<i>Chen Y. N. et al. (2014b)</i>	Quiasi-static gait; Fase stance dividida en 12 incrementos	Prescribir el desplazamiento sagital en la tibia y peroné; Fijas superficies inferiores de las falanges proximales	Aplicar la fuerza en el tendón de Aquiles específica	Comparar las GRF y la tensión aponeurosis plantar con la literatura
<i>Guiotto A. et al., (2014) [24]</i>	Quasi-static gait; Fase stance dividida en 4 incrementos	Prescribir la orientación del pie a partir de captura de movimiento; Fija tibia distal	Aplicar las GRF específicas y las fuerzas en el tendón de Aquiles	Comparar el pico de presión plantar con datos experimentales
<i>Tesis</i>	Midstance	Base del calcáneo y cabeza de los metatarsianos restringidas verticalmente, tibia y peroné solo se traslada verticalmente	530N sobre tibia, 30N sobre peroné y 200N en el tendón de Aquiles, 20N en TTP	Porcentajes de las GRF con y caída del arco plantar con la literatura.

Referencias

1. Basmajian, J.V. & Stecko, G. (1963). *The role of muscles in arch support of the foot.* *J Bone Joint Surg*, 45A, 1184-90.
2. Myerson, M.S. (1996). *Adult acquired flat foot deformity.* *J Bone Joint Surg*, 78A, 780-92.
3. Mosier S.M., Pomeroy, G. & Manoli, A. II. (1999). *Pathoanatomy and aetiology of posterior tibial tendon dysfunction.* *Clin Orthop Rel Res*, 365, 12-22.
4. Dyal, C.M., Feder, J., Deland, J.T. & Thompson, F.M. (1997). *Pes planus in patients with posterior tibial tendon insufficiency: asymptomatic versus symptomatic foot.* *Foot Ankle Int*, 18, 85-8.
5. Kohls-Gatzoulis, J.A., Singh, D. & Angel, J.C. (2001). *Tibialis posterior insufficiency occurring in a patient without peronei: a mechanical aetiology.* *Foot Ankle Int*, 22, 950-2.
6. Mann, R.A. & Thompson, F.M. (1985). *Rupture of the posterior tibial tendon causing flat foot.* *J Bone Joint Surg*, 67A, 556-61.
7. Yeap, J.S., Singh, D. & Birch, R. (2001). *Tibialis posterior tendon dysfunction: a primary or secondary problem?* *Foot Ankle Int*, 22, 51-5.
8. Mizel, M.S., Temple, H.T., Scranton, P.E. II, Gellman, R.E., Hecht, P.J. & Horton, G.A. (1999). *Role of the peroneal tendons in the production of the deformed foot with posterior tibial tendon deficiency.* *Foot Ankle Int*, 20, 285-9.
9. Holmes, G.B. II & Mann, R.A. (1992). *Possible epidemiological factors associated with rupture of the posterior tibial tendon.* *Foot Ankle*, 13, 70-9.
10. Pomeroy, G.C., Pike, R.H., Beals, T.C. & Manoli, A. II. (1999). *Current concepts review. Acquired flatfoot in adults due to dysfunction of the posterior tibial tendon.* *J Bone Joint Surg*, 81A, 1173-82.
11. Giannini, S., Buda, R., Di Caprio, F., Agati, P., Bigi, A., De Pasquale, V. & Ruggeri, A. (2008). *Effects of freezing on the biomechanical and structural properties of human posterior tibial tendons.* *International Orthopaedics*, 32, 145–151.

Referencias

12. Wang, Y., Wong, D., & Zhang, M. (2015). *Computational Models of the Foot and Ankle for Pathomechanics and Clinical Applications: A Review*. *Annals of Biomedical Engineering*, s10439, 1359-7.
13. Isvilanonda, V. (2015). *Finite Element Modeling of the Foot (tesis doctoral)*. University of Washington, United States.
14. Chen, W.P., Tang, F.K. & Ju, C.W. (2001). *Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3D finite element analysis*. *Clinical Biomechanics*, 16, 614-620.
15. Chen, W.P., Tang, F.K. & Ju, C.W. (2003). *Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis*. *Clinical Biomechanics*, 18, S17-S24.
16. Cheung, J.T., Phil, M. & Zhang, M. (2005). *A 3-Dimensional Finite Element Model of the Human Foot and Ankle for Insole Design*. *Arch. Phys. Med. Rehabil*, 86, 353-8.
17. Cheung, J.T., Zhang, M. & An, K.N. (2006). *Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot*. *Clinical Biomechanics*, 21, 194-203.
18. Cheung, J.T. & Zhang, M. (2008). *Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method*. *Medical Engineering & Physics*, 30, 269-277.
19. Dengler, E., Isvilanonda, V., Iaquinto, J.M., Sangeorzan, B.J. & Ledoux, W.R. (2012). *Finite element analysis of the foot: Model validation and comparison between two common treatments of the clawed hallux deformity*. *Clinical Biomechanics*, 27, 837-844.
20. Budhabhatti, S.P., Erdemir, A., Petre, M., Sferra, J., Donley, B. & Cavanagh, P.R. (2007). *Finite Element Modeling of the First Ray of the Foot: A Tool for the Design of Interventions*. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129, 750-756.
21. Moreo, P., García-Aznar, J.M. & Doblaré, M. (2009). *Bone ingrowth on the surface of endosseous implants. Part 1: Mathematical model*. *Journal of Theoretical Biology*, 260, 1-12.

Referencias

22. Chen, W.M., Lee, T., Lee, P.V., Lee, J.W. & Lee, S.J. (2010). *Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue — a preliminary three-dimensional finite element analysis.* *Medical Engineering & Physics*, 32, 324-331.
23. Chen, W.M., Park, J., Park, S.B., Shim, V. & Lee, T. (2012). *Role of gastrocnemius–soleus muscle in forefoot force transmission at heel rise — A 3D finite element analysis.* *Journal of Biomechanics*, 45, 1783-1789.
24. Guiotto, A., Sawacha, Z., Guarneri, G., Avogaro, A. & Cobelli, C. (2014). *3D finite element model of the diabetic neuropathic foot: A gait analysis driven approach.* *Journal of Biomechanics*, 47, 3064-3071.



UNIVERSIDAD DE GUANAJUATO

Capítulo II

En el capítulo anterior se presentaron los problemas involucrados con la degeneración del TTP, además de algunos modelos computacionales, así como sus condiciones de frontera, carga y geométricas que han desarrollado distintos autores. En este capítulo se enfocará en la comprensión y la solución a los problemas de la degeneración del TTP desde el punto de vista mecánico. Además de requerir los conocimientos necesarios para la fisiología y anatomía del pie, se necesitan combinar ambos conocimientos, médico y mecánico, para un correcto análisis de los resultados que se presenten en capítulos posteriores.

MARCO TEORICO

- 2.1 Introducción a la biomecánica**
- 2.2 Sistemas del cuerpo humano**
- 2.3 Articulación del tobillo**
- 2.4 Análisis del ciclo de caminado**
- 2.5 Tendón tibial posterior**
- 2.6 Método del elemento finito (MEF)**

Capítulo 2. Marco Teórico

2.1 Introducción a la biomecánica

Biomecánica es la rama de la bioingeniería, que se define como la aplicación de principios ingenieriles a sistemas biológicos [1]. La mayoría de la bioingeniería es aplicada en seres humanos. La biomecánica busca el entendimiento del proceso básico fisiológico para mejorar la salud humana. Esta es una tarea difícil, ya que el funcionamiento del cuerpo es complejo.

La biomecánica es el estudio de cómo las fuerzas físicas interactúan con sistemas vivos y es importante en las diversas ramas de crecimiento, desarrollo, remodelado de tejidos y homeostasis. Además, la biomecánica juega un papel central en la patogenesia de algunas enfermedades, y en el tratamiento de estas enfermedades.

Algunos ejemplos específicos son los siguientes:

- ¿Como saben los huesos que tan grandes y resistentes deben ser de tal manera que puedan soportar tu peso y resistir las cargas aplicadas a ellos? La evidencia muestra que el crecimiento de los huesos es derivado de un estímulo mecánico [2]. Específicamente, esfuerzos y deformaciones mecánicas inducen a las células de los huesos (osteoblastos y osteoclastos) a añadir o remover hueso donde es necesario. Debido a la función mecánica desarrollada por los huesos, es lógico utilizar el esfuerzo mecánico como una señal de retroalimentación para el crecimiento de los huesos y su remodelamiento.
- ¿Cómo saben las arterias que tan grandes deben ser de manera que puedan suministrar la cantidad exacta de sangre a su lecho capilar? Existe evidencia que esto está determinado en gran parte por el esfuerzo mecánico ejercido en la pared arterial por el flujo de sangre. Las células endoteliales que recubren la superficie interna de la arteria detectan este esfuerzo cortante y mandan señales a las células que se encuentran más profundas en la pared de la arteria para dirigir la remodelación de la arteria para que aumente o reduzca su calibre [3].

- Probablemente la aplicación más obvia de la biomecánica en la vida diaria está en la locomoción: caminar, correr, saltar; donde nuestros músculos generan fuerzas que son transferidas al suelo por los huesos y tejido conectivo suave. Esta es una acción tan común que raramente se piensa en ello, aun así, la biomecánica de la locomoción es extremadamente compleja y aún no ha sido completamente entendida.
- La locomoción sucede en muchas escalas, desde organismos completos hasta células individuales. Organismos unicelulares deben ser capaces de moverse con el propósito de conseguir nutrientes y han desarrollado una gran variedad de estrategias para cumplir con esta tarea [4]. En organismos multicelulares, la habilidad de las células individuales de moverse es esencial en los procesos de reparación de heridas, captura de patógenos externos y diferenciación de tejidos.
- Los ejemplos antes mencionados muestran que la biomecánica es importante en la homeostasis y en el funcionamiento normal. La biomecánica es importante también en algunas enfermedades. Un ejemplo es el glaucoma, una enfermedad ocular que afecta cerca de 65 millones de personas alrededor del mundo [5]. Normalmente, el ojo humano se encuentra internamente presurizado, un hecho que se puede verificar al tocarse el ojo a través del parpado cerrado. En la mayoría de las formas del glaucoma, la presión en el ojo se eleva a niveles patológicos y la carga biomecánica extra resultante de alguna manera, daña el nervio óptico llevando a la ceguera eventualmente [6]. Un segundo ejemplo es la arterosclerosis, una enfermedad común arterial en la cual las distribuciones de esfuerzos no fisiológicos sobre las células endoteliales promueven el proceso de la enfermedad [7].
- Para la biomecánica en el tratamiento de enfermedades y disfunciones, hay papeles en el diseño de implantes que tienen una función mecánica, como una cadera artificial completa [8], implantes dentales [9], y válvulas de corazón mecánicas [10]. En términos generales, la biomecánica espera tratar muchas enfermedades al implantar remplazos de tejidos creados

ingenierilmente en los pacientes. Para tejidos que tienen una función mecánica (ej. válvulas de corazón, cartílago), existe actualmente evidencia convincente que la aplicación de carga mecánica al tejido mientras éste está creciendo es esencial para la función apropiada después del implante. Por ejemplo, las válvulas del corazón que crecen dentro de un biorreactor incorporando un flujo a través de la válvula muestran buenas propiedades mecánicas cuando se implantan [11]. Por otro lado, cartílago sujeto a cortante cíclico durante su crecimiento fue más rígido y podría soportar más carga que el cartílago creciendo sin carga mecánica [12].

Estos ejemplos dan una demostración de lo importante que es la biomecánica en la salud y enfermedad. Unas de las características centrales de este campo es que es interdisciplinario.

Obviamente en esta sola tesis no es posible entrar en completo detalle de cada área temática que caen dentro de un campo tan amplio. Por lo tanto, se dio solo una introducción de una variedad de temas, para dar a conocer un poco sobre la importancia de la biomecánica en el campo de la ingeniería.

Se puede aprender más sobre la biomecánica al mirar sobre su historia. En cierto sentido, la biomecánica es una disciplina joven, siendo esta reconocida como un campo independiente de investigación con su propio lenguaje, sociedades, investigaciones, y conferencias por alrededor de 30-40 años. Por otro lado, las personas han estado interesadas en la biomecánica por cientos de años, aunque para ellos no era llamada biomecánica mientras trabajaban en ella.

2.2 Sistemas del cuerpo humano

La unidad básica de la vida es la célula, y un entendimiento del comportamiento celular es la piedra angular de la bioingeniería moderna. A un nivel mayor, fisiólogos subdividen el cuerpo humano en organismos, que son los tejidos especializados para un propósito específico, y sistemas, que son un grupo de organismos trabajando en conjunto. Existen muchos sistemas; a continuación, se nombran algunos de estos.

- Sistema circulatorio.
- Sistema linfático.
- Sistema nervioso y sensorial.
- Sistema respiratorio.
- Sistema urinario.
- Sistema muscular.
- Sistema esquelético.
- Sistema digestivo.
- Sistema inmunológico.

De los anteriores, el sistema esquelético es el que tiene más relevancia en este trabajo y se partirá de éste para concentrarse en partes más específicas en el pie como el tobillo entre otras.

2.2.1 Sistema esquelético

El sistema esquelético está compuesto de una serie de diferentes tejidos que son formas especializadas de tejido conectivo. El tejido conectivo esquelético primario son los huesos, cartílago, ligamentos y tendones. La función de estos tejidos es principalmente mecánica, y por lo tanto ha sido bien estudiadas por los ingenieros biomecánicos.

El esqueleto humano es una estructura creada por 206 huesos en el adulto promedio. Los huesos se conectan en varias articulaciones, un diseño que permite que el esqueleto proporcione soporte estructural a nuestro cuerpo, mientras mantiene la flexibilidad requerida para el movimiento. Los huesos tienen funciones tanto estructurales como metabólicas, incluyendo:

- Proporcionar soporte estructural para todos los otros componentes del cuerpo.
- Proporcionar un marco para el movimiento, ya que los músculos necesitan jalar algo rígido para crear el movimiento.
- Ofrecer protección para los impactos, caídas y otros traumas.
- Actuar como un depósito de calcio.

Al igual que otros tejidos conectivos, el tejido óseo consiste en células incrustadas en una matriz extracelular. Por lo tanto, aunque el hueso es algunas veces considerado inanimado, está actualmente vivo, y es tejido dinámico que se encuentra siendo renovado constantemente.

El tejido óseo es el material base del cual están formados los huesos. En huesos completos, este material es organizado mediante dos tipos de huesos en su interior: el hueso cortical y trabecular, ver Fig. 2.1.

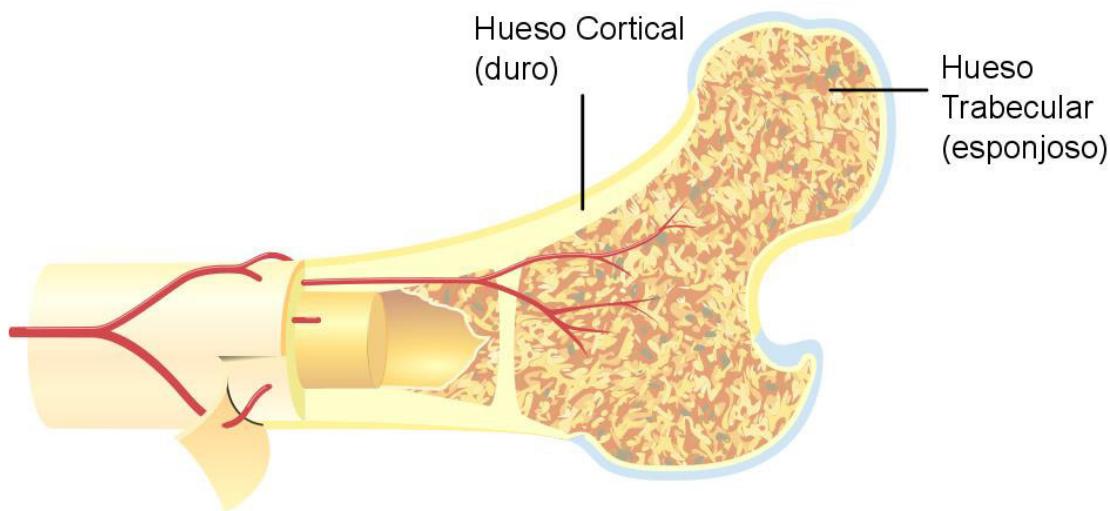


Fig. 2.1 Tipos de huesos [13]

La diferencia primaria entre estos dos tipos de huesos es su porosidad, siendo el hueso trabecular el más poroso.

2.2.2 Tejidos conectivos suaves

El sistema esquelético no solo contiene huesos si no también tejidos conectivos suaves, los que más destacan son los ligamentos, tendones y cartílago articular, estos tejidos son críticos para un movimiento normal.

Los ligamentos, tendones y cartílago están compuestos primariamente de colágeno y proteoglicanos, intercalados con agua y células que proporcionan propiedades biomecánicas únicas, que son optimizadas para la función del tejido específico. Algunos otros tejidos suaves fibrosos en el cuerpo están basados en colágeno, incluyendo la piel, grasa, vasos sanguíneos, válvulas del corazón y el tejido conectivo que mantiene los organismos en su lugar.

2.3 Articulación del tobillo

Para el estudio biomecánico, tanto del tobillo como del cuerpo general, se usan diferentes técnicas, como la radiografía, ultrasonido, tomografía computada (TC) y resonancia magnética (RM).

Las radiografías son el primer paso para la evaluación de esta articulación, las maniobras de estrés nos ayudan a evaluar la estabilidad y la integridad de los ligamentos de forma indirecta y, junto con la TC, orientan al análisis de las estructuras óseas para descartar fracturas. La RM es útil para evaluar los tejidos blandos y la médula ósea en la búsqueda de fracturas ocultas que no son visibles en la radiografía ni en la TC. El ultrasonido es un estudio complementario rápido y dinámico, sin embargo, es altamente dependiente del operador y se necesita de transductores de alta resolución. La RM gracias a su alta caracterización tisular, es el método de elección para la evaluación del dolor crónico del tobillo, sobre todo aquel que no ha tenido una adecuada respuesta al tratamiento conservador [14].

2.3.1 Los huesos

El tobillo está conformado por la tibia, peroné, astrágalo y calcáneo, divididos en dos articulaciones la tibioastragalina y la subastragalina, que permiten la dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión. La articulación tibioastragalina está compuesta por tibia, peroné y astrágalo, ver Fig. 2.2.

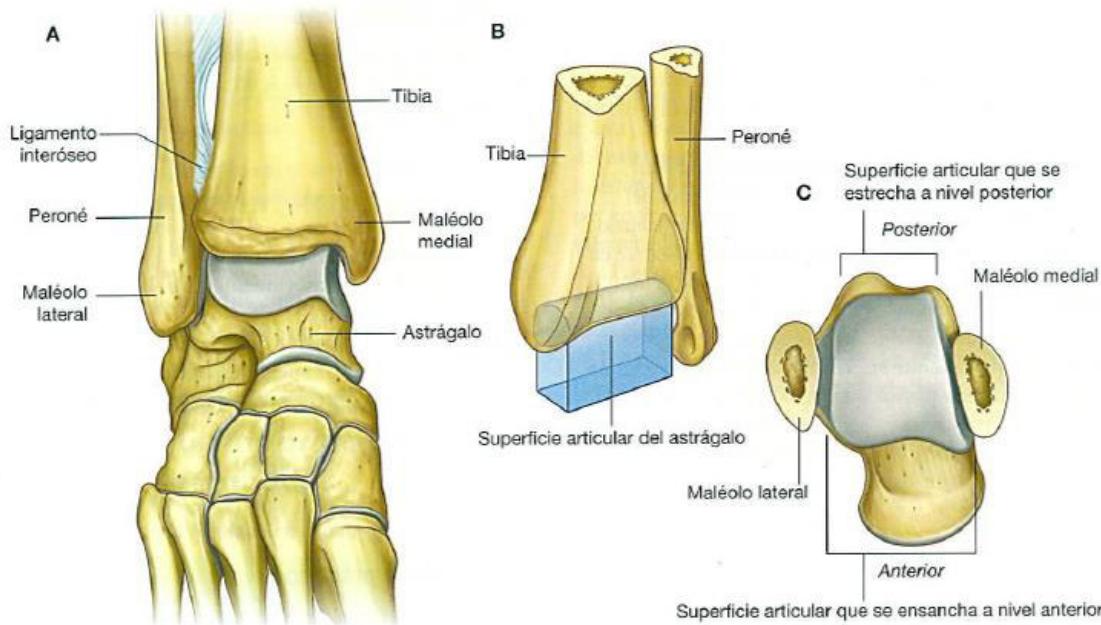


Fig. 2.2 Articulación tibioastragalina. A. Vista anterior con flexión plantar del pie. B. Esquema de la articulación. C. Vista superior del astrágalo. [15]

La articulación subastragalina está formada por el astrágalo y el calcáneo, que están separados del escafoideas tarsal, cuboides y cuñas por la articulación mediotarsiana o de Chopart, ver Fig. 2.3.

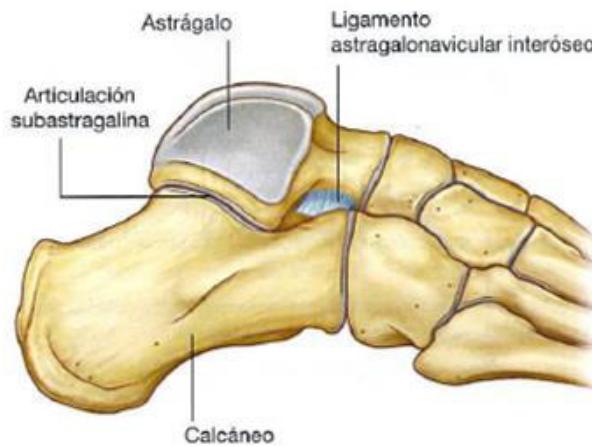


Fig. 2.3 Articulación subastragalina [15]

La tibia y el peroné están unidos por una membrana interósea y la sindesmosis; ésta última estabiliza la articulación tibioperoneoastragalina también llamada mortaja.

En la parte posterior del astrágalo se identifica el tubérculo del astrágalo o proceso posterior, se divide en dos tubérculos, uno medial y otro lateral; son un buen marcador anatómico porque entre ellos trascurre el tendón flexor del primer dedo y, justo en el tubérculo lateral, se inserta el ligamento peroneoastragalino posterior. El cuello del astrágalo forma el techo del seno tarsiano y el piso el calcáneo, aquí se localizan los ligamentos astrágalo-calcáneo y cervical. El calcáneo es el hueso más grande, largo y fuerte del pie. En la cara medial se identifica el sustentaculum tali, es el sitio de inserción de uno de los fascículos del ligamento deltoideo y, por debajo de éste, se localiza el tendón flexor del primer dedo en los cortes coronales [16].

2.3.2 Los ligamentos

Los ligamentos del tobillo están divididos en cuatro grupos: ligamentos colaterales mediales (tibiales), laterales (peroneos), los del seno del tarso y los tibioperoneos. [17-18], ver Tabla 2.1.

Tabla 2.1 Ligamentos del Tobillo [14]

Tibiales	Tibioescafoideo	Se origina del borde anterior del tubérculo anterior del maléolo tibial y se inserta en la superficie medial del escafoideas.
	<i>Tibiospring</i>	Se origina en la parte anterior del tubérculo anterior del maléolo tibial y sus fibras se insertan en el fascículo superomedial del ligamento <i>spring</i> o plato calcaneoescafoideo.
	Tibiocalcáneo	Se origina en el tubérculo anterior del maléolo tibial, desciende verticalmente y se inserta en el borde medial del sustentaculum tali.
	Tibioastragalino	Es el ligamento más fuerte, su inserción proximal se inicia en la punta del tubérculo anterior del maléolo tibial y se extiende hasta el tubérculo posterior, se inserta en el tubérculo medial del astrágalo.
Peroneos	Peroneo-astragalino anterior	Es el más débil, se identifica como una banda delgada de 20 mm de largo y de 2 a 3 mm de grosor.
	Peroneo-astragalino posterior	Es el más fuerte del compartimento lateral, tiene forma de abanico y patrón estriado, se origina en el extremo más distal del peroné, a nivel de la fosa retromaleolar, y se inserta en el tubérculo lateral del astrágalo.
	Peroneocalcáneo	Se extiende del ápex del maléolo lateral y desciende verticalmente hacia un pequeño tubérculo en el calcáneo, en los cortes coronales se ve como una banda hipointensa, profunda y anterior a los tendones peroneos.

Seno del tarso	astrágalocalcáneo	Es más pequeño e interno que el cervical, se localiza entre los surcos del astrágalo y el calcáneo como un tabique fino y oblicuo en los cortes coronales. Tiene un papel importante en la estabilidad de la articulación subastragalina.
	Cervical	Se origina en el cuello del astrágalo a nivel del tubérculo inferolateral y se inserta en la superficie ventral y medial del calcáneo, es un ligamento aplanado cuya función es limitar la inversión.
Tibio-peroneos	Posterior	Se evalúan en los cortes axiales. Se ven como bandas cortas, una anterior y dos posteriores. Estos, junto con los ligamentos intermaleolar y transverso, contribuyen a mantener la sindesmosis y las relaciones de la mortaja.
	Anterior	

Los ligamentos peroneos están constituidos por el ligamento peroneoastragalino anterior, peroneoastragalino posterior y el peroneocalcáneo, ver Fig.2.4.

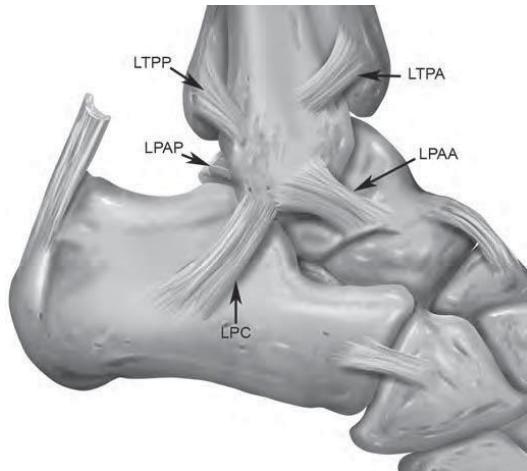


Fig.2.4 Ligamentos peroneos y tibioperoneos. LTPP: ligamento tibioperoneo posterior, LTPA: ligamento tibioperoneo anterior, LPAP: ligamento peroneoastragalino posterior, LPAA: ligamento peroneoastragalino anterior, LPC: ligamento peroneocalcáneo. [14]

Los ligamentos colaterales mediales (tibiales) integran el ligamento deltoideo (ver Fig.2.5). Es un complejo ligamentario fuerte, compuesto por tres ligamentos superficiales, que dé anterior a posterior son: el tibioescapoideo (LTE), *tibiospring* (LTS), tibiocalcáneo (LTC) y uno profundo: el tibioastragalino (LTA). En conjunto tienen morfología triangular o de abanico, todos se originan en el maléolo tibial, ya

sea en su tubérculo anterior o posterior, y sus inserciones son en cuatro sitios diferentes, todas son óseas como su nombre lo indica a excepción del *tibiospring*.

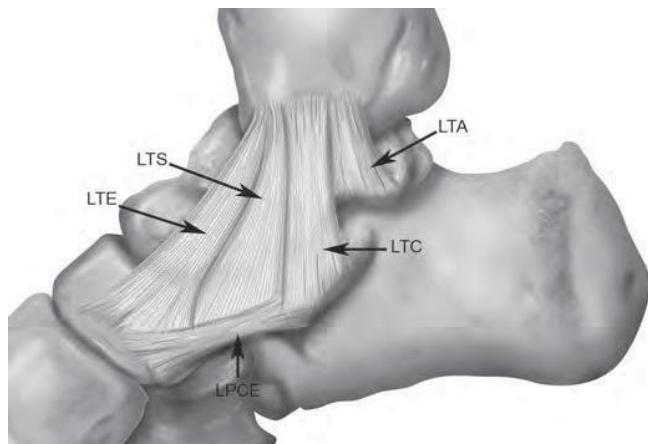


Fig.2.5 Ligamento deltoideo y sus componentes [14]

Los ligamentos del *seno del tarsiano* son los astragalocalcáneos, corresponden con el ligamento astragalocalcáneo y el ligamento cervical, que son extracapsulares.

2.3.3 Los tendones

La función primaria de los tendones es transmitir el movimiento de forma pasiva de un músculo en contracción a un hueso o fascia. Están compuestos de fibras de colágeno, elastina y reticulina que les confieren resistencia, elasticidad y volumen. Los tendones del tobillo son trece y todos, a excepción del tendón de Aquiles, tienen una dirección vertical a nivel del tercio distal de la pierna, la cual cambia en el pie a horizontal creando así un sistema de poleas. [14]

Los tendones son flexores y extensores (ver Fig.2.6). Los extensores ocupan el compartimento anterior y son el tendón tibial anterior, el extensor del primer dedo y el extensor común de los dedos (Fig. 2.6a)). Los flexores están divididos en tres compartimentos: medial, lateral y posterior. En el compartimento medial se encuentra al tendón tibial posterior, flexor común de los dedos y flexor largo del primer dedo; en el lateral al peroneo corto y largo y, por último, en el posterior se localiza el tendón de Aquiles.

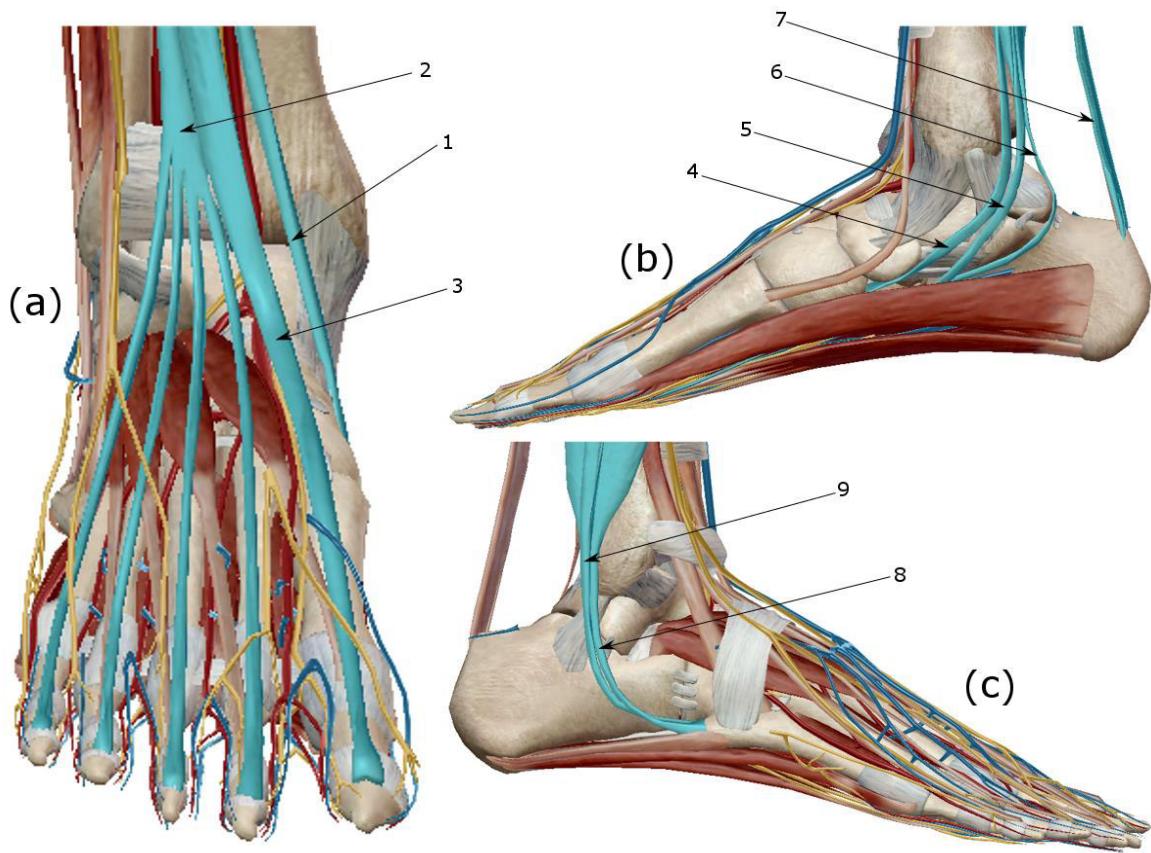


Fig.2.6 Tendones del tobillo. (a) Tendones extensores. 1: tibial anterior, 2: extensor del primer dedo, 3: extensor común de los dedos. (b-c) Tendones flexores. 4: tibial posterior, 5: flexor común de los dedos, 6: flexor del primer dedo, 7: tendón de Aquiles, 8: peroneo corto, 9: peroneo largo. [19]

2.3.4 Patologías

Los problemas más comunes del tobillo son las torceduras y las fracturas. Una torcedura o esguince es una lesión en los ligamentos. Los esguinces pueden tardar algunas semanas o hasta varios meses en sanar completamente. Una fractura es una ruptura de un hueso. También pueden ocurrir lesiones en otras partes del tobillo como los tendones, que unen los músculos al hueso, y los cartílagos, que amortiguan los roces e impactos de las articulaciones. Las torceduras y las fracturas del tobillo son lesiones deportivas comunes.

2.3.4.1 Lesiones ligamentarias

Las lesiones a los ligamentos son resultado de un cambio drástico en la estructura y fisiología del cuerpo, dichas lesiones se pueden dividir en 3 o 4 grados, que en general ambas divisiones abarcan todo el proceso de degeneración. La manera más simple es la división en 3 grados para todos los ligamentos. El grado I es una elongación del ligamento con microrupturas, el grado II representa una ruptura parcial y el grado III es la ruptura completa. La lesión grado I causa dolor local y edema mínimo sin inestabilidad demostrable con estrés. En el grado II la lesión es más importante, causa edema moderado, hemorragia con ruptura parcial o incompleta que repercute en la función del ligamento y que se traduce en inestabilidad. En el grado III se pierde la integridad del ligamento, hay edema y dolor. Del grado II, el esguince es la lesión más común y puede ser repetitiva ocasionando dolor crónico o inestabilidad, limitando la actividad diaria en 20-40% de los casos. En los niños representa 26.5% de las lesiones en la escuela; en el área deportiva conforman 10% de las urgencias y entre 17 y 25% de las incapacidades. El diagnóstico se basa en la clínica, las radiografías convencionales se realizan para descartar fractura y es común que muestren edema de tejidos blandos y, en ocasiones, alineación ósea anormal [20].

Aproximadamente 85% de los casos de esguince se deben a movimientos de inversión, con lesión de los ligamentos peroneos [21]. La lesión al ligamento cervical se puede asociar con esguince del peroneocalcáneo provocando inestabilidad del tobillo [16].

La inestabilidad medial del tobillo es causada por lesiones al ligamento deltoideo, el mecanismo de lesión más frecuente es la eversión, con 15% de las lesiones traumáticas del tobillo. Se lesionan con mayor frecuencia el ligamento tibioastragalino y con menor frecuencia el tibioescapoideo, seguido por el *tibiospring*. Si el daño es grave, puede causar fractura avulsión en 79% de los casos [22].

Las lesiones aisladas del deltoideo son raras, aproximadamente 5%, siendo el mecanismo de lesión la eversión con rotación externa. En caso de ruptura del ligamento tibioastragalino la cirugía es inevitable.

Las lesiones del ligamento *spring* comúnmente involucran al fascículo superomedial y, de forma concomitante, puede haber lesión del ligamento *tibiospring* y disfunción del tendón tibial posterior (debido a la cercanía entre estos) con alteración en la función estabilizadora del arco plantar [23].

2.3.4.2 Lesiones tendinosas

Las lesiones en atletas son el resultado de cambios bruscos en la dirección, aceleración o desaceleración. Los tendones se lesionan cuando la fuerza que los tensa es excesiva produciendo ondulación o ruptura. El proceso inflamatorio puede ser agudo o crónico, el agudo está representado por la entesitis, la tendinitis y la tenosinovitis. La entesitis es aquella que se presenta a nivel de la inserción tendinosa, ocasionada por un estiramiento brusco, puede estar asociada con micro o macrorrupturas. La tendinitis es un engrosamiento del tendón con proceso inflamatorio entre las fibras. La tenosinovitis es la inflamación de la bursa con incremento en la producción de líquido.

Comportamiento posterior

En el tendón de aquiles, la tendinosis o entesopatía es la más común, se caracteriza por un engrosamiento focal y fusiforme del tendón.

La zona más susceptible de ruptura se encuentra a 6 cm de su inserción en el calcáneo por disminución de la vascularidad en este segmento [24].

Comportamiento medio

El tendón tibial posterior es el más grueso del compartimento medio y es el que comúnmente se lesiona. El sitio clásico de ruptura es a nivel del maléolo medial [14]. Es común verlo en pacientes de mediana edad y de mayor edad. En pacientes de mayor edad los casos son asociados con hipertensión, diabetes, y obesidad. Frey [25] encontró que un segmento del TTP de 4 cm aproximadamente, cercano al hueso navicular era relativamente avascular. Esto corresponde al área normal de tendinosis vista clínicamente cerca del maléolo medial. Este patrón de avascularidad podría ser la causa más común de lesión del TTP.

Compartimento lateral

Con respecto a los tendones peroneo largo y corto hay que ser cautos cuando estos se separan. Las rupturas en el tendón peroneo largo son secundarias al incremento del estrés en las poleas, que son tres, una detrás del maléolo externo, donde se asocia con ruptura del peroneo corto, y las otras por debajo del tubérculo del calcáneo y en el canal del cuboides donde puede darse la ruptura aislada asociada con traumatismo (fractura o golpe directo).

Compartimento anterior

La lesión de los tendones extensores es rara, de los tendones extensores el tibial anterior es el que más comúnmente se lesioná, ya sea por traumatismo directo o indirecto y por fricción causada por formaciones osteofíticas en el escafoides o en la articulación tarso-metatarsiana; puede producir sinovitis, tendinitis o tendonosis.

Túnel tarsiano

El síndrome del túnel tarsiano es causado por un proceso ocupativo, caracterizado por parestesias, dolor y debilidad atribuidos al atrapamiento del nervio tibial posterior.

Con lo anterior se puede concluir que un adecuado conocimiento de la anatomía del tobillo contribuye a la localización adecuada de la afección, disminuye los errores de diagnóstico y ayuda a elegir un tratamiento adecuado.

2.4 Análisis del ciclo de caminado

Caminar es el medio natural del cuerpo de trasladarse de un lado a otro. Es también el medio más conveniente de recorrer distancias cortas. Versatilidad funcional permite a los miembros inferiores se acomoden fácilmente en las escaleras, cambios de superficies y obstáculos en el camino. La eficiencia al realizar estos movimientos depende de la movilidad de las articulaciones y de la actividad muscular que es selectiva en tiempo e intensidad. La conservación de la energía es la óptima en el patrón de acción de los miembros.

El análisis del ciclo de caminado es el estudio sistemático del caminar humano. Es útil en el manejo médico de aquellas enfermedades que afectan el sistema locomotor. En los últimos años, ha habido un creciente interés en este tema, particularmente entre los practicantes y estudiantes de fisioterapia, bioingenieros, neurólogos y rehabilitación.

Como se mencionó anteriormente, todo movimiento voluntario incluyendo el caminar, resulta de un complicado proceso que involucra al cerebro, médula espinal, nervios periféricos, músculos, huesos y articulaciones. Antes de analizar el ciclo de caminar es necesario el entendimiento básico de la anatomía, fisiología y biomecánica del mismo. Dicho lo anterior, cabe señalar que el estudio del ciclo de caminado en este trabajo solo se enfocara a la parte del pie.

2.4.1 Términos anatómicos básicos

Los términos anatómicos que describen las relaciones entre las diferentes partes del cuerpo se basan en su posición anatómica, en la cual la persona se encuentra de pie, con los pies juntos y los brazos a los lados del cuerpo con las palmas de la mano hacia adelante. Esta posición, junto con los planos de referencia y los términos que describen las relaciones entre las diferentes partes del cuerpo se ilustran en la Fig. 2.7.

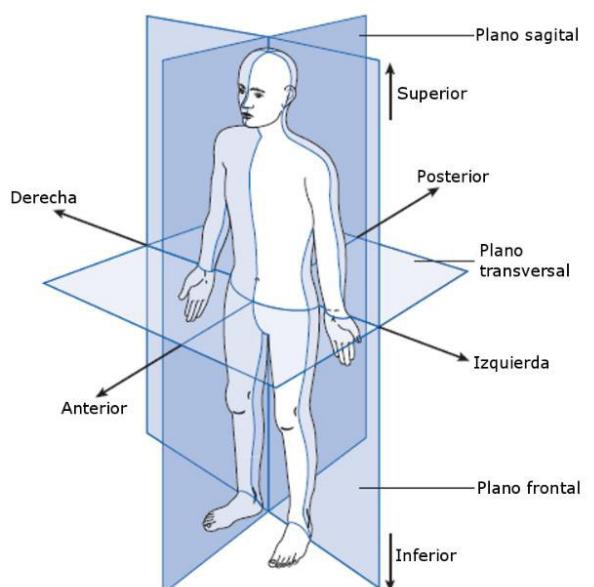


Fig. 2.7 Posición anatómica [26]

Dentro de una sola parte del cuerpo, seis términos adicionales son usados para describir relaciones:

1. Medial significa hacia la línea media del cuerpo: el dedo gordo está en el lado medial del pie.
2. Lateral significa alejado de la línea media del cuerpo: el dedo chico está en el lado lateral del pie.
3. Proximal significa hacia el resto del cuerpo: los hombros están la parte proximal del brazo.
4. Distal significa alejado del resto del cuerpo: los dedos están en la parte proximal de la mano.
5. Estructuras superficiales están cercanas a la superficie.
6. Estructuras profundas están lejos de la superficie.

El movimiento de los miembros esta descrito usando los planos de referencia:

1. Un plano sagital es cualquier plano que divide parte del cuerpo en porciones derecha e izquierda.
2. Un plano frontal divide el cuerpo en la parte delantera y trasera.
3. Un plano transversal divide el cuerpo en las partes superior e inferior.

La mayoría de las articulaciones solo se pueden mover en uno o dos de estos tres planos. Las direcciones de estos movimientos para la cadera y rodilla se muestran en la Fig.2.8 y para el tobillo y pie en la Fig.2.9, dichos movimientos son los siguientes:

1. Flexión y extensión toman lugar en el plano sagital; en el tobillo estos movimientos son llamados dorsiflexión y plantarflexión, respectivamente.
2. Abducción y aducción toman lugar en el plano frontal.
3. Rotación interna y externa toman lugar en el plano transversal; también son llamados rotación medial y lateral respectivamente.

Otros términos que son usados para describir movimientos de las articulaciones o de segmentos del cuerpo son:

1. Varus y valgus, los cuales describen una angulación de la articulación respectivamente.
2. Pronación y supinación, los cuales son rotaciones a lo largo del eje del antebrazo o del pie: pronación de ambas manos hace que los pulgares se acerquen, supinación hace que los dedos meñiques se acerquen.
3. Inversión del pie hace que se junten las plantas de los pies; eversión causa que las plantas de los pies se alejen de la línea media del cuerpo.

La terminología del pie es algunas veces confusa ya que tiene una falta de estandarización. En este trabajo se optó con lo que probablemente es la convención más común, en la cual por ejemplo el término pronación es usado para combinar el movimiento que consiste primariamente de eversión, pero también incluye dorsiflexión y abducción del antepié. Similarmente, supinación es principalmente inversión, pero también incluye plantarflexión y aducción del antepié.

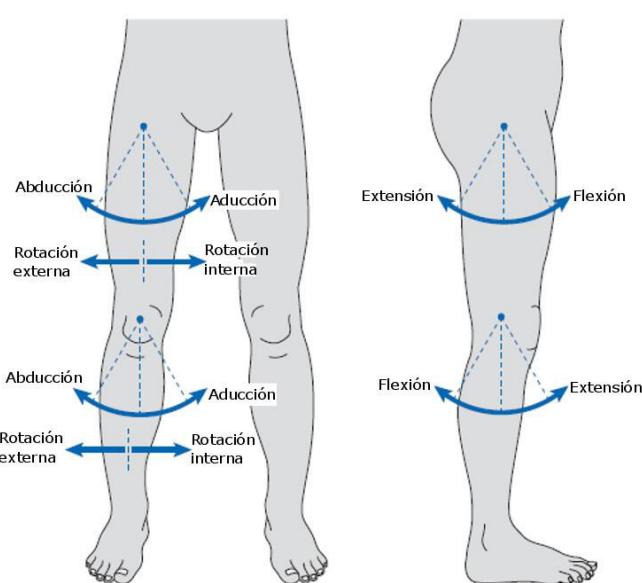


Fig.2.8 Movimientos articulación cadera y rodilla

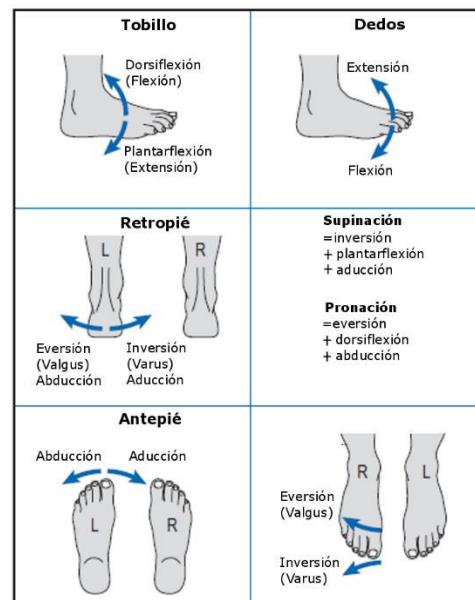


Fig.2.9 Movimientos del tobillo y pie [26]

2.4.2 Huesos del pie

El pie es una estructura complicada (Fig.2.10), el cual se divide en tres partes:

1. Retropié, el cual consiste en 2 huesos, uno encima del otro.
2. Pie medio, el cual consiste en 5 huesos muy cercanos unos de otros.
3. Antepié, el cual consiste en los 5 metatarsianos y las falanges.

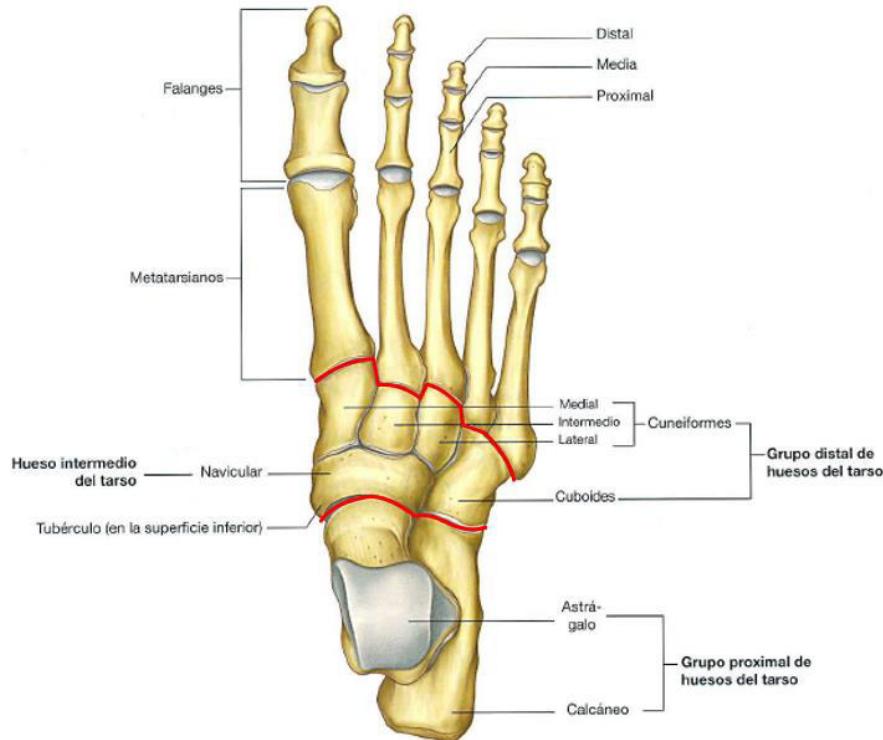


Fig. 2.10 Huesos del pie vista dorsal [15]

El astrágalo es el hueso superior de los huesos pertenecientes al retropié. Debajo, el astrágalo articula con el calcáneo a través de la articulación subtalar. La superficie inferior del calcáneo transmite el peso del cuerpo hacia el suelo.

El pie medio consiste en cinco huesos:

1. El navicular.
2. El cuboides.
3. Tres huesos cuneiformes (medial, intermedio y lateral)

El tobillo o articulación talocrural tiene tres superficies: superior, medial y lateral. La superficie superior es la principal articulación del tobillo. La articulación de la superficie medial se encuentra entre el astrágalo y la parte interna del maléolo medial de la tibia.

La articulación de la superficie lateral se encuentra entre el astrágalo y la superficie interna del maléolo lateral del peroné.

Los ligamentos principales de la articulación del tobillo son aquellos entre la tibia y el peroné que previenen que estos dos huesos se separen, y los ligamentos colaterales en ambos lados, entre los dos maléolos y ambos tanto el astrágalo como el calcáneo.

La articulación subtalar o talocalcánea tiene tres superficies de articulación, desde el punto de vista funcional, la importancia de esta articulación es que permite la abducción y aducción (valgus/varus) del retropié.

La articulación mediotarsiana se encuentra en cada hueso tarsal con el hueso más próximo entre ellos, haciendo una muy complicada estructura. Las articulaciones tarsometatarsianas se encuentran entre los huesos cuboide, los cuneiformes y los cinco metatarsianos distales.

La articulación metatarsofalángica y la interfalángica consisten en una superficie proximal convexa que embonan en una superficie distal cóncava.

Ninguna descripción anatómica del pie estaría completa sin mencionar los arcos del pie. Los huesos del pie están unidos entre sí por estructuras de ligamentos, reforzadas por tendones musculares para hacer una estructura flexible la cual actúa como dos fuertes resortes curvados. Estos son los arcos longitudinales del pie y estos hacen que el peso del cuerpo sea transmitido al suelo. El pie medio transmite relativamente poco peso directo al suelo debido a que está un poco levantado. El extremo posterior de ambos arcos es el calcáneo. El arco medial longitudinal (Fig.2.11(a)) se dirige hacia arriba y adelante por el calcáneo y gradualmente desciende a través del navicular y cuneiformes hasta los tres metatarsos mediales, que forman el extremo final del arco.

El arco medial lateral (Fig. 2.11(b)) pasa hacia adelante desde el calcáneo a través del cuboides hasta los dos metatarsianos laterales.

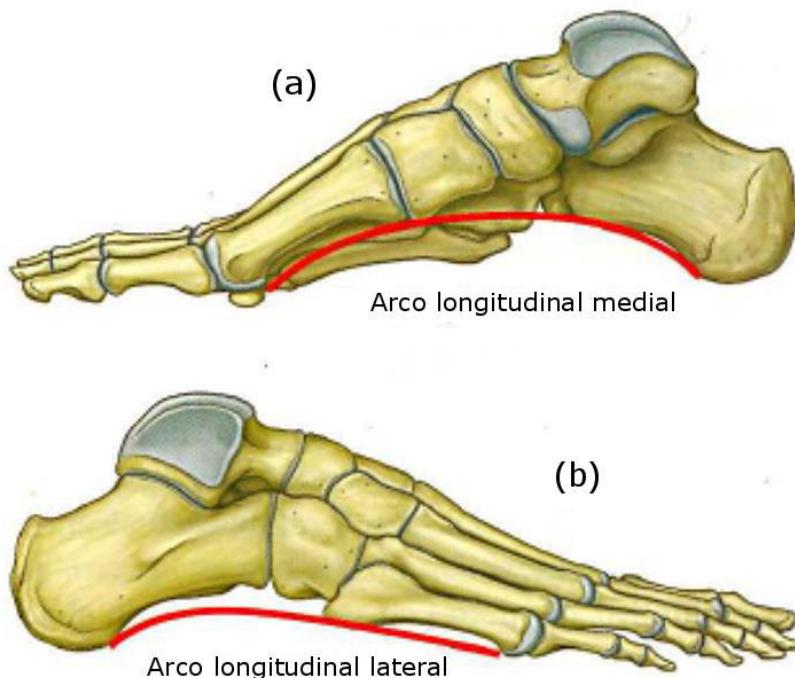


Fig. 2.11 Arcos del pie. (a) Longitudinal medial. (b) Longitudinal lateral [15]

2.4.3 Músculos y tendones

Los músculos son los responsables del movimiento de las articulaciones. La mayoría de los músculos están unidos a diferentes huesos en sus dos extremos y se cruzan sobre ya sea una articulación (músculo monoarticular), dos articulaciones (músculo biarticular) o varias articulaciones (músculo poliarticular). A diferencia de los tendones que conectan un músculo con un hueso.

Músculos que actúan en el tobillo y articulación subtalar

- I. Musculo sóleo, surge de la superficie posterior de la tibia, peroné y la parte interna de los músculos de la pantorrilla.
- II. Extensor del primer dedo, extensor común de los dedos, tibial anterior y el peroneo tertius forman el grupo tibial anterior.

- III. Flexor del primer dedo, flexor común de los dedos, tibial posterior, peroneo largo y peroneo corto son los músculos profundos de la pantorrilla y se originan de la parte de atrás de la tibia, peroné y la membrana interósea.

2.4.4 Terminología usada en el ciclo de caminado

El ciclo de caminado (GC por sus siglas en inglés) se define como el intervalo de tiempo entre dos acontecimientos sucesivos de uno de los eventos repetitivos del ciclo de caminar. Aunque cualquier evento puede ser escogido para definir el ciclo de caminado, es generalmente conveniente usar el instante en el cual el pie contacta el suelo (contacto inicial). Si se decidió comenzar el contacto inicial con el pie derecho, como se muestra en la Fig. 2.12, entonces el ciclo continuara hasta que el pie derecho contacte el suelo otra vez. El pie izquierdo pasa por los mismos eventos que el pie derecho, pero desplazado en tiempo por un medio ciclo.

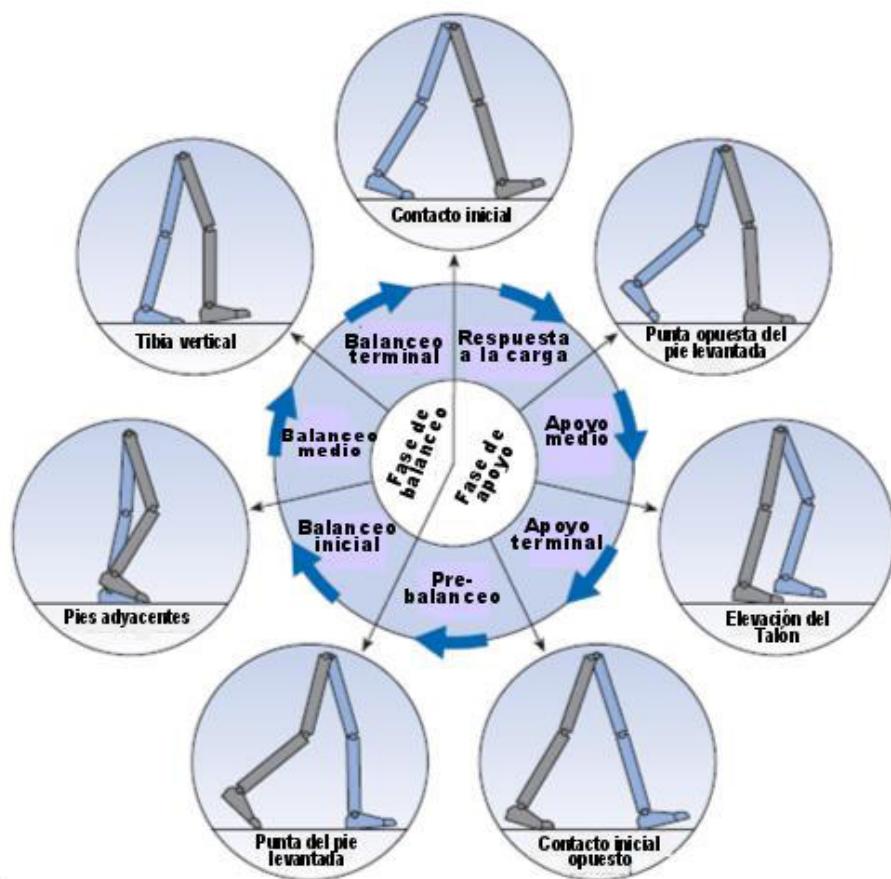


Fig. 2.12 Posiciones de la pierna derecha durante el ciclo de caminado [26]

Los siguientes términos son usados para identificar los eventos más importantes durante el ciclo de caminado:

1. Contacto inicial (*Initial contact*).
2. Punta opuesta del pie levantada (*Opposite toe off*).
3. Elevación del talón (*Heel rise*).
4. Contacto inicial opuesto (*Opposite initial contact*).
5. Punta del pie levantada (*Toe off*).
6. Pies adyacentes (*Feet adjacent*).
7. Tibia vertical (*Tibia vertical*).

Estos siete eventos subdividen el ciclo de caminado en siete periodos, de los cuales cuatro ocurren la fase apoyo, cuando el pie está en el suelo, y tres en la fase balanceo, cuando el pie se mueve hacia adelante sin tocar el suelo ver Fig. 2.13.

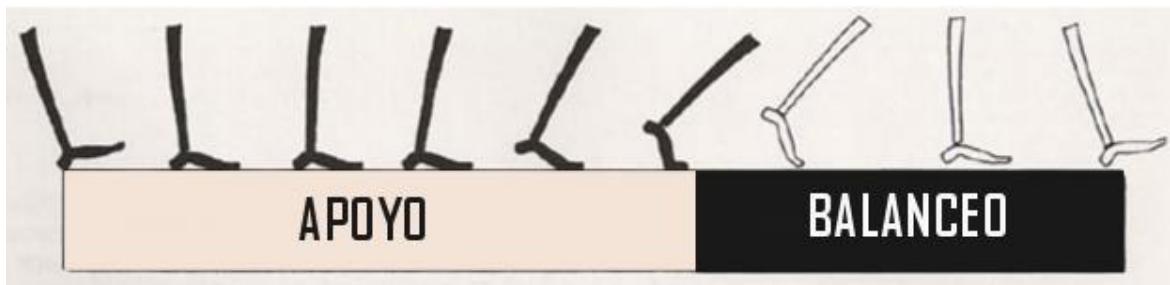


Fig. 2.13 Divisiones del ciclo de caminado [27]

La fase “apoyo” dura desde “contacto inicial” hasta “punta del pie levantada”. La fase apoyo abarca el 60% de la fase caminar y se subdivide en:

1. Respuesta a la carga (*Loading response*)
2. Apoyo medio (*Mid-stance*)
3. Apoyo terminal (*Terminal stance*)
4. Pre balanceo (*Pre-swing*)

La fase de balanceo dura desde punta del pie levantada hasta el siguiente contacto inicial. Se subdivide:

1. Balanceo inicial (*Initial swing*)
2. Balanceo medio (*Mid-swing*)
3. Balanceo terminal (*Terminal swing*)

Desafortunadamente, la nomenclatura usada para describir el ciclo de caminado varía considerablemente de una publicación a otra. El presente trabajo usa la terminología que sería más entendible para la mayoría de las personas que trabajen o no en el área.

2.4.5 Porcentajes de la fase apoyo

Fase 1.- Respuesta a la carga

Intervalo: 0-10% GC

- Esta es el periodo apoyo doble inicial (Fig. 2.14). La fase comienza con el contacto inicial del pie con el suelo y continua hasta que el otro pie se levanta.

Objetivos:

- Absorción del impacto
- Estabilidad del peso del cuerpo
- Preservar la progresión

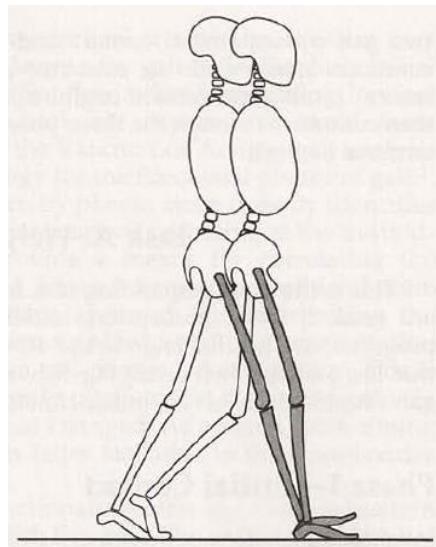


Fig. 2.14 Fase 1 respuesta a la carga [27]

Fase 2.- Apoyo medio

Intervalo: 10-30% GC

- Está es en la primera mitad del intervalo del miembro soporte (ver Fig. 2.15). Comienza conforme el otro pie se levanta y continua hasta que el peso del cuerpo se alinea sobre el antepié.

Objetivos:

- Progresión sobre el pie estacionario
- Estabilidad del miembro y tronco

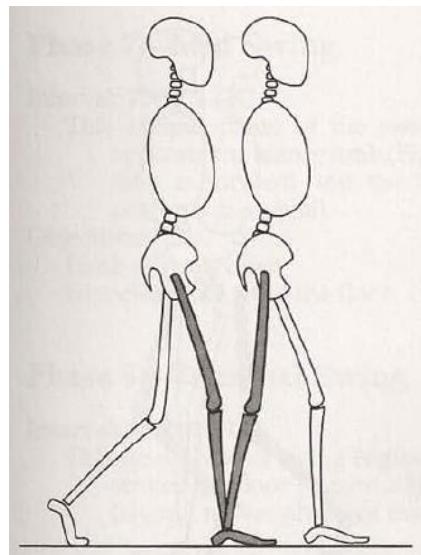


Fig. 2.15 Fase 2 apoyo medio [27]

Fase 3.- Apoyo terminal

Intervalo: 30-50% GC

- Esta fase completa el miembro soporte (ver Fig. 2.16). Comienza con el levantamiento del talón (*heel rise*) y continua hasta que el otro pie impacta con el suelo. A través de esta fase el peso del cuerpo se mueve hacia el antepié.

Objetivos:

- Progresión del peso de cuerpo más allá del miembro de soporte.

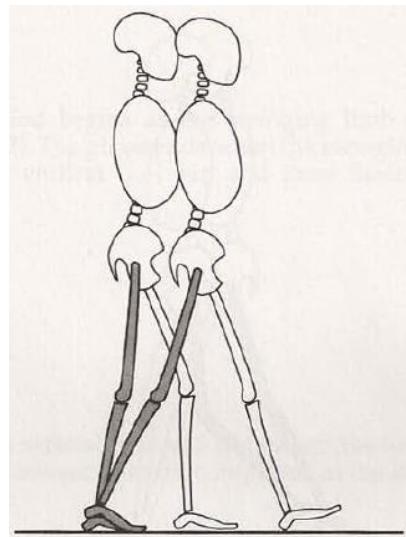


Fig. 2.16 Fase 3 apoyo terminal [27]

Fase 4.- Pre balanceo

Intervalo: 50-60% GC

- Esta fase final del apoyo es el segundo (terminal) intervalo doble de apoyo en el ciclo de caminar (Fig. 2.17). Comienza con el contacto final del miembro opuesto y termina con levantamiento de la punta del pie.

Objetivo:

- Posicionar el miembro el balanceo.

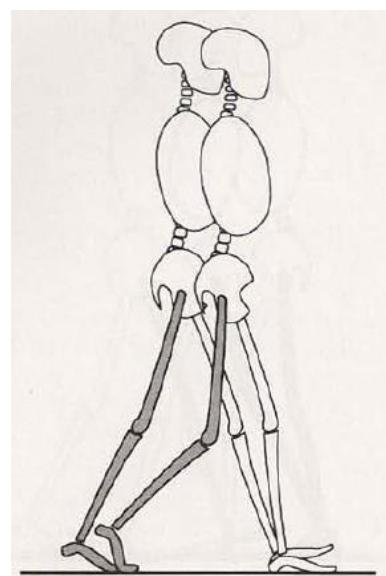


Fig. 2.17 Fase 4 pre balanceo [27]

2.5 Tendón tibial posterior

El músculo tibial posterior es el principal supinador de la articulación subastragalina, aductor del mediopié y flexor plantar del tobillo. A través de sus múltiples inserciones en la planta del pie, también refuerza los ligamentos que mantienen el arco del pie. Durante la fase de apoyo en el ciclo de la marcha, el tendón funciona excéntricamente permitiendo la pronación del retropié de forma controlada, lo cual favorece que la articulación astrágalo-escafoidea y la calcáneo-cuboidea absorban el choque. En la fase de apoyo medio, el músculo tibial posterior se contrae de manera concéntrica para llevar en supinación el pie bloqueando la astrágalo-escafoidea y la calcáneo-cuboidea para proveer un arco rígido y permitir que el complejo aquileo-calcáneoplantar realice una propulsión efectiva.

La mayor contribución del tendón tibial posterior (TTP) a la estabilidad del pie resulta en el mecanismo de bloqueo del mediopié. Un TTP disfuncional pierde la propiedad de soporte, ocasionando un valgo del retropié y un colapso del arco interno del pie. Cuando hay una condición patológica que compromete el TTP y que lo debilita con antagonistas intactos (peroneos), el arco interno se aplana sobrecargando el ligamento *spring*. Si persiste la sobrecarga, el ligamento *spring* puede llegar a romperse [28].

2.5.1 Anatomía

El tibial posterior se origina desde la superficie posterior de la tibia, peroné y la membrana interósea en la porción proximal y medial de la pierna. El tendón tibial posterior (TTP) continua anterior al flexor común de los dedos hasta el aspecto posterior del maléolo medial, ver Fig. 2.18. A medida que pasa alrededor del maléolo, el TTP cambia de dirección hacia el pie medio.

Antes de la inserción, el TTP se divide en tres componentes; anterior, medio y posterior [29]. La porción anterior es la más larga y une la tuberosidad del hueso navicular. La ramificación medial y posterior forman una amplia inserción bajo la superficie de los cuneiformes medial y lateral, cuboide y base de los metatarsianos.

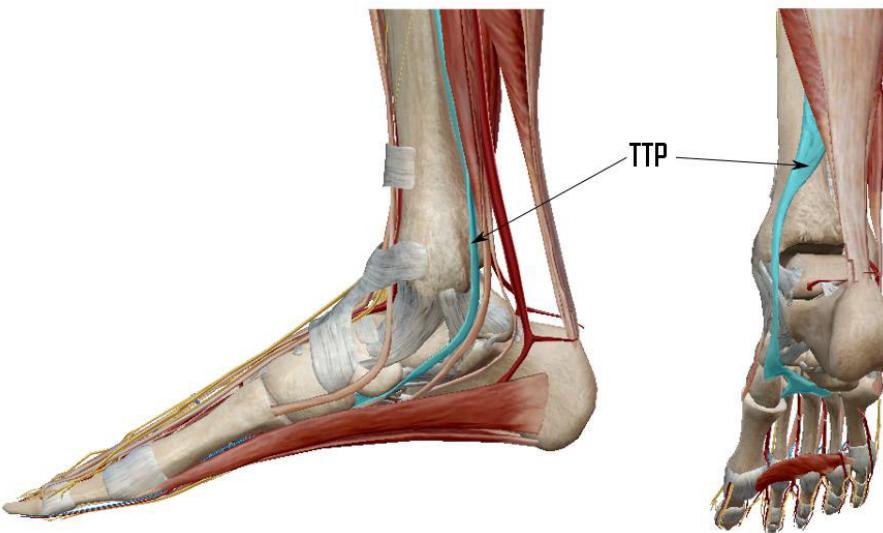


Fig. 2.18 Tendón tibial posterior [19]

La función primaria del TTP es el de invertir el pie y restaurar el arco durante la fase de apoyo del ciclo de caminado. Es muy susceptible a sufrir lesiones y degeneración.

2.5.2 Disfunción del tendón tibial posterior

Disfunción del tendón tibial PTTD (por sus siglas en inglés) es un proceso doloroso de deformación progresiva y aplanamiento del pie adulto. También está relacionado con la insuficiencia del tendón tibial (PTTI); o adquirir pie adulto plano (AAFF).

PTTD es un proceso progresivo complejo estudiado desde los finales de 1960 [30], pero no fue hasta los 80's que la primera descripción profunda de esta patología fue publicada [31]. En 1989 Johnson and Strom publicaron la primera caracterización mundial del de PTTD [32].

Desde el comienzo esta etiología se creyó que era secundaria a una lesión del TTP asociada a su vez al desarrollo de AAFF. En el momento se pensó que una falla del TTP causaba una sobrecarga excesiva en otros ligamentos y articulaciones conduciendo al aplanamiento del arco longitudinal plantar.

Hoy en día, es generalmente aceptable que otras estructuras del tobillo, particularmente el ligamento *spring* y los ligamentos del seno del tarso, juegan un papel más importante en este proceso de lo que antes se pensaba.

Por lo tanto, se debe pensar más que AAFF y PTTD como un par de entidades interrelacionadas, en vez de una sola patología. De hecho, muchos pacientes que presentaban síntomas en el TTP ya tenían pie plano previamente [33]. Existen también casos de desarrollo de AAFF que se presentan sin daño en el TTP [34].

Estudios de laboratorio con cadáveres muestran que la ruptura del TTP no es suficiente para desarrollar pie plano [35-36]. Por lo tanto, algunos autores afirman que también se requiere la escisión de la fascia plantar, y la participación de los ligamentos plantar largo, corto, ligamento deltoides y *spring*.

Varios traumatólogos piensan que en la mayoría de los casos el aplanamiento del arco plantar medial longitudinal se forma primero que el daño en el TTP [37]; por esta razón el poner atención solo a la afectación del tendón no es muy útil mientras la deformación en estas otras estructuras no se invierta para restablecer la mecánica del pie.

2.5.3 Diagnóstico de la disfunción del tendón tibial posterior

En la fase I, los pacientes presentan típicamente una aparición insidiosa de un dolor vago en el pie medial e hinchazón detrás del maléolo medial a lo largo del tendón, ver Fig. 2.19.



Fig. 2.19 Fase I de PTTD [38]

A medida que la condición progresiona a la fase II, los pacientes presentan más molestias relacionadas con la pérdida de la función y cambio en la forma del pie, ver Fig. 2.20.



Fig. 2.20 Fase II de PTTD [38]

Observando al paciente de pie desde la parte de atrás se muestra la asimetría de la deformidad del pie plano. El talón afectado está en la posición de valgus, aplanamiento del arco medial longitudinal y abducción del antepié son visibles. Esto también lleva a la patología comúnmente denominada como “signo de demasiados dedos” donde más dedos de los normales (uno y medio o dos) pueden ser vistos a lo largo de la frontera lateral del pie. Además, los pacientes pueden sentir inestabilidad, cojear, poder caminar solo por una corta distancia, y perder la capacidad de caminar sobre superficies irregulares. En etapas posteriores, el tendón puede no ser palpable en la inserción de la tuberosidad del hueso navicular; esto se evalúa mejor con el paciente tratando de invertir y apuntar el pie hacia abajo. Alguien con pie normal puede realizar el ejercicio de levantar el talón (*heel rise*) varias veces seguidas, pero en la fase II los pacientes no son. En las fases III y IV, en adición a lo nombrado en la fase II, la deformidad del pie plano se convierte en fija. En general, la inflamación tiende a ser la característica menos común que se presenta cuando el pie plano se hace rígido.

2.5.4 Tratamiento conservativo

El tratamiento conservativo es indicado para casi todos los pacientes inicialmente y antes de considerar alguna cirugía. Para las fases I y II cuando el pie aun es flexible, cualquier inflamación que rodea la vaina de tendón tibial posterior debe ser tratada

antes de tratar el aspecto crónico de la condición. Un periodo de 4 a 8 semanas de inmovilización con un molde de yeso debajo de la rodilla puede ser utilizado. En conjunto con descanso, aplicar hielo en la zona inflamada y mantener el pie en elevación.

2.5.6 Tratamiento quirúrgico

De buenos a excelentes resultados en más del 80% de los pacientes han sido reportados a los 5 años de seguimiento después de la intervención quirúrgica [39]. Sin embargo, la recuperación postoperatoria es un proceso prolongado y los procedimientos requieren que los pacientes usen un yeso por dos o tres meses.

Fase I- En pacientes con pie plano notorio, cuyos síntomas no se resuelven con tratamiento conservativo, una osteotomía calcánea debe ser considerada. Esto tiene como objetivo corregir la deformidad del pie para intentar preservar la función del pie.

Fase II- El tratamiento quirúrgico que va aumentando para el tratamiento es el de la transferencia de tendón en combinación con osteotomía correctiva. Esto se debe a que la osteotomía es requerida para corregir la arquitectura de los huesos del pie, para así mejorar la biomecánica del tendón tibial posterior. Los tendones usados para reconstruir el tibial posterior puede ser el tibial anterior o el flexor común de los dedos.

Fase III- El objetivo del tratamiento quirúrgico es el de corregir la deformidad y aliviar el dolor, a través de una triple artrodesis de las articulaciones subtalar, calcáneo cuboidea, y talonavicular.

Fase IV- Esta se ha alcanzado cuando hay cambios degenerativos adicionales en la articulación del tobillo. El tratamiento de rescate en esta fase es usualmente una artrodesis pantalar (articulaciones del tobillo, subtalar, calcaneocuboidea y talonavicular).

Por lo tanto, el tibial posterior es el soporte dinámico clave del arco medial longitudinal del pie. Cuando falla, el arco colapsa lentamente, el talón se desvía a valgus y el antepié gradualmente se abduce, resultando en adquirir pie plano.

La disfunción del tibial posterior es frecuentemente mal diagnosticada como un esguince crónico del tobillo, osteoartritis, o colapso del arco como resultado de obesidad. El diagnóstico rápido evita frustración en el paciente y permite que el tratamiento comience en una fase más temprano y sea más fácil de manejar.

2.6 Método del elemento finito (MEF)

El método de elemento finito es un método numérico para resolver problemas de ingeniería y física matemática [40]. Típicos problemas de áreas de interés en ingeniería y física matemática que se pueden solucionar usando el método del elemento finito incluyen análisis estructurales, transferencia de calor, flujo de fluidos, transporte de masa y potencial electromagnético.

Para problemas que involucran complejas geometrías, cargas y propiedades de materiales, generalmente no es posible obtener soluciones analíticas matemáticas. Estas soluciones analíticas generalmente requieren la solución de una ecuación diferencial ordinaria o parcial, la cual, debido a las complicadas geometrías, cargas, y propiedades de materiales, no son usualmente obtenidas. Por lo tanto, es necesario depender de métodos numéricos, como el método del elemento finito para soluciones aceptables. La formulación de elemento finito del problema da como resultado un sistema de ecuaciones algebraicas simultáneas para su solución en vez de requerir la solución de ecuaciones diferenciales.

Por lo tanto, este proceso de modelar un cuerpo dividiéndolo en un sistema equivalente de cuerpos pequeños o unidades (elementos finitos) interconectados en puntos comunes a dos o más elementos (puntos nodales o nodos) o líneas de frontera o superficies es llamado discretización. En el método de elemento finito, en lugar de resolver el problema para el cuerpo completo en una operación, se formula las ecuaciones para cada elemento finito y combinarlas para obtener la solución del cuerpo completo.

2.6.1 Introducción a la matriz de notación

Los métodos de matrices son una herramienta necesaria en el método de elemento finito utilizada para simplificar la formulación de la ecuación de rigidez de los

elementos, para soluciones que son muy extensas para resolverlas a mano y más importante en el uso para programar los métodos de solución. Por lo tanto, la matriz de notación representa una forma fácil de representar y resolver ecuaciones simultáneas algebraicas.

En este trabajo se presentará un pequeño resumen de la notación de matrices más comunes que se usan en elemento finito.

Una matriz es un arreglo rectangular de cantidades ordenadas en filas y columnas que es usualmente usada como una ayuda para expresar y resolver un sistema de ecuaciones algebraicas. Como ejemplos de matrices comunes utilizadas se encuentra, los componentes de la fuerza ($F_{1x}, F_{1y}, F_{1z}, F_{2x}, F_{2y}, F_{2z}, \dots, F_{nx}, F_{ny}, F_{nz}$) actuando sobre varios nodos (1, 2, ..., n) en una estructura y los correspondientes conjuntos de desplazamientos nodales ($u_1, v_1, w_1, u_2, v_2, w_2, \dots, u_n, v_n, w_n$) pueden ser expresadas de la siguiente manera.

$$\{F\} = \begin{Bmatrix} F_{1x} \\ F_{1y} \\ F_{1z} \\ F_{2x} \\ F_{2y} \\ F_{2z} \\ \vdots \\ F_{nx} \\ F_{ny} \\ F_{nz} \end{Bmatrix} \quad \{d\} = \begin{Bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ w_1 \\ u_2 \\ v_2 \\ w_2 \\ \vdots \\ u_n \\ v_n \\ w_n \end{Bmatrix} \quad (1)$$

Los subíndices a la derecha de F identifican el nodo y la dirección de la fuerza, respectivamente. Los desplazamientos x, y y z en un nodo están representados por u, v y w , respectivamente. El subíndice al lado de u, v y w representan el nodo.

El caso más general de una matriz rectangular conocido será indicado por la notación de los corchetes rectangulares []. Por ejemplo, las matrices de rigidez estructural de elemento y global [k] y [K], respectivamente, desarrolladas para cada tipo de elemento, son representadas por matrices rectangulares como,

$$[k] = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & \dots & k_{1n} \\ k_{21} & k_{22} & \dots & k_{2n} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ k_{n1} & k_{n2} & \dots & k_{nn} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$[K] = \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & \dots & K_{1n} \\ K_{21} & K_{22} & \dots & K_{2n} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ K_{n1} & K_{n2} & \dots & K_{nn} \end{bmatrix} \quad (3)$$

Donde, en teoría estructural, los elementos k_{ij} y K_{ij} son regularmente llamados coeficientes de influencia de rigidez.

Las fuerzas nodales globales $\{F\}$ y los desplazamientos nodales globales $\{d\}$ están relacionadas a través de la matriz de rigidez global $\{K\}$ por,

$$\{F\} = \{K\}\{d\} \quad (4)$$

Esta ecuación es llamada ecuación de rigidez global y representa un conjunto de ecuaciones simultáneas. Esta es la ecuación básica formulada en el método de análisis de rigidez o de desplazamiento.

Utilizando las ecuaciones (1-3) obtenemos la forma expandida de (4),

$$\begin{Bmatrix} F_{1x} \\ F_{1y} \\ \vdots \\ F_{nz} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} K_{11} & K_{12} & \dots & K_{1n} \\ K_{21} & K_{22} & \dots & K_{2n} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ K_{n1} & K_{n2} & \dots & K_{nn} \end{Bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ \vdots \\ w_n \end{Bmatrix} \quad (5)$$

Ahora, suponiendo una estructura que está siendo forzada a una configuración de desplazamientos definida por $u_1 = 1, v_1 = w_1 = \dots = w_n$. Por lo tanto, de la ecuación (4) obtenemos:

$$F_{1x} = K_{11} \quad F_{1y} = K_{21}, \dots, F_{nz} = K_{n1} \quad (6)$$

La ecuación (6) contiene todos los elementos en la primera columna de $\{K\}$. Además, se muestra que estos elementos, $K_{11}, K_{21}, \dots, K_{n1}$, son los valores del conjunto total de fuerzas nodales requeridas para mantener el desplazamiento aplicado. De manera similar, la segunda columna en $\{K\}$ representa los valores de las fuerzas requeridas para mantener el estado desplazado $v_1 = 1$ y todos los demás componentes de desplazamientos nodales iguales a cero.

Con la anterior se entiende mejor el significado de coeficientes de influencia de rigidez.

El uso de conceptos matriciales y operaciones se puede convertir en rutina con la práctica, son herramientas de gran valor para resolver problemas largos y laboriosos.

2.6.2 Pasos generales del método del elemento finito

Típicamente, para análisis de esfuerzos estructurales, el ingeniero busca determinar desplazamientos y esfuerzos en la estructura, la cual está en equilibrio y sujetada a cargas. Hay dos aproximaciones generales asociadas con el método de elemento finito, una aproximación llamada método flexible o de fuerza, usa fuerzas internas como las incógnitas del problema. Para obtener las ecuaciones de gobierno, primero se usan las ecuaciones de equilibrio. Despues ecuaciones adicionales que sean necesarias son encontradas introduciendo ecuaciones de compatibilidad.

La segunda aproximación, llamada método de desplazamiento o de rigidez, asume el desplazamiento de los nodos como las incógnitas del problema.

Estas dos aproximaciones resultan en diferentes incógnitas (fuerzas o desplazamientos) en el análisis y diferentes matrices asociadas con su formulación (flexibilidad o rigidez).

Paso 1 Discretización y selección del tipo de elemento

El primer paso involucra en dividir el cuerpo en un sistema equivalente de elementos finitos con nodos asociados y en escoger el tipo de elemento más apropiado para que el modelo tenga un comportamiento físico más exacto.

La opción del tipo de elemento a utilizar en un análisis depende del aspecto físico del cuerpo bajo las condiciones de carga y de que tan cercano al comportamiento original quiere el analista que los resultados sean. Los elementos que son más comúnmente empleados en la práctica son mostrados en la Fig. 2.21.

Los elementos línea primarios (Fig. 2.21a) consiste en elementos barras (*truss*) y vigas. Tienen sección transversal, pero son representados como segmentos de línea. El elemento línea más simple (llamado elemento línea) tiene dos nodos, uno en cada extremo, aunque elementos de un orden mayor tienen tres o más nodos.

Los elementos de dos dimensiones (planos) básicos (Fig.2.21b) son sometidos a cargas en su propio plano (esfuerzo plano o condiciones de deformación plana). Son elementos triangulares o cuadriláteros. Los elementos de dos dimensiones más simples tienen nodos en las esquinas solamente (elementos lineales) con los lados o límites rectos, aunque también hay elementos de un orden mayor, típicamente con nodos centrales (llamados elementos cuadráticos) y lados curvados.

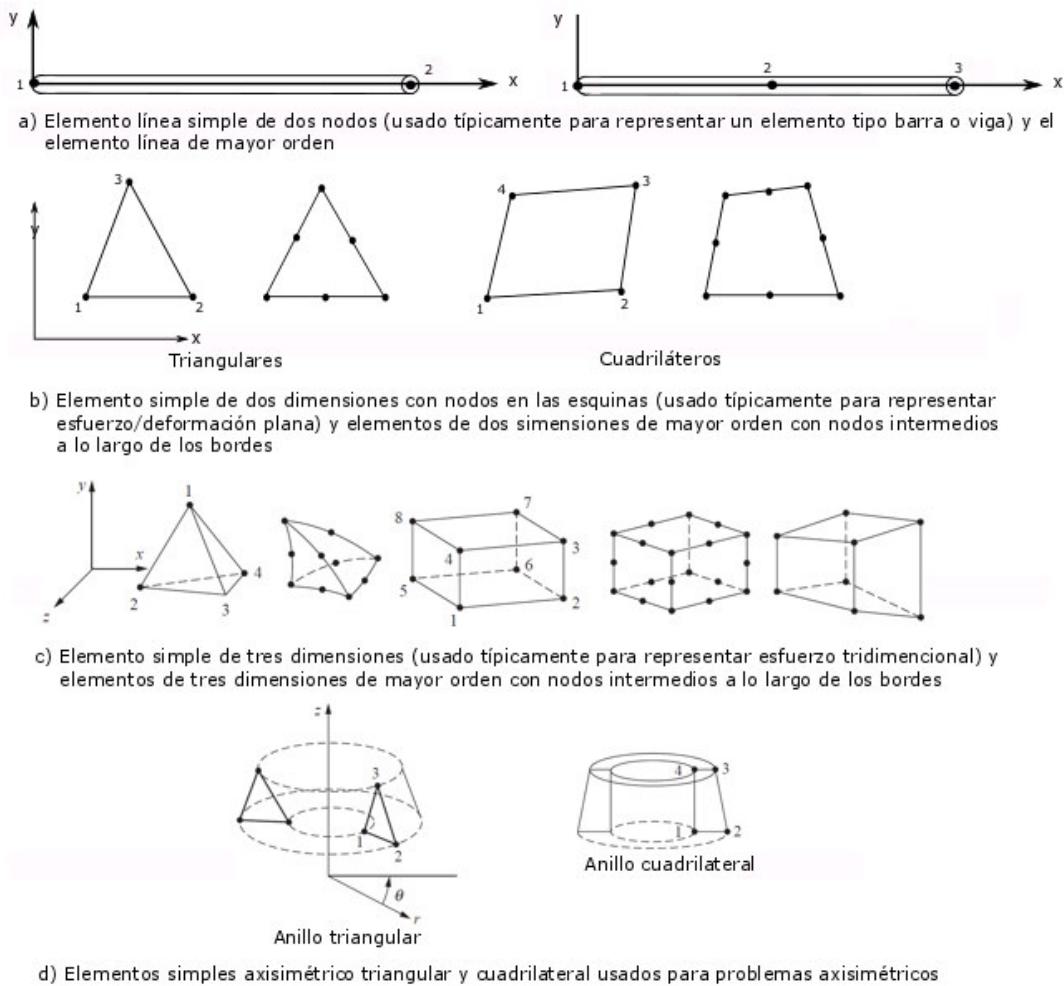


Fig. 2.21 Tipos de elementos finitos [41]

Los elementos de tres dimensiones más comunes (Fig. 2.21c) son los elementos tetraédricos y hexaédricos (o *brick*); son usados cuando es necesario desarrollar un análisis de esfuerzo tridimensional. Los elementos tridimensionales básicos tienen nodos en las esquinas solamente y lados rectos, mientras que elementos de mayor orden nodos a la mitad de sus lados (y posiblemente centrales en las superficies también) tienen superficies curvadas para sus lados.

Los elementos axisimétricos (Fig. 2.21d) son desarrollados al rotar un triángulo o cuadrilátero alrededor de un eje fijo 360° localizado en el plano del elemento. Este elemento puede ser usado cuando la geometría y las cargas del problema son axisimétricas.

Paso 2 Seleccionar una función de desplazamiento

Este paso involucra escoger una función de desplazamiento dentro de cada elemento. La función está definida dentro del elemento usando los valores nodales del elemento.

Para un elemento de dos dimensiones, la función de desplazamiento es una función de las coordenadas en su plano (por ejemplo, el plano $x - y$). Las funciones son expresadas en términos de los nodos desconocidos. La misma función general de desplazamiento puede ser usada repetidamente para cada elemento. Por lo tanto, el método del elemento finito en el cual una cantidad continua como el desplazamiento de todo el cuerpo, es aproximado por un modelo discreto compuesto de un conjunto de funciones continuas definidas dentro dominio finito o elemento finito.

Paso 3 Definir relaciones deformación/desplazamiento y esfuerzo/deformación

Las relaciones deformación/desplazamiento y esfuerzo/deformación son necesarias para derivar las ecuaciones para cada elemento finito. En el caso de deformación en una dimensión, en la dirección x por ejemplo, se tiene que la deformación ε_x está relacionada con el desplazamiento u por,

$$\varepsilon_x = \frac{du}{dx} \quad (7)$$

para pequeñas deformaciones. Además, los esfuerzos deben ser relacionados con las deformaciones con la ley general de esfuerzo/deformación llamada ley constitutiva. La habilidad para definir de una manera más exacta el comportamiento del material es más importante para obtener resultados aceptables. La ley más simple de esfuerzo/deformación es la ley de Hooke, la cual es comúnmente utilizada en el análisis de esfuerzos, está dada por,

$$\sigma_x = E \varepsilon_x \quad (8)$$

donde σ_x = esfuerzo en la dirección x y E = módulo de elasticidad.

Paso 4 Derivar la matriz de rigidez de los elementos y ecuaciones

Inicialmente, el desarrollo de la matriz de rigidez de los elementos y las ecuaciones de los elementos estaba basada en el concepto en los coeficientes de influencia de rigidez, los cuales presuponen un antecedente en el análisis estructural. Existen métodos alternativos que no requieren de estos antecedentes, los cuales son,

- Método de rigidez

De acuerdo con este método, la matriz de rigidez y las ecuaciones de los elementos que relacionan las fuerzas nodales con los desplazamientos nodales se obtienen utilizando las condiciones de equilibrio fuerza para un elemento básico, junto con las relaciones de fuerza/deformación.

- Métodos de trabajo o energía

Para desarrollo de la matriz de rigidez y ecuaciones para elementos dos y tres dimensiones, es más sencillo aplicar el método de trabajo y energía. El principio de trabajo virtual (utilizando desplazamientos virtuales), el principio de energía potencial mínima, y el teorema de Castigliano son los métodos frecuentemente utilizados para la derivación de las ecuaciones de los elementos.

- Método de residuos ponderados

Los métodos de residuos ponderados son útiles para desarrollar las ecuaciones de los elementos, el método más usado es el método de Galerkin. Estos métodos producen los mismos resultados que los métodos de energía dondequiera que sean aplicables. Son especialmente útiles cuando una función como el de potencial de energía no está disponible.

Paso 5 Obtener las ecuaciones globales e introducir las condiciones de frontera.

En este paso las ecuaciones de equilibrio de elementos nodales individuales generadas en el paso 4 se juntan de tal manera para generar las ecuaciones globales de equilibrio nodales.

La ecuación final ensamblada o global escrita en forma de matriz es,

$$\{F\} = \{K\}\{d\}$$

donde $\{F\}$ es el vector las fuerzas nodales globales, $\{K\}$ es la matriz de rigidez global de la estructura y $\{d\}$ es el vector de grados de libertad nodales conocidos y desconocidos de la estructura o los desplazamientos generales.

Paso 6 Resolver para grados de libertad desconocidos

La ecuación global modificada para tener en cuenta las condiciones de frontera, es un grupo de ecuaciones algebraicas simultáneas que puede ser escrita en forma de matricial de la forma,

$$\begin{Bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ \vdots \\ F_n \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} K_{11} & K_{12} & \dots & K_{1n} \\ K_{21} & K_{22} & \dots & K_{2n} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ K_{n1} & K_{n2} & \dots & K_{nn} \end{Bmatrix} \begin{Bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ w_n \end{Bmatrix}$$

donde n es el número total de grados de libertad nodales desconocidos.

Paso 7 Resolver para deformaciones y esfuerzos

Para el problema de análisis de esfuerzos estructurales, importantes cantidades secundarias de deformación y esfuerzo (o de momento y fuerza cortante) pueden ser obtenidas debido a que pueden ser directamente expresadas en términos del desplazamiento determinado en el paso 6.

Paso 8 Interpretar resultados

El objetivo final es el de interpretar y analizar los resultados para su uso en el proceso de diseño y análisis. Determinación de los puntos en la estructura donde grandes deformaciones y esfuerzos ocurren es generalmente importante en las decisiones para el diseño y análisis.

2.6.3 Tipos de elementos usados

2.6.3.1 Solido 187

El elemento sólido 187 es un elemento de orden mayor 3-D de 10 nodos. Tienen un comportamiento de desplazamiento cuadrático y es muy adecuado para modelar mallas irregulares. (Como las mallas producidas por varios sistemas CAD/CAM)

El elemento está definido por 10 nodos y cada uno de los nodos tiene tres grados de libertad: traslación en las direcciones nodales X, Y, y Z. El elemento tiene capacidades de plasticidad, hiperelasticidad, deslizamiento, esfuerzo, rigidez, grandes desplazamientos y grandes deformaciones. Tiene también una capacidad de formulación combinada para simular deformaciones para materiales elastoplásticos casi incompresibles y para completamente incompresibles.

La geometría, localización de los nodos y el sistema de coordenadas para este elemento se muestran en la Fig. 2.22.

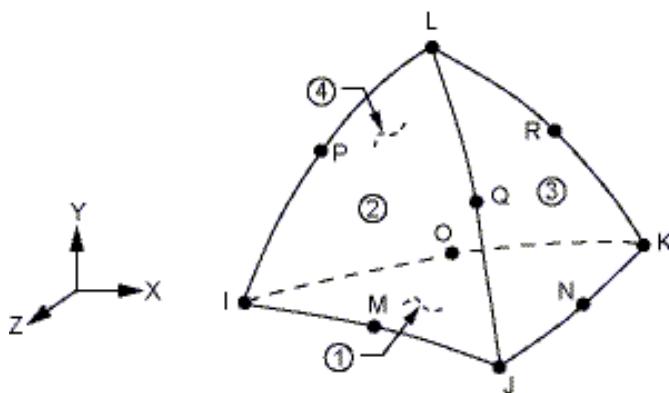


Fig. 2.22 Geometría del sólido 187 [41]

2.6.3.2 Link 180

El elemento *link180* es una barra 3D que es muy útil en varias aplicaciones de ingeniería. Este elemento puede ser usado para modelar, barras cables, eslabones, resortes y mucho más. Es un elemento uniaxial tensión-compresión con tres grados de libertad en cada nodo: traslación en las direcciones nodales X, Y, y Z. Solo tensión (cable) y compresión (hueco) son opciones que se pueden utilizar. No se considera el pandeo en el elemento. Las capacidades de plasticidad, rotación, grandes desplazamientos y deformaciones están incluidas.

De manera automática, el *link180* incluye términos de esfuerzo-rigidez en cualquier análisis que incluya efectos de grandes desplazamientos. Elasticidad, isotropía, endurecimiento plástico, endurecimiento plástico cinemático son soportados. Para simular las opciones de solo tensión/compresión una solución iterativa no lineal es necesaria. Añadir masa, masa hidrodinámica y carga están disponibles también. La geometría, localización de los nodos y el sistema de coordenadas para este elemento se muestran en la Fig. 2.23.

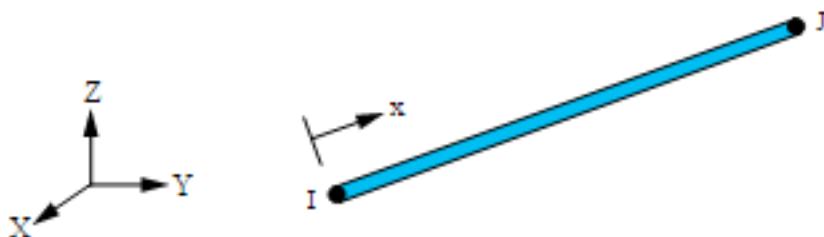


Fig. 2.23 Geometría del *link180* [41]

2.6.3.3 Elemento Conta174

El elemento *conta174* es usado para representar contacto y deslizamiento entre superficies *target* 3-D y superficies deformables definidas por este elemento. El elemento es aplicable a estructuras 3-D y análisis con contacto *coupled-field*. Puede ser usado para el contacto *pair-based* y contacto general.

En el caso de contacto *pair-based*, la superficie *target* está definida por un elemento *target* 3-D, *TARGE170*. En el caso de contacto general, la superficie *target* puede ser definida por elementos *CONTA174* (para superficies deformables) o elementos *TARGE170* (para cuerpos rígidos solamente).

El elemento tiene las mismas características geométricas que la superficie del elemento *solid* o *shell* con la que se conecta (ver Fig.2.24) El contacto ocurre cuando la superficie del elemento penetra una superficie *target* asociada.

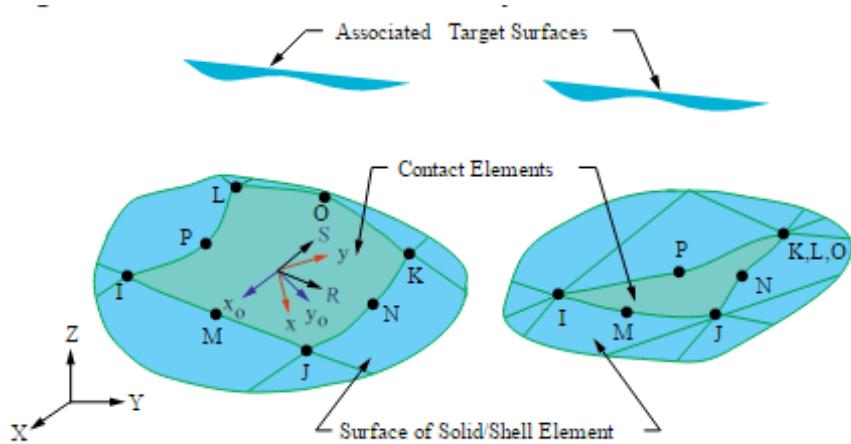


Fig. 2.24 Geometría del elemento CONTA174 [41]

2.6.3.4 Elemento TARGE170

TARGE170 es usado para representar varias superficies *target* 3-D para los elementos de contacto asociados (CONTA173, CONTA174, CONTA175, CONTA176, and CONTA177). Los elementos de contacto por si mismos recubren los elementos *solid*, *shell*, o *line* que describen los límites de un cuerpo deformable y están potencialmente en contacto con la superficie *target*, definida por TARGE170. Se puede imponer cualquier desplazamiento de traslación o rotación, temperatura, voltaje y potencial magnético sobre un segmento del elemento *target*.

Para superficies *target* rígidas, estos elementos pueden fácilmente modelar formas *target* complejas. Para *targets* flexibles, estos elementos recubrirán los elementos *solid*, *shell*, o *line* que describiendo los límites del cuerpo *target* deformable.

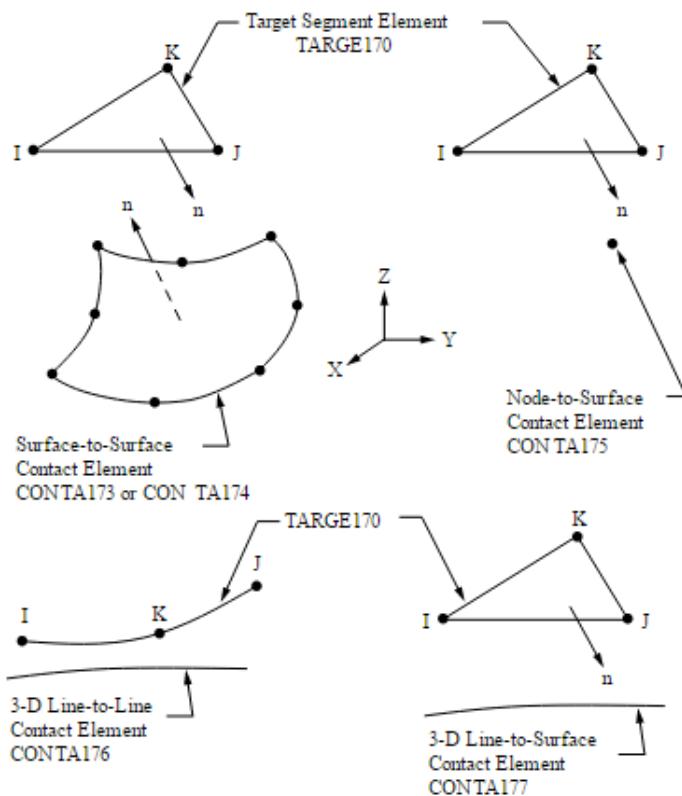


Fig. 2.25 Geometría del elemento TARGE170 [41]

La superficie *target* es modelada a través de un grupo de *segmentos target*. Típicamente, diferentes segmentos *target* comprenden una superficie *target*.

En la Fig. 2.25 se muestran los tipos de segmentos disponibles para TARGE170. Los segmentos de superficie 3-D generales (3-nodo, triángulos 6-nodo y cuadriláteros con 4-nodo y 8-nodo) y los segmentos primitivos (cilindro, cono y esfera) pueden ser emparejados con elementos contacto 3-D superficie-superficie, CONTA173 y CONTA174, los elementos de contacto 3-D nodo-superficie, CONTA175, y los elementos de contacto 3-D línea-superficie, CONTA177.

Referencias

1. Ross, C., & Simmons C.A. (2007). *Introduction. Introductory Biomechanics* (p.1). University of Toronto, Canada: Cambridge University.
2. Mullender, M. A. J. El Haj, Y. Yang, M. A. van Duin, E. H. Burger et al. *Mechanotransduction of bone cells in vitro: mechanobiology of bone tissue.* *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42 (2004), 14–21.
3. Davies, P.F. *Flow-mediated endothelial mechanotransduction.* *Physiological Reviews*, 75 (1995), 519–560.
4. Kessler, J.O. *The dynamics of unicellular swimming organisms.* *ASGSB Bulletin*, 4 (1991), 97–105.
5. Quigley, H.A. *Number of people with glaucoma worldwide.* *British Journal of Ophthalmology*, 80 (1996), 389–393.
6. Ethier, C.R. Johnson, M. and Ruberti, J. *Ocular biomechanics and biotransport.* *Annual Review of Biomedical Engineering*, 6 (2004), 249–273.
7. Ross, R. *The pathogenesis of atherosclerosis: a perspective for the 1990s.* *Nature*, 362 (1993), 801–809.
8. Paul, J.P. *Strength requirements for internal and external prostheses.* *Journal of Biomechanics*, 32 (1999), 381–393.
9. Steigenga, J.T. Shammari, K.F. Nociti, F.H. Misch, C.E. and Wang, H.L *Dental implant design and its relationship to long-term implant success.* *Implant Dentistry*, 12 (2003), 306–317.
10. Yuan, Q. Xu, Lu. Ngoi, B.K. Yeo, T.J. and Hwang,N.H. *Dynamic impact stress analysis of a bileaflet mechanical heart valve.* *Journal of Heart Valve Disease*, 12 (2003), 102–109.
11. Hoerstrup, S.P. Sodian, R. Daebritz, S. Wang, J. Bacha, E.A. Martin, D.P et al. *Functional living trileaflet heart valves grown in vitro.* *Circulation*, 102 (2000), III44–III49.
12. Waldman, S.D., Spiteri, C.G., Grynpas, M.D., Pilliar, R.M., & Kandel, R.A. *Long-term intermittent shear deformation improves the quality of cartilaginous tissue formed in vitro.* *Journal of Orthopaedic Research*, 21 (2003), 590–596

13. Pbroks13. (2008). The cross-section of a bone. noviembre 12, 2008, de Wikimedia Sitio web: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Bone_cross-section.svg
14. Zaragoza, K. & Fernández, S. *Ligamentos y tendones del tobillo: anatomía y afecciones más frecuentes analizadas mediante resonancia magnética.*
15. Drake, R.L., Vogl, W., & Mitchell, A. (2005). *GRAY Anatomía para estudiantes.* España: ELSEVIER.
16. Villegas, G. y Fernández, S. *Anatomía normal de las articulaciones en imagen por resonancia magnética.* Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins 2001;33-37.
17. Deutsch, A. Mink, J. Kerr R. *MRI of the foot and ankle.* New York: Raven Press 1992:135-197.
18. Franck, C. *Ligament structure, physiology and function.* *J Musculoskel Neuron Interact* 2004;4(2):199-201.
19. Bowditch, A. and Bowditch, M. (2007). *Human Anatomy Atlas.* Boston: Visible Body.
20. Bencardino, J. Rosenberg, Z. Delfaut E. *MR imaging in sports injuries of the foot and ankle.* *Magn Resonan Imaging Clin N Am* 1999; 7:131-49.
21. Cerezal, L. Llopis, E. Canga, A. et al. *MR arthrography of the ankle: indications and technique.* *Radiol Clin N Am* 2008; 46:973–994.
22. Mengiardi, B. Pfirrmann, C. Vienne, P. et al. *Medial colateral ligamento complex of the ankle:MR appearance in asymptomatic subjects.* *Radiology* 2007;242(3):817-823.
23. Perrich, K. Goodwin, D. *Ankle ligaments on MRI: appearance of normal and injured ligaments.* *AJR* 2009; 193:687-695.
24. Dunfee W.R., Dalinka, M.K., Kneeland, J.B. *Imaging of Athletic injuries to the ankle and foot.* *Radiol Clin N Am* 2002;40:289-312.
25. Frey, C. Shereff, M. Greenidge, N. *Vascularity of posterior tibial tendón,* *Bone Joint Surg Am* 72:884-888, 1990.
26. Whittle, M.W. (2007). *Gait Analysis an Introduction.* United Kingdom: Elsevier.

27. Perry, J. (1992). *GAIT ANALYSIS*. Thorofare, NJ: Slack Incorporated.
28. Fernández, P., Vásquez, D., & Ruiz, A. (2013). *Insuficiencia del tendón tibial posterior. Revista del Pie y Tobillo*, 27, 9-15.
29. Sarrafian, S. *Anatomy of the Foot and Ankle: Descriptive, Topographic, Functional*. Philadelphia, PA, J.B. Lippincott, 1983, pp 239-247
30. Kettelkamp, D. Alexander, H. *Spontaneous rupture of the posterior tibial tendon. J Bone Joint Surg Am*. 1969; 51:759---64.
31. Jahss, M. *Spontaneous rupture of the tibialis posterior tendon: clinical findings, tenographic studies, and a new technique of repair. Foot Ankle*. 1982; 3:158---66.
32. Johnson, K. Strom, D. *Tibialis posterior tendon dysfunction. Clin Orthop Relat Res*. 1989; 239:196---206.
33. Dyal, C.M., Feder, J., Deland, J.T., & Thompson, F.M. (1997). *Pes planus in patients with posterior tibial tendon insufficiency: asymptomatic versus symptomatic foot. Foot Ankle Int.*, 18, 85-8.
34. Borton, D. Saxby, T. *Tear of the plantar calcaneonavicular (spring) ligament causing flatfoot. A case report. J Bone Joint Surg Br*. 1997; 79:641
35. Deland, J. Arnoczky, S. Thompson FM. *Adult acquired flatfoot deformity at the talonavicular joint: reconstruction of the spring ligament in an in vitro model. Foot Ankle*. 1992; 13:327
36. Deland, J. *The adult acquired flatfoot and spring ligament complex. Pathology and implications for treatment. Foot Ankle Clin*. 2001; 6:129
37. Tryfonidis, M. Jackson, W. Mansour, R. Cooke, P. Teh, J. Ostlere, S. et al. *Acquired adult flat foot due to isolated plantar calcaneonavicular (spring) ligament insufficiency with a normal tibialis posterior tendon. Foot Ankle Surg*. 2008; 14:89-95.
38. Kohls, J., Singh, D., Haddad, F., Livingstone, J., & Berry, G. (2004). *Tibialis posterior dysfunction: a common and treatable cause of adult acquired flatfoot. British Medical Journal*, 329, 1328-33.

REFERENCIAS

39. Pomeroy, G. Pike, R. Beals, T. Manoli, A. *Current concepts review. Acquired flatfoot in adults due to dysfunction of the posterior tibial tendon.* J Bone Joint Surg 1999;81A:1173-82.
40. Logan, D.L. (2012). *A first course in the finite element method.* Stamford: Cengage Learning.
41. ANSYS Workbench. (2017). U.S: Swanson Analysis Systems, Inc.



UNIVERSIDAD DE GUANAJUATO

Capítulo III

En el capítulo anterior se proporcionó el fundamento teórico para resolver el problema planteado en el capítulo 1. En este capítulo, se presenta la metodología aplicada para el desarrollo de los análisis, además de la búsqueda para la solución del problema. Por lo tanto, a continuación, se plantea cada parte de la metodología que se llevó a cabo para una mejor compresión.

Metodología de análisis

- 3.1 Digitalización de huesos y tendón**
- 3.2 Obtención y generación de los modelos CAD**
- 3.3 Modelado de ligamentos y fascia plantar**
- 3.4 Generación de la malla.**
- 3.5 Materiales**
- 3.6 Validación de la metodología y réplica del modelo**

Capítulo III Metodología de análisis

3.1 Digitalización de huesos y tendón

Para la obtención de resultados con buena aproximación a la realidad, la obtención de la geometría adecuada es fundamental para realizar el análisis. La técnica de digitalización proporciona un barrido de las superficies físicas de los elementos que se quieren digitalizar, generando un conjunto de puntos a partir de los cuales, se generan las superficies de las partes en un paquete de diseño asistido por computadora (CAD).

La digitalización de los huesos del pie como la del tendón, fue realizada y proporcionada por el Centro de innovación aplicada en tecnologías competitivas CIATEC, A.C., mientras que la creación del CAD para el TTP se realizó durante del desarrollo de este trabajo, ver Fig. 3.1

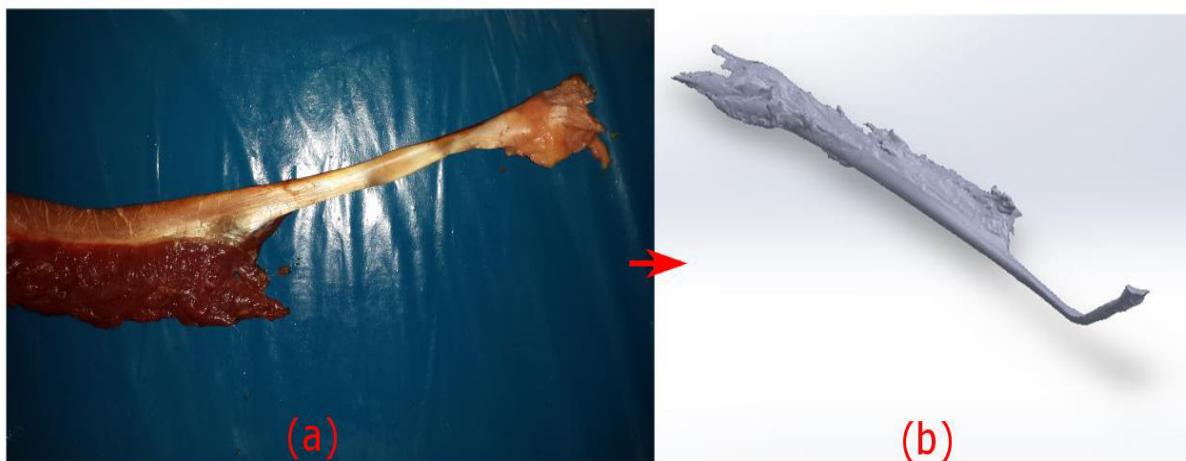


Fig.3.1 Digitalización TTP (a) Sin digitalizar (b) Digitalizado

En la Fig. 3.1(a) se muestra el tendón extraído de un cadáver y en la Fig. 3.1(b) se muestra la nube de puntos generada de ese tendón.

3.2 Obtención y generación de los modelos CAD

Los modelos digitalizados son solo superficies, por lo tanto, a partir de estas es necesario obtener el volumen sólido de los huesos. Para este propósito existen diferentes paquetes de modelación con las herramientas necesarias para obtener un sólido a partir de superficies. Como se mencionó anteriormente CIATEC proporcionó el modelo del pie que se utilizará en las simulaciones del presente trabajo. El modelo fue trabajado con formato IGES en el programa SolidWorks® y posteriormente fue exportado como formato STP al programa de elemento finito ANSYS Workbench®, ver Fig. 3.2. El modelo incluye 28 partes, 26 huesos del pie, la tibia y peroné. Para el tendón tibial posterior se trabajó con SolidWorks® para convertir la nueve de puntos a superficies y de superficies a un sólido. Posteriormente, se utilizó otro programa para eliminar el exceso de material que tenía el tendón ya digitalizado, ver Fig. 3.3.

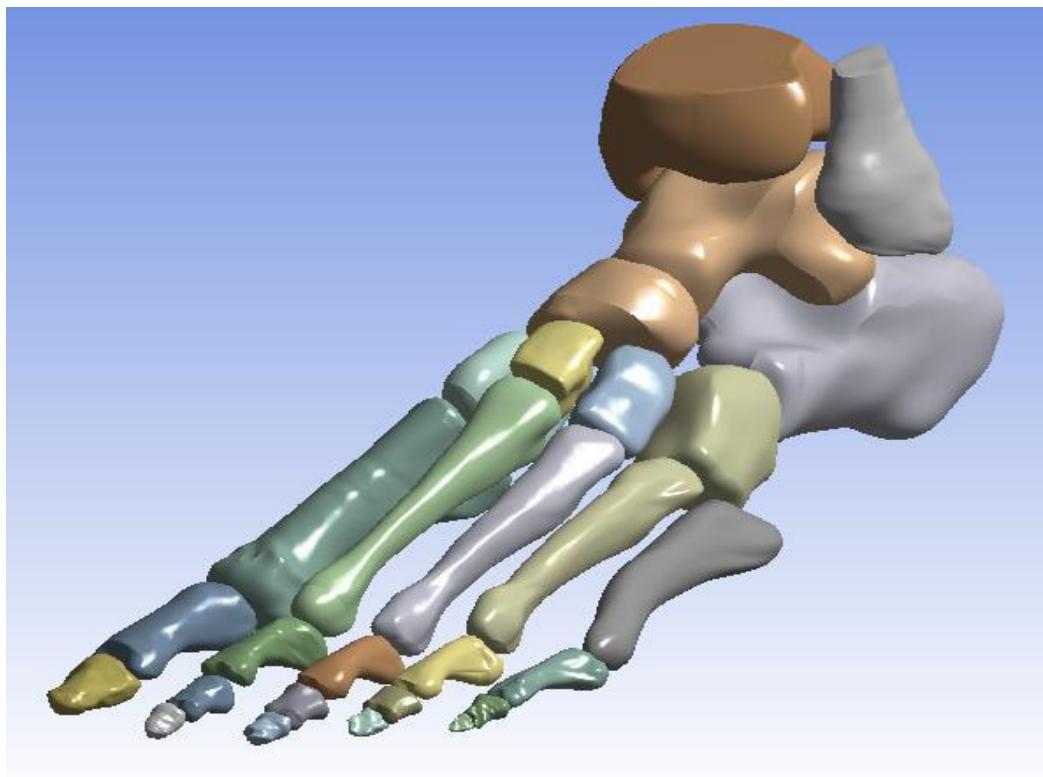


Fig. 3.2 Geometría CAD del pie

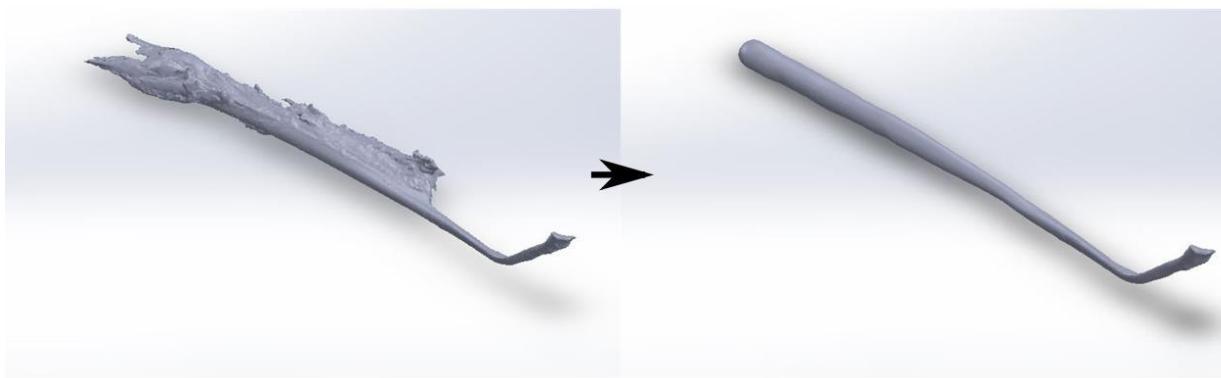


Fig.3.3 Generación del CAD tendón

3.3 Creación de ligamentos y fascia plantar

Los tejidos blandos por los que está formado el pie se encuentran los ligamentos, tendones, cartílagos y la fascia plantar, cada uno de estos grupos tiene propiedades diferentes y cumplen con una función específica durante la etapa de caminado.

Debido a que este es un modelo base solo se incluirán los ligamentos y la fascia plantar, otros tejidos como músculos y tendones se añadirán en un futuro dependiendo de la patología que se requiera analizar. Los tejidos blandos que se usarán en el análisis son los siguientes:

Ligamentos finos: Unen cada hueso del pie con su inmediato en todas las direcciones tanto entre los huesos del tarso, como los ligamentos de unión entre las falanges, las articulaciones metatarsofalángicas y los ligamentos de unión de los sesamoideos. Estos ligamentos tienen propiedades más flexibles que el resto de los ligamentos que se localizan en el pie.

Ligamentos plantares cortos y largos: Están situados en el interior de la bóveda plantar, con la misión de soportar los esfuerzos a los que se somete el pie, evitando su hundimiento. Estos ligamentos son muy resistentes e impiden la separación antero-posterior del pie cuando este está cargado.

Fascia plantar o aponeurosis plantar: consiste en una gruesa lámina formada por múltiples capas de tejido fibroso que tiene como función mantener los arcos longitudinales, los cuales forman la bóveda de la planta del pie y mantener cubiertas y protegidas las capas de tendones y músculos [1].

En este primer modelo, por simplicidad, los materiales se consideran isotrópicos, elástico y lineal, posteriormente en otros proyectos el modelo se mejorará añadiendo un comportamiento los materiales más cercanos a la realidad. Para los ligamentos se utilizó un elemento LINK180, que considera un comportamiento similar a solo tensión o compresión, lo cual lo hace ideal para simular los ligamentos ya que estos solo funcionan a tensión. Para los huesos se utilizó un elemento SOLID187. (Ver tabla 3.1) Cabe mencionar que se realizaron varias pruebas en diferentes tipos de elementos *link* hasta encontrar el adecuado. Además, la propiedad de que el LINK180 solo trabaje a tensión o compresión solo funcionó en ANSYS Workbench®.

3.3.1 FE Modelo

Es difícil distinguir ligamentos, tendones y fascia plantar a partir solamente de imágenes o algunos programas de atlas de anatomía. Por lo tanto, los ligamentos del modelo y fascia plantar fueron creados manualmente a partir del modelo de Zaragoza et. al. [1] y su modelo del pie, ver Fig. 3.4, además de seguir recomendaciones de cirujanos del pie y tobillo.

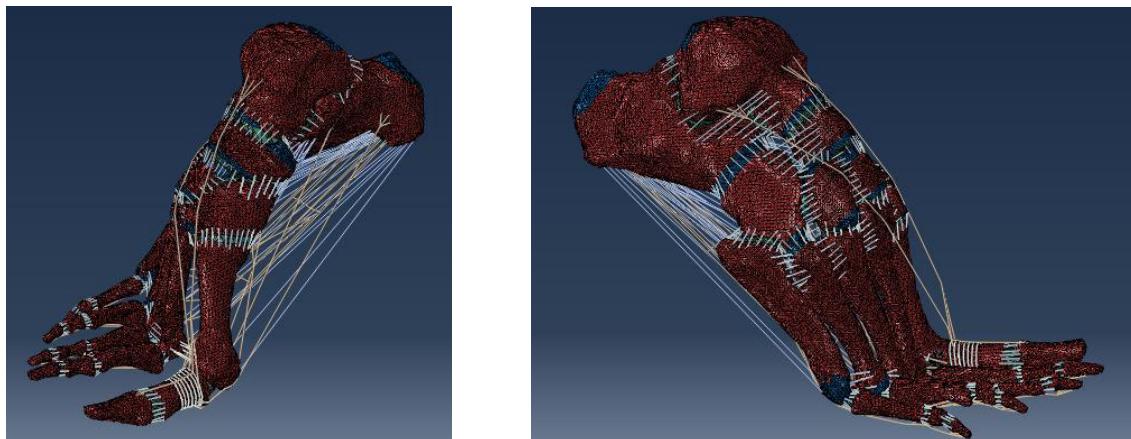


Fig. 3.4 Modelo de pie Universidad de Zaragoza España [1]

Se comenzó por generar los ligamentos finos, para ello se localizó el origen e inserción en el modelo de Morales et. al. [1], se contó el número de ligamentos que une cada par de huesos y se re crearon en la nueva geometría seleccionando varios

nodos en la superficie del hueso aproximadamente en la posición de origen e inserción. Estos nodos se conectaron con otros a partir de una línea que representaba el ligamento.

Usando este método, un total de 504 ligamentos finos, 48 entre ligamentos plantares y cortos y 10 que forman la fascia plantar fueron creados, ver Fig. 3.5.

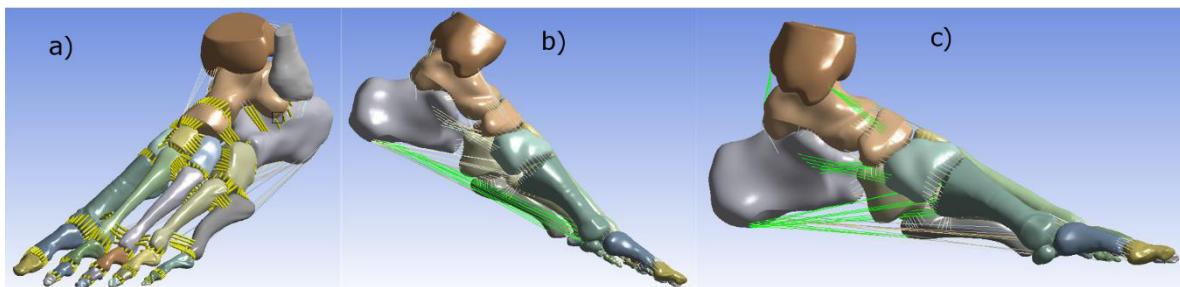


Fig. 3.5 Ligamentos del pie. a) ligamentos Finos, b) ligamentos plantares y cortos, c) fascia plantar

3.4 Generación de la malla

Las geometrías fueron malladas con elementos tetraédricos usando ANSYS Workbench®. Se realizó análisis de sensibilidad de la malla para obtener un tamaño de elemento adecuado el cual resultó de 3mm. Este tamaño permitió la creación de elementos más uniformes. Todos los ligamentos se mallaron de tal manera que cada ligamento estuviera conformado de solamente un elemento, ver Fig. 3.6.

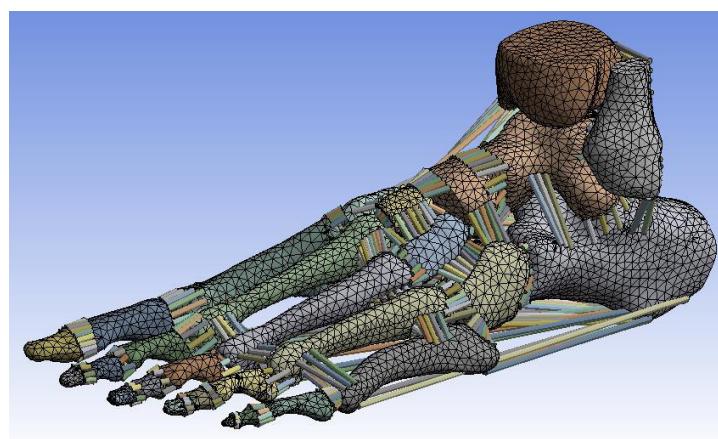


Fig. 3.6 Modelo mallado considerando huesos y ligamentos.

3.5 Materiales

Las propiedades mecánicas usadas para todos los componentes están dadas en la Tabla 3.1. Cabe decir que estas propiedades han sido ampliamente usadas para otros modelos del pie.

Tabla 3.1 Propiedades de los materiales usados en el modelo de EF

Material	Modelo del material	Tipo de elemento	Módulo de Young [Mpa]	Relación de Poisson	Sección transversal	Referencia
Huesos	- Lineal - Elástico - Isotrópico	Solid 187	7300	0.3	-	[2]
Tendón tibial posterior	- Lineal - Elástico - Isotrópico	Solid 187	807.8	0.4	-	[3]
Ligamentos finos	- Lineal - Elástico - Isotrópico	Link 180	260	0.3	$18.4mm^2$	[4-8]
Ligamentos plantares y Fascia plantar	- Lineal - Elástico - Isotrópico	Link 180	350	0.3	$290.7mm^2$	[4-8]

3.6 Validación de la metodología y réplica del modelo

La validación de la metodología se llevó a cabo en la fase “apoyo medio” y se realizó el experimento que realizó Cavanagh et al. [2] para verificar el modelo. A continuación, se da un listado de las condiciones de fronteras, carga y contacto con las que se trabajó el modelo para replicarlo.

3.6.1 Condiciones de frontera

La validación de la metodología se llevó a cabo en la fase de apoyo medio, por lo tanto, el modelo sólo cuenta con apoyos en la cabeza de los metatarsianos y la base del calcáneo. Se restringieron los desplazamientos en la dirección Z para simular el contacto de los huesos con el suelo. Adicionalmente se restringió el movimiento de la tibia y peroné, sólo en la dirección X para dar estabilidad al modelo al momento de agregar las cargas. También se restringió el movimiento del TTP para que solo se moviera el plano sagital, ver Fig. 3.7.

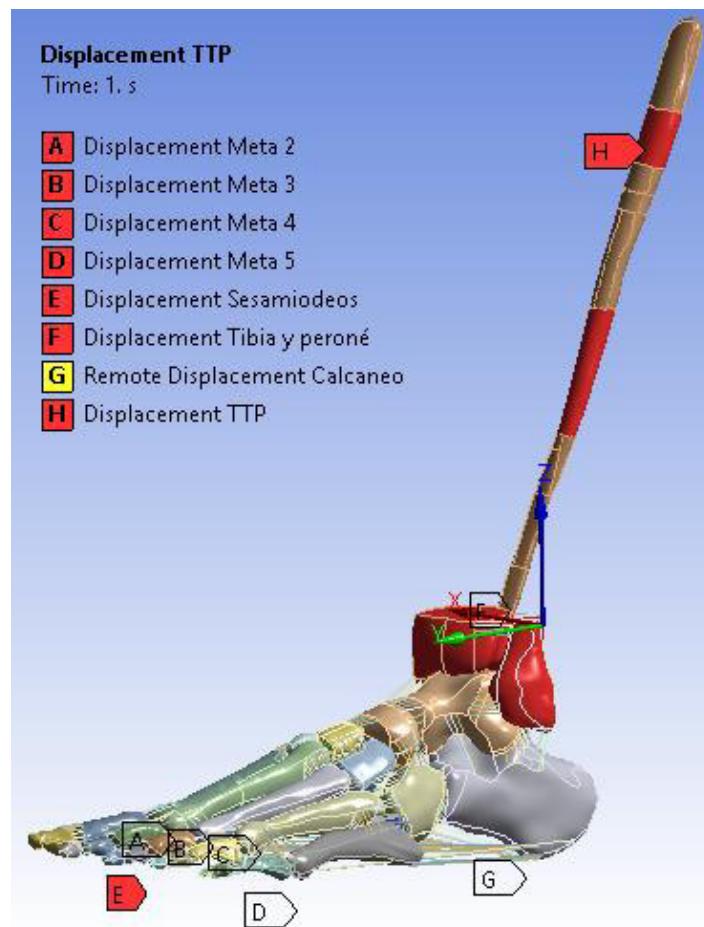


Fig. 3.7 Condiciones de frontera en el modelo

3.6.2 Condiciones de carga

Se considera que el peso total de la persona recae sobre solo un pie, es decir los 600N de peso se distribuyen en el pie que de acuerdo con la información proporcionada por CIATEC, A.C., es 90% tibia y 10% peroné. Además, en base a Patrick M. et. al. [9] se consideró una fuerza de 200N en la zona de inserción del tendón de aquiles para su representación y por último una fuerza de 23.5N en el TTP en dirección a lo largo del mismo tendón (Ver Fig.3.8). Otros tendones y músculos no fueron considerados debido a su bajo aporte en comparación con el tendón de aquiles para esta etapa de acuerdo con Patrick M. et. al. [9].

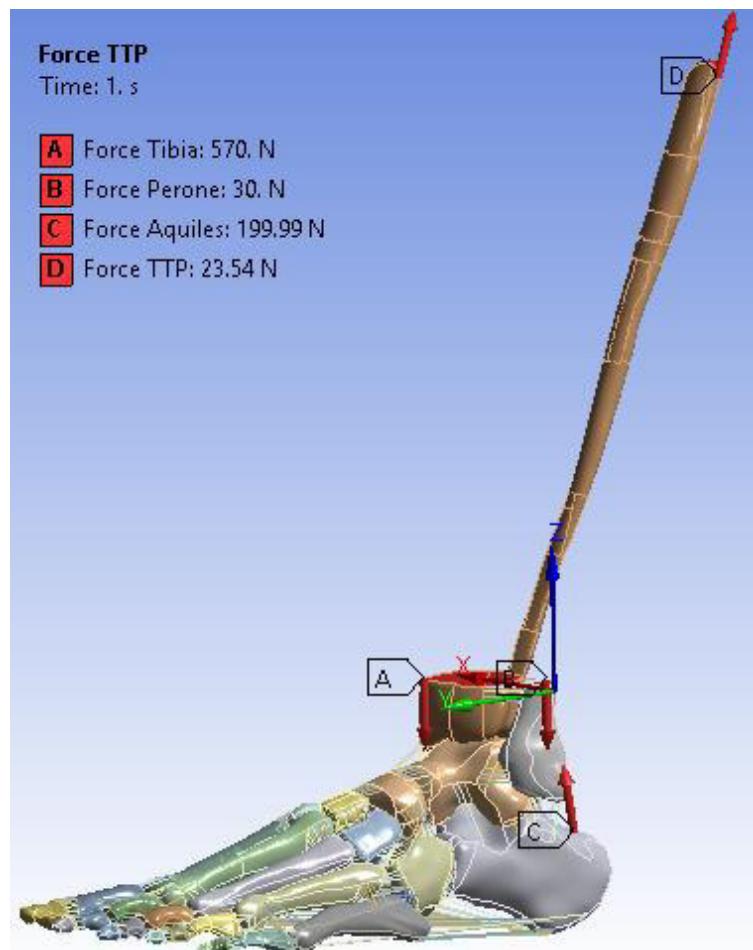


Fig. 3.8 Condiciones de carga en el modelo

Las condiciones de frontera y de carga para la réplica del modelo, se obtuvieron a partir de variar dichas condiciones que afectaban directamente la distribución de carga final en el antepié y retropié. En la Tabla 3.2 se muestra los diferentes casos donde se variaban las condiciones hasta que el porcentaje de peso era aproximadamente el correcto (60% retropié y 40% antepié y parte media, de acuerdo con Cavanagh et. al. [2]).

Tabla 3.2 Variación de las condiciones de carga

Caso	Fuerza Tibia	Fuerza Peroné	Fuerza Aquiles	Restricción Meta	Restricción Tibia	Restricción Calcáneo	Fixed support sesamoideo	Restricción falanges	Fuerza Reacción Calcáneo en Z [N]	Fuerza Reacción Metas en Z [N]	Reacción meta 2 [N]	Reacción meta 3 [N]	Reacción meta 4 [N]	Reacción meta 5 [N]	Reacción meta 1 [N]	%Peso
1	570 N	30 N	Z= 196.96, Y=34.7	X=0, Y= Free, Z=0	X=0, Y= Free, Z=Free	X=0, Y= 0, Z=0	Si	NO	309.38	84.1311	5.5251	7.5584	33.638	27.428	9.9816	76.76 20.87
2	570 N	30 N	Z= 196.96, Y=34.7	X=0, Y= Free, Z=0	X=0, Y= Free, Z=Free	X=0, Y= 0, Z=0	Si	SI	309.37	91.488	12.744	7.5544	33.325	27.883	9.9816	76.75 22.69
3	570 N	30 N	Z= 196.96, Y=34.7	X=Free, Y= Free, Z=0	X=0, Y= Free, Z=Free	X=0, Y= 0, Z=0	Si	NO	313.69	351.2909	284.62	5.8685	35.995	19.671	5.1364	77.83 87.16
4	570 N	30 N	Z= 196.96, Y=34.7	X=0, Y= Free, Z=0	X=0, Y= Free, Z=Free	X=0, Y= 0, Z=0	No	NO	305.59	90.7125	11.127	8.0907	34.45	28.133	8.9118	75.82 22.50
5	570 N	30 N	Z= 196.96, Y=34.7	X=Free, Y= Free, Z=0	X=0, Y= Free, Z=Free	X=0, Y= 0, Z=0	No	NO	304.99	6.7654	-71.325	8.188	40.797	19.872	9.2334	75.67 1.678
6	570 N	30 N	Z= 196.96, Y=34.7	X=0, Y= Free, Z=0	X=0, Y= Free, Z=Free	X=0, Y= Free, Z=0	Si	NO	251	156.806	31.445	12.417	56.458	40.976	15.51	62.276 38.90 5
7	570 N	30 N	Z= 196.96, Y=34.7	X=0, Y= Free, Z=0	X=0, Y= 0, Z=Free	X=0, Y= Free, Z=0	NO	NO	297.5	108.3933	22.157	8.7768	38.879	28.912	9.6685	73.814 26.89 3
8 TTP	570 N	30 N	Z= 196.96, Y=34.7	X=0, Y= Free, Z=0	X=0, Y= Free, Z=Free	X=0, Y= Free, Z=0	Si	NO	229.83	161.873	36.85	12.132	57.403	41.351	14.137	57.02 40.16
9	570 N	30 N	Z= 196.96, Y=34.7	X=0, Y= Free, Z=0	X=0, Y= Free, Z=Free	Remote displacement [Deform]	NO	NO	249.4	156.349	30.82	12.627	56.201	42.157	14.544	61.87 38.79
	570 N	30 N	Z= 196.96, Y=34.7	X=0, Y= Free, Z=0	X=0, Y= Free, Z=Free	Remote displacement [Rigid]	NO	NO	224.1	156.32	30.795	12.624	56.198	42.156	14.547	55.60 38.78
10 TTP	570 N	30 N	Z= 196.96, Y=34.7	X=0, Y= Free, Z=0	X=0, Y= Free, Z=Free	Remote displacement [Deform]	NO	NO	228.5	161.443	36.675	12.217	57.156	41.978	13.417	56.69 40.05
	570 N	30 N	Z= 196.96, Y=34.7	X=0, Y= Free, Z=0	X=0, Y= Free, Z=Free	Remote displacement [Rigid]	NO	NO	202.44	161.416	36.651	12.215	57.153	41.978	13.419	50.22 40.04

En dicha tabla se pueden observar en color verde las condiciones que se variaron, en rojo los valores de las condiciones y en amarillo el porcentaje de carga final.

Los mejores porcentajes de carga son el caso 6 y 9, de acuerdo con Cavanagh et. al. [2], que se muestran azul, sin embargo, el caso 9 permitió un movimiento más natural del pie.

3.6.3 Contactos

Los ligamentos fueron unidos a los huesos mediante contactos *bonded* y la unión entre huesos mediante contactos *no-separation* para permitir el libre desplazamiento de un cuerpo respecto del otro. El contacto entre el TTP y la tibia fue *no-separation* mientras que el contacto entre el TTP y el hueso navicular fue *bonded* para simular la inserción.

3.6.3.1 Región de Pinball

Cuando se especifica un contacto entre dos cuerpos o dos superficies del tipo: *No separation*, *Bonded*, *Frictional*, o *Frictionless*, es posible especificar la distancia que la superficie *contact*, línea o punto y la línea o superficie *target* tendrán. La manera de especificar esto puede ser mediante las opciones en el programa, *Program Controlled*, *Automatic Detection Value* o la *Region de pinball*. [10]

La región de pinball es un parámetro del elemento de contacto que diferencia entre el estado de un campo abierto lejano y el estado de un campo abierto cercano. Puede ser pensado como un límite esférico que rodea cada punto de detección del contacto, ver Fig.3.9. Si un nodo en la superficie *target* se encuentra dentro de la esfera, ANSYS Workbench® lo considera que está en contacto cercano y supervisara más de cerca su relación con el punto de detección del contacto siempre y cuando el contacto este establecido. Los nodos en la superficie *target* que se encuentren fuera de esta esfera no serán supervisados tan de cerca para ese punto en particular de detección de contacto.

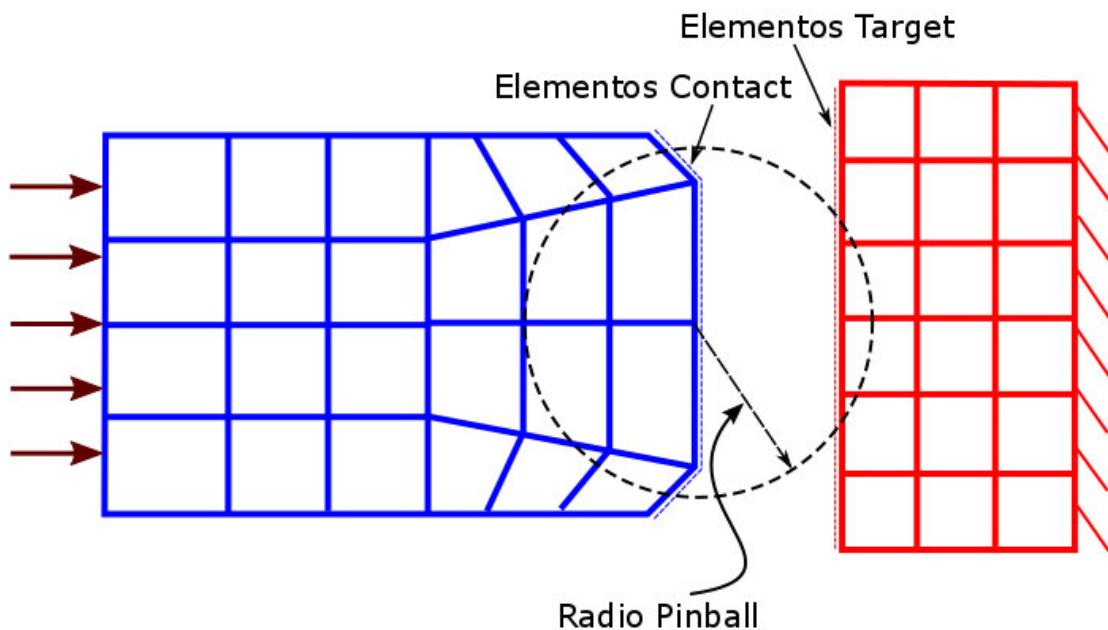


Fig. 3.9 Región de *pinball* [10]

REFERENCIAS

1. Morales E. (2012). *Influencia de la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie en la formación de juanetes.* (Tesis de maestría). Universidad de Zaragoza, España.
2. Cavanagh, P. Rodgers. Liboshi, M. (1987). *Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing.* Foot & ankle 7, 262-276
3. Giannini, S., Buda, R., Di Caprio, F., Agati, P., Bigi, A., De Pasquale, V. & Ruggeri, A. (2008). *Effects of freezing on the biomechanical and structural properties of human posterior tibial tendons.* International Orthopaedics, 32, 145–151.
4. Cheung, J.T., Phil, M. & Zhang, M. (2005). *A 3-Dimensional Finite Element Model of the Human Foot and Ankle for Insole Design.* Arch. Phys. Med. Rehabil, 86, 353-8.
5. Cheung, J.T., Zhang, M. & An, K.N. (2006). *Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot.* Clinical Biomechanics, 21, 194-203.
6. Cheung, J.T. & Zhang, M. (2008). *Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method.* Medical Engineering & Physics, 30, 269-277.
7. Guiotto, A., Sawacha, Z., Guarneri, G., Avogaro, A. & Cobelli, C. (2014). *3D finite element model of the diabetic neuropathic foot: A gait analysis driven approach.* Journal of Biomechanics, 47, 3064-3071.
8. Cheung, J. Ming, Z. "A 3-Dimensional Finite Element Model of the Human Foot and Ankle for Insole Design," Arch Phys Med Rehabil, vol. 86, pp. 353-358, 2005.
9. Aubin, P. (2012). A Robotic Cadaveric Gait Simulator With Fuzzy Logic Vertical Ground Reaction Force Control. IEEE, 28, 1552-3098.
10. ANSYS. (2010). *Introduction to Contact, ANSYS Mechanical Structural Nonlinearities.* Recuperado de http://inside.mines.edu/~apetrell/ENME442/Labs/1301_ENME442_lab6_lecture.pdf



UNIVERSIDAD DE GUANAJUATO

Capítulo IV

La metodología explicada en el capítulo 3 fue fundamental para la obtención de los resultados que se muestran en este capítulo. Los resultados corresponden primeramente a la validación de la metodología para la réplica del modelo del pie, el análisis de esfuerzos en el TTP en diferentes etapas de la fase apoyo, el análisis de esfuerzos en distintas condiciones geométricas del calcáneo y, por último, el análisis de esfuerzos en el TTP suprimiendo los principales ligamentos involucrados en la fase de caminado.

ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

- 4.1 Porcentajes de carga en el pie**
- 4.2 Caída del arco longitudinal medial**
- 4.3 Otros parámetros de validación**
- 4.4 Esfuerzos en el TTP**

Capítulo 4. Análisis y discusión de resultados

4.1 Porcentajes de cargas en el pie

Como se mencionó en el capítulo 3, para la réplica del modelo se recurrió a la comparación de distintos resultados con la literatura. Primeramente, la distribución del peso del cuerpo en el pie dividiéndolo en tres partes: retropié, pie medio y antepié. Después, se ajustaron los porcentajes de carga en los metatarsianos, es decir, las reacciones de estos con el suelo. Posteriormente, se ajustó también la caída del arco medial longitudinal al momento de aplicar la carga.

4.1.1 Cargas en el antepié y retropié

En general, el modelo de EF del pie fue bien replicado y ajustado. Para la fase de apoyo medio el modelo mostró una distribución de la carga del 62% de la total en parte trasera del pie (retropié) y una distribución de carga del 38% de la carga total en la parte delantera del pie (antepié). Al comparar con los datos de Cavanagh, et. al. [1], en la parte trasera del pie (retropié) 60.5% de la carga total, parte media del pie 7.8%, y parte delantera del pie (antepié) 28.1% de carga total, se obtuvo un modelo con un ajuste adecuado al experimento de [1]. Tomando en cuenta que el modelo en esta tesis solo tiene apoyo en la parte trasera y delantera del pie, se puede considerar que la distribución de carga en la parte media del pie que [1] registró, en este modelo se encuentra en la parte delantera del pie, ver Fig. 4.1

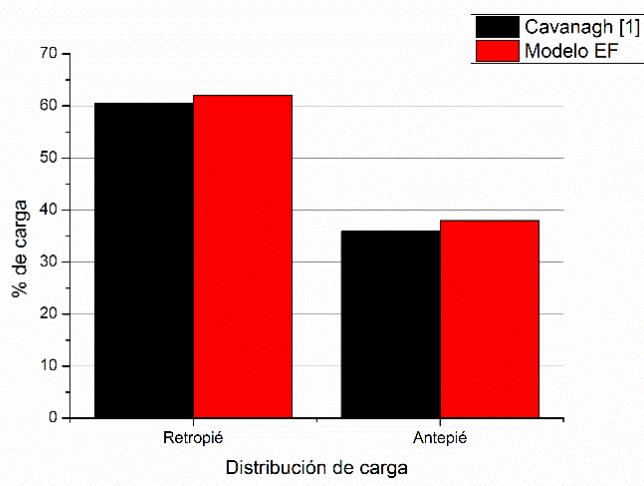


Fig. 4.1 Comparación de distribución de carga

En esta figura se observa que las distribuciones de las cargas en el pie son muy similares solo con un 5.8% máximo de desviación. Por lo tanto, el modelo distribuye correctamente el peso del cuerpo sobre las áreas del pie (retropié y antepié). Los porcentajes en los apoyos son los esperados y, por lo tanto, se puede proseguir con el desarrollo de la réplica del modelo.

4.1.2 Porcentajes de carga en los metatarsianos

Se comenzó investigando cuales eran las distribuciones de carga experimental en los metatarsianos del pie durante la etapa de apoyo medio, los cuales de acuerdo con [2] son los que se muestran en la siguiente gráfica.

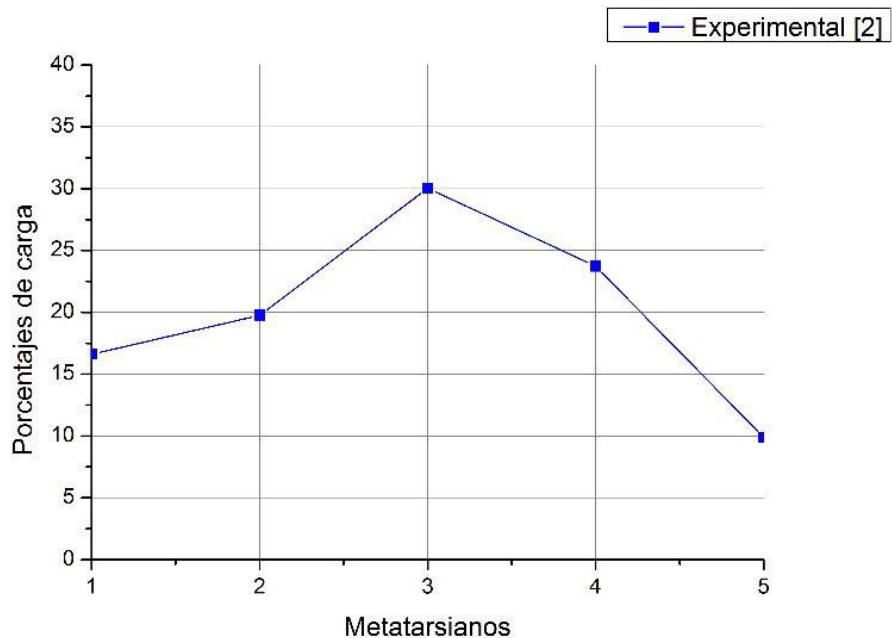


Fig. 4.2 Porcentajes de carga en los metatarsianos encontrados en la literatura

Estos porcentajes obtenidos experimentalmente Isvilanonda et. al. [2] se usaron como referencia para la validación de la metodología y réplica del modelo aquí presentado. Calculando los porcentajes del caso 9 de la Tabla 3.2 y comparándolos con los porcentajes obtenidos por [2], se puede notar que los resultados de los porcentajes de los datos experimentales y la simulación son diferentes, ver Fig. 4.3. Por lo tanto, se comenzó a trabajar en el modelo para hacer que los porcentajes de carga se ajustaran.

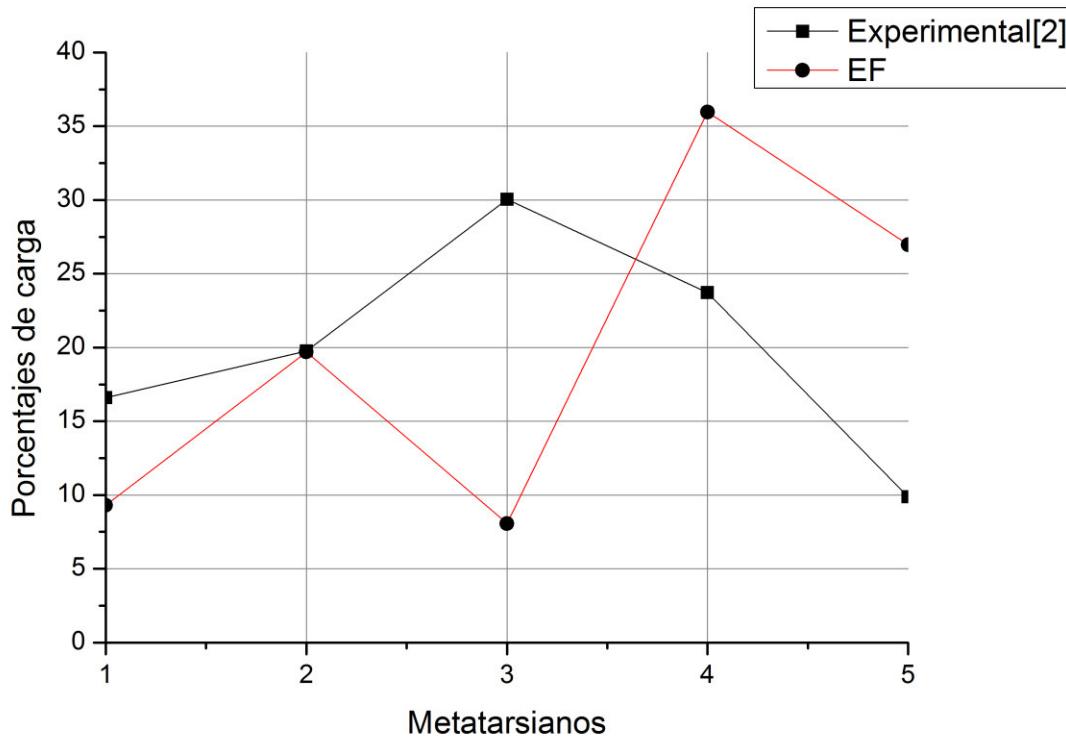


Fig. 4.3 Primera comparación de carga en los metatarsianos

Se realizó una investigación y se concluyó que era debido a como se comportaban los contactos entre los cuerpos. Al no especificar un valor de contacto el programa ANSYS Workbench® aplica de manera automática un valor solo como requisito para que se pueda realizar la simulación. Debido a esto fue necesario investigar cómo se lleva a cabo el movimiento de los huesos en esta fase del ciclo de caminado para así a partir de esto otorgar un valor numérico al contacto denominado *pinball* que permitiera un movimiento específico y, por lo tanto, una reacción en la base de los metatarsianos adecuada.

Se comenzó por trabajar con los contactos entre cada par de huesos del modelo, ya que si no se modifican el programa los realiza automáticamente, lo cual genera resultados erróneos. Se realizaron varias simulaciones donde en cada simulación se modificaba el *pinball* entre cada contacto de los huesos, ver Tabla 4.1.

Tabla 4.1 Variación del pinball

2do meta a Cuneiforme intermedio	Navicular a Cuneiforme Medial	Navicular a Cuneiforme intermedio	Navicular a Astrágalo	Cuneiforme Medial a Cuneiforme intermedio	Cuneiforme Medial a 1er Meta	4to meta a Cuboides	Calcáneo a Cuboides	Navicular a Cuneiforme Lateral	Cuboides a 5ta meta	Cuboides a Cuneiforme Lateral	Reacción [N] Meta 1	Reacción [N] Meta 2	Reacción [N] Meta 3	Reacción [N] Meta 4	Reacción [N] Meta 5
1	1.5	3	1	3	0.95	1	1.5	2	1.42	2.5	18	55	46	16	10
1	1.4	3	1	3	0.95	1	1.5	2	1.42	3	16	49	58	17	9
0.9	1.5	3	1	3	0.95	1	1.5	2	1.42	3	19	62	35	15	10
1	1.5	3	1	3	0.95	1.2-1.5	1.5	2	1.42	3	10	39	24	61	7
0.5	1.5	3	1	3	0.95	1	1.5	2	1.42	3	29	32	45.17	17	11
1	1.5-2.5	3	1	3	0.95	1	1.5	2	1.42	3	19	59	38	15	10
1	1.5	1.0-4.0	1	3	0.95	1	1.5	2	1.42	3	19	59	38	15	10
1	1.5	3	2	3	0.95	1	1.5	2	1.42	3	23	69	35	6	4
1	1.5	3	0.5	3	0.95	1	1.5	2	1.42	3	19	59	38	15	10
1	1.5	3	1	2.0-4.0	0.95	1	1.5	2	1.42	3	19	59	38	15	10
1	1.5	3	1	3	1	1	1.5	2	1.42	3	41	57	37	13	9
1	1.5	3	1	3	0.8	1	1.5	2	1.42	3	6	67	43	16	10
1	1.5	3	1	3	0.95	1.2	1.5	2	1.42	3	10	38	27	60	7
1	1.5	3	1	3	0.95	0.9	1.5	2	1.42	3	19	59	38	15	10
0.9	1.5	3	1	3	1.4	1.04	1.5	2	1.481	1.0-2.0	24	35	44	37	13

En la Tabla 4.1 se muestra de color verde los contactos entre los huesos que tienen un mayor efecto en las reacciones de los metatarsianos. Se partió de un valor base para el *pinball* (fila azul) que se fue variando hasta encontrar los *pinballs* que dieran mejores resultados en las reacciones (fila roja). En naranja se muestran las reacciones, que al obtener su porcentaje y comparándolos con los porcentajes de la Fig.4.3 se adaptaban mejor a los resultados experimentales de [2], ver Fig. 4.4. En la tabla 4.1 se muestra solo una parte del total de simulaciones que se tuvieron que realizar hasta lograr un resultado satisfactorio.

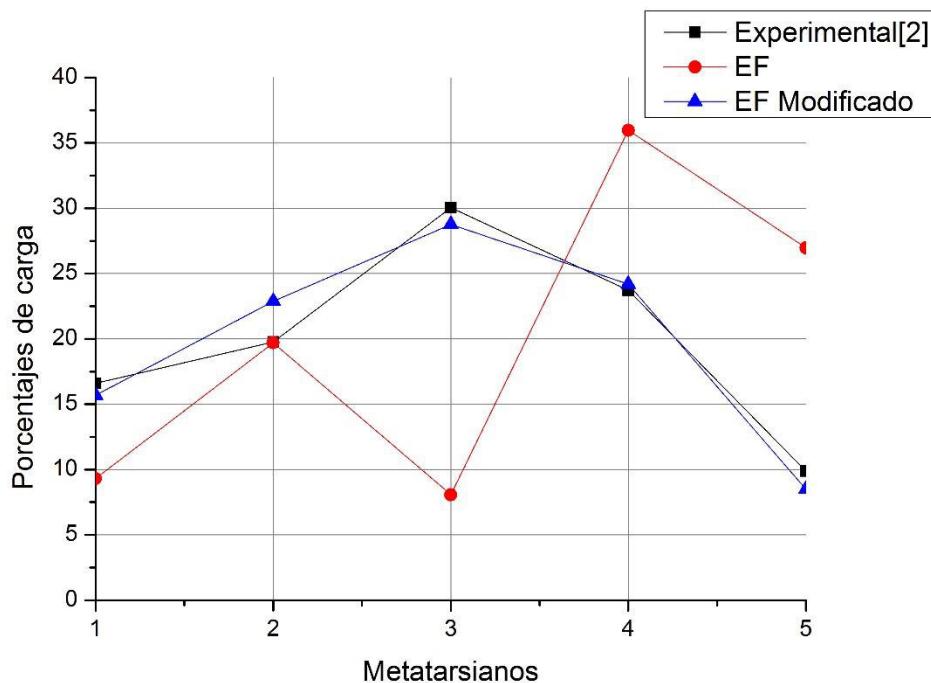


Fig.4.4 Comparación de cargas en los metatarsianos con *pinball* modificado

De esta manera y hasta el momento se logró validar la metodología para la réplica del modelo con los porcentajes de carga adecuadas en las regiones del pie además de los porcentajes de carga en la cabeza de los metatarsianos de acuerdo con la literatura [1-2]. A continuación, se presentan las tablas 4.2 y 4.3 con otros parámetros del modelo comparándolos con datos de la literatura para su validación de acuerdo con [5] y [6].

Los resultados de EF y de la literatura son en la etapa de apoyo medio y con las condiciones de carga mostradas en la en el Capítulo 3.

4.2 Caída del arco longitudinal medial

Otro parámetro adicional para la validación y réplica del modelo del pie es la caída del ángulo del arco medial longitudinal, que determina la altura de la bóveda plantar y que, dependiendo de la inclinación de este ángulo, indica si el pie sufre de alguna patología. En la Tabla 4.2 y en la Fig. 4.5 se muestran los resultados que se obtuvieron del modelo de tesis comparados con Bandholm et. al. [3].

Tabla 4.2 Caída del arco medial longitudinal

Modelos	Angulo pie sano		
	Sin carga	Con carga	Diferencia
[3]	148.0 ± 10.8	151.5 ± 12.0	3.5 ± 2.6
Tesis	147.5	150.7	3.2

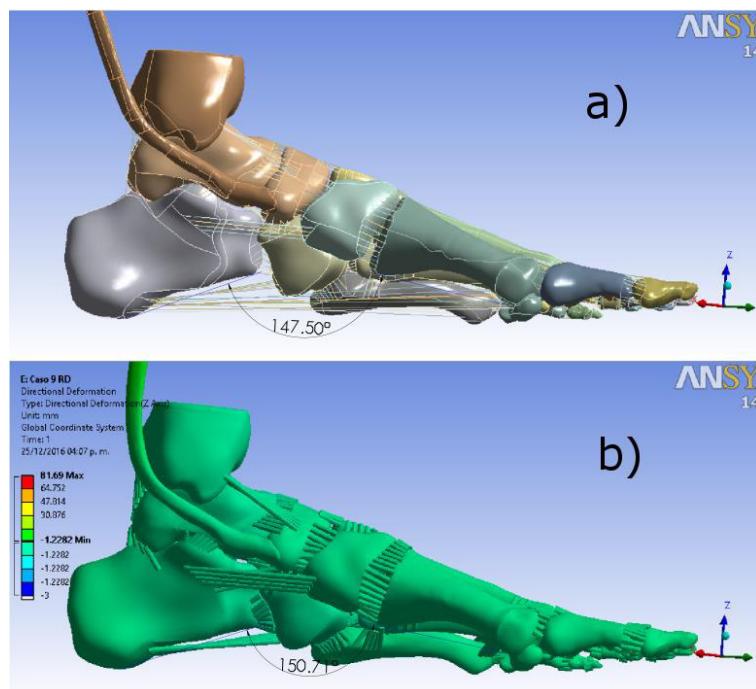


Fig. 4.5 Arco medial longitudinal a) sin carga, b) con carga

Al medir ángulo sin carga el arco medial, se comprueba que éste se encuentra dentro de los ángulos normales de un pie sano promedio. Al aplicar la carga este ángulo aumenta 3.2°, lo cual era esperado de acuerdo con Bandholm et. al. [3].

4.3 Otros parámetros para la validación de la metodología y réplica del modelo

Además de la caída del arco medial, existen otros parámetros medibles que sirven de ayuda para replicar el modelo del pie y que ayudan a respaldar los resultados finales, ver Tabla 4.3 (donde DE es la desviación estándar). Estos parámetros son los obtenidos por la tesis (EF) y son comparados contra datos experimentales de la literatura.

Tabla 4.3 Ángulos de medición para de la caída del pie [2]

Parámetro	EF (°)	Literatura [DE]
Angulo del arco medial longitudinal	158	151.2 [12]
Inclinación del astrágalo	25.8	28.8 [4.5]
Inclinación del primer metatarsiano	26.5	21.3 [4.6]
Inclinación inferior del calcáneo	17.1	22.5 [6.1]
Inclinación superior del calcáneo	16.4	21.3 [6.1]
Angulo intermetatarsial. 1-2	6.3	7.8 [2.7]

4.4 Esfuerzos en el TTP

Con el modelo del pie replicado y comprobado que se comporta lo más cercano a la realidad, se comenzó a realizar los análisis correspondientes para estudiar los esfuerzos a los que se encuentra sometido el TTP. A continuación, se presentan dichos análisis en diferentes etapas de la fase apoyo y con diferentes condiciones de carga, frontera y geométricas a las que fue sometido el modelo del pie.

4.4.1 Esfuerzos fase apoyo

Este primer análisis se lleva cabo a partir de las gráficas de [4] que se muestran en la Fig. 4.6. En estas gráficas se observan cargas en los tendones principales involucrados en ciclo de caminado según el porcentaje de la fase apoyo que se encuentren, a partir de esto se dividieron en 11 puntos a lo largo de la fase de caminado en cada gráfica (los mismos puntos en cada gráfica).

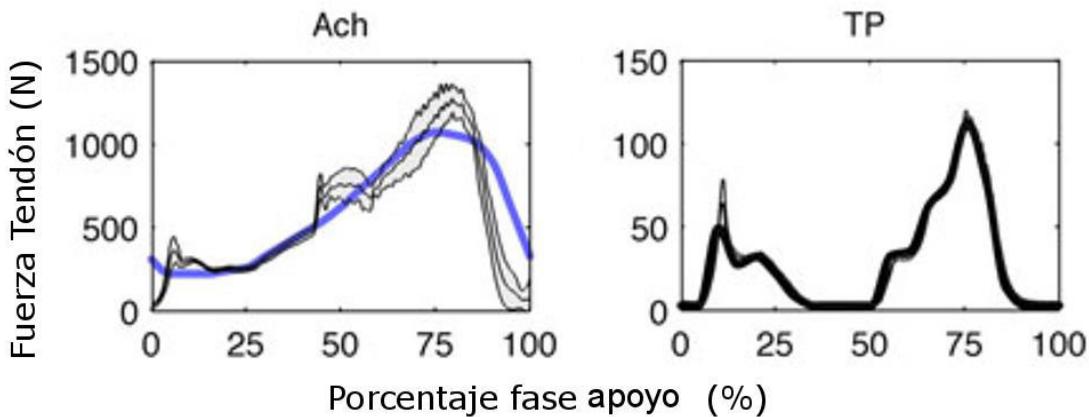


Fig. 4.6 Fuerzas estimadas de los tendones [4]

Se midió la fuerza en cada punto en la gráfica para posteriormente usarlas en el modelo y graficar los esfuerzos observados en el TTP, ver Tabla 4.4.

Tabla 4.4 Esfuerzos en el TTP en diferentes porcentajes de la fase apoyo

Puntos	Fuerza Tendón (N)		Esfuerzos (MPa)	
	Aquiles	TP	Path	Max TTP
1	238.88	23.53	28.378	28.378
2	361.1	5.45	7.51	7.54
3	455.47	0.00	4.00	4.00
4	572.21	0.00	8.00	8.00
5	727.76	31.1	43.00	53.91
6	883.27	42.42	60.00	77.41
7	1044.43	74.37	104.00	130*
8	1061.1	109.61	105.00	117.00
9	1011.1	25.63	40.00	60.00
10	738.87	0.00	16.00	18.00
11	316.65	0.00	8.00	16.00

Los esfuerzos mostrados en la Tabla 4.4 fueron los tomados a lo largo de un *path* (línea creada a través de nodos sobre una superficie) creado manualmente en el TTP justo debajo del maléolo medial (ver Fig. 4.7), que de acuerdo con la literatura es donde el tendón se esfuerza más y donde comienza a degenerarse.

También se muestra en la Tabla 4.4 los esfuerzos máximos (Von Mises) registrados en el tendón, que en la mayoría de los casos corresponde a la misma área donde el *path* fue creado.

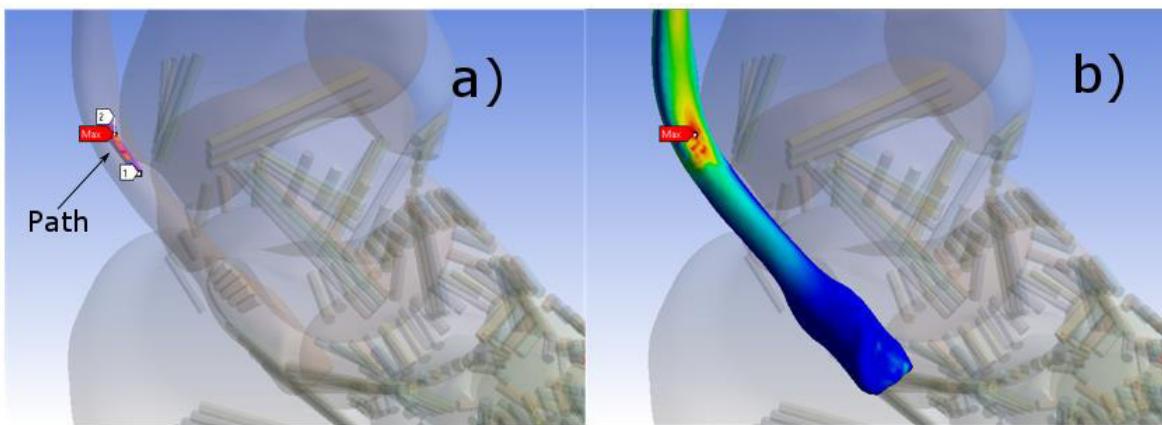


Fig. 4.7 Esfuerzos sobre el TTP a) En el path b) Esfuerzos máximos sobre todo el tendón

De acuerdo con Giannini et. al. [5] el esfuerzo último que soporta el TTP es de 117.3 MPa con una desviación estándar de 25.1 MPa. En los resultados de los análisis mostrados en la Tabla 4.4, se observa que, utilizando los valores máximos de fuerza, tanto del tendón de Aquiles como del TTP, el esfuerzo máximo registrado en el TTP es de 117 MPa. El valor de 130 MPa mostrado en la misma tabla, no se tomó en cuenta ya que al analizarlo solo esta aplicado en un pequeño punto y no distribuido en un área. Esto indica aun aplicando las cargas máximas en los tendones el TTP cae dentro de los rangos de seguridad y no llega a la ruptura. En los resultados se observó que los esfuerzos máximos en el TTP correspondían en el *path* creado bajo el maléolo medial, es decir, que esta información coincide con la de la literatura y que la degeneración del TTP, en la mayoría de los casos, ocurre en esta zona.

4.4.2 Esfuerzos al rotar el calcáneo

Una de las patologías causada como consecuencia de la degeneración del TTP es la denominada pie valgo (la punta del pie se leja de la línea media del cuerpo).

Debido a la degeneración del TTP la bóveda plantar comienza a hundirse y el pie gira en valgo. Este valgo es medible por el ángulo que forma el eje del talón con el tendón de aquiles, de acuerdo con [6] el rango normal de este ángulo esta entre $2^\circ \pm 3^\circ$. Si este ángulo sobrepasa los 5° , es signo de la patología de pie valgo, este ángulo puede llegar a medir hasta 20° [7].

Por lo tanto, este análisis se basará en rotar el calcáneo para simular el movimiento en valgo desde la posición original (sana) hasta la máxima encontrada en la literatura, ver Fig. 4.8, aplicar las mismas condiciones de carga y de frontera con que se validó el modelo del pie, realizar el análisis en fase apoyo medio y registrar los esfuerzos causados en el TTP.

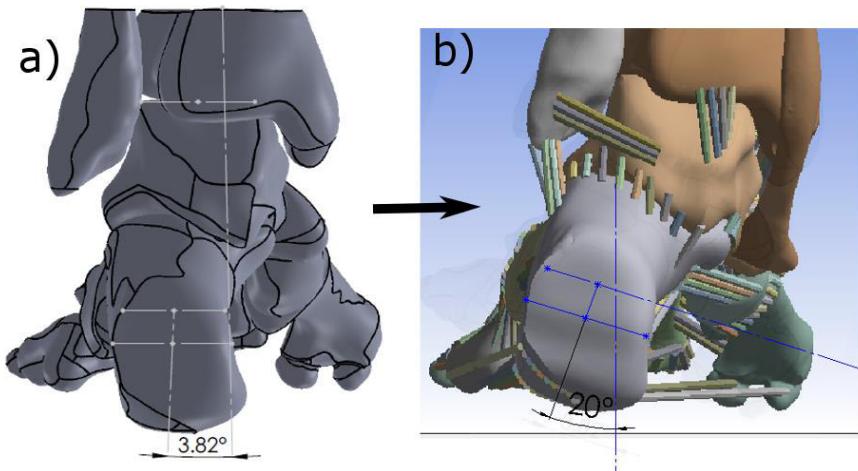


Fig. 4.8 Medición del pie valgo. a) Angulo normal b) Angulo máximo de deformación

Primeramente, se realizó la medición del esfuerzo en el tendón en el modelo del pie sano y después se comenzó a girar el calcáneo con incrementos de 1.6° hasta que se alcanzó una medición del ángulo de 20°. Se realizaron los análisis y se registraron los esfuerzos como se muestra en la Tabla 4.5.

Tabla 4.5 Rotación del calcáneo

Esfuerzos en el TTP bajo el maléolo medial					
Rotación Calcáneo (°)	Esfuerzo Max TTP (MPa)	Esfuerzo promedio (MPa)	Rotación Calcáneo (°)	Esfuerzo Max TTP (MPa)	Esfuerzo promedio (MPa)
1.6	5	4	9.6	34	30
3.2	11	9	11.2	38	34
4.8	16	13	12.8	44	38
6.4	22	18	14.4	49	44
8	27	23	16	55	52

En la Tabla 4.5 se registraron el esfuerzo máximo y el esfuerzo promedio en el TTP en la zona que hace contacto con la parte inferior del maléolo medial, estos esfuerzos máximos registrados en la mayoría de los casos corresponden a una zona pequeña, es decir que se observa que no están distribuidos uniformemente, por lo que los datos que se tomarán en cuenta son los que están alrededor de esta zona. Estos resultados muestran un aumento progresivo de esfuerzos en el TTP que van desde 4MPa hasta 52MPa. En el caso más crítico el valor no supera el esfuerzo último del TTP que, de acuerdo con Giannini et. al. [5], el esfuerzo último más bajo encontrado en sus experimentos es de 92MPa. Aun así, los esfuerzos producidos en el tendón son significativos, considerando que solo están siendo afectados por la rotación del calcáneo y, a partir de un ángulo de desviación de +8° de lo normal, el tendón tiene un 25% del valor total que necesita para degenerarse por completo. Para el caso más crítico se alcanza un 56% del total.

4.4.3 Esfuerzos en el TTP al rotar el calcáneo y aplicar carga

Una vez realizado el análisis de esfuerzos en el TTP que son causados al paciente con solamente rotar el calcáneo se realizó otro análisis similar, pero aplicando la carga del cuerpo en la fase apoyo medio y observar si hay algún aumento significativo en los resultados de la distribución de esfuerzos en la misma zona del tendón TTP.

Los resultados obtenidos de este análisis son mostrados en la Tabla 4.6.

Tabla 4.6 Rotación del calcáneo considerando la carga del cuerpo

Esfuerzos en el TTP bajo el maléolo medial					
Rotación Calcáneo (°)	Esfuerzo Max TTP (MPa)	Esfuerzo promedio (MPa)	Rotación Calcáneo (°)	Esfuerzo Max TTP (MPa)	Esfuerzo promedio (MPa)
1.6	26	23	9.6	46	32
3.2	28.6	24	11.2	59	40
4.8	30	24	12.8	63	45
6.4	29.9	25	14.4	66	52
8	35.9	28	16	72	57

De la misma manera que en la Tabla 4.5, en la Tabla 4.6 se muestran los resultados de la distribución de esfuerzos en el tendón TTP, mismos que se pueden ver de manera visual en la figura 4.10, donde por un lado están los esfuerzos máximos registrados en el TTP y por otro lado está el esfuerzo promedio. Los resultados de los esfuerzos máximos deciden omitirse debido a que puede tratarse una concentración de esfuerzos o singularidad por lo tanto se el valor promedio de los puntos alrededor de esta singularidad.

En los resultados mostrados en la Tabla 4.6 se observa que en el caso menos crítico ($+1.6^\circ$) de desviación el esfuerzo promedio en el tendón tiene un valor del 25% del total que se necesita para degenerarse por completo. En el análisis donde solo estaba aplicada la rotación del calcáneo, se observó este valor solo cuando el ángulo de rotación alcanzaba los $+8^\circ$ de rotación. Esto indica un aumento muy significativo en los esfuerzos con el análisis anterior. Los datos de también muestran que a partir de $+9.6^\circ$ de desviación los valores de esfuerzo promedio en ambos análisis se estabilizan y a partir de este punto son similares (Ver Fig. 4.9), siendo aun así mayor los esfuerzos donde se utiliza la carga y las fuerzas de los tendones.

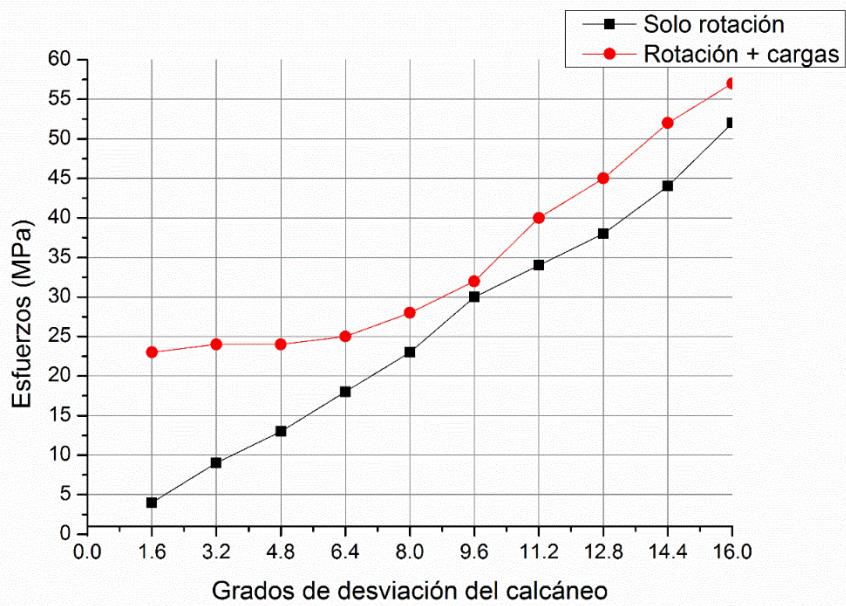


Fig. 4.9 Comparación de esfuerzos en el TTP con la rotación del calcáneo

CAPÍTULO 4. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

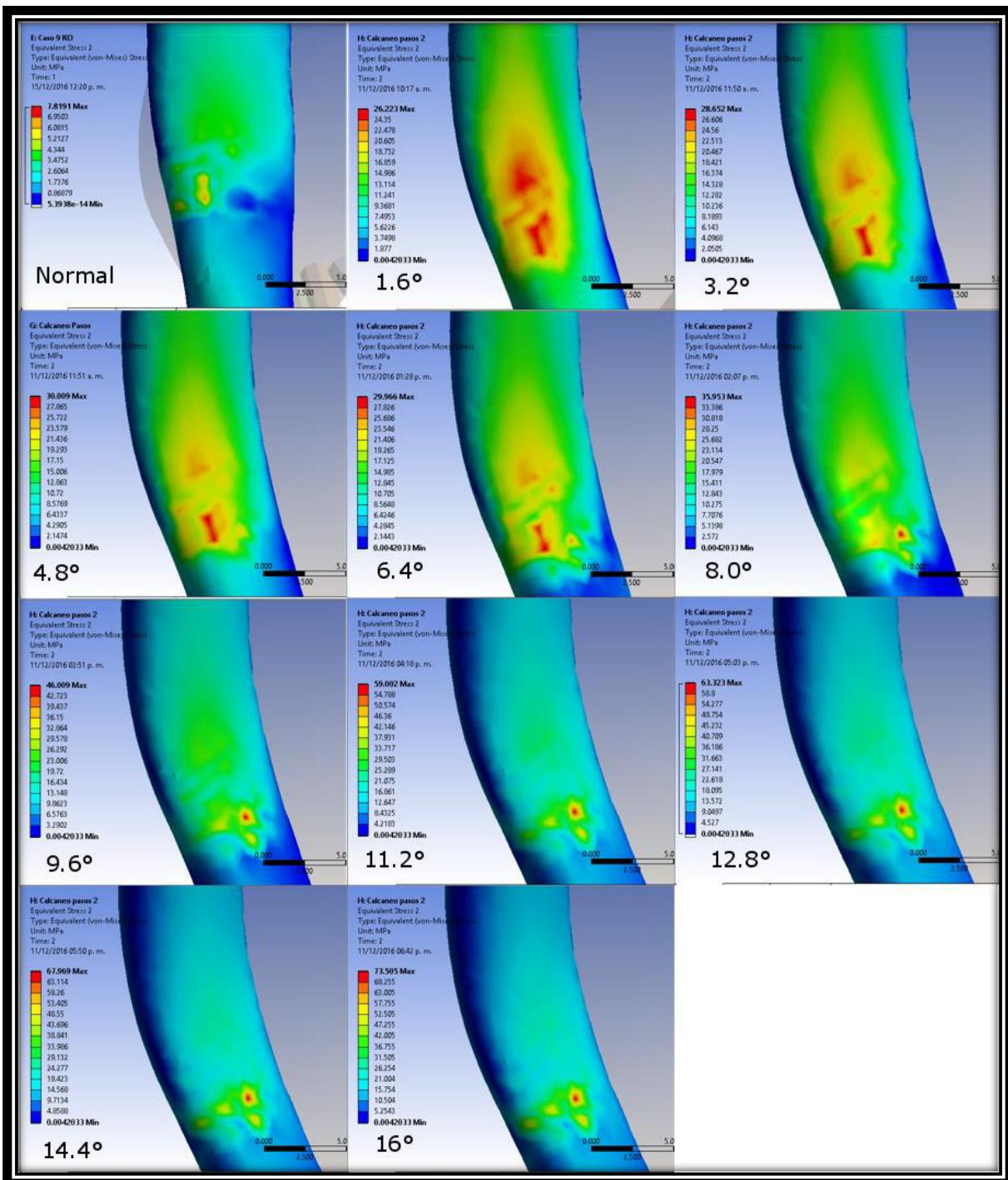


Fig. 4.10 Distribución de esfuerzos al rotar el calcáneo

4.4.4 Esfuerzos al cortar los ligamentos

Al degenerarse el TTP el peso del cuerpo comienza a distribuirse en otras estructuras, lo que lleva al desarrollo de más patologías. En esta parte del análisis se decidió realizar un análisis suprimiendo los principales ligamentos involucrados en la fase apoyo medio y realizar un análisis de esfuerzos en el TTP. De acuerdo con la literatura los ligamentos principales con más aporte en la fase apoyo medio son: El ligamento *spring*, plantar largo y plantar corto. Se suprimieron estos ligamentos de manera individual y se registraron los esfuerzos en el TTP. Ver Tabla 4.7.

Tabla 4.7 Esfuerzos TTP fase apoyo medio

Fase apoyo medio				Esf.TTP (MPa)	
Ligamentos	Spring	Plantar largo	Plantar corto	Bajo maléolo medial	%
Si	Si	Si	Si	25.523	
No	SI	Si	Si	25.518	-0.019
Si	No	Si	Si	25.543	0.078
Si	Si	No	Si	25.525	0.007
Si	No	No	Si	25.550	0.105
No	Si	No	Si	25.518	-0.019
No	No	Si	Si	25.538	0.058
No	No	No	Si	25.543	0.078

Al analizar los datos de esta tabla no se encontró un cambio significativo en los esfuerzos sobre el tendón al suprimir los ligamentos, estos esfuerzos se mantuvieron en el orden de 25.5MPa por lo que se realizó otro análisis esta vez en la fase elevación del talón, ver Fig.4.11. En esta fase de acuerdo con la literatura es donde el TTP se esfuerza más y en donde se aplica la fuerza máxima del tendón de aquiles (1061N aprox.) y la máxima del TTP (109N aprox.) registrada por [4] en la fase apoyo, se realizó el mismo análisis de esfuerzos en el TTP y se registraron los datos de la Tabla 4.8.

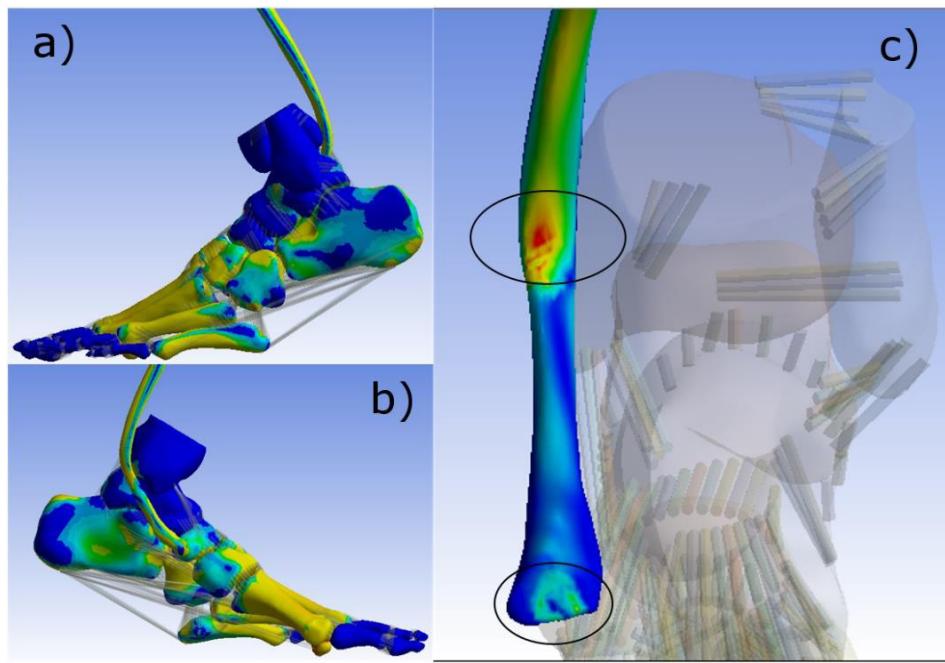


Fig. 4.11 Esfuerzos en el TTP en la fase elevación del talón, a) vista lateral, b) vista medial, c) vista frontal

Tabla 4.8 Esfuerzos TTP fase elevación del talón

Fase elevación del talón			Esfuerzos TTP(Mpa)				
Ligamentos	Spring	Plantar largo	Plantar corto	Maleolo medial	Insercion navicular	% Maleolo	% Navicular
	Si	Si	Si	117.80	82.5		
	No	SI	Si	117.76	81.8	-0.030	-0.80
	Si	No	Si	117.83	81.9	0.020	-0.72
	Si	Si	No	117.79	81.6	-0.008	-1.09
	Si	No	No	117.83	81.3	0.020	-1.45
	No	Si	No	117.75	82.1	-0.040	-0.46
	No	No	Si	117.80	82.5	0.000	0.00
	No	No	No	117.78	81.3	-0.010	-1.45

En dichos resultados se observa un incremento en la distribución de esfuerzos en el TTP, como se esperaba, pero no se encontró cambios significativos en estos esfuerzos al ir suprimiendo los ligamentos nuevamente.

Por último, realizó un último análisis al anterior solo que esta vez se utilizó 4 veces la carga del cuerpo ya que, de acuerdo con [8], la carga que soportan la tibia y el peroné se encuentran entre 4 y 5 veces el peso corporal, en el momento inicial al

levantar el talón debido al efecto tirante del tendón de aquiles. La distribución de esfuerzos en el TTP con estas condiciones de carga y al ir suprimiendo los principales ligamentos se muestran en la Tabla 4.9.

Tabla 4.9 Esfuerzos TTP 4 veces el peso corporal

FASE ELEVACIÓN DEL TALÓN			ESFUERZOS TTP (MPa)		CAMBIO ESFUERZOS		
LIG.	Spring	Plantar largo	Plantar corto	Bajo Maléolo	Inserción navicular	%	%
	Si	Si	Si	118.65	23.67		
	No	SI	Si	118.63	240.00	-0.010	1.39
	Si	No	Si	118.74	33.00	0.070	39.41
	Si	Si	No	118.66	25.70	0.008	8.57
	Si	No	No	118.77	39.50	0.100	66.87
	No	Si	No	118.63	27.00	-0.010	14.06
	No	No	Si	118.72	35.00	0.050	47.86
	No	No	No	118.74	41.00	0.070	73.21

Los esfuerzos en el TTP bajo el maléolo medial se mantuvieron iguales al ir suprimiendo los ligamentos. En la parte en la que se obtuvo una variación en los resultados fue en la inserción del TTP con el hueso navicular, donde hubo un aumento de hasta el 73% de los esfuerzos esta zona.

Referencias

1. Cavanagh, P. R., Rodgers, M. M. liboshi, A., 1987. *Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing.* Foot & ankle 7, 262-276.
2. Isvilanonda, V. (2015). *Finit Element Modeling of the Foot (tesis doctoral).* University of Washington, United States.
3. Bandholm, T., Boysen, L., Haugaard, S., Zebis, M., & Bencke, J. (2008). *Foot Medial Longitudinal-Arch Deformation During Quiet Standing and Gait in Subjects with Medial Tibial Stress Syndrome.* American College of Foot and Ankle Surgeons, 47, 1067-2516.
4. Aubin, P., Whittaker, E., & Ledoux, W. (2012). *A Robotic Cadaveric Gait Simulator With Fuzzy Logic Vertical Ground Reaction Force Control.* IEEE, 28, 1552-3098.
5. Giannini, S., Buda, R., Di Caprio, F., Agati, P., Bigi, A., De Pasquale, V. & Ruggeri, A. (2008). *Effects of freezing on the biomechanical and structural properties of human posterior tibial tendons.* International Orthopaedics, 32, 145–151.
6. Lamm, B., Stasko, P., Gesheff, M., & Bhave, A. (2016). *Normal Foot and Ankle Radiographic Angles, Measurements, and Reference Points.* American College of Foot and Ankle Surgeons, 55, 991-998.
7. Kapandji, A. I. (1998). Bóveda Plantar. En Fisiología Articular (p.248). Madrid: Editorial Médica Panamericana.
8. Morales E. (2012). *Influencia de la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie en la formación de juanetes.* (Tesis de maestría). Universidad de Zaragoza, España.



UNIVERSIDAD DE
GUANAJUATO

Conclusiones

La disfunción del tendón tibial posterior es un proceso doloroso de deformación progresiva y aplanamiento del pie adulto. Mujeres de edad mediana son más afectadas y su prevalencia se sabe que se incrementa con la edad, hipertensión, diabetes, entre otras, son factores de riesgo identificados en pacientes con insuficiencia del tendón tibial posterior.

- ❖ Respecto a la distribución de carga y de acuerdo con los resultados, el modelo distribuye correctamente el peso del cuerpo sobre las áreas del pie (retropié y antepié). Los porcentajes en los apoyos son los esperados y muy similares a los experimentos que realizó Cavanagh et. al. [1]. De la misma manera, las reacciones de carga en la base de los metatarsianos del pie en el modelo se replicaron a los de los experimentos de Isvilanonda et. al [2]. La realización de este análisis mostró la importancia que tiene los contactos y sus parámetros en los resultados finales. Parámetros como, tipo de contacto y *pinball* se deben considerar antes de seguir avanzando en el análisis de elemento finito.
- ❖ La deformación del ángulo del arco longitudinal medial del pie se considera para conocer si el paciente puede o no sufrir de alguna patología en el pie. Por lo tanto, era necesario, para tener más seguridad en los valores finales de los análisis, que la deformación de la caída del arco estuviera dentro de los rangos normales en la fase de apoyo. Al medir el ángulo sin carga el arco medial, se comprueba que éste se encuentra dentro de los ángulos normales de un pie sano promedio. Al aplicar la carga este ángulo aumenta 3.2°, lo cual era esperado y concuerda con los resultados experimentales de Bandholm et. al. [3].

Con una correcta distribución de la carga en todo el pie y en los metatarsianos, además de una correcta caída del arco medial, la validación de la metodología y la réplica del modelo del pie fue satisfactoria y permitió seguir adelante para realizar los análisis en el TTP con la seguridad que el modelo reaccionaba correctamente a

los valores de carga y de frontera. Esto permite descartar errores al modelo en caso de fallas durante el análisis de resultados y, por lo tanto, buscar otros factores que influyan más delante en los resultados.

- ❖ Análisis de esfuerzos en el TTP: Se utilizaron las tablas de Patrick et. al. [4] como referencia para conocer las fuerzas en los tendones con más relevancia en la fase de caminado. Para el modelo presentado en este trabajo, las fuerzas que interesaba conocer eran principalmente la fuerza en el tendón de aquiles que es el tendón que contribuye con más fuerza en la fase de caminado y la del TTP el cual es el objeto de estudio en este trabajo. La idea de dividir estas gráficas en 11 puntos en distintas zonas de la fase de caminado era conocer como es el comportamiento del TTP a medida que el tendón de aquiles va aumentando o disminuyendo la fuerza que aplica en el pie y para observar el comportamiento del modelo al ir variando las cargas. Se creó un *path* aproximadamente debajo del maléolo medial donde, según la literatura, es el lugar donde el TTP comienza a degenerarse y por lo tanto sufre de mayores esfuerzos. La idea de la creación del *path* era para comprobar si realmente al realizar el análisis se observaban los mayores esfuerzos en esa zona.

En este análisis, el comportamiento del TTP fue el esperado, con las propiedades que se proporcionaron al tendón, los esfuerzos que resultaron en los análisis se encuentran debajo del esfuerzo último del TTP, por lo tanto, éste soporta estos esfuerzos mientras se aplica las fuerzas máximas a los tendones y el modelo realiza el comportamiento adecuado durante este análisis. Además, estos esfuerzos se registran en la zona del *path* creado, lo cual concuerda con la literatura.

- ❖ Análisis en la rotación del calcáneo: en este análisis todas las fuerzas se suprimieron, para que el único parámetro que afectará al tendón fuera la rotación del calcáneo. El ángulo que ayuda a medir el giro del pie en valgo del modelo es de 3.8° , lo cual está dentro del rango del pie sano [5]. A partir

de este punto se comenzó a girar el calcáneo hasta que este ángulo alcanzo los 20° (caso crítico) y se obtuvieron los resultados mostrados en la Tabla 4.5. Los resultados muestran un aumento progresivo de los esfuerzos a medida que se incrementa el ángulo de rotación del calcáneo. A partir de un aumento de 8°, los esfuerzos en el TTP implican un 25% del valor total necesario para la degeneración completa del tendón considerando solo la rotación del calcáneo.

Rotación del calcáneo y aplicación de la carga: este análisis se llevó a cabo en la fase apoyo, aproximadamente a un 25% del total de la fase de caminado, en este punto el valor de la fuerza del tendón de aquiles y del TTP son aproximadamente 200N y 23N respectivamente de acuerdo con Patrick et. al. [4]. Este análisis se realizó utilizando pasos de carga, en el primer paso se rotó el calcáneo sin aplicar fuerza (como en el análisis anterior) y en el segundo paso de carga se aplicó el peso del cuerpo y las fuerzas del tendón de aquiles y del TTP.

- ❖ Por lo tanto, las combinaciones de la rotación del calcáneo con las cargas en el pie aumentan significativamente los esfuerzos en el TTP, no al punto de fracturarse inmediatamente, pero si ocasiona un mayor desgaste del TTP de una manera más rápida de lo normal provocando una deformación en el pie dolorosa e irreversible sin un tratamiento a tiempo. Con estos resultados se podría medir el ángulo de desviación del calcáneo en el paciente y observar en las tablas anteriores los esfuerzos a los que se encuentra sometido el TTP y proporcionar el tratamiento para su recuperación.

Análisis al suprimir los ligamentos: El primer análisis donde se suprimieron los ligamentos *spring*, plantar corto y largo se realizó en la fase apoyo con las mismas condiciones de réplica del modelo, sin ningún cambio en el modelo original.

- ❖ Los resultados que se obtuvieron al ir suprimiendo estos ligamentos no mostraron cambios significativos que afectaran de manera significativa los

esfuerzos en el TTP, estos esfuerzos se mantuvieron en el orden de 25.5MPa, ver tabla 4.7.

El segundo análisis suprimiendo los ligamentos, se realizó en la fase elevación del talón por lo tanto se utilizan las fuerzas máximas en el tendón de Aquiles y en el TTP.

- ❖ En dichos resultados se observa un incremento en la distribución de esfuerzos en el TTP, pero no se encontró cambios significativos respecto al análisis anterior.

Se realizó un último análisis en esta etapa con una carga del cuerpo 4 veces a la original de acuerdo con Morales et. al. [6].

- ❖ Los esfuerzos en el TTP bajo el maléolo medial se mantuvieron iguales al ir suprimiendo los ligamentos. En la parte en la que se observó una variación de los esfuerzos fue en la inserción del TTP con el hueso navicular, donde hubo un aumento de hasta el 73% de los esfuerzos esta zona.

Con esto se puede concluir que, de acuerdo con la literatura, al degenerarse el TTP hay un aumento de esfuerzos en los ligamentos principales involucrados en el ciclo de caminado. En este análisis el cortar dichos ligamentos no involucra un cambio significativo de esfuerzos en el TTP, esto habla de la aportación que tiene el TTP en el ciclo de caminado, donde con la ausencia de este tendón afecta los otros ligamentos, pero no al revés.

Se debe tomar consideración que el modelo del pie de esta tesis es un modelo simplificado con la ausencia de otros ligamentos y tendones que, si bien no son tan relevantes en las fases analizadas en comparación de los incluidos en este modelo, desempeñan un papel propio y único en la fase de caminado. Así que para un mejor comportamiento en el análisis del modelo del pie se deberían considerar obtener resultados más cercanos a la realidad y tener más seguridad en dichos resultados.

En análisis futuros se tomará este modelo de base sabiendo que su comportamiento es el correcto, el modelo se completará con los ligamentos y tendones necesarios para recrear un mejor comportamiento y un movimiento más natural del pie y se podrán analizar estas mismas u otras patologías y así tener resultados más concretos. Aun así, los análisis obtenidos con este modelo dan un mejor panorama del comportamiento del TTP bajo diferentes condiciones de carga y de frontera además de una metodología para realizar nuevos análisis del TTP.

Referencias Generales

1. Cavanagh, P. R., Rodgers, M. M. liboshi, A., 1987. *Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing.* Foot & ankle 7, 262-276.
2. Isvilanonda, V. (2015). *Finit Element Modeling of the Foot (tesis doctoral).* University of Washington, United States.
3. Bandholm, T., Boysen, L., Haugaard, S., Zebis, M., & Bencke, J. (2008). *Foot Medial Longitudinal-Arch Deformation During Quiet Standing and Gait in Subjects with Medial Tibial Stress Syndrome.* American College of Foot and Ankle Surgeons, 47, 1067-2516.
4. Aubin, P., Whittaker, E., & Ledoux, W. (2012). *A Robotic Cadaveric Gait Simulator With Fuzzy Logic Vertical Ground Reaction Force Control.* IEEE, 28, 1552-3098.
5. Lamm, B., Stasko, P., Gesheff, M., & Bhave, A. (2016). *Normal Foot and Ankle Radiographic Angles, Measurements, and Reference Points.* American College of Foot and Ankle Surgeons, 55, 991-998.
6. Morales E. (2012). *Influencia de la geometría de la falange proximal del primer dedo del pie en la formación de juanetes.* (Tesis de maestría). Universidad de Zaragoza, España.



UNIVERSIDAD DE GUANAJUATO

Futuros Trabajos

Futuros trabajos

En la elaboración de esta tesis los elementos principales del modelo CAD del pie fueron los 26 huesos del pie, la tibia y peroné, además de los ligamentos finos, plantares cortos y largos, la fascia plantar y por último el TTP. Con estos elementos se realizaron los análisis y obtuvieron una serie de resultados que permitieron comprender más sobre el comportamiento mecánico del TTP en distintas etapas del ciclo de caminado, sin embargo, para obtener resultados aún más cercanos a la realidad, en trabajos futuros se adicionaran más elementos a este modelo, como por ejemplo otros tendones que también están involucrados en el ciclo de caminado pero qué debido a su bajo aporte a comparación del TTP o el tendón de Aquiles en la fase del ciclo de caminado en que se realizaron los análisis, no fueron considerados en el modelo pero aun así cumplen una función específica durante el ciclo de marcha. Las propiedades de los huesos del modelo se consideraron isotrópicas cuando en realidad tienen comportamiento anisotrópico, también se debe hacer diferencia en los huesos del modelo entre el hueso cortical y el hueso trabecular, colocando a cada uno sus respectivas propiedades mecánicas y comportamiento.

Los resultados obtenidos de la continuación de este proyecto servirán para analizar distintos estados del ciclo de caminado, así como el efecto mecánico que sufren otros tejidos suaves que estarán incluidos en el nuevo modelo y sus respectivas patologías.