

Christian Javier Cifuentes de la Portilla

Modelo computacional para el  
análisis biomecánico de nuevos y  
tradicionales procedimientos  
quirúrgicos en el tratamiento del  
pie plano adquirido en adultos

Departamento

Instituto de Investigación en Ingeniería [I3A]

Director/es

Bayod López, Javier

<http://zaguan.unizar.es/collection/Tesis>



Reconocimiento – NoComercial – SinObraDerivada (by-nc-nd): No se permite un uso comercial de la obra original ni la generación de obras derivadas.

© Universidad de Zaragoza  
Servicio de Publicaciones

ISSN 2254-7606



**Universidad**  
Zaragoza

Tesis Doctoral

MODELO COMPUTACIONAL PARA EL ANÁLISIS  
BIOMECÁNICO DE NUEVOS Y TRADICIONALES  
PROCEDIMIENTOS QUIRÚRGICOS EN EL  
TRATAMIENTO DEL PIE PLANO ADQUIRIDO EN  
ADULTOS

Autor

Christian Javier Cifuentes de la Portilla

Director/es

Bayod López, Javier

**UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA**

Instituto de Investigación en Ingeniería [I3A]

2019





**Universidad**  
Zaragoza



applied  
mechanics &  
bioengineering



UNIVERSITAT POLITÈCNICA  
DE CATALUNYA  
BARCELONATECH

## TESIS DOCTORAL

Modelo computacional para el análisis biomecánico de nuevos y tradicionales procedimientos quirúrgicos en el tratamiento del pie plano adquirido en adultos.

Presentada por

ING. CHRISTIAN JAVIER CIFUENTES DE LA PORTILLA M.Sc.

Director:

ING. JAVIER BAYOD LOPEZ, PhD.

Tesis presentada como requisito para la obtención del título de Doctor en Ingeniería Biomédica por la Universidad de Zaragoza y por la Universidad Politècnica de Catalunya

**UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA**

**Escuela de Ingeniería y Arquitectura**

**2018**

*“Nunca consideres el estudio como una obligación, sino como una oportunidad para penetrar en el bello y maravilloso mundo del saber” – Albert Einstein.*

Siempre he considerado que las grandes metas que nos trazamos en la vida podrán ser alcanzadas sólo con el acompañamiento de un grupo de personas especiales que nos guían, motivan, enseñan y, cuando es necesario, nos corrigen. Nadie llega por sí solo al final. Por eso, ahora que finalizo y cumplo con una de las metas importantes de mi desarrollo académico y profesional quiero agradecer a todas las personas que me acompañaron en esta etapa. Inicio por supuesto con mi director de tesis, el Dr. Javier Bayod quien confió en mí para este proyecto y a quien le agradezco su calidez humana, su paciencia y todo el tiempo que le dedicó a evaluar, guiar y seguir mis actividades. Es a su asesoría y conocimiento a quien debo la culminación exitosa de esta tesis. Por supuesto, debo agradecer también al Dr. Ricardo Larrainzar por todo el tiempo dedicado a este proyecto. Sus profundos conocimientos y valiosísimas opiniones fueron una pieza fundamental en el desarrollo de esta tesis y es a quien le debemos el valor clínico y la aplicabilidad médica de los resultados obtenidos en esta investigación.

Agradezco también a mis profesores de los cursos complementarios, a Ma. Ángeles, Begoña, Jorge y nuevamente Javier, quienes me permitieron comprender mucho mejor el modelamiento computacional de los tejidos y su aplicabilidad en un amplio rango del conocimiento en el campo de la ingeniería biomédica.

Por supuesto, el éxito de una tesis doctoral no sólo depende del apoyo académico. Por eso, quiero dedicar unas palabras de agradecimiento a estas personas que han sido mi soporte anímico, de amor y respaldo: mi familia. Comienzo por mi esposa Laura, a quien le agradezco su permanente e incondicional apoyo, su cariño y sus palabras de aliento cuando fueron necesarias. A mis padres, quienes con su ejemplo y consejos me mostraron el camino de la constancia para alcanzar las metas. A mis hermanos, quienes se convirtieron en una motivación permanente para no desfallecer ante los obstáculos que se presentan para cumplir nuestros proyectos, y finalmente a mis suegros por su apoyo incondicional.

Finalmente, no puedo olvidar a mis compañeros de la sala de becarios, especialmente Mario y Rohary, de quienes siempre encontré consejos acertados, y a todos los demás chicos quienes me recibieron como uno más del grupo e hicieron mi estadía inmejorable.

*“Si no persigues lo que quieres, nunca lo tendrás. Si no vas hacia delante, siempre estarás en el mismo lugar.” - Nora Roberts.*

CONTENIDO	PÁG.
<b>1 CAPÍTULO: Introducción .....</b>	<b>1</b>
1.1 Generalidades: .....	2
1.2 Objetivos y alcance de la tesis.....	7
1.3 Descripción del documento de tesis .....	8
<b>2 CAPÍTULO: Pie plano adquirido en adultos: Anatomía y descripción clínica .....</b>	<b>11</b>
2.1 Introducción .....	11
2.2 Anatomía del pie y tobillo .....	14
2.2.1 Articulaciones Intertarsianas:.....	16
2.2.2 Morfología del pie y el arco plantar. ....	20
2.2.3 Dinámica del arco plantar .....	21
2.3 Desarrollo del pie plano adquirido en adultos.....	22
2.3.1 Estadios de la enfermedad.....	24
2.3.2 Diagnóstico.....	26
2.4 Estado del arte sobre tratamientos para el pie plano adquirido en adultos .....	30
2.4.1 Tratamiento conservativo:.....	30
2.4.2 Tratamiento quirúrgico .....	31
2.5 Conclusiones.....	41
<b>3 CAPÍTULO: Modelado del pie humano: Antecedentes y estado del arte .....</b>	<b>42</b>
3.1 Introducción .....	42
3.2 Modelado del pie humano para aplicaciones clínicas.....	42
3.3 Modelos para el estudio del PPAA .....	48
3.3.1 Estudios sobre pies de cadáveres: .....	48
3.3.2 Modelos computacionales: .....	50
3.4 Modelos para estudiar el efecto de cirugías correctivas para el PPAA.....	52
3.4.1 Estudios sobre pies de cadáveres: .....	53
3.4.2 Modelos computacionales: .....	56
3.5 Conclusiones.....	59
<b>4 CAPÍTULO: Modelo por elementos finitos para el estudio del desarrollo del pie plano adquirido en adultos.....</b>	<b>61</b>
4.1 Introducción .....	62
4.2 Construcción del modelo .....	63
4.2.1 Geometría .....	63

4.2.2	Mallado.....	66
4.2.3	Modelo de tejidos .....	68
4.2.4	Efecto de incluir diferenciación de hueso cortical y trabecular:.....	69
4.2.5	Condiciones de carga – Generando la posición de referencia.....	70
4.2.6	Criterios de evaluación:.....	70
4.3	Validación y evaluación del modelo.....	71
4.3.1	Caso de referencia extremo .....	72
4.4	Tensiones sobre los tejidos blandos que soportan el arco plantar.....	73
4.4.1	Evaluación de estabilizadores pasivos del arco plantar.....	73
4.4.2	Evaluación de estabilizadores dinámicos del arco plantar.....	80
4.5	Discusión y conclusiones.....	85
<b>5</b>	<b>CAPÍTULO: Modelo por Elementos finitos para el estudio del efecto de la osteotomía medializante de calcáneo como tratamiento para el pie plano adquirido en adultos. ....</b>	<b>90</b>
5.1	Introducción .....	92
5.2	Construcción del modelo .....	93
5.2.1	Modelo de control.....	93
5.2.2	Modelo de pie con Osteotomía Medializante de Calcáneo.....	94
5.2.3	Condiciones de carga .....	96
5.2.4	Geometría de tendones y ligamentos.....	97
5.3	Estudio 1: Efecto de OMC sobre estructuras estabilizadoras pasivas del arco plantar ....	98
5.3.1	Resultados .....	98
5.4	Estudio 2: Efecto de OMC sobre estructuras estabilizadoras dinámicas del arco plantar sobre modelo completo.....	103
5.4.1	Resultados .....	103
5.5	Discusión y conclusiones.....	108
<b>6</b>	<b>CAPÍTULO: Estudio por elementos finitos del efecto de las artrodesis del retropié como tratamiento del pie plano adquirido en adultos.....</b>	<b>115</b>
6.1	Introducción .....	117
6.2	Modificaciones sobre el modelo .....	119
6.3	Debilitamiento del tejido .....	120
6.4	Debilitamiento Vs Eliminación del tejido.....	122
6.5	Artrodesis del retropié: contexto clínico.....	124
6.5.1	Artrodesis Astrágalo-Calcánea.....	124
6.5.2	Artrodesis Astrágalo-Escafoidea .....	125



6.5.3	Artrodesis Calcáneo-Cuboidea .....	126
6.5.4	Triple Artrodesis .....	128
6.5.5	Combinación Artrodesis Astrágalo – Calcánea y Osteotomía Medializante de Calcáneo	129
6.6	Análisis biomecánico de las artrodesis del retropié sobre tejidos blandos. ....	129
6.6.1	Efecto de las artrodesis del retropié en PPAA por debilidad del TTP. ....	130
6.6.2	Efecto de las artrodesis del retropié en PPAA por debilidad de la FP.....	133
6.6.3	Efecto de las artrodesis del retropié en PPAA por debilidad del LS.....	136
6.6.4	Efecto de las artrodesis del retropié en PPAA por debilidad de la FP y el LS.....	139
6.6.5	Efecto de las artrodesis del retropié en PPAA por debilidad de la FP, LS y TTP.....	141
6.7	Efecto de artrodesis sobre huesos del antepié y retropié. ....	142
6.8	Efecto de artrodesis sobre estructura del arco plantar .....	145
6.9	Discusión y conclusiones.....	146
<b>7</b>	<b>CAPÍTULO: Conclusiones generales y trabajos futuros .....</b>	<b>154</b>
7.1	Introducción .....	154
7.2	Análisis del trabajo realizado .....	156
7.3	Conclusiones.....	159
7.3.1	Conclusiones numéricas.....	159
7.3.2	Conclusiones clínicas .....	160
7.4	Aportaciones originales de la tesis.....	162
7.5	Líneas futuras de investigación .....	164
	<b>Bibliografía.....</b>	<b>166</b>

Figura 1: Osteotomía medializante de calcáneo .....	5
Figura 2: Ejemplo de Artrodesis Astrágalo – Escafoidea .....	6
Figura 3: Ejemplo de triple artrodesis utilizada como tratamiento para el PPAA.....	6
Figura 4: (A) Homo Habilis con tarso y metatarso fracturado. (B) Neandertal, tarsos y metatarsos. ....	12
Figura 5: (A) Transición del pie de un antropoide a un ser humano. (B) Pérdida de la rotación de los metatarsianos durante la evolución del pie del ser humano (C) Cambios de oblicuidad del calcáneo y articulación con astrágalo. ....	13
Figura 6: Huesos del pie desde una vista dorsal (izquierda). Huesos del tobillo y retropié desde una vista lateral. ....	14
Figura 7: (A) Amplitud de los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar en la articulación del tobillo. (B) Movimientos del pie en dorsiflexión y flexión plantar. ....	15
Figura 8: Articulaciones del retropié (Intertarsianas) .....	17
Figura 9: (Izquierda) Posición anatómica del ligamento Spring y el tendón tibial posterior como estabilizadores de la articulación astrágalo – escafoidea y del ligamento plantar corto como soporte de la articulación calcáneo – cuboidea. (Imagen adaptada de Drake: Gray’s anatomy for students, 2nd edition) .....	18
Figura 10: (Izq.) Ubicación del ligamento plantar largo con respecto a la articulación calcáneo – cuboidea. (Der.) Posición anatómica de las estructuras estabilizadoras estáticas del arco plantar. (Imagen adaptada de Drake: Gray’s anatomy for students, 2nd edition) .....	19
Figura 11: Arcos longitudinales y transversos del pie.....	20
Figura 12: Movimientos rotacionales del pie. ....	21
Figura 13: El signo “demasiados dedos” es una de las expresiones más comunes del PPAA, generada por la pronación del pie.....	26
Figura 14: Ángulo de Kite: (Izq.) Pie Normal (Der.) Pie Plano.....	27
Figura 15: Ángulo de abducción del antepié: (Izq.) Pie Normal (Der.) Pie Plano .....	27
Figura 16: Ángulo de Meary: (Izq.) Pie Normal (Der.) Pie Plano. ....	28
Figura 17: Ángulo de Recubrimiento de la cabeza del astrágalo: (Izq.) Pie Normal (Der.) Pie Plano .....	28
Figura 18: Ángulo de MCBI: (Izq.) Pie Normal (Der.) Pie Plano .....	29
Figura 19: Ángulo de MCBE: (Izq.) Pie Normal (Der.) Pie Plano. ....	29
Figura 20: Esquema resumen de los principales procedimientos clínicos para el tratamiento del PPAA, según el estadio de la enfermedad (1).....	33
Figura 21: Ejemplo de Osteotomía medializante de calcáneo.....	34
Figura 22: Ejemplo de alargamiento lateral de la columna del pie.....	35
Figura 23: Ejemplo de Osteotomía de algodón y alargamiento de columna lateral del pie.....	37

Figura 24: (Izq.) Ejemplo de triple artrodesis. (Der.) Ejemplo de doble artrodesis.....	39
Figura 25: Ejemplo de reconstrucción de tobillo con artrodesis astrágalo – escafoidea.....	41
Figura 26: Modelo generado por Camacho et al. (121) que incluye la geometría de los huesos, el tejido blando plantar y los cartílagos. ....	45
Figura 27: Representación generada en el modelo de Morales et al. (24) se muestran las distintas capas incluidas en el modelo: Sistema óseo, Músculos – tendones y piel. ....	47
Figura 28: Montaje experimental utilizado en el estudio de Chu et al. (136) sobre un pie de cadáver. .	49
Figura 29: Ejemplo de dos modelos recientemente publicados para el estudio del PPAA. Imágenes adaptadas de (21) y (144). ....	52
Figura 30: Esquema utilizado por Chen et al. (155) para realizar la comparación del efecto sobre la presión plantar de los distintos tipos de artrodesis. Se muestra la imagen de Rx. de los procedimientos realizados sobre los modelos de cadáver.....	54
Figura 31: Esquema usado para el diseño del modelo propuesto por Arangio et al. (140) en los estudios mencionados.....	56
Figura 32: Modelo propuesto por Spratley (163). Evaluaron el desarrollo del pie plano y el efecto de las osteotomías medializante de calcáneo y Z. ....	57
Figura 33: (Arriba) Modelo propuesto por Smith (164) para el estudio de las osteotomías Z, Evans y medializante de calcáneo. - (Abajo). Modelo propuesto por Wang et al. (165) para evaluar el efecto de variaciones angulares sobre la osteotomía de medializante de calcáneo. ....	59
Figura 34: (Arriba) Reconstrucción del modelo en 3D a partir de imágenes de resonancia magnética en MIMICS V. 10. Se detallan en las imágenes de resonancia la segmentación del tejido blando que permitió la reconstrucción de la FP, el TTP, el TA, y los tendones peroneos. – (Abajo) Reconstrucción de los componentes trabecular y cortical del hueso. ....	64
Figura 35: Geometría aislada de cada uno de los tejidos incluidos en el modelo, visualizada desde ABAQUS/CAE 6.14, posterior al proceso de mallado.....	65
Figura 36: Geometría completa del modelo de pie, visualizado desde ABAQUS/CAE 6.14.....	66
Figura 37: Modelo generado posterior al proceso de mallado en ICEM CFD V. 15 de ANSYS. Se muestran además los resultados completos del proceso de evaluación de la malla, marcando los valores que no cumplen con los criterios de calidad escogidos. ....	68
Figura 38: (Arriba) condiciones de carga y estado del modelo inicial (geometría reconstruida). - (Abajo). Ejemplo del esquema de validación, comparando las imágenes de pacientes reales en dos condiciones de carga, frente a los valores que predice el modelo.....	72
Figura 39: Resultados de la simulación del caso de referencia extremo (máxima deformación). ....	73
Figura 40: Escenarios simulados para evaluar el aporte de las estructuras estabilizadoras pasivas del arco plantar. ....	74
Figura 41: Tensiones principales máximas generadas al simular el modelo (sólo estructura ósea), diferenciando o no entre hueso cortical y trabecular.....	76
Figura 43: (Arriba). Tensión máxima principal sobre la fascia plantar. A) Simulación caso normal. B) Manteniendo sólo la fascia plantar. C) Removiendo el ligamento spring. – (Abajo). Tensión máxima	

principal sobre el ligamento Spring. D) Simulación caso normal. E) Manteniendo sólo el Ligamento Spring. F) Removiendo la fascia plantar.....	78
Figura 42: Medición del alargamiento (derecha) y caída (izquierda) del arco plantar obtenida de las simulaciones realizadas sobre un paso de simulación.....	79
Figura 44: Escenarios de evaluación de tensión en TTP. A) Simulación caso normal – paciente sano; B) Manteniendo solamente los tendones TTP, TPL, TPC y TA; C) Manteniendo sólo el TTP; D) Manteniendo tanto el TTP como la FP; E) Manteniendo tanto el TTP como el LS; F) Manteniendo tanto el TTP como el TA. ....	81
Figura 45:Tensión biomecánica generada sobre el TTP. A) Simulación caso normal – paciente sano; B) Manteniendo solamente los tendones TTP, TPL, TPC y TA; C) Manteniendo sólo el TTP; D) Manteniendo tanto el TTP como la FP; E) Manteniendo tanto el TTP como el LS; F) Manteniendo tanto el TTP como el TA. ....	82
Figura 46: Escenarios de evaluación de tensión en FP. A) Caso normal – paciente sano; B) Manteniendo todos los tendones y la fascia plantar; C) Manteniendo sólo la FP; D) Eliminando todos los tendones; E) Manteniendo la FP, TTP y TA; F) Manteniendo tanto la FP como el TTP. ....	82
Figura 47: Tensión biomecánica generada sobre la fascia plantar. A) Caso normal – paciente sano; B) Manteniendo todos los tendones y la fascia plantar; C) Manteniendo sólo la FP; D) Eliminando todos los tendones; E) Manteniendo la FP, TTP y TA; F) Manteniendo tanto la FP como el TTP....	83
Figura 48: Escenarios de evaluación de tensión en LS. A) Caso normal -paciente sano; B) Manteniendo todos los tendones y el LS; C) Manteniendo sólo el LS; D) Eliminando todos los tendones; E) Manteniendo el LS, TTP y TA; F) Manteniendo tanto el LS como el TTP. ....	83
Figura 49: Tensión biomecánica generada sobre el Ligamento Spring. A) Caso normal -paciente sano; B) Manteniendo todos los tendones y el LS; C) Manteniendo sólo el LS; D) Eliminando todos los tendones; E) Manteniendo el LS, TTP y TA; F) Manteniendo tanto el LS como el TTP. ....	84
Figura 50: Osteotomía medializante de calcáneo. Imagen adaptada de <a href="https://musculoskeletalkey.com">https://musculoskeletalkey.com</a> .....	91
Figura 51: Modificación del modelo control para obtener la geometría de un pie con Osteotomía Medializante de Calcáneo de 10 mm a 45°. Visualización del modelo en el software NX I-deas 5.	94
Figura 52: Modelo generado a partir de la modificación de la geometría de paciente sano del capítulo 4. El proceso de mallado se realizó en el software ICEM CFD de ANSYS V. 15.....	95
Figura 53: Modelo propuesto para evaluar el efecto de la osteotomía de calcáneo sobre los tejidos pasivos encargados de sostener el arco plantar. ....	96
Figura 54: Modelo propuesto para evaluar el efecto de la osteotomía de calcáneo sobre los tejidos pasivos y dinámicos (tendones) que soportan el arco longitudinal.....	97
Figura 55: Modelo por elementos finitos de Fascia Plantar (A), Lig. plantar largo (B), Lig. plantar corto (C), Lig. Spring (D) y Tendones, incluidos en el modelo. ....	97
Figura 56: Máxima deformación obtenida al simular el modelo con una carga de 720N manteniendo todos los tejidos blandos evaluados. ....	99
Figura 57: Máxima deformación obtenida al simular el modelo sólo manteniendo estructura ósea y cartílagos. La arquitectura y geometría del pie se colapsa en carga en ausencia de estructuras	

ligamentosas (C). La osteotomía medializante limita este efecto y hace la bóveda más estable (D)	99
Figura 58: Comparación de la tensión (S) principal máxima percibida sobre la fascia plantar.....	102
Figura 59: Comparación de la tensión (S) mínima principal percibida el complejo del ligamento spring.	102
Figura 60: Tensiones Máximas Principales calculadas sobre la Fascia plantar. A) Modelo sin Osteotomía con falla en ligamento Spring. B) Modelo de OMC con falla de tendones. C) Modelo de OMC con tejidos blandos funcionales. D) Modelo de Osteotomía con falla de ligamento Spring. E) Modelo de Osteotomía con falla de Tendón Tibial Posterior.....	104
Figura 61: Tensiones Máximas Principales calculadas sobre el Ligamento Spring. A) Modelo sin Osteotomía con falla en Fascia Plantar. B) Modelo de OMC con falla de tendones. C) Modelo de OMC con tejidos blandos funcionales. D) Modelo de Osteotomía con falla de Fascia Plantar. E) Modelo de Osteotomía con falla de Tendón Tibial Posterior. ....	104
Figura 62: Tensiones Máximas Principales calculadas sobre el Tendón Tibial Posterior. A) Modelo sin Osteotomía con falla en Fascia Plantar y Ligamento Spring. B) Modelo de OMC con tejidos blandos funcionales C). Modelo de OMC con falla en Fascia Plantar y Ligamento Spring. D) Modelo de Osteotomía con falla en Fascia Plantar. E) Modelo de Osteotomía con falla de Ligamento Spring.	105
Figura 63: Comparación de las Tensiones Máximas Principales calculadas sobre el Tendón Peroneo Largo en distintos escenarios. “Falla total” corresponde a falla en Tendón Tibial Posterior, Fascia Plantar y Ligamento Spring. ....	106
Figura 64: Comparación de las Tensiones Máximas Principales calculadas sobre el Tendón Peroneo Corto en distintos escenarios. “Falla total” corresponde a falla en Tendón Tibial Posterior, Fascia Plantar y Ligamento Spring. ....	106
Figura 65: Comparación de las Tensiones Máximas Principales calculadas sobre el Tendón Aquiles en distintos escenarios. “Falla total” corresponde a falla en Tendón Tibial Posterior, Fascia Plantar y Ligamento Spring.....	107
Figura 66: Tensiones Máximas Principales calculadas sobre los huesos del retropié (Calcáneo, Astrágalo, Escafoides y Cuboides). A) Modelo de paciente sano. B) Modelo de OMC con tejidos funcionales. C) Modelo de OMC con falla en Ligamento Spring. D) Modelo de OMC con falla de Fascia Plantar. E) Modelo de OMC con falla del Tendón Tibial Posterior. F) Modelo de OMC con falla de Ligamento Spring, Fascia Plantar y Tendón Tibial Posterior. G) Modelo de OMC con falla de Fascia Plantar y Ligamento Spring.....	107
Figura 67: Tensiones Máximas Principales calculadas sobre los metatarsos. A) Modelo de paciente sano. B) Modelo de OMC con tejidos funcionales. C) Modelo de OMC con falla en Ligamento Spring. D) Modelo de OMC con falla de Fascia Plantar. E) Modelo de OMC con falla del Tendón Tibial Posterior. F) Modelo de OMC con falla de Ligamento Spring, Fascia Plantar y Tendón Tibial Posterior. G) Modelo de OMC con falla de Fascia Plantar y Ligamento Spring. ....	109
Figura 68: Ejemplo de artrodesis de las articulaciones del retropié: A) Artrodesis Astrágalo – Calcánea. B) Artrodesis Astrágalo – Escafoidea. C) Artrodesis Calcáneo – Cuboidea. D) Triple Artrodesis...	116

Figura 69: Modelo generado con la modificación de las propiedades biomecánicas del cartílago de cada una de las artrodesis simuladas individualmente. Se incluye el modelo de Triple artrodesis (fusión de las tres articulaciones del retropié), y el modelo de Osteotomía medializante de Calcáneo combinado con una artrodesis astrágalo – escafoidea.....	120
Figura 70: Curva de esfuerzo – deformación de base para caracterizar el material bajo la teoría de plasticidad con endurecimiento isotrópico.....	121
Figura 71: Comportamiento del modelo de material asignado al tejido del ligamento Spring y representado en una barra simple para A) Modelo de tejido normal. B) Modelo de tejido debilitado. ....	122
Figura 72: Diferencia en la tensión que se genera en los principales ligamentos plantares, obtenidas en el modelo cuando se asume el daño de la fascia plantar: eliminando (Der.) o debilitando (Izq.) el tejido. ....	123
Figura 73: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre la fascia plantar al simular el modelo con diversos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción del TTP. ....	131
Figura 74: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre el ligamento spring al simular el modelo con distintos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción del TTP. ....	132
Figura 75: Tensiones máximas principales (MPa) generas sobre los tejidos blandos con acción secundaria en el mantenimiento del arco plantar (141), en el escenario de disfunción del TTP..	133
Figura 76: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre el ligamento spring al simular el modelo con distintos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción de la FP. ....	134
Figura 77: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre el TTP al simular el modelo con distintos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción de la FP. ....	135
Figura 78: Tensiones máximas principales (MPa) generas sobre los tejidos blandos con acción secundaria en el mantenimiento del arco plantar (141), en el escenario de disfunción de la FP.	135
Figura 79: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre el ligamento spring al simular el modelo con distintos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción del LS.....	137
Figura 80: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre el TTP al simular el modelo con distintos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción del LS. ....	137
Figura 81: Tensiones máximas principales (MPa) generas sobre los tejidos blandos con acción secundaria en el mantenimiento del arco plantar (141), en el escenario de disfunción del LS. ...	138
Figura 82: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre el TTP al simular el modelo con distintos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción de la FP y el LS. ....	139

Figura 83: Tensiones máximas principales (MPa) generas sobre los tejidos blandos con acción secundaria en el mantenimiento del arco plantar (141), en el escenario de disfunción de la FP y el LS. ....	140
Figura 84: Tensiones máximas principales (MPa) generas sobre los tejidos blandos con acción secundaria en el mantenimiento del arco plantar (141), en el escenario de disfunción de la FP, TTP y del LS.....	141
Figura 85: Tensiones máximas principales (MPa) producidas sobre la estructura ósea del pie simulando diferentes procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causados por una disfunción del TTP, FP y LS. ....	143
Figura 86: Tensiones máximas principales (MPa) producidas sobre los metatarsos, simulando diferentes procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causados por una disfunción del TTP, FP y LS.....	144
Figura 87: Tensiones máximas principales (MPa) producidas sobre los huesos del retropié (Calcáneo, Astrágalo, Cuboides y Escafoides), simulando diferentes procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causados por una disfunción del TTP, FP y LS. ....	145

Tabla 1: Resumen de las 4 etapas de clasificación del PPAA actualmente aceptadas (6). .....	25
Tabla 2: Resumen de las medidas de calidad verificadas en la malla, siguiendo las recomendaciones de Burkhardt et al. (118), asumidas también por Morales et al. (24).....	67
Tabla 3: Parámetros biomecánicos usados para modelar los tejidos incluidos en el modelo.....	69
Tabla 4: Resultados del proceso de validación. Los valores corresponden a la diferencia entre la distancia medida en cada punto contra la línea de suelo en dos condiciones de carga distintos: Carga leve y carga normal de pie apoyado con peso completo. (DS: Desviación estándar muestral) .....	71
Tabla 5: Resumen de resultados de las simulaciones realizadas en esta etapa. ....	77
Tabla 6: Resultados obtenidos luego de simular el modelo: Eliminando cada una de las estructuras evaluadas (arriba) y manteniendo sólo cada uno de los tejidos evaluados (abajo).....	77
Tabla 7: Resultados obtenidos de cada una de las simulaciones realizadas, considerando la diferencia real (Dif.) y la diferencia relativa (%), comparada con respecto al caso normal y el caso de máxima deformación.....	85
Tabla 8: Resumen de las medidas de calidad verificadas en la malla, siguiendo las recomendaciones de Burkhardt et al. (118) .....	95
Tabla 9: Valores angulares de cada simulación selectiva.....	100
Tabla 10: Resultados de las simulaciones en ausencia de cada tejido.....	101
Tabla 11: Resultados de las simulaciones del modelo en presencia única del tejido evaluado. ....	101
Tabla 12: Resultados de la deformación generada para cada caso simulado. Los valores de ángulos presentados están medidos en grados. ....	146



# 1 CAPÍTULO: INTRODUCCIÓN

---

El pie plano adquirido en adultos (PPAA) es una patología crónica y degenerativa que resulta en la alteración progresiva de la estructura del pie<sup>1</sup> (1), cuya prevalencia va en aumento debido al envejecimiento de la población (2,3). Esta patología está caracterizada por el alargamiento del arco plantar, acompañada de la pérdida de la relación interarticular y pronación del medio y retropié. Esta condición es causada por la pérdida del soporte de las estructuras dinámicas y estáticas del arco longitudinal medial del pie (4).

En los últimos 30 años, se ha tratado de comprender y explicar el deterioro gradual que se genera sobre los tejidos del pie. Lo que inicia como una tendencia pronadora del retropié, puede progresar hasta un colapso del arco plantar, llegando a producir deformaciones dolorosas e inhabilitantes (1).

En la actualidad, existe un amplio abanico de tratamientos para corregir esta deformación. Generalmente, la elección de un método u otro depende esencialmente del estadio de la patología. Sin embargo, este proceso tiene un componente altamente subjetivo, pues depende esencialmente del conocimiento y experiencia del especialista. Los procedimientos quirúrgicos usados tradicionalmente generan alteraciones en la tensión de los tejidos del pie que no han sido analizados, dada la imposibilidad de realizar mediciones biomecánicas *in vivo*. Por lo tanto, especialmente en estadios intermedios, no hay un consenso clínico de tratamiento, lo cual motiva el desarrollo de estrategias que amplíen la información disponible para la toma de decisiones clínicas (5).

La tesis presentada en este documento muestra el desarrollo de un modelo computacional que permite realizar un análisis biomecánico de los procedimientos quirúrgicos tradicionalmente usados para el tratamiento del PPAA, generando información relevante sobre las tensiones experimentadas tanto en los tejidos estabilizadores dinámicos y estáticos del arco plantar, como sobre las articulaciones del retropié y los metatarsos. Además, se analizó el efecto biomecánico de tratamientos no tradicionales que recientemente han mostrado resultados favorables en la práctica clínica, pero que no han sido reportados aún en la literatura.

---

<sup>1</sup> A pesar de que esta condición se ha descrito plenamente desde la década de 1980, la comunidad clásica de Ortopedistas y Podólogos no suele usar este término, prefiriendo el término “Disfunción del Tendón Tibial Posterior” o DTTP, pues inicialmente esta condición fue asociada al debilitamiento o lesión de este tendón.

## 1.1 GENERALIDADES:

En la literatura clínica, tradicionalmente se ha considerado que la causa principal del desarrollo del PPAA es el debilitamiento del tendón tibial posterior (TTP). Se asume que la pérdida progresiva de fuerza genera el colapso característico del arco plantar (6,7,8,9). Este tendón es capaz de ejercer una importante fuerza de supinación a nivel del eje de la articulación subtalar y por lo tanto resistir cualquier influencia pronadora sobre ella. Por lo tanto, algunos clínicos consideran que, ante la debilidad de este tendón, el pie es mucho más susceptible de generar fuerzas de pronación, generando la deformación típica del pie plano (10).

Sin embargo, nuevos estudios e investigaciones muestran que, el debilitamiento o rotura del ligamento Calcáneo-escafoideo (tradicionalmente conocido como ligamento *Spring*), lesiones sobre los ligamentos del seno del tarso (entre el calcáneo y el astrágalo) (4,11,12) o el debilitamiento de la fascia plantar (Fascitis plantar), pueden desarrollar un pie plano. Con lo anterior, algunos autores sugieren que la lesión observada sobre el TTP en pacientes que desarrollan el pie plano es generada por el debilitamiento previo de alguno de los estabilizadores estáticos fundamentales del arco longitudinal plantar, esto es: la fascia plantar, el ligamento *Spring* o los ligamentos plantares corto y largo (8), con lo cual se puede asumir que la disfunción del tendón tibial posterior puede ser tanto la causa como la consecuencia de lesiones en estas estructuras.

Esta discusión clínica que enmarca la comprensión del desarrollo del PPAA, se ve reflejada en la alta variabilidad de estrategias de tratamiento de la patología entre especialistas, sobre todo en estadios intermedios (1).

Actualmente, el tratamiento del PPAA comprende desde fisioterapias programadas hasta cirugías de alta complejidad (1,5,13). La elección del método depende tanto del estadio de avance de la patología como del criterio del cirujano (1,8). La mayoría de las técnicas quirúrgicas empleadas para corregir el pie plano en su estadio inicial están encaminadas a reforzar el TTP (8,14,15). Estas son aplicables cuando el retropié todavía es flexible y se busca simplemente reforzar el tendón con el fin de equilibrar fuerzas (16,17).

En estadios más avanzados, la técnica quirúrgica escogida es la osteotomía de calcáneo (1,6), la cual, en algunos casos, se complementa con una artrodesis en torno al Astrágalo (8,17,18). Algunos especialistas eligen bloquear las 3 articulaciones del retropié (Triple artrodesis) para estos casos. Esta técnica puede ser considerada como la técnica estándar para el tratamiento del PPAA (1). Sin embargo, a pesar de ser una estrategia ampliamente utilizada, no se ha considerado el efecto de bloquear las articulaciones del retropié y forzar las demás articulaciones. Existen informes de desarrollo de pseudoartrosis y dolor articular, pero no han sido cuantificados (19). Es decir, sus efectos secundarios son

desconocidos (20), debido a la complejidad intrínseca de los tejidos del pie y la imposibilidad de realizar mediciones *in vivo*.

En el campo de la ingeniería biomédica, este tipo de limitaciones propias de la experimentación clínica, se han superado mediante el uso de modelos, entre los cuales se destaca actualmente el modelado computacional por elementos finitos. Dado el avance significativo de la capacidad de cómputo de los procesadores modernos, ha sido posible representar adecuadamente el comportamiento biomecánico de los tejidos del pie humano (huesos, tendones, músculos, cartílagos y ligamentos).

Actualmente, varios estudios han sido encontrados en la literatura académica, orientados a modelar el pie plano y evaluar superficialmente algunas de las técnicas quirúrgicas comentadas (17,21,22,23,24). Sin embargo, todos reducen la representación de los tejidos estabilizadores estáticos del arco plantar a elementos unidimensionales puramente elásticos (elementos barra), lo cual impide el estudio de tensiones y demás variables biomecánicas que resultan determinantes para comprender el efecto de la patología y cada uno de los tratamientos sobre estos tejidos.

Considerando la complejidad del problema de investigación propuesto, se dividió su desarrollo en fases, las cuales se describen a continuación:

- **Diseño inicial modelo pie plano**

Esta fase del proyecto de investigación parte de un modelo de pie normal (25) en fase de apoyo medio (Midstance). De este modelo se mantienen las estructuras base estrechamente ligadas con la patología (huesos, geometría de cartílagos, tendones y fascia plantar). Sobre esta base, se incluyeron las estructuras estabilizadoras estáticas del arco plantar (ligamento *Spring*, ligamentos plantar corto y plantar largo) y se modificaron las estructuras estabilizadoras dinámicas (Tendón Tibial Posterior (TTP), Tendón Peroneo Corto (TPC) y Tendón Peroneo Largo (TPL)).

- **Evaluación de estructuras encargadas de mantener el arco plantar**

La evaluación de las estructuras encargadas de mantener el arco plantar es uno de los objetivos principales de esta tesis. Como se mencionó antes, actualmente se ha identificado que el desarrollo de PPAA no solo es causado por el debilitamiento o rotura del tendón tibial posterior. Existe evidencia que sugiere que el ligamento *Spring* juega un papel muy importante en el mantenimiento del arco plantar, así como también los ligamentos del seno del tarso y la fascia plantar. Por esta razón, en esta fase del proyecto se evaluó el efecto de variar las propiedades mecánicas de distintas estructuras del pie mediante la técnica de elementos finitos, identificando objetivamente, cuál de ellas tiene mayor efecto para el desarrollo del pie plano.

A continuación, se mencionan brevemente algunas de las pruebas y evaluaciones realizadas:

➤ **Debilitamiento del tendón tibial posterior**

El objetivo de esta prueba es verificar, a través de las simulaciones obtenidas del análisis de elementos finitos, el efecto del debilitamiento o ruptura del tendón tibial posterior sobre la estructura del pie y el arco plantar. Esta es la principal causa de desarrollo del PPAA aceptado en el ámbito clínico-quirúrgico.

➤ **Afectación del ligamento Spring**

Actualmente, estudios sugieren que además del TTP, el ligamento *Spring* es un actor importante en el mantenimiento del arco plantar (1). Por esta razón, es necesario evaluar el efecto que tiene la alteración de las propiedades mecánicas del ligamento sobre la estructura del pie.

➤ **Afectación de la fascia plantar**

Además del TTP y del ligamento *Spring*, se ha sugerido también que existen otros elementos importantes en el mantenimiento del arco plantar, entre los cuales destaca la fascia plantar. Por esta razón, en esta tesis se evaluará también el efecto que tiene la modificación de las propiedades mecánicas de este tejido sobre la estructura del pie.

• **Combinación de los casos anteriores, según el criterio del cirujano**

Adicional a las pruebas comentadas anteriormente, se evaluaron los casos que sugiera el médico cirujano y podólogo experto vinculado a este proyecto de investigación. Esta evaluación está nuevamente orientada a identificar los posibles factores que generen o aumenten el riesgo de desarrollar el PPAA.

• **Validación del modelo de pie plano diseñado**

Esta fase del proyecto de investigación estuvo orientada a validar el modelo de pie plano diseñado y evaluado en las etapas anteriores. Esta validación se realizó mediante la comparación de los resultados de deformación obtenidos de la simulación, contra imágenes de pies reales. La comparación de las deformaciones obtenidas permitió valorar el modelo diseñado, así como su aplicabilidad clínica.

• **Evaluación de cirugías de corrección de pie plano sobre el modelo.**

El segundo gran componente de la tesis propuesta es la simulación y evaluación de las principales técnicas quirúrgicas utilizadas en la corrección y/o tratamiento del PPAA. Esta simulación estuvo basada en el modelo diseñado y validado en las fases anteriores.

A continuación, se mencionan las pruebas quirúrgicas evaluadas en la tesis:

➤ Evaluación biomecánica de osteotomía del calcáneo

Es la técnica quirúrgica de mayor uso actualmente. Consiste en cortar y desplazar parte del calcáneo, con el fin de devolver la verticalidad a la estructura del tendón de Aquiles y mejorar el valgo del retropié (Ver figura 1) (18).



*Figura 1: Osteotomía medializante de calcáneo*

➤ Evaluación biomecánica de artrodesis astrágalo-escafoidea, astrágalo- calcánea y calcáneo-cuboidea.

La Artrodesis consiste en el bloqueo o fusión de una articulación (astrágalo-escafoidea, astrágalo - calcánea o calcáneo-cuboidea) mediante el uso de medios mecánicos, tal como se muestra en la figura 2 (26). Esta técnica quirúrgica se utiliza generalmente como complemento a la osteotomía de calcáneo.



Figura 2: Ejemplo de Artrodesis Astrágalo – Escafoidea

➤ Evaluación biomecánica de triple artrodesis

En un estadio III de PPAA, la técnica quirúrgica más utilizada es la *triple artrodesis* (bloqueo de todas las articulaciones del retro pie (figura 3). A pesar de ser una técnica común, no se han estudiado el efecto de su uso sobre las demás articulaciones de forma detallada. Algunos estudios han sugerido el desarrollo de artrosis en articulaciones del medio pie, posterior a una cirugía de este tipo. El objetivo es evaluar objetivamente su efecto sobre la estructura global del pie (27).



Figura 3: Ejemplo de triple artrodesis utilizada como tratamiento para el PPAA

➤ Evaluación de técnicas adicionales sugeridas por médico especialista

Dentro de la propuesta de tesis se incluyeron variaciones a las técnicas quirúrgicas, sugeridas por el médico experto en el área, que incluye una combinación de

Osteotomía medializante de Calcáneo con Artrodesis astrágalo – Escafoidea, cuyo detalle y resultados se presentarán más adelante en el documento.

## 1.2 OBJETIVOS Y ALCANCE DE LA TESIS

En la literatura se encuentran numerosos modelos de pie humano, sin embargo, son relativamente pocas las investigaciones que abordan el análisis del pie plano adquirido en adultos (28). Algunos autores realizan sus investigaciones usando modelos cadavéricos. Éstos, a pesar de mantener las características biomecánicas casi intactas de los tejidos, conllevan a una inversión considerable de tiempo y recursos que limitan la repetitividad de los resultados (29). Además, aspectos como distribución de tensiones sobre los tejidos no han sido analizados. Otros investigadores, con un corte más ingenieril, han diseñado modelos computacionales basados en elementos finitos que representan fielmente la anatomía del pie humano. Estos modelos aproximan adecuadamente las deformaciones de la estructura ósea del pie y la huella plantar, pero incluyen los tejidos blandos generalmente como elementos barra (puramente deformables y unidimensionales) (30). Esta limitación impide el cálculo de tensiones sobre estos tejidos, lo cual resulta fundamental para comprender tanto las causas del pie plano adquirido en adultos, como las consecuencias o efectos secundarios sobre los tejidos circundantes de los distintos procedimientos quirúrgicos tradicionalmente usados en la clínica (31).

Algunos autores han abordado el análisis biomecánico por elementos finitos de algunas cirugías usadas para la corrección del pie plano, como las osteotomías de calcáneo. Estos modelos nuevamente obvian la inclusión de todas estructuras estabilizadoras del arco longitudinal plantar estáticas y dinámicas, y las que se incluyen, se consideran nuevamente como elementos barra, con lo cual no es posible identificar las diferencias de tensión generada por el procedimiento estudiado (23).

El estudio de las tensiones biomecánicas que se generan tanto en los tejidos blandos como el tejido óseo en el pie, son un aspecto fundamental para comprender tanto el efecto de la patología como de los procedimientos quirúrgicos usados para corregir la deformación. Aumentos en la tensión de los tejidos a causa de la patología o el propio procedimiento puede generar el fracaso del tratamiento o el desarrollo otros trastornos del pie (31). En la literatura clínica, por ejemplo, se han reportado casos de dolor y metatarsalgias en pacientes a quienes se les ha realizado una triple artrodesis (bloqueo de las articulaciones del retropié) (19). Este hecho, es causado por la dificultad de medir este tipo de variables biomecánicas sobre el tejido *in vivo* y la imposibilidad de incluir variables de prueba repetitivos sobre los modelos cadavéricos (1,5).

En vista de las dificultades y limitaciones de los modelos actualmente usados para analizar el desarrollo del pie plano adquirido en adultos y las estrategias clínicas empleadas en su tratamiento, sumando al desconocimiento actual del efecto tensional de las técnicas quirúrgicas usadas, esta tesis presenta como objetivo general lo siguiente:

- Evaluar el efecto del pie plano adquirido en adultos (PPAA) sobre las estructuras anatómicas que mantienen el arco plantar y el efecto de los principales procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento de esta patología, mediante el diseño de un modelo de pie en elementos finitos.

Como objetivos particulares de este estudio, se propusieron los siguientes:

- 1 Diseñar un modelo de pie plano que considere las estructuras anatómicas implicadas en el desarrollo del PPAA a partir de un modelo de pie normal.
- 2 Evaluar la participación de cada una de las estructuras encargadas de mantener el arco plantar mediante simulaciones del modelo de pie plano en elementos finitos.
- 3 Valorar el impacto de los principales procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA en fase II y III mediante simulaciones en elementos finitos.
- 4 Validar el modelo de PPAA y la simulación de las técnicas quirúrgicas usadas en el tratamiento de la patología.

Esta tesis toma como punto de partida el modelo de pie propuesto por Morales et al. (25), del grupo de investigación *Applied Mechanics & Bioengineering* (AMB) de la Universidad de Zaragoza. Sin embargo, el modelo desarrollado en esta tesis incluye variaciones al modelo base y adiciona la geometría de los tejidos estabilizadores estáticos y dinámicos del arco longitudinal plantar, lo cual es fundamental para estudiar el desarrollo del pie plano adquirido en adultos. Para ello, fue empleado el Software *NX I-DEAS v.5* e *ICEM CFD de Ansys v. 15*. Las simulaciones por elementos finitos y el postprocesado de resultados se empleó el software *ABAQUS v 6.14*.

### 1.3 DESCRIPCIÓN DEL DOCUMENTO DE TESIS

Este documento de tesis consta de 7 capítulos. Cada capítulo aporta los temas necesarios para comprender y mostrar el cumplimiento del objetivo principal de la Tesis, enfocando la discusión de cada uno hacia la valoración biomecánica de la patología y los efectos tanto del desarrollo de la enfermedad como de los tratamientos que tradicionalmente se usan en la corrección de la deformación del arco plantar.

Específicamente el trabajo se estructura como sigue:

#### Capítulo 1: Introducción:

Este capítulo, del cual hace parte la presente sección, tiene como objetivo fundamental mostrar una visión global del entorno de la tesis, la motivación clínica que llevaron a su realización, así como un corto resumen de la metodología empleada para su desarrollo y una corta explicación de las pruebas y



procedimientos analizados. Finalmente, se presentan los objetivos que se buscaron alcanzar con esta tesis y la estructura del documento.

## Capítulo 2: Pie plano adquirido en adultos: Anatomía y clínica:

Este capítulo está enfocado en mostrar las características anatómicas del pie humano. Es necesario, para facilitar el seguimiento de los objetivos de esta tesis, estudiar las estructuras anatómicas y los tejidos que mantienen el pie y el arco plantar. La deformación y alteraciones generadas por el pie plano adquirido en adultos impactan sobre varias regiones anatómicas del pie, cuya descripción detallada se incluye en esta sección. Adicionalmente, se presenta un resumen de algunas de las técnicas quirúrgicas más comunes usadas en el tratamiento de esta patología y el estado del arte relacionado con este tema.

## Capítulo 3: Modelado del pie humano: Antecedentes y estado del arte:

En esta sección del documento, se presenta una revisión exhaustiva de los modelos usados actualmente para el estudio biomecánico del pie humano en términos generales. Además, se realiza una búsqueda específica de los modelos y representaciones usadas para estudiar el desarrollo del pie plano adquirido en adultos. Se hace un análisis crítico de los distintos enfoques propuestos, haciendo énfasis en los retos que generan estos desarrollos, las limitaciones que aún persisten, las bondades y debilidades de las propuestas actuales en el campo de la simulación computacional del pie y su aplicabilidad en el estudio de esta patología.

## Capítulo 4: Modelo por EF para el estudio del desarrollo del pie plano adquirido en adultos:

El desarrollo del modelo por elementos finitos que nos permitió evaluar el desarrollo del pie plano adquirido en adultos es presentado en esta sección. Se muestra los detalles de la adquisición y desarrollo de la geometría de los tejidos usados, el proceso y características del mallado, así como las características biomecánicas consideradas para cada uno de los tejidos del modelo de pie. Se muestra además el proceso de validación realizado sobre el modelo y los resultados de tensión generados en cada tejido ante diferentes condiciones de debilidad o ruptura de las estructuras estabilizadoras estáticas y dinámicas del arco plantar.

Capítulo 5: Modelo por EF para el estudio del efecto de la osteotomía medializante de calcáneo:

En este capítulo, de forma similar al anterior, se muestra el desarrollo del modelo usado para la evaluación del efecto de la osteotomía medializante de calcáneo sobre los tejidos encargados de soportar el arco plantar. Se muestra además una comparación de las tensiones generadas en el modelo del capítulo 4 con las generadas por este modelo, evidenciando así el efecto que tiene este procedimiento quirúrgico sobre las estructuras del pie.

Capítulo 6: Estudio de las artrodesis del retropié usadas para el tratamiento del pie plano adquirido en adultos:

Los principales resultados de esta tesis se muestran en este capítulo. Aquí se detallan las pruebas realizadas y los resultados de tensión generados en cada una de las artrodesis usadas tradicionalmente en el tratamiento del pie plano adquirido en adultos, analizado en cada caso el efecto sobre los tejidos estabilizadores del arco plantar. Se hace una comparación entre el efecto de la artrodesis Astrágalo-Calcánea, Astrágalo-escafoidea, Calcáneo-Cuboidea y la Triple artrodesis. Adicionalmente, se hace un análisis de la combinación de la osteotomía medializante de calcáneo con la artrodesis astrágalo escafoidea, procedimiento propuesto por el médico especialista que asesora esta tesis. Finalmente, se presenta una extensa discusión sobre los resultados obtenidos.

Capítulo 7: Conclusiones generales y trabajos futuros:

Este capítulo final, recoge las principales conclusiones de la tesis, divididas por área de conocimiento. Adicionalmente, se presenta un corto resumen de las contribuciones originales de esta investigación y las líneas futuras de investigación que quedan abiertas tras los resultados obtenidos en este proyecto.

## 2 CAPÍTULO: PIE PLANO ADQUIRIDO EN ADULTOS: ANATOMÍA Y DESCRIPCIÓN CLÍNICA

---

### 2.1 INTRODUCCIÓN

El pie humano es una estructura altamente desarrollada, biomecánicamente compleja que permite mantener el cuerpo erguido, soportar su peso y generar el punto inicial de la cadena cinemática que permite la propulsión.

Está formado por 26 huesos, 33 articulaciones y más de 100 grupos musculares, en una estructura altamente elaborada. Los estudios funcionales han demostrado que el pie humano combina múltiples funciones durante la marcha. Es una estructura flexible en el comienzo del movimiento para amortiguar el impacto y adaptarse a la superficie. Sin embargo, a partir de la fase de apoyo (Midstance), se convierte en una estructura rígida que ayuda en un impulso eficiente. Combinar estas dos funciones en una estructura anatómica requiere del desarrollo de tejidos especializados con labores específicas, lo cual conlleva a que en caso de presentar alteraciones y/o daño de sus propiedades biomecánicas, se generen deformaciones apreciables en la estructura del pie, como la observada en el desarrollo del pie plano adquirido en adultos (32).

Esta compleja estructura es el resultado de un extenso proceso evolutivo perfeccionado por la selección natural. Los primeros registros datan de hace aproximadamente 400 millones de años, cuando los primeros tetrápodos habían desarrollado una estructura con múltiples dedos, con al menos 5 huesos tarsales y 7 dedos con 2 o 4 falanges. Luego, hace aproximadamente 350 millones de años, los registros muestran que, aparentemente, la evolución de los tetrápodos fijó en 5 el número de dedos. Sin embargo, es hasta hace 300 millones de años cuando, aparentemente, los huesos del tarso se fusionan para formar los huesos tarsianos (Astrágalo y Calcáneo). También se encontraron varios huesos del tarso medio (32).

En la época del Eoceno (hace 55-34 millones de años), los primates primitivos presentaban una morfología del pie con características similares a los primates modernos, la cual se pueden considerar en el grupo “ancestral”, origen del pie primario moderno (33). A lo largo de la evolución, los primates han conservado un estilo de vida arbóreo, y la forma del pie se caracteriza por un hallux agarrable (oponible) y segmentos distales alargados. Este patrón todavía estaba presente en el ancestro común de humanos y simios, y se conserva en todos los primates no humanos existentes. Para los primeros homínidos, los restos son lamentablemente escasos y los pies del *Australopithecus afarensis* y *Australopithecus africanus* (aproximadamente hace 3,5 millones de años) son nuestro mejor recurso. A pesar de que estas especies conservan una serie de características

primitivas en sus pies (por ejemplo, un hallux oponible o un medio-pie flexible), también muestran muchas características derivadas (similares a las humanas), (por ejemplo, la morfología del tobillo y la capacidad de dorsiflexionar los dedos), aunque en una configuración diferente. Los fósiles de pies de homínidos posteriores indican más especializaciones para el bipedismo, como un hallux aducido y robusto, visto por primera vez en *Paranthropus robustus* y *Homo habilis* (ambos 1.8 Millones de años) (33). Además, el *Homo habilis* también muestra un robusto quinto metatarsiano y una longitud relativa del pie similar a la de los humanos modernos. Probablemente, ya no tenían una rotura en el tarso medio simiesco (articulación calcáneo-cuboidea flexible). Sin embargo, una estructura muy similar a los pies modernos, se encuentran por primera vez en los *Neandertales*, cuyos pies probablemente difieren de los modernos pies humanos en detalles pequeños (32,33). La figura 4 muestra una comparación entre estas últimas dos especies, ancestros evolutivos del hombre moderno.

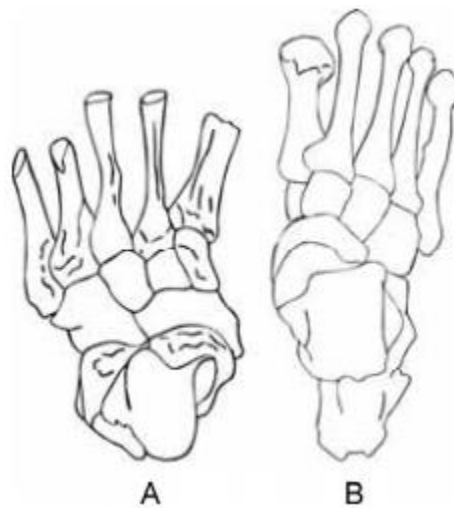
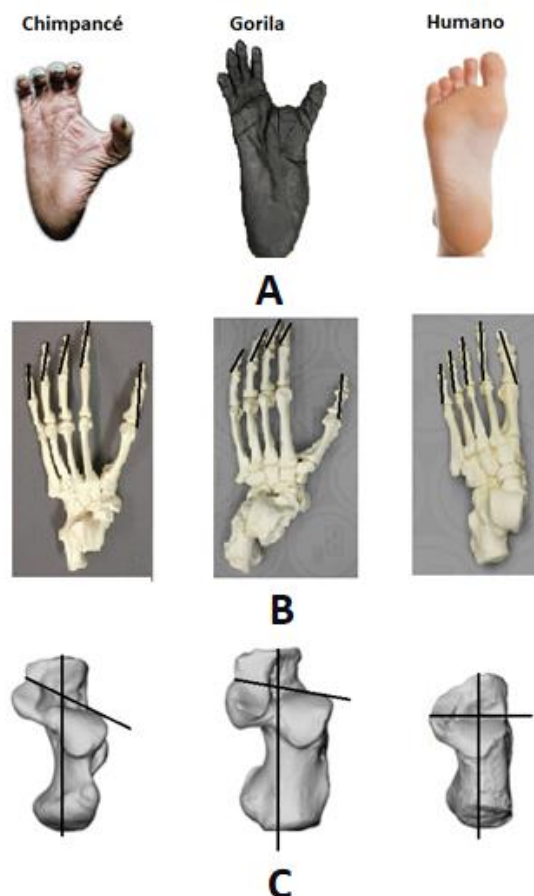


Figura 4: (A) *Homo Habilis* con tarso y metatarso fracturado. (B) *Neandertal*, tarsos y metatarsos.

A diferencia de los pies de los antropoides, el pie humano se caracteriza por la reducción de la capacidad de oposición del dedo gordo (Figura 5A). Sin embargo, esta capacidad no se ha perdido del todo, dado que la musculatura necesaria para esta labor sigue estando presente. Por ejemplo, en circunstancias especiales, personas que han perdido o presentan malformación en las extremidades superiores, desarrollan la capacidad de sujetar adecuadamente un bolígrafo o un tenedor (32). A pesar de ello, con esta reducción general de la capacidad de oponibilidad, las cabezas de los metatarsianos ya no giran una hacia la otra, tal y como lo requiere la función prensil, sino que se dirigen en sentido anteroposterior (Ver figura 5B). De esta forma, el eje de apalancamiento del pie se desplaza entre el segundo y tercer metatarsianos y entre el primero y segundo metatarsianos (33).

Al asumir una locomoción exclusivamente bípeda, el calcáneo experimentó cambios importantes. El receptáculo del astrágalo aumentó de tamaño, de la misma forma que todo el calcáneo en conjunto, y adoptó una posición más horizontal (Figura 5C) para sostener el cuerpo del astrágalo y el peso del cuerpo. Todo el calcáneo ha cambiado su posición relativa dentro del pie, desde una posición descendente a otra ascendente (33).

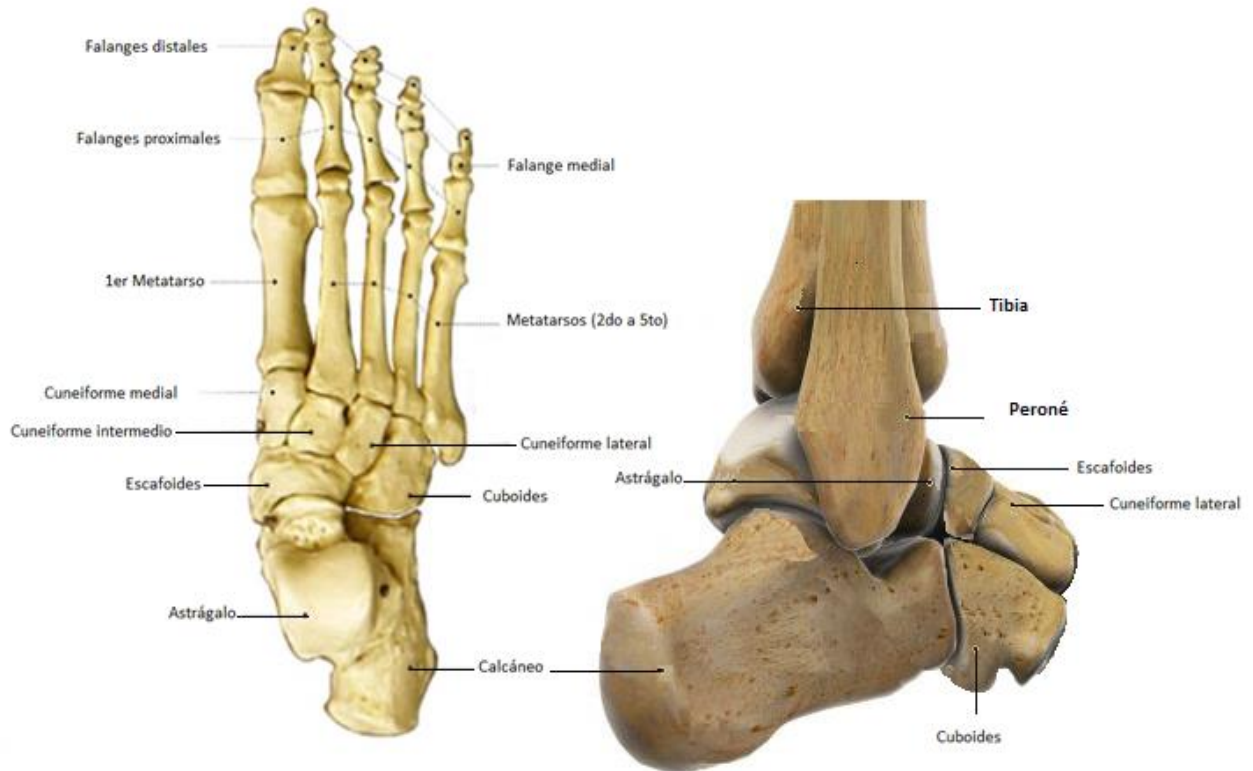
Los cambios evolutivos que ha experimentado el pie se basan esencialmente en las exigencias para ajustar el centro y la línea de gravedad a un área pequeña de superficie de soporte. Una vez conseguido esto y ajustadas las tensiones gravitacionales al área de sustentación de la locomoción bípeda, otros nuevos cambios posibilitaron adoptar definitivamente el bipedalismo, especialmente en la articulación pie-tobillo. La especialización notable de esta estructura (ósea, muscular, de ligamentos y tendones), obliga a un perfecto funcionamiento de cada uno de sus componentes para mantenerse estable y funcional (32,33). Sin embargo, cuando uno o varios de estos elementos fallan, la deformación es inevitable.



*Figura 5: (A) Transición del pie de un antropoide a un ser humano. (B) Pérdida de la rotación de los metatarsianos durante la evolución del pie del ser humano (C) Cambios de oblicuidad del calcáneo y articulación con astrágalo.*

## 2.2 ANATOMÍA DEL PIE Y TOBILLO

El pie de los seres humanos es fuerte para poder soportar el peso del cuerpo, pero también flexible y elástico para absorber los choques y proporcionar un resorte y elevación durante la actividad (32). Estas propiedades se consiguen con la presencia de una serie de huesos y articulaciones dispuestas como se muestran en la figura 6.



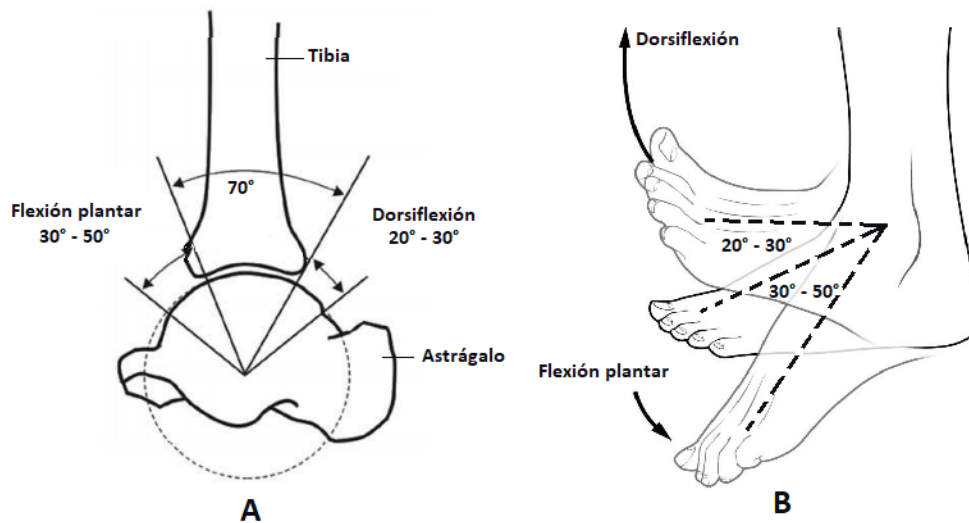
*Figura 6: Huesos del pie desde una vista dorsal (izquierda). Huesos del tobillo y retropié desde una vista lateral.*

El pie se puede dividir en 3 partes (34):

- Retropié: Conformado por los huesos más grandes del pie. Hace la conexión entre el tobillo y el medio-pie y tiene una función estabilizadora del pie. Los huesos que lo conforman son: Astrágalo y el Calcáneo.
- Medio-pie: Está compuesto por 5 huesos: Escafoides, Cuboides y 3 huesos cuneiformes (medial, intermedio y lateral). Tienen una función amortiguadora, conectada con el antepié y el retropié mediante músculos, ligamentos y cartílagos de importante función en el mantenimiento del arco plantar longitudinal.

- Antepié: Está compuesto por los metatarsos (5 huesos) y las falanges (proximal, medial y distal) conformadas por 14 huesos. Tienen una función dinámica, participando activamente en la marcha y la carrera.

La articulación del tobillo está conformada por 3 huesos: Tibia, Peroné y el astrágalo. Esta es una articulación troclear sinovial con sólo un grado de libertad de movimiento, es decir que permite únicamente movimientos de flexión plantar y dorsiflexión con una amplitud máxima de aproximadamente 90°. El movimiento en la articulación del tobillo se produce sobre un eje transversal a nivel de la punta del maléolo lateral y ligeramente por debajo del nivel del maléolo medial. En posición de pie normal, el pie adopta un ángulo recto con la pierna (posición neutra de la articulación). Durante la dorsiflexión, el pie es atraído hacia arriba en dirección a la pierna, mientras que durante la flexión plantar se genera un movimiento en dirección opuesta respecto a la posición neutral (ver figura 7). Las amplitudes de la dorsiflexión y la flexión plantar están determinadas por los perfiles de las superficies articulares. Esto es: 30° en dorsiflexión y 50° en flexión plantar. Sin embargo, existen considerables variaciones individuales respecto a la extensión de estos movimientos (32,35).



*Figura 7: (A) Amplitud de los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar en la articulación del tobillo. (B) Movimientos del pie en dorsiflexión y flexión plantar.*

En el pie, existen muchas articulaciones que algunos autores han dividido en algunos grupos (35,36):

- a. Intertarsianas
- b. Tarsometatarsianas e Inter-metatarsianas
- c. Metatarsofalángicas
- d. Interfalángicas

Sin embargo, en esta tesis enfocaremos la explicación en las articulaciones envueltas directamente en el desarrollo del pie plano en adultos y los distintos tratamientos quirúrgicos usados en la clínica actualmente, es decir, en las articulaciones intertarsianas.

### 2.2.1 Articulaciones Intertarsianas:

Las articulaciones intertarsianas son: la articulación subastragalina, la articulación astrágalo – calcáneo, astrágalo – escafoidea, calcáneo – cuboidea, la articulación cuneoescafoidea y las articulaciones intercuneales y cuneo-cuboidea.

En el estudio del pie plano y la estabilidad del arco plantar longitudinal, las articulaciones más importantes son las que se establecen entre el astrágalo, el calcáneo y el escafoides. Todas las articulaciones se caracterizan por la presencia de ligamentos interóseos, dorsales y plantares, de los cuales los ligamentos plantares son mucho más fuertes que los dorsales (37).

#### **i. Articulación Subastragalina**

Esta es una articulación entre la cara cóncava de la superficie inferior del cuerpo del astrágalo y la cara posterior convexa de la superficie superior del calcáneo (Ver Figura 8). La cara articular del calcáneo es casi ovalada y su eje largo se extiende en sentido anterolateral. Es en torno a este eje donde la cara es convexa, pero plana en torno al otro eje. Por consiguiente, la superficie articular se puede representar con una configuración cilíndrica, con el eje del cilindro en sentido oblicuo de anterior, lateral y superior a posterior, medial e inferior. La superficie correspondiente del astrágalo también posee esta forma cilíndrica con un radio y eje parecidos (32).

Esta articulación carece de un gran movimiento y soporta la transmisión de fuerzas del peso corporal. Es gracias a esta articulación que se realizan los movimientos laterales del tobillo conocidos como eversión e inversión.

Son varios los ligamentos que dan estabilidad a esta articulación, sin embargo, es el ligamento astrágalo – calcáneo quien desempeña un papel esencial en esta tarea. Este ligamento se encuentra directamente debajo del eje largo de la pierna,



razón por la cual está sometido continuamente a esfuerzos que tienden a generar esguinces por estiramiento y torcimiento (38).

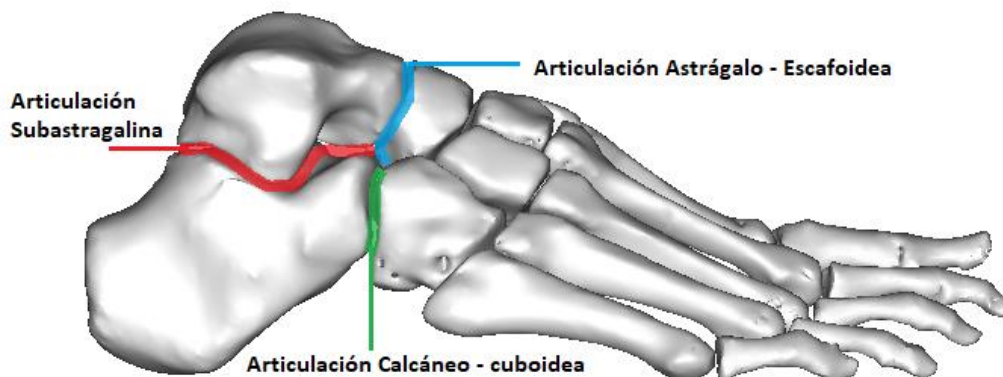


Figura 8: Articulaciones del retropié (Intertarsianas)

## ii. Articulación Astrágalo – Escafoidea:

También conocida como articulación astrágalo-calcáneo-escafoidea, es una de las articulaciones con mayor movilidad del medio-pie. Tiene como una de sus funciones principales el soporte del arco plantar longitudinal interno en la fase de apoyo (Segundo rocker), dado que es un punto fundamental de la bóveda plantar y en la repartición de fuerzas a lo largo del pie (35).

Esta articulación multiaxial está formada fundamentalmente por la cabeza del astrágalo y el hueso escafoides, aunque se incluye en ocasiones la parte superior cóncava del astrágalo y una cara cóncava del extremo anterior de la superficie superior del calcáneo. Entre las superficies articulares de los huesos calcáneo y escafoides se articula la cabeza del astrágalo con las superficies profundas de los ligamentos, mediamente con el ligamento calcáneo – escafoideo plantar, también conocido como ligamento *Spring* y lateralmente con las fibras calcáneo – escafoideo del ligamento bifurcado (Ver Figura 9) (32).

El ligamento *Spring* es un ligamento fibro-elástico denso y grueso de considerable fuerza. Este se extiende desde el extremo anterior del borde medial del astrágalo y se inserta en la superficie inferior del hueso escafoides y hasta su superficie medial detrás de la tuberosidad. La superficie superior del ligamento es lisa, facetada y contiene una lámina fibrocartilaginosa para articularse con la cabeza del astrágalo (32). Es debido a su elasticidad bajo la cabeza del astrágalo que se conoce también como ligamento “resorte” (8).

Este es uno de los ligamentos estabilizadores estáticos más importantes del arco plantar longitudinal. La enorme tensión que soporta es apoyada por el músculo

tibial posterior (ver Figura 9 dcha.) y en forma conjunta se oponen a la tendencia del peso del cuerpo de empujar la cabeza del astrágalo hacia abajo entre los dos huesos con los que se articula. Por lo tanto, el estudio de la función de los dos tejidos mencionados resulta fundamental para la comprensión del desarrollo del pie plano en adultos (32).

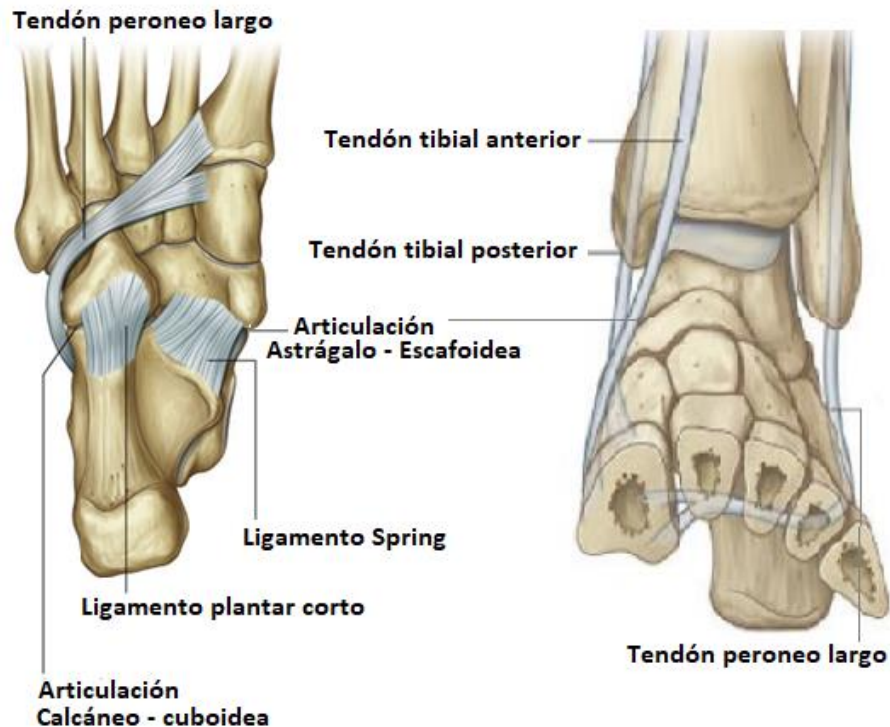


Figura 9: (Izquierda) Posición anatómica del ligamento Spring y el tendón tibial posterior como estabilizadores de la articulación astrágalo – escafoidea y del ligamento plantar corto como soporte de la articulación calcáneo – cuboidea. (Imagen adaptada de Drake: Gray's anatomy for students, 2nd edition)

### iii. Articulación Calcáneo – cuboidea

Esta articulación se encuentra entre la cara anterior del calcáneo y la superficie posterior del cuboides. Las superficies articulares de los dos huesos presentan una suave ondulación y tienen forma cuadrilátera (32).

Esta articulación recibe el peso del cuerpo al transmitirse a la parte lateral del arco longitudinal del pie. La estabilidad de esta articulación está dada principalmente por la acción de los ligamentos plantares largo y corto. Sin embargo, su acción es apoyada por el tendón peroneo largo que pasa en sentido antero-medial y cruza el cuboides (35).

El ligamento plantar corto es una banda ancha y fuerte de fibras cortas que se extiende hacia delante desde una eminencia redondeada en el extremo anterior de la superficie inferior del calcáneo, hasta la superficie plantar del cuboides detrás de la cresta que asegura el surco para el tendón del músculo peroneo largo (Ver Figuras 9 y 10) (32).

El ligamento plantar largo recubre la superficie plantar del calcáneo y se inserta entre los tubérculos posterior y anterior del mismo. Las fibras más profundas se insertan en la cresta del cuboides, mientras que las fibras intermedias salvan el surco del cuboides y se insertan en su tuberosidad, formando un techo fibroso por encima del tendón del músculo peroneo largo. Las fibras más superficiales se extienden hacia adelante y se insertan en las bases de los cuatro metatarsianos laterales. Dadas sus características y ubicación, este ligamento refuerza todas las articulaciones de la zona (8).

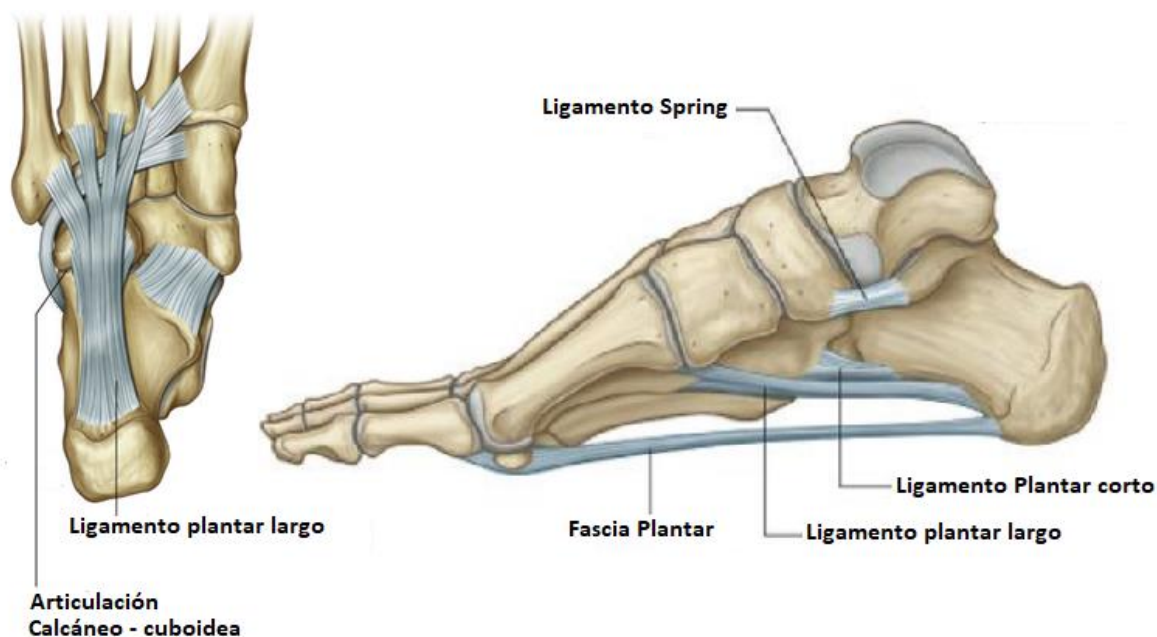


Figura 10: (Izq.) Ubicación del ligamento plantar largo con respecto a la articulación calcáneo – cuboidea. (Der.) Posición anatómica de las estructuras estabilizadoras estáticas del arco plantar. (Imagen adaptada de Drake: Gray's anatomy for students, 2nd edition)

### 2.2.2 Morfología del pie y el arco plantar.

Los huesos del pie están dispuestos en arcos longitudinales y transversos. El arco longitudinal se sostiene en sentido posterior sobre la tuberosidad del calcáneo, y en sentido anterior sobre las cabezas de los metatarsianos. El astrágalo está en la cima de este arco, relacionado principalmente con el escafoides, los tres cuneiformes y los tres metatarsianos mediales (arco longitudinal medial). El calcáneo, por su parte, está más relacionado con el cuboide y los dos metatarsianos laterales (arco longitudinal lateral). Estas diferencias se aprecian en el funcionamiento del pie, ya que el arco longitudinal medial presenta una curvatura mayor y es más elástico que el lateral. El arco lateral, más plano y rígido, entra en contacto con el suelo y proporciona una base firme para sostenerse. Finalmente, desde una vista frontal se observa lo que se conoce como arco transverso, formado por los huesos del tarso en la fila distal y las bases de los metatarsianos (35). Los arcos plantares mencionados se muestran en la Figura 11.

El mantenimiento de estos arcos depende directamente de la integridad de las articulaciones del retropié, tarsometatarsianas e inter-metatarsianas. Por lo tanto, algunos ligamentos son más importantes que otros en esta tarea, como se ha mencionado anteriormente. Estos son justamente los que se encuentran en la cara plantar de las articulaciones, es decir: Ligamentos plantares largo y corto, ligamento *Spring* y fascia plantar (32,35).

El arco plantar puede verse alterado por movimientos rotacionales del pie que aparecen como consecuencia de una deformación y mal funcionamiento de alguno de las estructuras estabilizadoras del arco plantar (39). Además de los movimientos de flexión plantar y dorsiflexión mencionados previamente en este capítulo, el pie puede moverse en aducción o abducción en torno al eje largo de la pierna, y en pronación y supinación en torno a su propio eje longitudinal (Ver Figura 12).

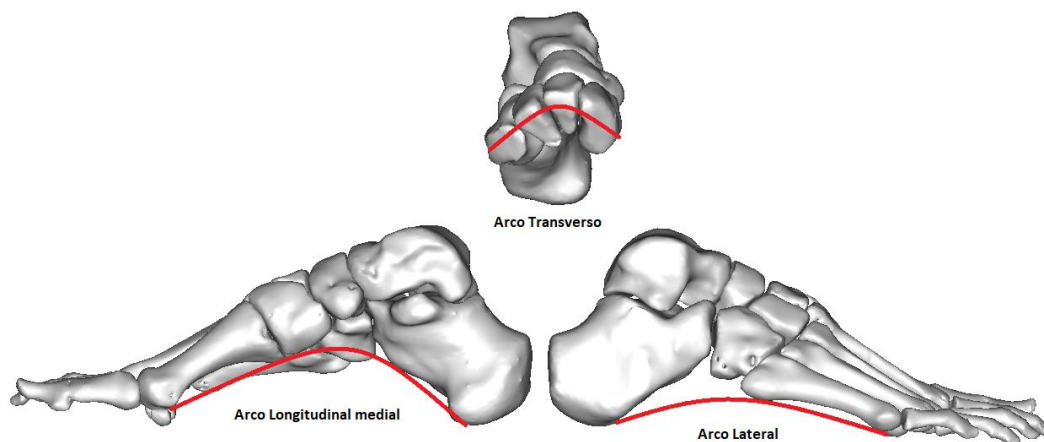


Figura 11: Arcos longitudinales y transversos del pie

El movimiento de aducción (rotación hacia la cara interna del pie) y de abducción, se producen en un plano transversal y sólo son posibles, normalmente, cuando la rodilla está flexionada o ante una rotación medial y lateral del fémur en la articulación de la cadera. La amplitud total de aducción y abducción exclusivamente del pie está entre los 35° y 45°, mientras que el movimiento de supinación está alrededor de los 50° y de pronación en el rango de 25° a 30° (32) (Ver Figura 12).

Debido a la disposición de las articulaciones del pie, no puede haber movimientos puros de aducción y abducción, ni de supinación o pronación. La aducción del pie siempre está acompañada de la supinación, mientras que la abducción genera siempre la pronación del pie (35). Estos dos últimos movimientos son uno de los signos característicos del desarrollo del pie plano adquirido en adultos, sobre el cual se profundizará más adelante en este capítulo.



*Figura 12: Movimientos rotacionales del pie.*

### 2.2.3 Dinámica del arco plantar

Debido a la amplia variabilidad funcional, el pie puede considerarse como de las estructuras más dinámicas del cuerpo. Permite el contacto con la superficie, generando la fuerza suficiente para soportar el peso del cuerpo, aunque manteniendo una estructura flexible y elástica suficientemente robusta como para absorber los continuos impactos al que se somete permanentemente. Esta exigencia constante, causa que cualquier cambio en su estructura o en las características biomecánicas de sus tejidos altere su función (32,35).

La estructura arqueada del pie le confiere la estabilidad y flexibilidad necesarias para la función normal del pie, por lo tanto, la acción de tendones y ligamentos que lo sostienen resulta fundamental. En el arco longitudinal medial, los ligamentos son importantes, aunque de acuerdo con la literatura clínica, no son capaces por sí mismos de mantener el arco. Sin embargo, se reconoce a la fascia plantar como el ligamento pilar en esta función. Su inserción en los extremos del arco aumenta la concavidad de éste cuando es tensado (al extender los dedos). Por su parte, el ligamento *Spring* sostiene la cabeza del Astrágalo e impide que se hunda entre el hueso escafoides y calcáneo. Cuando este ligamento se estira, disminuye la altura del arco longitudinal medial (32,35,40).

En una posición estática, los ligamentos actúan como soportes primarios, pues los músculos se mantienen relajados. Sin embargo, el soporte muscular del pie se muestra relevante durante la marcha o cualquier otro movimiento corporal erguido. Si los músculos se debilitan, los ligamentos se estiran cada vez más hasta obtener un pie plano. Los tendones tibial posterior y tibial anterior tienen incidencia directa en el mantenimiento del arco longitudinal medial. La tensión que generan permite invertir y aducir el pie, así como elevar el arco (40). Por su parte, el tendón peroneo largo genera un vector de fuerza hacia el suelo desde su inserción, lo cual tiende a acentuar el arco longitudinal medial (32,35).

Sin embargo, se ha observado que los ligamentos tienen un papel más relevante en el soporte del arco longitudinal lateral. Específicamente, la fascia plantar y los ligamentos plantares (corto y largo), son quienes favorecen en mayor grado la estabilidad articular entre el calcáneo y el cuboides, así como la concavidad del arco. Los tendones peroneos también juegan un papel importante en esta tarea. El tendón peroneo largo tiende a levantar el arco, al tirar desde la región plantar del pie, alrededor del hueso cuboides. Por su parte, la acción del tendón peroneo corto se opone directamente al alargamiento del arco durante la carga (32,35,36).

La alteración de cualquiera de estas estructuras afecta directamente la estabilidad del arco plantar, causando generalmente el *Pie plano adquirido en adultos (PPAA)*, tema sobre el cual profundizaremos en la siguiente sección.

### 2.3 DESARROLLO DEL PIE PLANO ADQUIRIDO EN ADULTOS

El PPAA está definido como un trastorno sintomático que genera una deformidad progresiva del pie causada por una pérdida de apoyo dinámico y estático en las estructuras del arco longitudinal medial (1,41), que causa dolor e incomodidad significativos en estadios intermedios y avanzados. La incidencia del pie plano en la población adulta no está bien establecida, en parte debido a la prevalencia desconocida

del pie plano asintomático. Sin embargo, las estimaciones actuales para los pacientes sintomáticos varían entre el 2-5% de la población adulta (2,3).

La presencia del PPAA rara vez se informó en la literatura médica hasta principios de 1980. En 1983, Johnson realizó un escrutinio de informes publicados antes de 1982 que resalta los conceptos erróneos iniciales y la evolución de la comprensión sobre la etiopatogenia del PPAA (9). Los informes muestran generalmente pacientes con tenosinovitis del tendón tibial posterior (7,9). Esto permite interpretar que los primeros artículos que informan la inflamación del tendón tibial posterior fueron en realidad los primeros que informaron la presencia de PPAA. Sin embargo, ninguno de estos documentos describió un progreso de deformidad plantar asociada con tendinitis tibial posterior.

La primera descripción exhaustiva de la deformidad causada por PPAA se publicó en 1974 por Goldner et al. (42). Este artículo fue el primero en relacionar una deformidad progresiva con la presencia de falla del tendón tibial posterior y la ruptura del ligamento calcáneo – escafoideo (ligamento *Spring*). Además, este fue el primer artículo que describía una técnica quirúrgica para transferir el flexor largo del dedo gordo o el flexor largo de los dedos para reforzar el tendón tibial posterior deteriorado.

Ocho años después, Johnson y Mann (9,43) publicaron trabajos más ampliamente reconocidos sobre el tema de la rotura del tendón tibial posterior. Los primeros informes en la literatura podológica fueron publicados por Fredenburg y Mueller (42). Todos estos informes se centraron en la tenosinovitis y la ruptura del tendón tibial posterior como la etiología primaria de AAF.

Mueller proporcionó el primer intento de clasificar la etiología de la disfunción tibial posterior publicada en la literatura podológica (5). Las etiologías originalmente incluían lesión directa, ruptura patológica y ruptura idiopática. Más tarde, Mueller añadió el término ruptura funcional para describir una condición en la que el tendón tibial posterior está intacto, pero no funciona adecuadamente (42).

La terminología con respecto a este trastorno también evolucionó a medida que la comprensión adicional reveló que todos los pacientes con pie plano progresivo no tenían ruptura del tendón tibial posterior. Johnson y Strom (9) acuñaron el término disfunción del tendón tibial posterior en la descripción de un esquema de clasificación del pie plano adulto progresivo. Otras descripciones siguieron, incluida la insuficiencia del tendón tibial posterior y la deficiencia del tendón tibial posterior (11,44).

Sin embargo, no fue hasta principios de la década de 1990 que, ante los informes de investigadores clínicos que informaban de fallos en los procedimientos quirúrgicos con reparación simple o tenodesis del tendón tibial posterior roto, las investigaciones ahora se centraban en determinar qué otras estructuras y segmentos del pie estaban involucrados en la deformidad progresiva del pie plano (1).

La terminología que se centraba en la ruptura o la disfunción del tendón tibial posterior se volvió obsoleta y, por lo tanto, el término *Pie Plano Adquirido en Adultos* se convirtió en la descripción preferida de este trastorno a finales de la década de 1990 (5,6).

### 2.3.1 Estadios de la enfermedad

La progresión de AAFD se estadifica funcionalmente mediante las siguientes dos pruebas clínicas: La primera es la dorsiflexión del hallux o "Jack Test", en la que el dedo gordo del pie que soporta el peso está flexionado en su máxima extensión. Esta acción estira la fascia plantar para restablecer el arco medial. Por lo tanto, un test positivo indica una deformidad de pie plano flexible o reducible (45,46). La segunda prueba es la elevación del talón de una pierna. Aquí, se le pide al paciente que se pare "en puntillas". Se observa un signo negativo cuando hay dolor significativo o alguna debilidad que genere esta acción, lo cual indicaría la presencia de una alteración en la funcionalidad del tendón tibial posterior (TTP) (47,48,49).

Más allá de la evaluación clínica inicial, el primer sistema de clasificación ampliamente aceptado de pie plano secundario a la disfunción PTT fue presentado por Johnson y Strom en 1989. La clasificación incorpora una evaluación de tejidos blandos e inicialmente sólo tenía tres etapas para abarcar todo el espectro de la disfunción PTT, movilidad del retropié, dolor y debilidad funcional. Estas etapas fueron: peritendonitis de la PTT con degeneración leve (Etapa I), elongación PTT leve con una parte media y posterior flexionada y deformada (Etapa II) y elongación PTT con una parte media y trasera rígidamente deformada (Etapa III) (5,6). Posteriormente, numerosos autores han tratado de refinar aún más la designación de la Etapa II muy amplia (1,6).

El paciente con AAFD en estadio I presenta pie plano que ha estado presente durante toda la vida adulta, pero sin deformidad. Sin embargo, en la etapa II, el PPAA causa un cambio en la alineación del pie (es decir, deformidad desarrollada). La característica distintiva de la etapa II es la deformidad pasivamente correcta. La articulación astrágalo- escafoidea se puede ubicar en una posición invertida y la alineación del talón se puede corregir pasivamente. La etapa II se ha dividido en etapas IIa y IIb (6). El PPAA de la etapa IIa implica una deformidad con abducción mínima a través del medio-pie. En la Etapa IIb, los pacientes generalmente muestran más deformidad clínicamente. A medida que la deformidad alrededor de la articulación astrágalo – escafoidea se vuelve más severa, se produce una mayor abducción del pie en esa articulación. Los márgenes laterales de esta articulación demuestran una rotación/desplazamiento lateral del escafoides con respecto a la cabeza del astrágalo. La radiografía antero – posterior (AP) en pie puede subestimar el grado de abducción, si el paciente sostiene el arco mientras se realiza la radiografía o si el



posicionamiento del paciente durante la prueba no permite que el peso completo sea soportado sobre el pie valorado (1,38,50).

El estadio III del PPAA implica deformidad fija, lo que significa que la inversión pasiva del complejo articular del retropié no es posible, más allá del posicionamiento neutro. Más comúnmente, hay un valgo del retropié fijo y abducción a través del medio-pie (6).

En el estadio IV del PPAA, según la definición de Myerson (51,52), el paciente tiene una deformidad en la articulación del tobillo además del pie. Una radiografía AP del tobillo muestra una inclinación lateral del astrágalo, lo que indica una falla del ligamento deltoideo.

En la etapa IV, la deformidad del pie puede ser flexible o fija. Es más común que se corrija la deformidad, pero puede ser flexible. Esta etapa puede subclasificarse en IVa (es decir, deformidad flexible del pie) y IVb (es decir, deformidad fija del pie) para diferenciar estos diferentes tipos (Ver la Tabla 1).

<b>Estado</b>	<b>Sub-estado</b>	<b>Hallazgos clínico más relevantes</b>
<b>I</b>	<b>I</b>	Sin deformidad generado por PPAA (posible preexistencia de pie plano)
<b>II</b>	<b>IIa</b>	Deformidad flexible leve/moderada. Abducción mínima a través de la articulación astrágalo-escafoidea, <30% de rotación art. astrágalo – escafoidea.
	<b>IIb</b>	Deformidad flexible grave. Deformidad por abducción a través de la articulación astrágalo - escafoideo, > 30% de rotación art. astrágalo – escafoidea.
<b>III</b>	<b>III</b>	Deformidad fija, que involucra las tres articulaciones del retropié.
<b>IV</b>	<b>IV</b>	Deformidad del pie y deformidad del tobillo (inclinación lateral del astrágalo)
	<b>IVa</b>	Deformidad flexible del pie
	<b>IVb</b>	Deformidad fija del pie.

*Tabla 1: Resumen de las 4 etapas de clasificación del PPAA actualmente aceptadas (6).*

En esta tesis, es de particular interés los estadios II y III (incluidas las subclasificaciones), pues es en estos casos en los cuales se presenta mayor variación en el criterio clínico a la hora de escoger el tratamiento adecuado.

### 2.3.2 Diagnóstico

El diagnóstico del pie plano depende del historial médico, la presentación general del paciente y el análisis de rayos X; aunque otras modalidades de imágenes como la resonancia magnética, la tomografía computarizada, el análisis de la marcha, entre otras, se utilizan con menos frecuencia para caracterizar aún más la deformidad (47). Los antecedentes médicos asociados con el pie plano adulto incluyen pie plano de la infancia y antecedentes familiares de pie plano adulto (1,41). Además, se sabe que el nivel de actividad, los tipos de calzado y la obesidad acompañan el desarrollo del trastorno.

Existen varios signos que permiten identificar la presencia o desarrollo del PPAA. Uno de los signos más comunes se conoce como “Demasiados dedos” (ver Figura 13), generada por la pronación generada por la caída de los huesos del retropié.



Figura 13: El signo “demasiados dedos” es una de las expresiones más comunes del PPAA, generada por la pronación del pie.

Además de la valoración clínica levemente mencionada previamente, la evaluación radiográfica se constituye en una de las herramientas diagnósticas más usadas. Las radiografías *en carga* de pie y tobillo siguen siendo el *Gold Standard* para el diagnóstico de la deformidad de PPAA (Radiografías anteroposteriores, laterales y del retropié). Las imágenes obtenidas en vista anteroposterior permiten mostrar la abducción del antepié y la rotación de la cabeza del astrágalo (recubrimiento de la cabeza del astrágalo) (4,53).

Existen varios parámetros que se han descrito para evaluar la rotación de la cabeza del astrágalo, entre los que se destacan:

- El ángulo de *divergencia astrágalo – Calcáneo*, también conocido como ángulo de *Kite* (Figura 14). Este ángulo se observa en la proyección dorso-plantar y se forma por la convergencia de los ejes longitudinales del astrágalo y el calcáneo. El valor normal está entre los 15° y 20°. También es posible medirlo desde una proyección lateral, trazando dos líneas que pasen a través del eje medial de cada uno de estos huesos y que converjan distalmente. Su valor normal está entre los 20° y 35° (54).

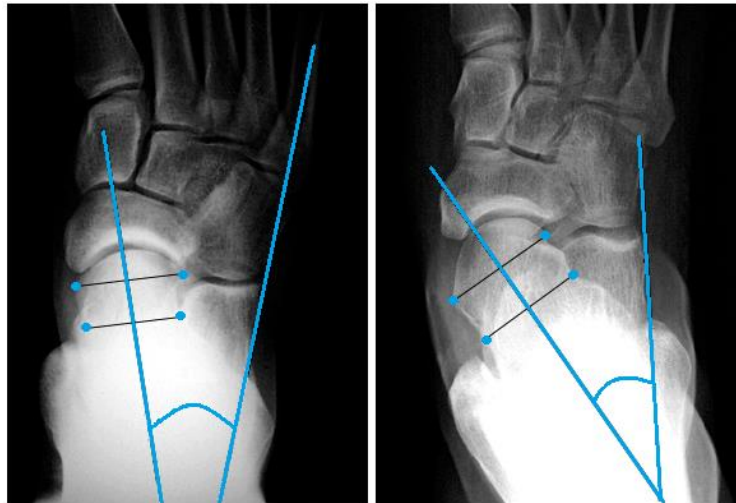


Figura 14: Ángulo de Kite: (Izq.) Pie Normal (Der.) Pie Plano

- El ángulo de *Abducción del antepié* que se obtiene trazando una línea entre el eje medial del astrágalo y el eje medial del segundo metatarsiano (Figura 15). Se considera normal el rango de valores entre  $10^{\circ}$  y  $15^{\circ}$  (54,55).



Figura 15: Ángulo de abducción del antepié: (Izq.) Pie Normal (Der.) Pie Plano

- El ángulo que se forma entre el primer metatarso y el astrágalo, también conocido como *ángulo de Meary*. Este es otro método para evaluar el grado de abducción en el medio-pie y el antepié. Una línea dibujada a través del eje medio del astrágalo debe estar en línea con el eje medial del primer metatarsiano. Lo normal es un ángulo de  $0^{\circ}$  (Figura 16) (54).



Figura 16: Ángulo de Meary: (Izq.) Pie Normal (Der.) Pie Plano.

- El ángulo de *Recubrimiento de la cabeza del astrágalo*, que se obtiene al trazar dos líneas entre las extremidades cartilagosas de la cabeza del astrágalo y los extremos proximales del escafoides. En cada una de las rectas se marca el punto medio de cada extremidad y se traza una línea perpendicular. De esta forma, se obtiene el centro tanto de la superficie articular astragalina como de la superficie articular escafoidea. De esta forma, se calculará el ángulo de recubrimiento midiendo entre los centros de las dos superficies articulares y el centro de las extremidades articulares de la cabeza del astrágalo, como se observa en la Figura 17 (54,56).

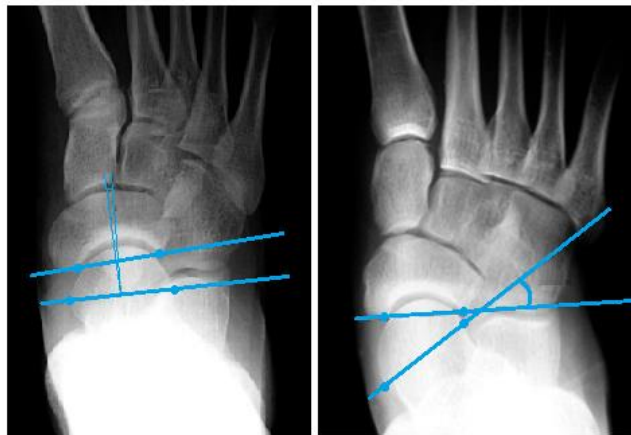


Figura 17: Ángulo de Recubrimiento de la cabeza del astrágalo: (Izq.) Pie Normal (Der.) Pie Plano

Adicionalmente, en la práctica clínica se observan otros parámetros comúnmente medidos en las radiografías en vista lateral, que incluyen la medición del arco longitudinal medial y lateral. Entre ellos se destacan:

1. El *ángulo de Moreau – Costa – Bertani Interno (MCBI)* es un parámetro que permite medir la apertura del arco interno de la bóveda plantar. Para ello, se traza una línea entre el extremo más bajo de la cabeza del primer metatarsiano y el punto más bajo de la cabeza del astrágalo y desde ese mismo punto hasta el extremo más bajo del calcáneo, como se muestra en la Figura 18. El valor normal está entre  $115^\circ$  y  $125^\circ$ . Cualquier valor mayor, se considera como pie plano (55).



Figura 18: Ángulo de MCBI: (Izq.) Pie Normal (Der.) Pie Plano

2. El *ángulo de Moreau – Costa – Bertani Externo (MCBE)* permite valorar la apertura del arco longitudinal lateral del pie. Se obtiene trazando una línea entre el punto más bajo de la cabeza del quinto metatarsiano y el punto más bajo de la articulación calcáneo – cuboidea y desde ese punto hasta el punto más bajo del calcáneo como se muestra en la Figura 19. Los valores normales oscilan entre  $130^\circ$  y  $140^\circ$  (55,57).



Figura 19: Ángulo de MCBE: (Izq.) Pie Normal (Der.) Pie Plano.

Finalmente, Haleem et al. propusieron el uso de imágenes de carga multiplanar para localizar con precisión la deformidad con respecto al astrágalo (58). Su novedosa modalidad tiene la ventaja de obtener imágenes similares a la tomografía computarizada (TC) que soportan peso con vistas tridimensionales, mientras que los pacientes asumen una postura erguida que les permite soportar mucho peso.

En comparación con los escáneres CT convencionales, son más rápidos de obtener y permiten una menor exposición a la radiación. Aunque las radiografías estándar con

soporte de peso se consideran aún como el *Gold Standard*, solo proporcionan una evaluación bidimensional de la deformidad. Además, la obtención de radiografías completas con pesas puede ser engorrosa debido a la incómoda posición corporal de los pacientes o al equipo utilizado (1).

Aunque esta técnica tiene el potencial de ser una herramienta más precisa y confiable para la evaluación del desarrollo del PPAA, se requieren más estudios para evaluar su validez y costo-efectividad.

En la valoración clínica del pie plano, comúnmente se usa el registro de la huella plantar. Sin embargo, este parámetro no será utilizado en esta tesis, debido a que el modelo desarrollado usa solamente la estructura ósea y los tejidos blandos que soportan el arco plantar.

## 2.4 ESTADO DEL ARTE SOBRE TRATAMIENTOS PARA EL PIE PLANO ADQUIRIDO EN ADULTOS

El PPAA es en su mayoría asintomático y por lo general no requieren ningún procedimiento terapéutico especial; es suficiente con un control y seguimiento de las deformaciones que se van generando, así como la orientación del paciente de acuerdo con la evolución que tenga. En ciertos casos, la rehabilitación funcional se indica con el fin de fortalecer el sistema musculotendinoso y mejorar la sustentación del arco plantar medial.

Sin embargo, para los casos sintomáticos y de acuerdo con el estado del paciente, existen diferentes opciones de tratamiento clínico (1), clasificadas como Tratamientos conservativos y tratamientos quirúrgicos:

### 2.4.1 Tratamiento conservativo:

El tratamiento no quirúrgico se considera el pilar principal del tratamiento para pacientes con disfunción del tendón tibial posterior en etapa I. También se considera como un ensayo, de manejo conservador, antes de orientar a un paciente para un procedimiento quirúrgico en las etapas más avanzadas de la patología. Las intervenciones no quirúrgicas incluyen inmovilización, fármacos antiinflamatorios no esteroideos (AINE), aparatos ortopédicos y terapia física (4,59,60,61).

Un período inicial de inmovilización seguido de una rehabilitación paulatina del soporte puede producir resultados satisfactorios en pacientes sintomáticos con tasas de éxito que van del 67% al 90% (45,62). Esto se puede lograr a través de un

yeso de pierna corta o una bota durante un período de 6 a 8 semanas. Otros tipos de aparatos ortopédicos también se usan, agrupados en lo que se conoce como Órtesis de corrección y Órtesis de compensación.

Todas las *órtesis de corrección* o plantillas ortopédicas se fabrican de un material rígido que permite sostener la bóveda interna del pie y, en algunas ocasiones, incluyen una cuña varizante posterior, con el fin de corregir el valgo del calcáneo. Este tipo de estrategias resultan eficaces si la deformación del pie es flexible y reducible (5).

Por su parte, las *órtesis de compensación* se suelen usar en pacientes con un pie valgo irreducible. Éstas, incorporan en los zapatos del paciente un material que se adapta a la deformación del pie. De esta forma, se obtiene una mejora en la distribución fuerzas y reduce la distensión capsulo-ligamentosa, con lo cual se genera un efecto analgésico sobre el paciente (5,48).

Lin et al. informaron de 33 pies en 32 pacientes con PPAA en estadio II tratados de forma no quirúrgica con una órtesis de tobillo y pie doble vertical. En un seguimiento promedio de 8,6 años, el 69,7% de los pacientes tuvieron alivio de los síntomas y se les retiró el soporte (60).

Por su parte, Álvarez et al. informaron de una tasa de éxito del 89% en su cohorte de 47 pacientes con PPAA estadio I y II tratados conservadoramente con una ortesis y fisioterapia (59).

#### 2.4.2 Tratamiento quirúrgico

La intervención quirúrgica es la alternativa a tomar cuando las modalidades conservadoras fallan. En la figura 20, se muestran esquemáticamente las alternativas que generalmente se adoptan, dependiendo del estadio del PPAA. Para el PPAA, se han registrado y descrito varias técnicas quirúrgicas, principalmente la osteotomía, las artrodesis y procedimientos sobre los tejidos blandos que soportan el arco longitudinal medial y lateral. La elección de la mejor estrategia a seguir depende entre otras de la exploración física y los resultados de la valoración radiológica. Se tienen en cuenta aspectos como la edad del paciente, su nivel de actividad y la posibilidad de secuelas artrósicas a largo plazo (1). Adicionalmente, se consideran otros factores relacionados con el paciente, incluidos el consumo de tabaco, la capacidad funcional y las comorbilidades médicas, que también deben tenerse en cuenta al discutir la intervención quirúrgica electiva (41,63).

A pesar de que hay técnicas que se utilizan mayormente en un estadio u otro, éstas pueden combinarse en función de las deformaciones (1). Cualquiera que sea la

elección, el objetivo base es recuperar la alineación del retropié y la apertura normal del arco plantar medial. De esta forma, independientemente de la estrategia utilizada, se garantizará el buen resultado funcional del tratamiento (5).

#### 2.4.2.1 Etapa I

Las opciones quirúrgicas en estadio I para la deformidad causada por PPAA incluyen la tenosinovectomía del tendón tibial posterior y/o la transferencia del tendón flexor largo de los dedos (52). Estos pueden realizarse en combinación con otros procedimientos, como una osteotomía medializante de calcáneo o una artrodesis, para complementar el procedimiento realizado sobre el tendón. Myerson et al. recomendaron en su artículo el desbridamiento o aseo quirúrgico, como el único tratamiento en pacientes jóvenes con artropatía inflamatoria seronegativa como la etiología subyacente de la enfermedad (51). Sin embargo, en pacientes ancianos con tendinopatía más avanzada, una osteotomía concurrente del calcáneo arrojó resultados superiores (4,63).

Recientemente, ha aumentado el interés en el uso de complementos biológicos en el tratamiento de tendinopatías del pie y el tobillo. Los concentrados de plasma rico en plaquetas y aspirado de médula ósea son los más comúnmente utilizados. Varios estudios in vitro demostraron su efecto regulador positivo sobre los tenocitos (64,65). Esto puede ser particularmente útil en las primeras etapas de la disfunción del tendón tibial posterior antes de que ocurra la ruptura del tendón.

#### 2.4.2.2 Etapa II

Como se comenta previamente, son numerosos los procedimientos que se usan para cada etapa, sin que ninguno sea exclusivo de cada una (1). Sin embargo, para el estadio II de la enfermedad, hay múltiples opciones que también suelen usarse en estadios más avanzados. En esta sección, se analizan los procedimientos que tradicionalmente se usan en pacientes en estadios IIa y IIb.

##### 2.4.2.2.1 Transferencia de tendón

Una de las técnicas comunes en esta etapa del desarrollo del PPAA es la *transferencia del tendón flexor largo de los dedos (TFLD)*. El TFLD y el TTP tienen una línea de tracción similar, haciendo que el TFLD sea el tendón de elección para el refuerzo o la sustitución del TTP cuando se diagnostica insuficiencia tendinosa (9,43,66). Silver et al. investigaron el equilibrio relativo y las excursiones de los músculos del pie y el tobillo, encontrando que el TFLD era casi 3 veces más débil en comparación con el TTP (67).



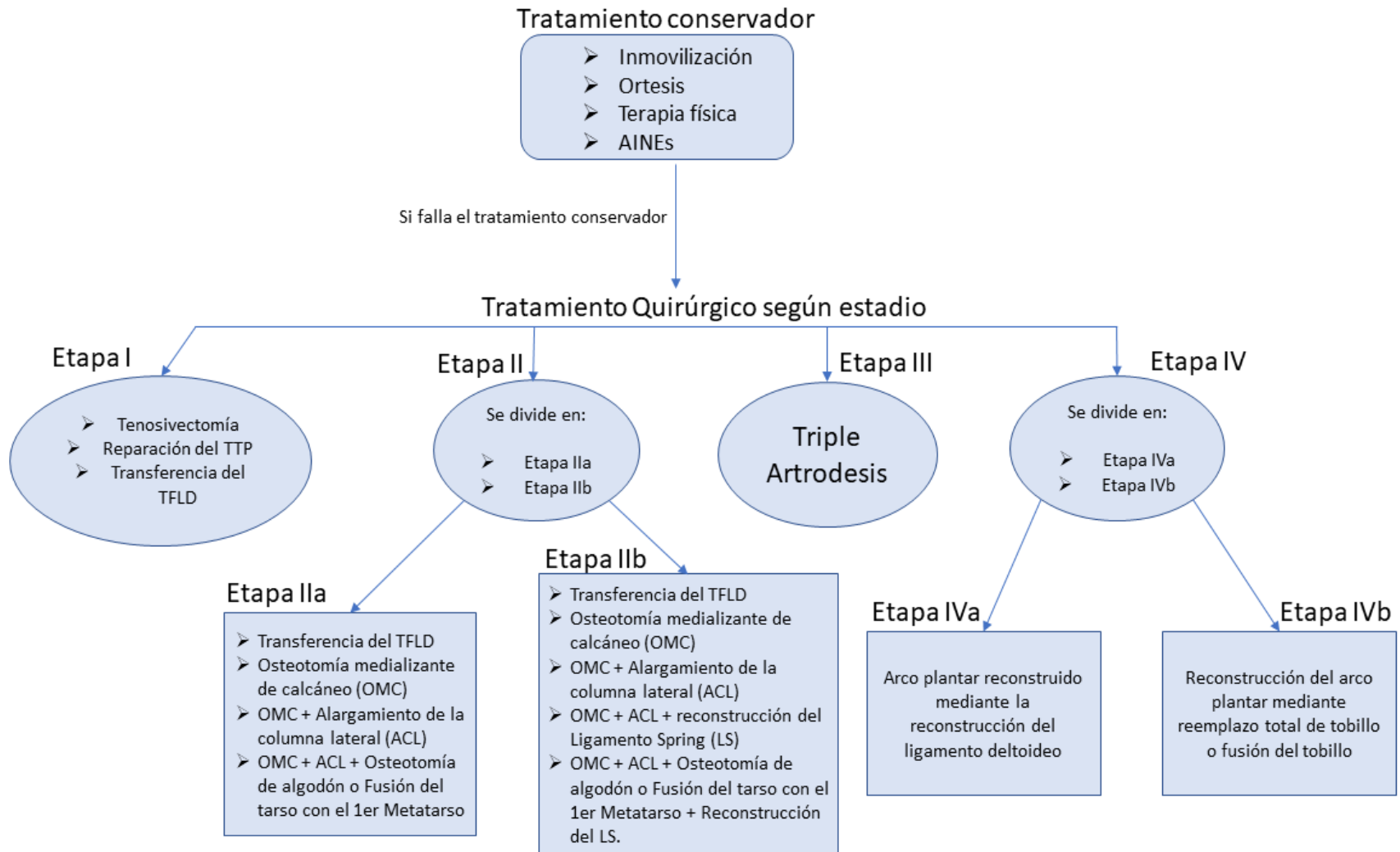


Figura 20: Esquema resumen de los principales procedimientos clínicos para el tratamiento del PPAA, según el estadio de la enfermedad (1)

Aunque se postula que el TFLD puede sufrir hipertrofia después de la transferencia, es poco probable que contrarreste el efecto del peroneo corto por sí sólo (68). Por lo tanto, se realiza una osteotomía medializante de calcáneo (se muestra más adelante) en combinación con transferencia de TFLD para mejorar la alineación y proteger la transferencia.

Es importante mencionar que el tensando excesivo del tendón para corregir la deformidad, puede conducir a un efecto de tenodesis y generar peores resultados (69). Chadwick et al. realizaron un estudio sobre 31 pacientes tratados con transferencia combinada del TFLD y osteotomía medializante de calcáneo para la deformidad como tratamiento del PPAA en estadio II con un seguimiento medio de 15 años (70). Se observó satisfacción completa en el 87% de los sujetos.

Aunque el tendón flexor largo del dedo gordo es sustancialmente más fuerte que el TFLD, no se suele utilizar para sustituir TTP. Un déficit más pronunciado en el sitio donante y un mayor potencial de lesión neurovascular, lo hacen una opción menos viable para la transferencia (52).

#### 2.4.2.2.2 Osteotomía de Calcáneo:

Otro de los procedimientos comunes en el tratamiento del PPAA es la *Osteotomía medializante de calcáneo* (Ver Figura 21). Este procedimiento corrige el valgo del talón a través del desplazamiento medial del calcáneo. Esto desplaza el eje de tracción del complejo gastrocnemio-sóleo medial a la articulación subtalar, produciendo un momento de inversión (71,72). Además de corregir la angulación en valgo del retropié, disminuye la tensión en las estructuras ligamentosas medianas, a saber, el ligamento *Spring* y el TTP. El desplazamiento medial del calcáneo genera adicionalmente un estiramiento de la fascia plantar y el restablecimiento de las fuerzas de inversión del sistema Aquiles-calcáneo-plantar, lo cual genera una reducción en las presiones sobre el arco longitudinal medial (5).



Figura 21: Ejemplo de Osteotomía medializante de calcáneo.

Originalmente descrito por Gleich en 1893, varios autores han informado resultados alentadores usando sólo este tratamiento (1,73,74,75), aunque se utiliza principalmente en combinación con otros procedimientos, incluida la transferencia del TFLD, como se comentó anteriormente y con el alargamiento lateral de la columna del pie.

#### 2.4.2.2.3 Alargamiento lateral de la columna del pie:

El alargamiento lateral de la columna se usa para corregir la abducción del antepié y para mejorar la falta de cobertura de la cabeza del astrágalo (76,77,78,79). Se utiliza generalmente en pacientes clasificados en el estadio IIb del PPAA, es decir, cuando hay alrededor de un 30% de descamación de la cabeza del astrágalo. El alargamiento lateral de la columna se puede realizar con una osteotomía en la cara anterior del calcáneo (80) (ver Figura 22) o mediante artrodesis de distracción en la articulación calcáneo-cuboidea, asociada a un menor rango de movimiento de la articulación tobillo-astragalina, aunque esta última ha mostrado resultados menos favorables (81).

La literatura clínica indica que, para lograr la corrección a través del alargamiento de la columna lateral, se requiere que el ligamento *Spring* esté intacto, con el fin de que éste actúe como una bisagra para permitir el alargamiento. El alargamiento lateral de la columna puede causar rigidez excesiva en el pie, eversión disminuida, fracturas de estrés en el quinto metatarsiano y dolor en el pie lateral (82,83,84,85).



*Figura 22: Ejemplo de alargamiento lateral de la columna del pie.*

En un estudio que comparó la transferencia del TTP con TFLD, la osteotomía medializante del calcáneo y el alargamiento lateral de la columna (26 pacientes) con transferencia de tendón y osteotomía medializante de calcáneo (22 pacientes),

la cohorte con alargamiento lateral de columna mostró mayor asociación con dolor lateral del pie en el 45% en comparación con el 17% del grupo sin alargamiento lateral de la columna (7). Aunque se cree que la cantidad de alargamiento afecta las presiones laterales del pie, no hay consenso sobre la cantidad correcta de alargamiento requerida para lograr la corrección sin alterar la presión lateral del antepié.

Un reciente estudio cadavérico evaluó el efecto del tamaño del injerto (6, 8 y 10 mm) sobre la corrección lograda y la cantidad de presión plantar lateral generada (85). Sus resultados mostraron que todos los tamaños de injerto (usando como cuña para generar el alargamiento), redujeron adecuadamente la abducción del antepié, pero también aumentaron persistentemente la presión plantar lateral.

Una de las principales limitaciones del estudio fue que no incluía la osteotomía medializante de calcáneo, que no solo se realiza comúnmente en asociación con el alargamiento lateral de la columna, sino que también se ha demostrado que aumenta la presión plantar lateral (86).

El efecto de la forma del injerto en los resultados de alargamiento de la columna lateral también ha sido estudiado. En un modelo cadavérico, Baxter et al. encontraron que un injerto con una conicidad más larga puede reducir la cantidad de presión lateral del antepié después de la corrección (87). Chan et al. (88) revisaron retrospectivamente 41 pacientes que se sometieron a reconstrucción de pie plano mediante el alargamiento lateral de la columna mediante una osteotomía de Evans (79). En este estudio compararon el ángulo de cobertura astrágalo – escafoideo preoperatorio y postoperatorio, el porcentaje de desobstrucción astrágalo – escafoideo, el ángulo metatarsiano del astrágalo y el ángulo de incongruencia lateral como indicadores de abducción del antepié. Evaluaron 14 variables demográficas e intraoperatorias incluyendo edad, altura, peso, índice de masa corporal, cantidad de alargamiento lateral de la columna, osteotomía medializante de calcáneo, tipo de injerto de alargamiento lateral de la columna, transferencia del TFLD, reconstrucción del ligamento *Spring*, osteotomía de algodón (se explica más adelante), primera fusión tarso-metatarsal y recesión gastrocnemio por asociación con abducción del antepié. Encontraron que la cantidad de alargamiento lateral de la columna era el único factor que afectaba significativamente el ángulo de incongruencia lateral, con 6.8° producido por cada milímetro de alargamiento lateral de la columna ( $p$ , 0.001). Dado el riesgo de sobrecarga lateral con sobre-corrección de alargamiento de columna lateral, Chan et al. sugieren que esto podría servir como una valiosa medición preoperatoria para la corrección adecuada de la abducción del antepié (88). En la figura 23 se muestra un ejemplo de alargamiento de columna, que incluye además una osteotomía de algodón.



*Figura 23: Ejemplo de Osteotomía de algodón y alargamiento de columna lateral del pie.*

En un esfuerzo por evitar los síntomas de la columna lateral asociados con el alargamiento lateral de la columna, Vander Griend describió una osteotomía rotatoria escalonada del calcáneo (89). La corrección se logra mediante la rotación del antepié con menos alargamiento. Sin embargo, la proximidad a los tendones peroneos, la posible lesión del paquete neurovascular medial y la pérdida de la fijación son preocupaciones potenciales con esta osteotomía. Demetracopoulos et al. realizaron un estudio sobre 37 pacientes que se sometieron a una osteotomía de corte escalonado para el tratamiento de la deformidad ocasionada por el PPAА adultos en estadio IIb, observando que hubo una mejoría significativa en los resultados del paciente, pero complicaciones que incluyen molestias en la columna lateral y lesión iatrogénica del tendón peroneo (p, 0,001) (90).

A pesar de ser una técnica común, los reportes evidencian un desconocimiento aún latente sobre las tensiones que se generan al utilizar esta técnica.

#### 2.4.2.2.4 Osteotomía de Algodón:

Este tipo de osteotomía se usa cuando el valgo del retropié no es tan evidente y la supinación del antepié es poco reducible. Consiste en realizar una apertura dorsal del primer cuneiforme, con lo cual se reestablece el apoyo del primer dedo (dedo gordo). Un ejemplo de este tipo de osteotomía puede apreciarse en la figura 23. En ausencia de artritis, hiper-movilidad u otra patología de columna medial, se puede realizar este procedimiento (91) para deprimir el primer dedo. Se realiza una primera fusión de artrodesis tarsometatarsiana o columna medial si hay cambios degenerativos, hiper-movilidad o hundimiento de la columna medial (92,93).

#### 2.4.2.2.5 Artrodesis Astrágalo – Calcánea:

La artrodesis astrágalo – calcánea o artrodesis subtalar (o subastragalina) implica la colocación de un implante en forma de tornillo en el tarso (astrágalo) sinusal entre las facetas media y posterior a través de una pequeña incisión lateral. Evita la excesiva eversión del retropié y la flexión - rotación plantar del astrágalo, restaurando así la alineación del retropié y corrigiendo la falta de cobertura astrágalo – escafoidea (94,95).

Aunque su uso en la deformidad de pie plano adquirida en adultos es controvertido, los estudios clínicos a mediano plazo han mostrado resultados alentadores (94,96). Una complicación común es el dolor persistente en el seno del tarso (zona entre el calcáneo y el astrágalo). Otras posibles complicaciones incluyen la fractura del implante, la luxación del implante, la reacción del cuerpo extraño y el desarrollo de quistes en el astrágalo (94,97).

Varios cirujanos actualmente incluyen este procedimiento dentro del abanico de opciones para un estadio II del PPAA, especialmente para aquellos pacientes que no cumplen con los requisitos o que tienen factores de riesgo adicionales, incluida la exposición al tabaco o la diabetes (1).

#### 2.4.2.2.6 Procedimientos complementarios

La supinación del antepié puede persistir después del tratamiento con otros procedimientos reconstructivos. En este sentido, el ligamento *Spring* ha recibido atención reciente tanto como una causa de deformidad de pie plano adulta como una estructura que debe abordarse al corregir la deformidad de abducción severa.

Deland recomendó la reconstrucción del ligamento *Spring* si la abducción del antepié permanece después del alargamiento lateral de la columna (11,98). También es recomendado si la corrección de la abducción del antepié requiere injertos excesivamente grandes en el alargamiento de la columna lateral. Desafortunadamente, el tamaño exacto del injerto que conduce a resultados deficientes o que requiere la reconstrucción del ligamento *Spring* sigue siendo desconocido.

La artrodesis escafoides – cuneiforme aislada también se ha descrito para el tratamiento de pacientes en quienes esta articulación representa el vértice de la deformidad (99). Además de la corrección de la deformidad, este procedimiento presenta la ventaja teórica de preservar el movimiento en las articulaciones

astrágalo – calcánea y calcáneo – cubioidea. Ajis y Geary realizaron un estudio en 33 pies (28 pacientes) que se sometieron a fusión escafoidea – cuneiforme aislada, 20 de los cuales tenían pie plano sintomático como la etiología subyacente. Se encontró una mejoría en el ángulo metatarsiano talar-primer lateral y en el ángulo de cobertura del astrágalo. El tiempo promedio para la unión fue de 1.7 semanas y la unión se produjo en el 97%, todos los cuales informaron mejoría en el dolor y la corrección de la deformidad (100).

### 2.4.2.3 Etapa III

Tanto la triple artrodesis como la doble artrodesis se han utilizado con éxito para tratar la deformidad rígida (101,27,102). El objetivo es lograr un pie plantigrado con un valgo de talón neutro a leve (alrededor de 5 °) y un antepié neutral.

Esto puede justificar una osteotomía medializante de calcáneo complementaria o una osteotomía de algodón, así como recesión del gastrocnemio o alargamiento del Aquiles. La triple artrodesis se ha realizado clásicamente mediante una técnica de 2 incisiones. Jeng et al (103). describieron un enfoque medial único para la triple artrodesis en un modelo de cadáver. El abordaje único se utilizó en 5 cadáveres, y el abordaje de 2 incisiones se utilizó en un solo cadáver, que sirvió como control. Los autores informaron una tasa de éxito del 90% en la capacidad de preparar las 3 articulaciones, con resultados comparables con la técnica de 2 incisiones (104).

La doble artrodesis implica la fusión de las articulaciones astrágalo – calcánea y astrágalo – escafoidea. Se cree que la articulación calcáneo – cuboidea previene la artritis de la articulación adyacente y elimina el riesgo de falta de unión (hasta el 20% se ha informado en la literatura) y el desarrollo de rigidez en la columna lateral móvil del pie (101,27). En la figura 24 se muestra un ejemplo de los dos tipos de artrodesis mencionados.



Figura 24: (Izq.) Ejemplo de triple artrodesis. (Der.) Ejemplo de doble artrodesis.

Pell et al. informaron sobre 111 pacientes tratados con artrodesis astrágalo – calcánea con un seguimiento medio de 5,7 años (mínimo, 2 años). La puntuación media de satisfacción del paciente fue de 8.3 de 10, la tasa de unión informada fue del 98% y el 91% de los pacientes informaron que volverían a someterse al procedimiento (102). Mientras que, después de la triple artrodesis, los pacientes informaron de incapacidad para adaptarse a un terreno irregular (105).

Otras complicaciones incluyen falta de unión, rigidez y mayor riesgo de deformidad progresiva del tobillo en valgo con insuficiencia deltoidea posterior y artritis de tobillo [5]. Las tasas medias de no unión oscilan entre el 10% y el 23% en la literatura, y afectan principalmente a la articulación astrágalo – escafoidea (27).

#### 2.4.2.4 *Etapa IV*

La deformidad generada por el PPAA en estadio IV se caracteriza por una deformidad caracterizada por una inclinación en valgus en el tobillo. Pueden ocurrir deformidades de tobillo flexibles y rígidas. En pacientes con deformidad flexible del tobillo, está indicada la reconstrucción del ligamento deltoideo. En un estudio con autoinjerto del tendón peroneo largo, la inclinación del valgo mejoró de 7.7° a 2.1° en el seguimiento de 9 años. El tobillo tenía un rango medio de movimiento de 40 ° y la alineación del retropié mostró un valgo medio de 4° (106). Jeng et al. describió una técnica de reconstrucción del ligamento deltoidea mínimamente invasiva con triple artrodesis en un grupo seleccionado de pacientes con deformidad en estadio IVa e inclinación de valgo mayor a 10° en imágenes preoperatorias (103). En el momento del seguimiento final (media, 36 meses), se consideró que 5 de 8 pacientes tenían un tratamiento exitoso, definido como  $\leq 3^\circ$  de inclinación del astrágalo y  $\geq 2$  mm de espacio articular lateral mantenido.

Otras técnicas, como la fusión o reemplazo del tobillo, junto con la corrección de la deformidad del pie plano, está indicada cuando hay una deformidad rígida (Etapa IVb). El reemplazo de tobillo está ganando popularidad en este contexto, debido a los pobres resultados de fusión astrágalo - tibial (107,108). Un ejemplo puede verse en la figura 25, en la cual se ha realizado la reconstrucción del tobillo y una artrodesis astrágalo – escafoidea.





*Figura 25: Ejemplo de reconstrucción de tobillo con artrodesis astrágalo – escafoidea.*

## 2.5 CONCLUSIONES

Aunque la comprensión de la deformidad causada por el PPAA ha evolucionado con los avances en investigación y tratamiento, sigue siendo un problema desafiante para los cirujanos, ya que no existe un consenso sobre el tratamiento. Los objetivos del tratamiento son aliviar los síntomas de los pacientes, corregir la alineación y preservar el movimiento cuando sea posible (1,5). El tratamiento quirúrgico está indicado después de intervenciones conservadoras fallidas o con empeoramiento de la deformidad. Los resultados de la artrodesis son generalmente deficientes, por lo que existe una tendencia generalizada hacia el manejo quirúrgico temprano y la corrección de la deformidad antes de la progresión de la deformidad y el establecimiento de la artritis (1,95).

Con lo anterior, actualmente se ha aceptado el uso de herramientas tecnológicas y el uso de modelos y herramientas computacionales, con el fin de ampliar el conocimiento tanto del desarrollo de la enfermedad como del efecto y consecuencias de los diversos tratamientos quirúrgicos que han sido planteados. Se han publicado varios modelos y representaciones del pie (Capítulo 3) con enfoques que van desde la clínica experimental hasta el modelado por computadora. Esta tesis sigue este camino, diseñando un modelo de pie humano que incluye la geometría de los principales tejidos relacionados con el desarrollo del pie plano adquirido en adultos, con la versatilidad suficiente para simular distintas condiciones y tratamientos quirúrgicos.

### 3 CAPÍTULO: MODELADO DEL PIE HUMANO: ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

---

#### 3.1 INTRODUCCIÓN

El pie humano es una estructura altamente compleja que apoya la actividad de locomoción bípeda y brinda el soporte necesario para adaptar el movimiento a diversos terrenos. Es una estructura que posee adaptaciones específicas de tejido y estructura que permite mantener décadas de actividad de alto impacto. Esta notable multi-función se basa en una estructura ósea robusta, envuelta en una compleja red de ligamentos, tendones, cartílagos y un importante grupo de músculos (35,37). Todos estos elementos deben funcionar coordinados para afectar el movimiento normal del miembro inferior (53). Sin embargo, a pesar de esta excelente adaptación, las estructuras de pie y tobillo tienen una vida condicionada. Existen muchas condiciones y variables que afectan las propiedades mecánicas del tejido, como el peso de la persona, las lesiones musculares y las enfermedades y patologías degenerativas (36).

La elevada complejidad del pie humano ha motivado el desarrollo de modelos y representaciones simplificadas desde distintos enfoques (clínico y biomédico). Éstos han facilitado el estudio y comprensión de la biomecánica del pie, así como el efecto de algunas patologías y procedimientos quirúrgicos sobre esta estructura, por supuesto con algunas limitaciones. En este capítulo, se presenta un resumen de los principales modelos usados hasta el momento para estudiar del pie humano normal y patológico, así como aquellos que evalúan el efecto estructural de cirugías correctivas tradicionalmente usadas en el tratamiento del PPAA.

#### 3.2 MODELADO DEL PIE HUMANO PARA APLICACIONES CLÍNICAS.

Los tejidos biológicos son complejas estructuras fibrosas con una orientación espacial específica y una respuesta mecánica anisótropa, caracterizados por una respuesta no lineal y, para el caso de los tejidos blandos, con grandes deformaciones (comportamiento hiperelástico y viscoelástico). Por lo tanto, la curva de histéresis que describe su comportamiento variará según la velocidad de aplicación de la carga (entre otros factores externos) (35,37). Esta complejidad propia del pie humano y la necesidad de estudiar y comprender las características de cada uno de los tejidos que lo componen, han motivado el desarrollo de modelos desde distintos enfoques: Clínico e ingenieril (109).

En el campo clínico, inicialmente los estudios fueron orientados a caracterizar los principales tejidos del pie, usando para ello modelos cadavéricos (110,111,112). Los modelos cadavéricos son ejemplos singulares, pero que ofrecen una idea realista del tejido y sus características (28). En los primeros años de la década de los 70's, se publicaron los primeros estudios que describen las propiedades mecánicas del hueso (113,114), asumidas hasta el momento similares a las de un material homogéneo e isótropo. Sin embargo, fue Huijskes en 1982 (115), quien descubrió que el hueso trabecular y cortical exhiben un comportamiento elástico lineal diferenciado. Adicionalmente, la orientación y la densidad de la estructura trabecular son factores importantes en la mecánica del hueso esponjoso. Existe una dependencia de las propiedades mecánicas del hueso esponjoso, según la ubicación anatómica y la función de la región ósea probada (116).

Con respecto a los tejidos blandos, son varios los estudios que describen las características biomecánicas de la fascia plantar, ligamentos, cartílagos y tendones (110,117,31). Según Wright (110), no hay diferencia histológica entre otras estructuras ligamentosas del pie y la fascia plantar. Este estudio buscó evaluar los elementos que soportan el pie, con base en las características mecánicas de la fascia plantar. El estudio incluyó disección del tejido y congelamiento, y permitió analizar la elongación de la fascia y el arco plantar con una masa hasta las 200 libras. Por su parte Huang en un estudio con modelos cadavéricos más completo, incluyó la fascia plantar, los ligamentos plantares y el ligamento *Spring*. El estudio fue realizado en 12 pies cadavérico con cargas de 230 (50 libras), 460 (100 libras) y 690 (150 libras) Newtons. Encontraron que la estructura que más contribuye a mantener el arco plantar es la fascia plantar, seguida de los ligamentos plantares y, por último, el ligamento *Spring*. Sin embargo, tomaron los ligamentos plantares (corto y largo) como una sola estructura. Este estudio menciona que, a pesar de quitar los 3 elementos, el pie mantiene una rigidez del 63%. Por lo tanto, sugiere que la estructura cartilaginosa apoya el soporte del pie ante carga (118).

Estos estudios han permitido caracterizar el tejido por separado, sin embargo, presentan limitaciones prácticas importantes, entre las que se destacan la imposibilidad de repetir los ensayos con el mismo tejido, el costo de los equipos de medición y la dificultad de mantener inalterado el tejido cadavérico durante los ensayos (31,29).

En ese sentido, con el avance de la capacidad de procesamiento de los computadores modernos, el uso del modelado por elementos finitos (EF) se ha mostrado como una opción importante para modelar estructuras complejas como el pie humano (25,28,29). La capacidad de evaluar las tensiones in vivo que se desarrollan dentro del pie humano durante escenarios clínicamente relevantes, mejora significativamente la

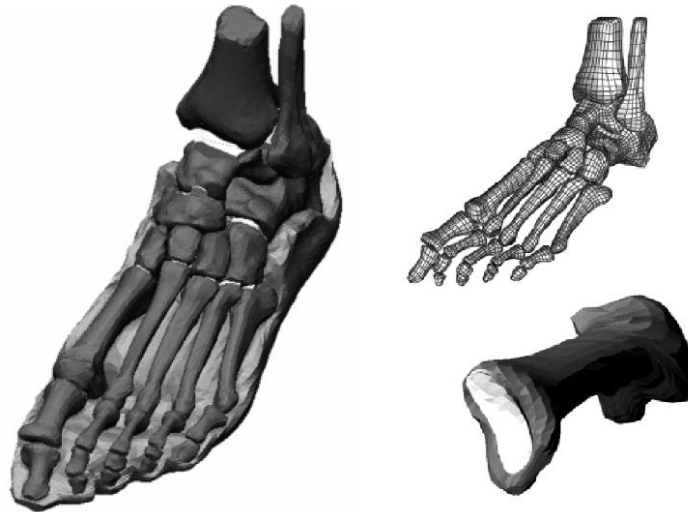
comprensión sobre la biomecánica del pie y las patologías relacionadas con el mismo. Además, la geometría compleja y el comportamiento mecánico no lineal de los tejidos del pie hacen que cualquier solución analítica sea prácticamente imposible sin simplificaciones significativas en términos de morfología y función (31).

Uno de los principales desafíos para la implementación del modelado EF en la práctica clínica diaria es el desarrollo de técnicas confiables y asequibles para el modelado específico del pie (119). Aunque la capacidad de utilizar cualquier técnica de modelado en la clínica se determina principalmente por su facilidad de uso, su naturaleza no invasiva y bajo costo, el potencial para mejorar realmente la práctica clínica está determinado en gran medida por la precisión y relevancia que la información puede proporcionar (30). El modelado por EF es un poderoso método numérico que pueda utilizarse para resolver problemas con geometría complicada, incluyendo propiedades del material y variaciones de carga (120). Por lo tanto, no es sorprendente que la literatura actual sea rica en elaborados análisis por EF sobre el pie y su biomecánica (31,109). En este capítulo se mencionan sólo algunos ejemplos relevantes y directamente relacionados con el objetivo de esta tesis, ya que hay extensa literatura de revisiones en este tema que pueden ser consultadas por el lector interesado (28,31,121).

Los modelos por EF del pie se reconstruyen generalmente a partir de imágenes de Tomografía Computacional (CT), en la que se puede observar la geometría de los huesos o por Resonancia Magnética (IRM), ideal para observar los tejidos blandos (81,122). Esta reconstrucción implica la segmentación de diferentes tejidos en una serie de imágenes que corresponde a diferentes secciones o cortes del pie (122). En la mayoría de los casos este proceso se realiza manualmente o mediante procedimientos semiautomatizados y el uso de software especializado. Por esta razón, el proceso de reconstrucción resulta en una tarea laboriosa dependiente de la calidad de la imagen y el tipo de imagen (31). Uno de los primeros 3D reconstruidos usando imágenes de CT, fue propuesto en 2002 por Camacho et al. (122). Este modelo fue uno de los primeros modelos detallados que incluyó la geometría de los cartílagos. Los modelos anteriores carecían del nivel de detalle adecuado para modelar el comportamiento biomecánico del pie mediante técnicas computacionales como los elementos finitos (Ver figura 26). Ese mismo año, Gefen et al. (123,124) diseñaron un modelo de pie por elementos finitos 2D de la estructura del pie en apoyo simple (Midstance) para evaluar la distribución de las tensiones en el tejido blando plantar ubicado bajo la cabeza de los metatarsos mediales. La evaluación se realizó simulando pies normales y diabéticos. En este modelo se consideraron los tejidos como materiales homogéneos, isotrópicos y elásticos, con relaciones no lineales para los ligamentos, la fascia y el tejido plantar.

Es importante mencionar que, la dificultad propia del proceso de reconstrucción lleva a que los modelos actualmente publicados en la literatura simplifiquen la geometría

de los tejidos que no son de interés directo para su estudio (30). Por ejemplo, reemplazar los cartílagos como superficies de contacto (125), o los ligamentos o fascia plantar como elementos barra (estructura simple unidimensional puramente deformable) (124,126).



*Figura 26: Modelo generado por Camacho et al. (121) que incluye la geometría de los huesos, el tejido blando plantar y los cartílagos.*

Cheung et al. en 2005 presentaron un modelo que considera los cartílagos como superficies de contacto. Diseñado a partir de reconstrucción 3D de imágenes MRI, incluyeron la fascia plantar y 72 ligamentos, representados como elementos barra (puramente deformables). Los tejidos blandos (piel y tejido graso) fueron modelados como un material hiperelástico, mientras que el hueso fue considerado como un material homogéneo. En este estudio se modela la fase de apoyo simple de la marcha (Midstance) y se realiza la validación del modelo mediante la comparación de la huella plantar con mediciones reales (127).

El éxito de estas representaciones está en el modelado biomecánico de los tejidos del pie. Al tratarse de una herramienta matemática, el modelado por EF es altamente dependiente de los parámetros usados. Por lo tanto, no basta con tener una geometría adecuada del pie (reconstrucción por imágenes), sino además incluir parámetros que describan adecuadamente el comportamiento biomecánico de los tejidos incluidos (128). En ese sentido, son de resaltar los estudios experimentales que se han desarrollado, orientados a caracterizar el comportamiento biomecánico de los tejidos del pie. Wright, en 1968 (110) realizaron uno de los primeros estudios relacionados con las propiedades biomecánicas de la fascia plantar. Éste se realizó sobre tejido cadavérico. Concluyen que las propiedades elásticas de la fascia pueden ser aplicadas a los ligamentos del pie, dado que no encuentran diferencias histológicas

importantes. Por su parte, Currey et al. en 1970, Evans en 1973 y luego Huiskes en 1982 caracterizaron la biomecánica del tejido óseo (113,114,115), mostrando las diferencias estructurales del hueso dependiendo de su ubicación, así como las diferencias sustanciales entre el hueso cortical y trabecular.

Recientemente, estudios más detallados sobre los tejidos directamente relacionados con el desarrollo del PPAA y otras patologías que afectan la estructura del pie se han realizado. En 2012, Sakalauskaitė et al. (117) realizaron un estudio orientado a evaluar las propiedades viscoelásticas de la fascia plantar y el tendón de Aquiles con respecto al arco plantar. Además, analizaron la relación entre las propiedades mecánicas de la fascia y el tendón de Aquiles (129). Este estudio reveló que la fascia plantar de los pies relajados con arco normal es más elástica que la fascia de los pies con arco bajo, con lo cual, se descubrió una relación muy fuerte entre la fascia plantar y las características mecánicas del tendón de Aquiles. En 2014, Forestiero et al. (130) analizaron el comportamiento biomecánico de los ligamentos del retropié, incluyendo el tendón tibial posterior. Este modelo es uno de los pocos existentes en la literatura que incluyen una diferenciación entre el tejido trabecular y cortical del hueso. Sin embargo, las uniones cartilagosas entre las articulaciones fueron representadas como pares de contacto. Los resultados obtenidos son llamativos, dado que las simulaciones son consistentes con las comparaciones realizadas con datos experimentales. Por su parte, en 2016, Robinson et al. (131) publicaron un estudio que evalúa las propiedades del cartílago normal y osteo-artrítico (132). De este estudio se resalta la comparación que realizaron de los distintos modelos no-lineales que comúnmente se usan para modelar el comportamiento del cartílago: Neo-Hookeano y Yeoh, con respecto al área de contacto, fuerza y presión.

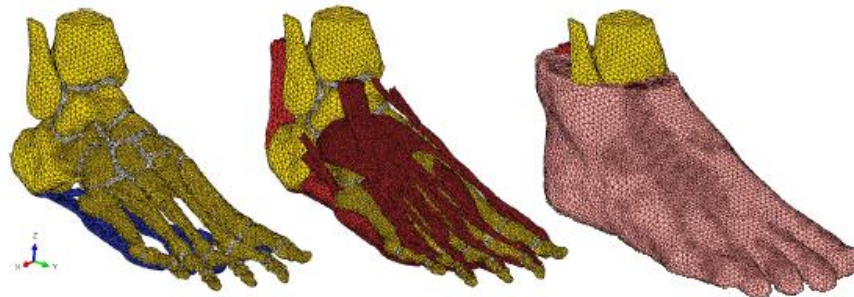
Estas características biomecánicas de los tejidos, evaluadas experimentalmente, son incluidas desde entonces en los modelos computacionales del pie. Uno de los primeros modelos en incluir detalladamente características biomecánicas de los tejidos fue Wu, en 2007 (133). El objetivo de este estudio fue desarrollar un modelo por EF anatómicamente detallado del arco longitudinal plantar medial y lateral (en 2D), y que permita evaluar las tensiones en el hueso resultantes de la fasciotomía plantar y las principales lesiones del ligamento plantar. Modelan los cartílagos como un material hiper-elásticos, usando un modelo Neo-Hookeano. Sin embargo, los tendones son modelados como elementos barra y la geometría de la fascia y tendones no es detallada. A pesar de ello, es una primera aproximación importante, con resultados fieles a la realidad, dado que se realizó una comparación con imágenes de pacientes reales durante la validación del modelo.

Años más tarde, Tao et al. (29) proponen un modelo por EF para el estudio de la biomecánica del pie, que incluyó los ligamentos y fascia (como elementos barra). Los

tejidos fueron modelados como homogéneos, isótropos y linealmente elásticos. En este artículo se muestran algunas alternativas de validación del modelo, incluyendo la comparación de la deformación generada por el modelo, con imágenes de RX de los pacientes, así como por la huella plantar y captura de imagen por marcadores.

Más recientemente, ya en 2014, Wong et al. (134) proponen un modelo por elementos finitos de pie para evaluar el efecto de la hipermovilidad articular en carga de las articulaciones metatarso-cuneiforme y metatarsfalángica a través de una reducción de la rigidez de los ligamentos del pie. El hueso fue considerado como un elemento homogéneo e isotrópico, mientras que los tendones y ligamentos fueron considerados como elementos puramente deformables (elementos barra).

Finalmente, en 2015 Morales et al. (25) diseñaron uno de los modelos por EF más completos registrados en la literatura. Este modelo es la base sobre la cual parte esta tesis. Este modelo incluye la diferenciación entre hueso cortical y trabecular, así como la geometría de la mayoría de los tendones y músculos del pie humano, modelados de acuerdo con las características biomecánicas encontradas de modo experimental a partir de ensayos de tracción con tejidos cadavéricos. En la figura 27 se muestra una imagen del modelo generado.



*Figura 27: Representación generada en el modelo de Morales et al. (24) se muestran las distintas capas incluidas en el modelo: Sistema óseo, Músculos – tendones y piel.*

Recientemente, se han propuesto modelos más sencillos, con la finalidad de generar en poco tiempo, representaciones personalizadas para el diseño de plantillas y zapatos especializados para la corrección o tratamiento de un paciente. Un ejemplo de ello es el modelo propuesto por Telfer et al. en 2016 (135). Se trata de una representación por EF muy simplificada y personalizada, que permite evaluar la presión plantar en el antepié, orientada a mejorar el diseño de plantillas y zapatos para personas con pie diabético. Lo llamativo de este tipo de representaciones es que logran mejorar los tiempos de cómputo con respecto a otros modelos similares, sacrificando el detalle y el realismo de los complejos y robustos modelos como el diseñado por Morales (25).

Son numerosos los modelos propuestos para el estudio del pie humano, desde representaciones experimentales usando pies cadavéricos, hasta complejos y robustos modelos computacionales por EF. La tendencia actual es usar este tipo de representaciones para estudiar y mejorar la comprensión clínica de diversas patologías (109). En esta tesis, una de las tareas es diseñar un modelo que permita estudiar el desarrollo del PPAA. Por lo tanto, en el siguiente apartado se muestran los modelos y representaciones que se han publicado hasta la actualidad, relacionadas con este tema.

### 3.3 MODELOS PARA EL ESTUDIO DEL PPAA

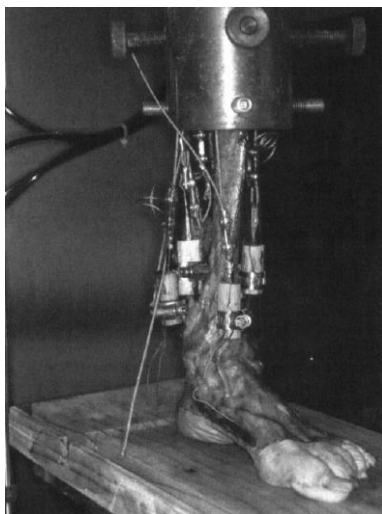
Además de los estudios diseñados para caracterizar la biomecánica de los tejidos y estructuras estabilizadoras del arco longitudinal medial y lateral del pie, que se comentaron anteriormente (110,113), varios autores han propuesto modelos de análisis y pruebas, basados en pies cadavéricos. Esta representación utiliza como ejemplo pies “muestra”, sobre los cuales realizan diversos ensayos experimentales, con el fin de comprender el desarrollo y evolución del pie plano en adultos. Por otro lado, está el desarrollo de modelos computacionales, orientados a simular el desarrollo de la patología. En esta sección, se muestra el estado del arte de los dos enfoques comentados.

#### 3.3.1 Estudios sobre pies de cadáveres:

El estudio del PPAA aparece de la motivación clínica de comprender la patología y mejorar con ello los tratamientos utilizados. Por esta razón, los primeros modelos orientados a estudiar esta deformidad tienen un corte experimental, y fueron investigados por médicos y especialistas en ortopedia y traumatología. Uno de los primeros estudios publicados, fue realizado por Huang et al. en 1993 (118). Los autores realizan una evaluación biomecánica de la estabilidad del arco longitudinal plantar, enfocándose en definir cuál es la contribución relativa de algunas estructuras en la estabilización del arco. Se destacan la fascia plantar, el ligamento *Spring*, y los ligamentos plantares; es decir, las estructuras estabilizadoras pasivas del arco longitudinal medial (8). En este estudio, realizado sobre 12 pie cadavéricos, encontraron que la principal estructura que estabiliza el arco longitudinal es la fascia plantar, seguida de los ligamentos plantares y el ligamento *Spring*. Sin embargo, consideran los ligamentos plantares como una sola estructura durante la prueba. Estos hallazgos tienen especial relevancia, pues anteriormente se asumía que era el tendón tibial posterior el mayor responsable de mantener la estabilidad del arco medial (6,7,9,12,38).



Más tarde, en 1998, Kitaoka et al. (136) realizaron un estudio con el fin de observar los cambios que se generan en un pie plano, con respecto a un pie normal, principalmente relacionadas con cambios en la orientación del astrágalo, calcáneo y primer metatarso. Se usaron 11 pies cadavéricos. Luego, en 2001, Chu et al. (137) realizaron un estudio, cuyo objetivo fue determinar cómo afecta la aplicación de fuerza muscular sobre la deformidad del pie plano, en la fase de apoyo simple de la marcha (Midstance). Este modelo alteró distintos músculos, entre ellos los flexores de los dedos y los músculos peroneos. Sin embargo, sólo lograron la deformación del PPAA, cortando (dañando) el ligamento *Spring* y la fascia plantar. Esto muestra la importancia de estos dos elementos estabilizadores estáticos en el desarrollo del PPAA (8,137). Adicionalmente, concluyen que el tendón de Aquiles ejerce una fuerza deformadora, favoreciendo la amplitud del arco plantar. En la figura 28, puede observarse el montaje experimental usado para en este estudio.



*Figura 28: Montaje experimental utilizado en el estudio de Chu et al. (136) sobre un pie de cadáver.*

Finalmente, Blackman et al. (138) validaron un modelo cadavérico de PPAA. Afectaron tendones y ligamentos para generar la deformación. Adicionalmente, evaluaron el efecto de re-tensionar el tendón de Aquiles. Ellos observaron que el aumento en la tensión de este tendón aumenta la deformación del pie, específicamente en la caída del arco longitudinal medial y la abducción del antepié. Este efecto es importante, pues el tendón de Aquiles y la fuerza que ejerce se han estudiado poco. Esta relación fue analizada también por Sakalauskaitė (117).

En la literatura se han encontrado modelos biomecánicos que obedecen a datos experimentales tomados de pies cadavéricos, pero que son incluidos en sistemas

de ecuaciones que modelan la dinámica del pie. En este sentido, Arangio en 1998 (139), realiza un estudio en el cual se evalúa la variación de la altura del arco plantar, con y sin fascia plantar. Usan un modelo biomecánico, poco detallado. Confirma los hallazgos de Huang et al. (118), con respecto al aporte de la fascia en el soporte del arco plantar. Este mismo modelo, fue usado posteriormente para estudiar el efecto de los músculos, tendones y ligamentos sobre el pie humano. Este modelo muestra que, a medida que los músculos reducen la fuerza en los ligamentos de soporte en cada una de las articulaciones, disminuye la tensión en la fascia plantar, y que este efecto es más pronunciado cuando el centro de gravedad del cuerpo se mueve hacia delante (140). Finalmente, en 2009, Arangio et al. (141) utilizan el modelo biomecánico que han propuesto previamente, para analizar el efecto del debilitamiento del tendón tibial posterior sobre el arco plantar. Además, evalúan el efecto de la osteotomía medializante de calcáneo y la transferencia del ligamento flexor largo de los dedos, sobre la tensión generada en el arco longitudinal al afectar el TTP. Encontraron que la disfunción del tendón tibial posterior produce una mayor carga en el arco medial, lo que puede hacer que el pie se aplaste. Una osteotomía del calcáneo de desplazamiento medial de 10 mm disminuye sustancialmente la carga en el primer metatarsiano y el momento en la articulación talo-escafoidea y aumenta la carga en el quinto metatarsiano y la articulación calcáneo-cuboides. Agregar la transferencia del tendón flexor de los dedos a la osteotomía medializante de calcáneo tiene sólo un pequeño efecto en el pie plano, según este estudio (141). Este análisis será ampliado en la sección 3.3, en la cual se muestra el estado del arte de los modelos diseñados para estudiar el efecto de procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA.

### 3.3.2 Modelos computacionales:

A pesar de que hay muchos registros de modelos computacionales para el estudio biomecánico del pie humano, los modelos orientados al estudio del pie plano son relativamente recientes. Una de las primeras propuestas relevantes en este tema fue publicado en 2007 por Wu et al. (133), quienes desarrollaron un modelo por EF anatómicamente detallado del arco longitudinal plantar medial y lateral. Como se mencionó anteriormente, este modelo permitió investigar el estrés óseo resultante de la fasciotomía plantar y las principales lesiones del ligamento plantar.

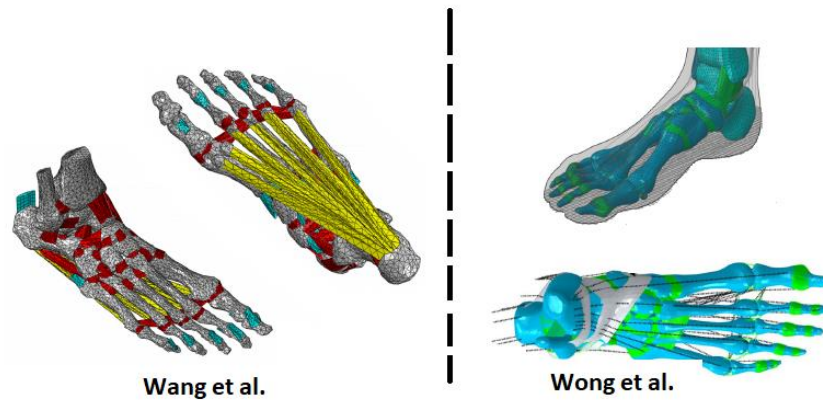
Tal vez uno de los modelos más relevantes para el objetivo de esta tesis fue publicado en 2010 por Tao et al. (142). Los autores diseñaron un modelo por EF que permitió evaluar las contribuciones relativas de la fascia plantar y los ligamentos plantares en la estabilidad de arco plantar. La fascia y los ligamentos plantares fueron modelados como elementos puramente deformables y el hueso fue considerado como una estructura homogénea. A pesar de estas

simplificaciones, los resultados son importantes para la discusión de esta tesis. Adicionalmente, el modelo de Tao et al. mostró que la fascia plantar es el elemento más importante en el mantenimiento del arco, mientras que el ligamento *Spring* evita las rotaciones en los huesos del tarso, mientras que el papel de los ligamentos plantares es complementario. Los hallazgos y conclusiones de este artículo coinciden con las conclusiones obtenidas por Huang et al (118). en el estudio que realizaron sobre pies de cadáveres.

Años más tarde, como parte de su tesis de doctorado, Spratley et al (17). diseñaron y validaron un modelo de pie plano específico de paciente. Ajustaron el modelo para compararlo con 6 pacientes de diferentes condiciones de peso. El modelo incluye varios ligamentos articulares, y considera como elementos barra tanto la fascia como los elementos estabilizadores estáticos y dinámicos del arco plantar. Es una buena aproximación simple para estudiar la patología. Especialmente, la deformación ósea. Sin embargo, la simplificación que hacen sobre los tejidos blandos (elementos barra), dificulta el estudio de tensiones y alteraciones en la presión que se ejerce sobre ellos con la evolución de la patología. Por su parte, Zhang et al. (143) publicaron un estudio orientado a evaluar la rotación y la traslación de cada una de las articulaciones del retropié, con el fin de comparar la respuesta de carga en pies sanos con la de la etapa II de disfunción del tendón tibial posterior (PTTD) mediante el análisis tridimensional. Ellos observaron que la inestabilidad articular ocurrió en el retropié en condición simulada de soporte de peso en pacientes con pie plano PTTD en etapa II. El método utilizado en este estudio podría aplicarse al análisis clínico de la etiología y la evolución del pie plano PTTD, y puede informar los análisis biomecánicos de los efectos de la cirugía del pie en el futuro (143). Sin embargo, el modelo es simple y no incluye la biomecánica de los tejidos blandos.

Recientemente, en 2015, Wang et al. (22,144) publicaron un modelo complejo por EF que permite simular la dinámica del PPAA, y algunos procedimientos quirúrgicos (Ver figura 29 – Der.). Realizan la validación mediante la huella plantar y modelan los ligamentos y fascia tanto como elementos barra como elementos tridimensionales, aunque sin seguir fielmente la anatomía del tejido. A pesar de representar varios de los signos de la deformación generada por el PPAA, el estudio no presenta resultados de tensión sobre estos tejidos. Además, no incluye el TTP ni los tendones peroneos, lo cual limita el aporte clínico de este modelo, pues la acción de estos tejidos estabilizadores dinámicos del arco plantar resulta fundamental para modelar la deformidad y caracterizar el aporte de cada tejido en el mantenimiento de la estructura (1).

Finalmente, uno de los modelos más recientes del PPAA (sin incluir estudio de procedimientos quirúrgicos) fue propuesto en 2017 por Wong et al. (145) (Figura 29 – Izq.). Esta propuesta modela el efecto de la tendinopatía del tibial posterior, simulado como descarga del tendón. El objetivo central fue la evaluación de la transferencia de carga y la tensión de los ligamentos, así como otras deformidades generadas por la tendinopatía. El modelo pudo representar el aumento en la tensión de las articulaciones de la columna lateral del pie, así como en las articulaciones astrágalo - escafoidea y calcáneo - cuboidea. Tendones y fascia fueron modelados como elementos barra y el hueso como un tejido homogéneo. El modelo fue validado mediante la comparación de la huella plantar con un caso normal.



*Figura 29: Ejemplo de dos modelos recientemente publicados para el estudio del PPAA. Imágenes adaptadas de (21) y (144).*

### 3.4 MODELOS PARA ESTUDIAR EL EFECTO DE CIRUGÍAS CORRECTIVAS PARA EL PPAA

La disfunción del tendón tibial posterior, ahora mayormente conocida como pie plano adquirido en adultos, abarca un conjunto de deformaciones que implican la pérdida de la altitud y alargamiento del arco longitudinal medial y lateral, causado por una alteración en los tejidos estabilizadores estáticos (fascia plantar, ligamento *Spring*, ligamentos plantares) y dinámicos (tendón tibial posterior, tendones peroneos, tendones flexores, etc.) del arco plantar (4,12,41,146).

Los signos y síntomas del paciente varían con la causa exacta y la etapa, pero por lo general inicialmente incluyen dolor en el tobillo y el retropié medial y la hinchazón a lo largo del tendón tibial posterior. Con la progresión, hay deformidad física y radiográfica del valgo del retropié, abducción del mediopié y supinación del antepié. El

tobillo valgo está presente en etapas posteriores a medida que el ligamento deltoideo se vuelve insuficiente (147).

Si bien las ortesis y los aparatos ortopédicos son la base del tratamiento no quirúrgico, se ha prestado mucha atención a la optimización del tratamiento quirúrgico, incluidas las transferencias de tendones, osteotomías y artrodesis de las articulaciones del retropié (1,5). Al igual que en la sección anterior, en la literatura se encuentran dos grandes enfoques de modelos que han tratado de simular y representar el efecto de los tratamientos quirúrgicos sobre el pie plano: Estudios sobre pies de cadáveres y modelos computacionales, los cuales se aplican a continuación:

#### 3.4.1 Estudios sobre pies de cadáveres:

Distintos modelos y ensayos experimentales sobre pies cadavéricos han sido publicados, en los cuales, se evalúa el impacto y efecto de algunos de los procedimientos quirúrgicos más usados en el tratamiento del PPAA. Los primeros intentos para corregir la deformación generada por el PPAA involucraron una osteotomía medializante de calcáneo (OMC) (148,149), en ocasiones complementada con transferencia del tendón flexor largo de los dedos (TFLD) (73,150). Vora et al. (151), en un modelo de cadáver, mostraron que la OMC con transferencia del TFLD fue suficiente para corregir un pie plano flexible, pero no un pie plano rígido.

Zanolli et al. (152), por su parte, usaron modelos de cadáveres para simular el potencial de corrección de la deformidad de seis combinaciones diferentes de transferencias de tendones y osteotomías para corregir el PPAA flexible. Los resultados demostraron que el poder corrector de la deformidad de un alargamiento de la columna lateral (ACL) fue superior a la OMC y transferencia de TFLD. Este estudio reportó que la combinación de OMC, transferencia de TFLD y ACL produjo una mejora significativa en los resultados informados por los pacientes (153), específicamente en pacientes menores de 50 años. Sin embargo, posterior al ACL, se evidenciaron sobrecargas de la columna lateral y un aumento de la presión plantar sobre los modelos de cadáveres estudiados (152). El estudio finalmente indicó que la reparación del ligamento *Spring* no aporta significativamente a la deformación, más allá que lo que ofrecen los procedimientos sobre la estructura ósea (85).

El PPAA rígido se trata con mayor frecuencia con una artrodesis triple a través de abordajes duales (111). Sin embargo, recientemente se han popularizado dos técnicas modificadas que implican la fusión de las articulaciones astrágalo – calcánea y astrágalo – escafoidea (101,154). Si bien la técnica de dos incisiones ha demostrado tener éxito, el enfoque solo medial para fusionar las articulaciones

astrágalo – calcánea y astrágalo - escafoidea ha mostrado resultados menos favorables, junto con la posibilidad de una mayor desvascularización del astrágalo (155).

En 2014, Chen et al. (156) realizaron un estudio sobre 16 cadáveres, con el cual analizaron el efecto que tienen las artrodesis del retropié sobre el mantenimiento del arco plantar. La evaluación se realizó mediante la valoración y registro de la presión plantar de cada modelo (Ver Figura 30). Este estudio concluye que la triple artrodesis proporcionó el mayor soporte para ambos arcos; mientras que la artrodesis doble parece ser similar a la artrodesis astrágalo - escafoidea en el apoyo del arco medial; así como similar a la artrodesis calcáneo – cuboidea con respecto al soporte del arco lateral; la artrodesis astrágalo - calcánea fue menos efectiva en el soporte de ambos arcos (156).



*Figura 30: Esquema utilizado por Chen et al. (155) para realizar la comparación del efecto sobre la presión plantar de los distintos tipos de artrodesis. Se muestra la imagen de Rx. de los procedimientos realizados sobre los modelos de cadáver.*

Más tarde, en 2016, realizaron un nuevo estudio, ahora orientado a evaluar el efecto sobre las articulaciones adyacentes de las artrodesis simple, doble y triple. El análisis estuvo basado en el rango de movimiento de estas articulaciones antes y después de la artrodesis, para determinar el grado de afectación de este procedimiento sobre las demás articulaciones (111). El mismo año, Hutchinson et al. (157) realizan una evaluación clínica extensa sobre el efecto de la artrodesis subastragalina (astrágalo – calcánea). Si bien la artrodesis de la articulación subastragalina exitosa proporciona alivio del dolor (100), se deben considerar las alteraciones resultantes en la biomecánica del tobillo, ya que este procedimiento puede predisponer el retropié y la articulación tibio-astragalina a cambios acelerados degenerativos (158). Se usaron 7 pies cadavéricos y se probó cada uno en condición de carga si alteración. Luego, se probaron tanto la artrodesis

subastragalina aislada, como combinada con la artrodesis astrágalo - escafoidea y finalmente la triple artrodesis. Este modelo de cadáver mostró que la fusión de la articulación subastragalina parecía ejercer una influencia dominante sobre la carga del tobillo (157). Estos hallazgos merecen consideración en el tratamiento del retropié artrítico y también en la definición de objetivos biomecánicos para la artroplastia de tobillo en el contexto de la degeneración o artrodesis del retropié.

Los efectos sobre la articulación subastragalina también fueron estudiados por Patrick et al. (159), quienes usaron modelos de pies de con el objetivo de comparar la presión que se genera sobre esta articulación por la Osteotomía medializante de calcáneo y la Osteotomía Z de calcáneo. El estudio mostró que no hay diferencias significativas entre estos dos procedimientos.

Finalmente, en 2017, Zhou et al. (112) publicaron un análisis biomecánico de la osteotomía de alargamiento de la columna lateral (ACL) del pie sobre un modelo cadavérico con estadio II de PPAA. Concluyen que la osteotomía de ACL evita el daño de la articulación subastragalina y tiene un buen efecto en la corrección de la deformidad generada por el PPAA en la etapa IIb, con un alargamiento de 3 mm de la columna lateral del pie. Alargamientos superiores aumentan considerablemente la presión sobre las articulaciones y no mostraron resultados significativamente diferentes al caso de alargamiento de 3 mm.

Como se mencionó en la sección anterior, en la literatura se encuentra un modelo biomecánico publicado por Arangio et al. (139), que se basan en datos experimentales (marcadores), para incluirlos en un modelo matemático que simula la biomecánica del pie (ver figura 31). Este modelo ha sido usado para evaluar el efecto de la osteotomía medializante de calcáneo sobre el arco longitudinal plantar (160), el efecto de la artrodesis subastragalina (161), y por último, en 2007, un estudio en el cual se analiza el efecto del alargamiento de la columna lateral del pie, en el tratamiento del PPAA (162). Concluyen que el tratamiento reduce la carga y aplanamiento del arco longitudinal medial, llevando la presión de los dedos sobre el suelo a valores cercanos a los de un caso normal. Todos los artículos de Arangio et al. han sido evaluados con respecto a la presión plantar (139,141,160,161,162).



*Figura 31: Esquema usado para el diseño del modelo propuesto por Arangio et al. (140) en los estudios mencionados.*

### 3.4.2 Modelos computacionales:

A pesar del realismo que ofrecen los ensayos experimentales usando modelos cadavéricos, su uso requiere de altas inversiones en equipos y un número considerable de piezas para realizar las pruebas que se plantean en un estudio, adicional a la complejidad propia del manejo del tejido y el mantenimiento de sus características biomecánicas durante los ensayos (142). Pocas veces se usan modelos de pies de personas que sufrían de PPAA antes de su muerte. Generalmente se usan modelos sanos, sobre los cuales se realizan las pruebas (111,112,138).

Todas estas limitaciones, llevan al actual auge de los modelos computacionales, para modelar y simular distintas condiciones clínicas de interés. Existen varios estudios orientados a evaluar las estrategias quirúrgicas usadas para corregir la deformación generada por el PPAA. En esta sección, se muestra un resumen del estado del arte de los modelos que hasta la fecha se han publicado sobre este tema, el cual lleva aproximadamente apenas una década de evolución.

Uno de los primeros modelos que se encuentran en la literatura académica fue propuesto por Lewis en 2008 en su tesis de doctorado (163). Propone un modelo por elementos finitos con un objetivo similar al de esta tesis. Sin embargo, el modelo no incluye los tejidos blandos del pie, ni los cartílagos. Enfoca la valoración sobre el análisis de la deformación del pie plano con base en la huella plantar. De esta forma, analiza el efecto de algunos procedimientos quirúrgicos, como la Osteotomía Medializante de Calcáneo, Artrodesis Astrágalo - escafoidea y artrodesis astrágalo - calcánea. Sin embargo, el modelo no permite evaluar tensiones sobre los tejidos ni sobre las articulaciones del antepié, dado que no incluye la anatomía de las falanges del pie. A pesar de las limitaciones del modelo,



es una primera aproximación importante que mostró el potencial de la simulación computacional como herramienta de apoyo a la actividad clínica, especialmente en la valoración los procedimientos quirúrgicos.

En 2011, Iaquinto et al. (14) diseñaron un modelo en SolidWorks que incluyó tendones y fascia plantar. Este modelo fue usado para evaluar el efecto de la OMC, Osteotomía de Evans, alargamiento de la columna lateral y combinación de ellas. Concluyen que la OMC tiene mayor efecto sobre el retropié que los otros métodos, mientras la Osteotomía de Evans y el alargamiento de la columna lateral actúan fundamentalmente sobre el medio y antepié. Además, mostró una elevación en la tensión articular calcáneo - cubiodesa con la osteotomía de Evans. Sin embargo, el modelo presentado no incluye una descripción adecuada de las características biomecánicas de los tejidos. Los tejidos blandos se incluyen como vectores deformables unidimensionales, por lo tanto, no les permitió valorar la tensión generada sobre los ellos.

Más tarde, en 2013, fue publicada por Spratley una tesis de doctorado (17) de la cual se derivan 2 artículos (24,164), que muestran un modelo de PPAA por EF que permite evaluar el efecto de algunos procedimientos quirúrgicos, como la OMC y la Osteotomía de Evans (Ver Figura 32). El modelo incluye el tejido óseo como una estructura homogénea y los tejidos blandos como elementos barra. El modelo es diseñado en SolidWorks. Este modelo mostró resultados de las tensiones generadas sobre la fascia, ligamento *Spring* y deltoides similares a las encontradas en modelos de cadáveres, mostrando con ello la relevancia de esta estrategia como herramienta de apoyo en el estudio del PPAA.



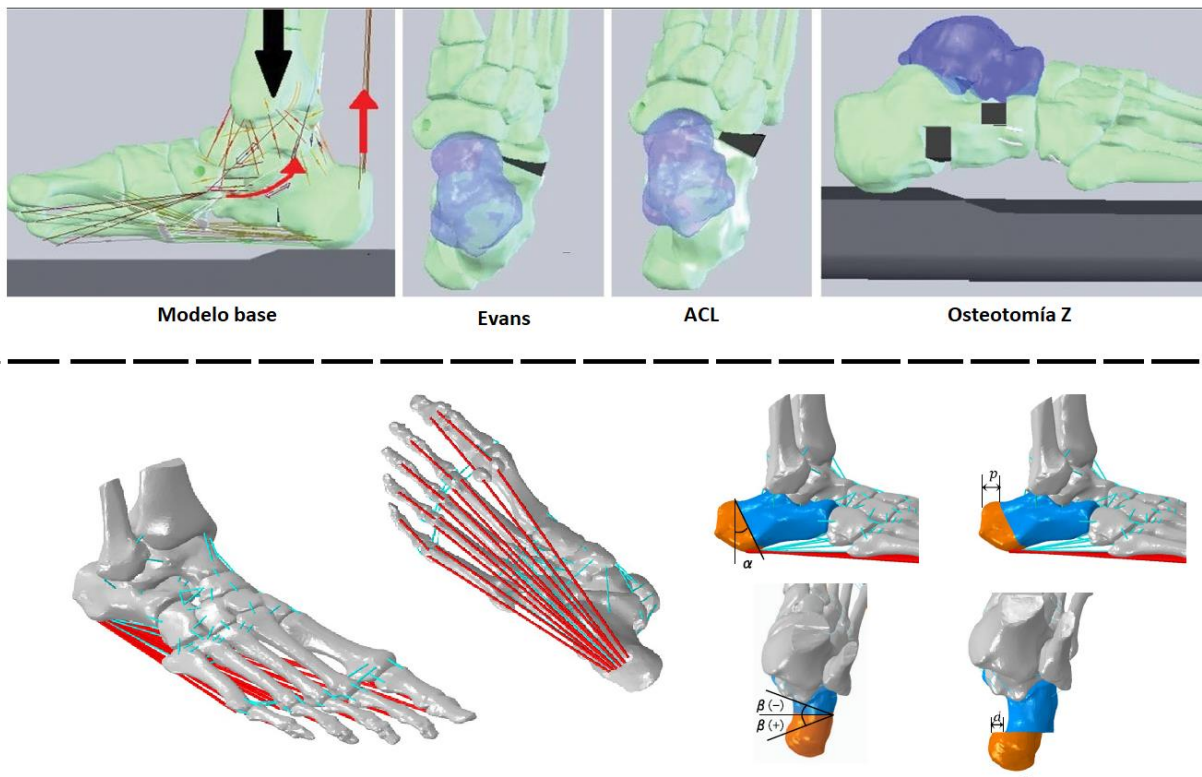
*Figura 32: Modelo propuesto por Spratley (163). Evaluaron el desarrollo del pie plano y el efecto de las osteotomías medializante de calcáneo y Z.*

En 2016, Smith et al. diseñan un modelo por elementos finitos de paciente específico como tesis de doctorado (165). Este modelo permitió estudiar el efecto de la OMC, Osteotomía Z, Osteotomía de Evans y el alargamiento de la columna lateral del pie. El modelo asume el hueso como una estructura homogénea y modela los tendones como elementos barra. El estudio concluye que la combinación de los procedimientos OMC y Osteotomía Evans y OMC & Osteotomía Z proporcionan la mayor cantidad de corrección tanto para la abducción del antepié como para el valgo del retropié. Sin embargo, estos dos procedimientos aumentaron significativamente la fuerza de contacto en la articulación calcáneo - cuboidea, y la fuerza de reacción del suelo a lo largo de la columna lateral del pie (23,165). Con excepción de las bandas laterales de la fascia plantar y el ligamento *Spring* medio, la tensión presente en la fascia plantar, el ligamento *Spring* lateral y los ligamentos deltoideos disminuyó después de todos los procedimientos; sin embargo, la tensión calculada es aproximación obtenida por la tensión generada sobre el tejido óseo, pues como se muestra en la figura 33 (arriba), este modelo carece de la geometría de los tejidos blandos necesaria para un análisis de tensiones adecuado. A pesar de ello, estos resultados, sin duda, muestran el potencial del modelado computacional en el análisis de los efectos biomecánicos de los procedimientos quirúrgicos, ya no solo sobre el tejido óseo, sino también sobre el tejido blando.

Por su parte, Xu et al. (166) en 2017, publicaron un modelo por EF con el cual evalúan el uso de un implante de estabilización astrágalo - calcánea extraósea, para pacientes en estadio II de PPAA. En este estudio se observó que el uso de este implante puede reducir la presión plantar y la tensión de los ligamentos medial que soportan el arco longitudinal medial. Además, pueden desplazar la carga de la columna medial a la columna lateral, así como a corregir la deformidad y restaurar el arco. Sin embargo, el modelo no incluye la geometría de los tejidos blandos, los cuales fueron evaluados como elementos barra. La tensión de ligamentos fue evaluada registrando únicamente los valores de tensión máxima. El mismo año, Wong et al. (167) publicaron un estudio usando un modelo por EF, cuyo objetivo fue evaluar las consecuencias biomecánicas de la artrodesis astrágalo - calcánea usada para recuperar la presión interna y la transferencia de carga cercana a un escenario de normalidad, causada por una disfunción del tendón tibial posterior. Tomaron el modelo por EF previamente publicado (134) y lo usaron para simular distintas condiciones de afectación del TTP. La tensión de von Mises fue evaluada en los metatarsos. En este estudio, concluyen que la artrodesis subastragalina no puede compensar el efecto causado por la disfunción del tendón.

El modelo más reciente fue publicado por Wang et al. en 2018 (168). El autor diseña un modelo por EF que permite evaluar variaciones de posición y ángulo de corte de una OMC y su efecto sobre la presión plantar en distintas zonas o regiones

Ver Figura 33 – Abajo.). Este modelo muestra las ventajas del modelado por EF, generando una estrategia de simulación personalizada para cada paciente, con el fin de ajustar el procedimiento quirúrgico al estado real de la deformación del paciente. Adicionalmente, permite encontrar variaciones en los procedimientos convencionales, con el fin de mejorar su efectividad. El modelo es validado mediante la comparación de la huella plantar. Modela el hueso como una estructura rígida y no incluye la geometría de los tejidos blandos. Estas limitaciones le impiden al modelo obtener las tensiones que se generan sobre los tejidos blandos, cuya información resulta relevante durante la decisión clínica del procedimiento (20,103,159).



*Figura 33: (Arriba) Modelo propuesto por Smith (164) para el estudio de las osteotomías Z, Evans y medializante de calcáneo. - (Abajo). Modelo propuesto por Wang et al. (165) para evaluar el efecto de variaciones angulares sobre la osteotomía de medializante de calcáneo. Imagen adaptada de (23) y (168).*

### 3.5 CONCLUSIONES

El estado del arte presentado en esta sección muestra el enorme avance que ha tenido el desarrollo de modelos y representaciones del pie humano y el pie plano adquirido en adultos (PPAA). Los enfoques experimentales que utilizan modelos de cadáveres han

evidenciado la acción de los tejidos estabilizadores del arco longitudinal medial y lateral, y cómo la alteración de alguno de estos puede derivar en una deformación como la observada en el PPAA, así como los efectos de los distintos procedimientos quirúrgicos usados actualmente en la corrección de esta patología. Sin embargo, el alto costo económico y las limitaciones relacionadas con los tipos de medición (ej. no pueden medirse tensiones internas), dificultan la posibilidad de ampliar el tipo de información que puede ser extraída con esta estrategia. Aspectos como la tensión de tracción de los tejidos o las tensiones generadas en regiones específicas de los tejidos (óseo y tejidos blandos) son prácticamente imposibles de medir con estos modelos.

Por otro lado, los modelos computacionales, especialmente los diseñados mediante EF, han mostrado su versatilidad para representar distintas condiciones en la evaluación del PPAA. A pesar de tener relativamente poco tiempo de evolución, han mostrado resultados consistentes con los reportados mediante ensayos experimentales con pies cadavéricos. Sin embargo, la mayoría de los modelos presentados han simplificado la representación de algunos tejidos, lo cual reduce la información que es capaz de entregar el modelo. Considerar el hueso como una estructura homogénea generalmente es adecuado cuando no hay una evaluación de tensiones. Sin embargo, García-Aznar et al. (126) mostraron la importancia de considerar tanto el componente trabecular como cortical de este tejido. Adicionalmente, asumir los tejidos blandos como elementos barra puramente deformables, a pesar de generar la misma deformación ósea que otras representaciones más complejas, impide la valoración de la tensión que se genera sobre este tejido. Finalmente, la simplificación de los cartílagos como “pares de contacto” tiende a reducir el realismo de las representaciones, pues se ha mostrado que este tejido participa en el mantenimiento del arco plantar (118).

El modelo que se diseña en esta tesis y que se muestra en el siguiente capítulo, mejora estos aspectos y genera una representación de la deformación generada por el PPAA consistente con la clínica. Además, permite generar información biomecánica relevante sobre los tejidos simulados, tanto para el estudio del PPAA, como del análisis del efecto de algunos de los procedimientos quirúrgicos tradicionalmente usados en su tratamiento.

## 4 CAPÍTULO: MODELO POR ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DEL DESARROLLO DEL PIE PLANO ADQUIRIDO EN ADULTOS

---

En este capítulo, se presenta el desarrollo del modelo 3D por EF diseñado para evaluar el desarrollo del pie plano adquirido en adultos (PPAA) y el efecto de algunos de los procedimientos quirúrgicos usados actualmente en su tratamiento. El modelo incluye la geometría realista de los tejidos simulados y el comportamiento biomecánico adecuado para cada uno, tomado de ensayos experimentales realizados previamente en el grupo de investigación AMB del I3A de la Universidad de Zaragoza que apoya esta tesis (25).

La geometría del modelo fue obtenida a partir de imágenes de resonancia magnética y tomografía computacional, incluyendo la diferenciación entre el hueso cortical y trabecular, así como tendones, cartílagos, ligamentos y la fascia plantar. Los ligamentos plantares (corto y largo), así como el ligamento *Spring* fueron agregados siguiendo la referencia de imágenes de anatomía con la guía permanente de un cirujano especialista.

El desarrollo de esta modelo se divide en dos partes: la primera fase consistió en generar un estado de “pie en carga” que simule la deformación adecuada para esta condición, debido a que el modelo parte de imágenes un pie en estado de reposo. Esta fase es importante, dado que aspectos como la longitud y altura del arco plantar en un pie en reposo difieren mucho de la condición normal bajo carga. Por lo tanto, es necesario tener un punto de referencia de normalidad adecuado que permita la comparación con los casos patológicos.

La segunda fase estuvo enfocada en generar las deformaciones típicas de un pie plano en estadio IIb o III (6). Para ello, se realizaron distintas modificaciones a las características de los tejidos, con el fin de obtener la deformación requerida y al tiempo, evaluar el efecto y contribución de cada uno de los tejidos. El modelo incluye, además de la estructura ósea del pie, el tendón tibial posterior (TTP), el tendón de Aquiles (TA), el tendón peroneo largo (TPL), el tendón peroneo corto (TPC), el ligamento plantar largo (LPL), el ligamento plantar corto (LPC), el ligamento calcáneo – escafoideo o ligamento *Spring* (LS) y la fascia plantar (FP). Estos tejidos se consideran como los estabilizadores estáticos y dinámicos del arco longitudinal plantar y, de acuerdo con la literatura especializada consultada (Capítulo 3), son los principales tejidos relacionados en el desarrollo del PPAA.

La información presentada en este artículo fue presentada para publicación en el *Journal of Biomechanics* (evaluación estabilizadores pasivos del arco plantar) y en *Clinical Biomechanics* (Evaluación modelo completo)

## 4.1 INTRODUCCIÓN

La deformidad generada por el PPAA ha sido un tema de investigación clínica en los últimos años, motivado por la creciente prevalencia de esta patología y la gran variabilidad de las alternativas de tratamiento actualmente disponibles (3,46). Dependiendo de la etapa de la lesión, el especialista busca el tratamiento entre una amplia gama de opciones. Los médicos deben decidir entre las técnicas de refuerzo tendinoso, la ejecución de osteotomías correctoras del momento valgo del retropié o la artrodesis selectiva en las articulaciones del mediopié o del retropié (38,146,149). Por lo tanto, actualmente no existe un consenso general aceptado sobre cómo actuar en pacientes en etapas intermedias (1,6,13). Esta variabilidad altamente subjetiva del tratamiento es causada, en parte, por el desconocimiento aún latente de algunas variables biomecánicas que no han sido adecuadamente evaluadas por ensayos experimentales. La alta complejidad biomecánica del pie, la dificultad de segmentar y tratar el tejido durante las pruebas experimentales y las limitaciones de medir el comportamiento del tejido completo durante las pruebas de soporte de peso, son las principales causas de este problema (63,118).

Algunos investigadores han descrito y evaluado la biomecánica normal o patológica del pie humano utilizando diferentes tipos de modelos de pie (47,118,125). Una parte de ellos, están relacionados con estudios experimentales sobre pies de cadáveres, los cuales evalúan la reacción del pie bajo cargas progresivas. Estos estudios permiten medir y evaluar la deformación anatómica que se genera sobre los huesos del pie y los tejidos blandos, mediante pruebas de compresión (38,118). Sin embargo, estos enfoques requieren de importantes inversiones económicas en equipos de medición, así como un control meticuloso de las piezas de estudio que garantice las características biomecánicas del tejido. Por lo tanto, es extremadamente difícil obtener información aislada de cada uno de los tejidos (29,118).

Una alternativa actualmente aceptada por los clínicos y los ingenieros biomecánicos es el modelado por EF (128). Los avances tecnológicos han mejorado notablemente la capacidad de procesamiento de las computadoras, lo que permite diseñar modelos numéricos complejos para el estudio de biomecánica del pie humano (30). Estos modelos se consideran una alternativa válida, ya que los investigadores pueden incluir algunas variaciones y cargas sobre las estructuras virtuales, que no se pueden considerar fácilmente cuando se utiliza tejido real (23,30,145). Por supuesto, su validez se basa en el diseño adecuado de las estructuras fisiológicas y el modelado realista de las propiedades mecánicas del tejido (128). Estos modelos usan variables y parámetros obtenidos a través de estudios experimentales. Sin embargo, en la mayoría de los casos no consideran algunos tejidos o características tisulares que se requieren para analizar el desarrollo del PPAA a profundidad (169). Los estudios clínicos han identificado algunos tejidos blandos

que tienen un papel importante en esta patología: la FP (PF) (8,118), el LPC, el LPL y el LS (29,118). Los modelos publicados actualmente simulan estos tejidos, pero sin considerar su geometría rigurosamente (21,168), como se comentó en el Capítulo 3. Principalmente consideran estos tejidos como elementos barras (puramente deformable) que generan una deformación adecuada de la estructura del pie, pero no pueden medir aspectos relevantes, como la tensión de tracción del tejido y la tensión de compresión, reduciendo el impacto clínico de estas propuestas en el análisis de desarrollo del PPAA (169).

Lo anterior, motivó el diseño del modelo que se muestra a continuación. Se incluye la geometría del tejido y las características biomecánicas cercanas a un pie humano real, con lo cual es posible valorar la divergencia astrágalo-calcánea, así como la caída y el alargamiento del arco plantar (principales interpretaciones de esta patología), medido a través del ángulo interno de Moreau-Costa-Bertani (MCBI) y el ángulo del Kite, que son mediciones clínicas comunes utilizadas en el diagnóstico del PPAA (54). El modelo fue validado mediante la comparación de la deformación generada con imágenes de pies reales en carga y descarga, según lo recomendado por Tao et al. (29). Finalmente, se muestran los resultados de las tensiones resultantes en los tejidos blandos incluidos en el modelo, con lo cual es posible valorar el aporte de cada uno en el mantenimiento del arco plantar longitudinal.

## 4.2 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO

### 4.2.1 Geometría

El modelo fue reconstruido a partir de imágenes de una tomografía computacional (Rayos X a 0.6 mm x slide), del pie derecho de un hombre de 49 años (voluntario) en reposo, con un peso de 70 Kg y 1.70 m de altura. Para realizar la reconstrucción 3D del tejido óseo, TTP, AT, FP y los tendones peroneos, fue utilizado el software MIMICS V. 10 (Materialize) como se muestra en la Figura 34 (arriba). Las indicaciones de especialistas y la base del modelo reportado por Morales et al. (25) permitieron la delimitación de los tejidos.

Como se mencionó antes, una de las características diferenciadoras del modelo presentado en esta tesis, es la inclusión de los componentes cortical y trabecular del hueso. Esta característica, generalmente obviada por otros autores en modelos de PPAA (17,145,165), es fundamental para el estudio de tensiones sobre este tejido (126), como se muestra más adelante. El proceso de generación de estas componentes sobre el modelo se muestra en la figura 34 (Abajo). En ella, se toma como ejemplo la imagen de Rx. del calcáneo, en el que se observa el exterior blanco definido que caracteriza al hueso cortical y el componente esponjoso, más oscuro, del hueso trabecular. Esta característica permitió hacer la segmentación y reconstrucción del tejido en MIMICS V.10

Para la reconstrucción de los cartílagos, se tomó como base la morfología generada por Morales et al. (25). Sin embargo, los elementos fueron modificados durante el proceso de mallado, debido a la necesidad de garantizar la separación ósea y reducir la rigidez del modelo. Este proceso se detalla más adelante.

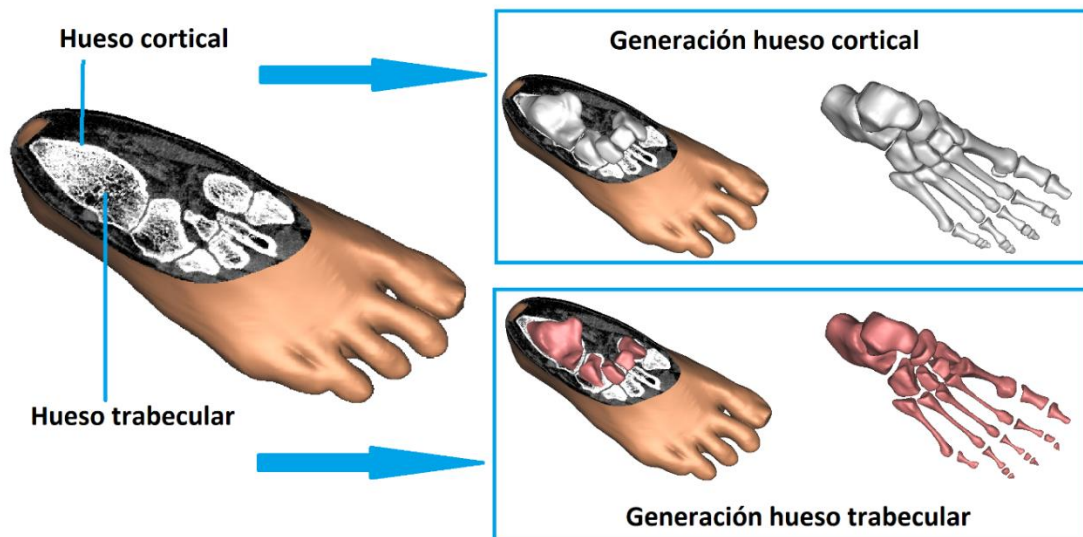
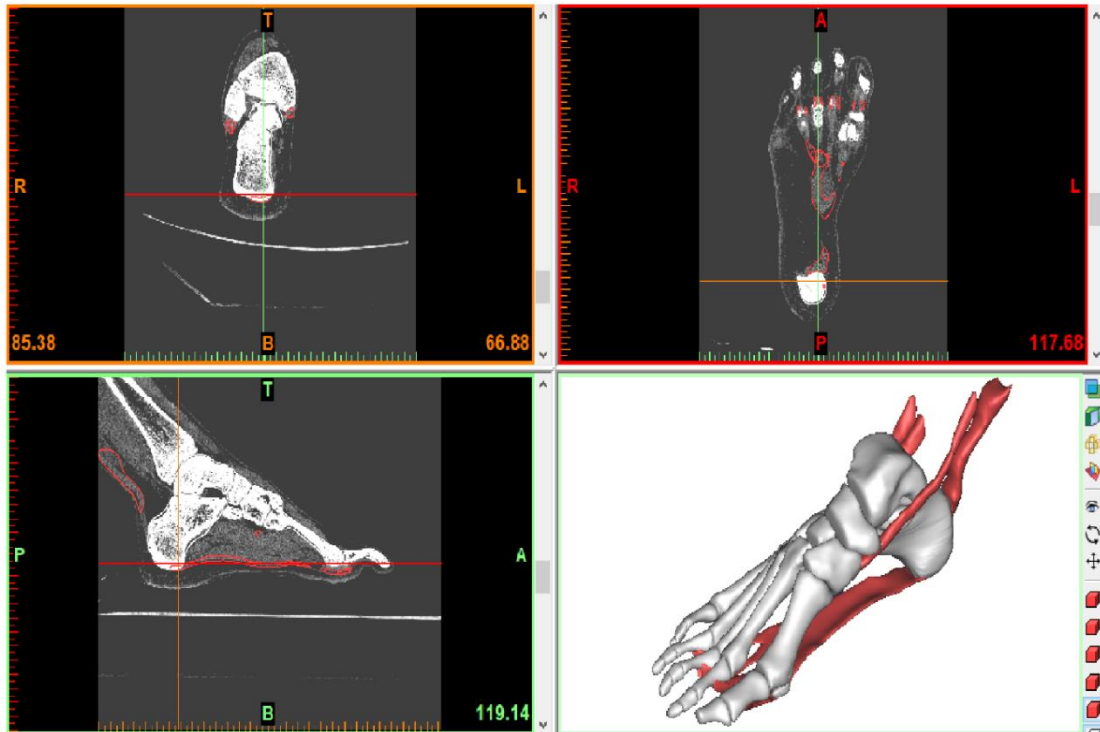


Figura 34: (Arriba) Reconstrucción del modelo en 3D a partir de imágenes de resonancia magnética en MIMICS V. 10. Se detallan en las imágenes de resonancia la segmentación del tejido blando que permitió la reconstrucción de la FP, el TTP, el TA, y los tendones peroneos. – (Abajo) Reconstrucción de los componentes trabecular y cortical del hueso.



Debido a la dificultad de segmentar los ligamentos plantares corto y largo, así como el ligamento *Spring*, la reconstrucción de estos tejidos se realizó usando imágenes detalladas de libros de anatomía, la visita a un anfiteatro y la guía permanente de un médico especialista en cirugía de pie. Este proceso se realizó usando el software ICEM CFD V. 15 de ANSYS, previo a la generación de la malla (proceso que se explicará más adelante). Los tejidos generados se muestran en la figura 35.

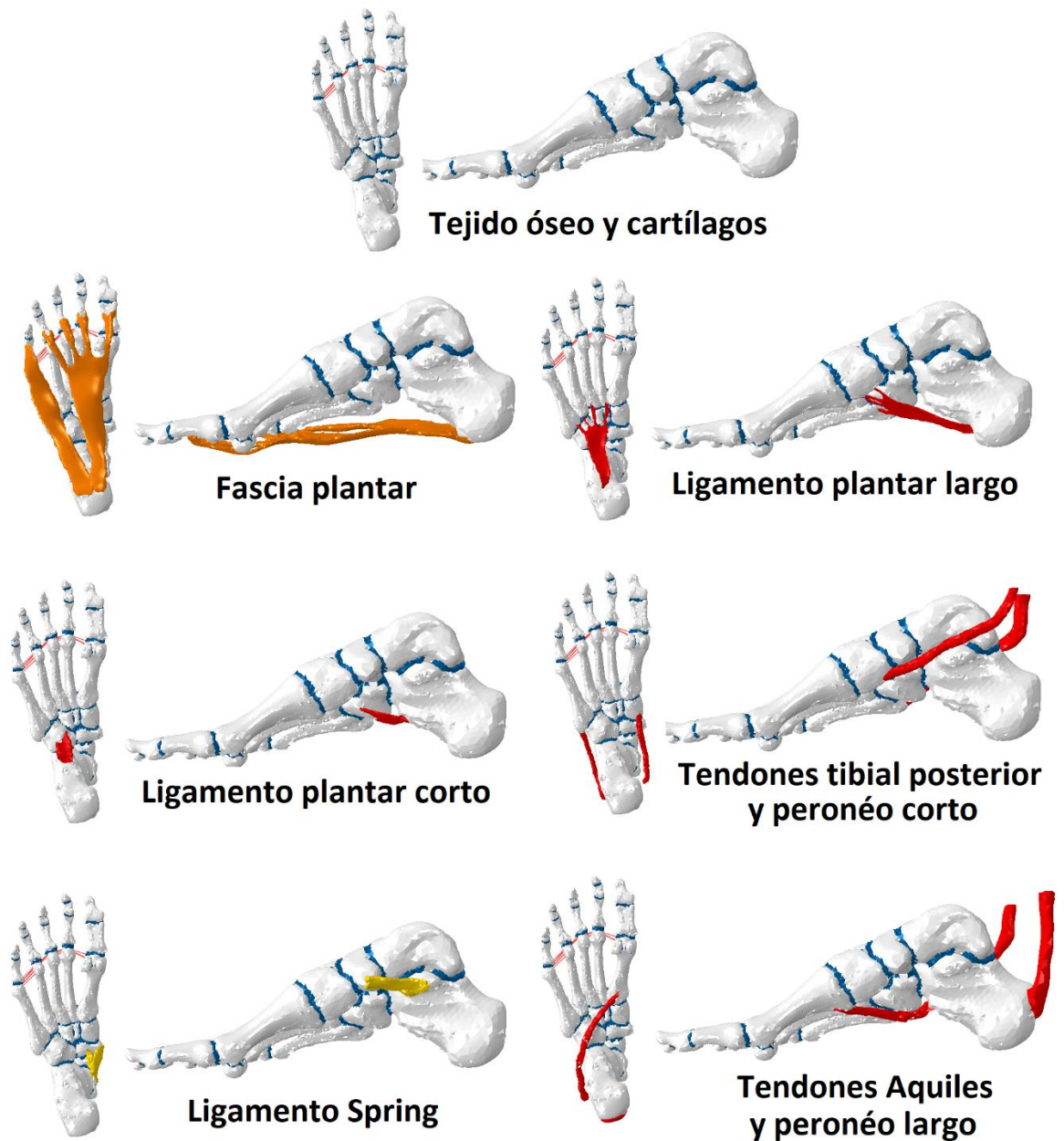
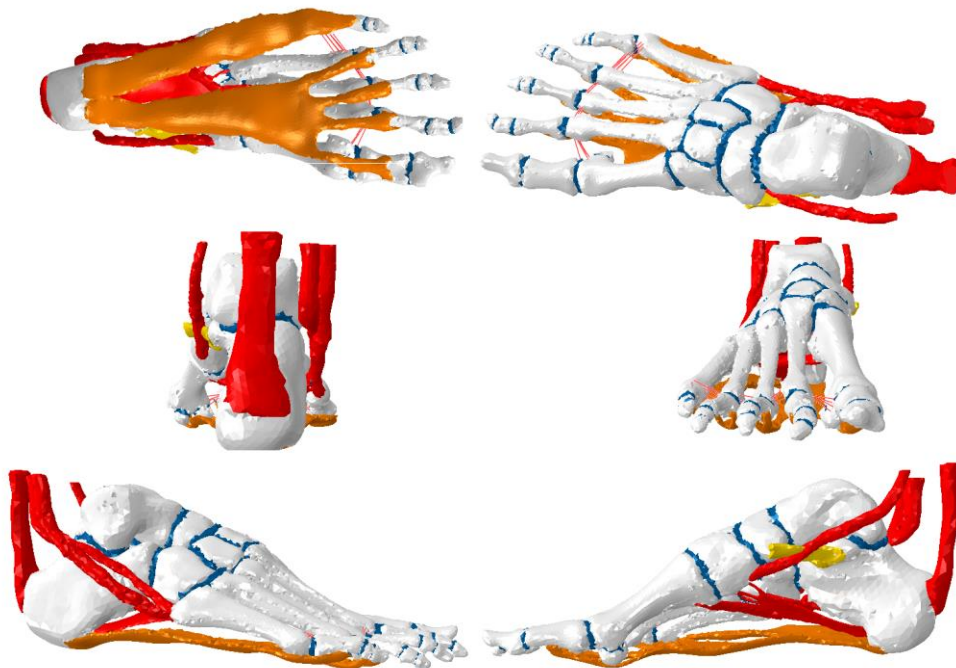


Figura 35: Geometría aislada de cada uno de los tejidos incluidos en el modelo, visualizada desde ABAQUS/CAE 6.14, posterior al proceso de mallado.

Como se comentó antes, la geometría de los cartílagos fue mejorada, con el fin de garantizar la separación entre los huesos del pie posterior al proceso de mallado. El modelo base presentaba uniones entre algunos huesos del mediopié y del retropié que generaba una rigidez excesiva sobre el modelo y que dificultaba obtener la deformación característica de un pie normal en carga.

Finalmente, para facilitar la convergencia del modelo, se incluyeron los ligamentos intermetatarsianos. Sin embargo, debido a que su efecto sobre el desarrollo del PPA no es determinante, fueron caracterizados como elementos barra unidimensionales (Tipo B31). La geometría completa del modelo se muestra en la figura 36.



*Figura 36: Geometría completa del modelo de pie, visualizado desde ABAQUS/CAE 6.14.*

#### 4.2.2 Mallado

En este punto, el modelo está conformado por 86 volúmenes, que corresponden a 28 segmentos de hueso cortical, 24 segmentos de hueso trabecular, 26 segmentos de cartílago, 4 segmentos de tendones, 3 segmentos de ligamentos y 1 de la fascia plantar. El software ICEM CFD V. 15 fue escogido para realizar el proceso de mallado, debido a su eficiencia en modelos complejos y su extenso proceso de diagnóstico y evaluación de la malla.

En el proceso de optimización de la malla se empleó un enfoque de ensayo y error. Las condiciones para obtener un tamaño de malla razonable, sin comprometer el tiempo de cómputo fueron (25,119):

- El tamaño mínimo de la malla debe ser lo suficientemente pequeño para que se ajuste a los segmentos más delgados de la geometría de los tejidos, particularmente en el antepié, donde muchos pequeños elementos están concentrados.
- El tamaño máximo de la malla debe ser consistente con el mínimo, para evitar grandes diferencias en el tamaño de los elementos entre regiones. Esto se realizó para garantizar que los resultados fueran independientes de la densidad de malla.
- La precisión de la malla debe obtener más del 99 % de los elementos con un valor superior a 0.2 en la verificación de calidad de la malla (elementos Jacobianos) y garantizar que los elementos “inadecuados” estén ubicados lejos de las regiones de interés.
- Tener un número de elementos inferior a 500.000. Con la capacidad de cómputo del computador personal del autor (Inter Core i5 3.2 GHz CPU y 8 GB en RAM), una malla con un número mayor de elementos incrementaría significativamente el tiempo computacional.

El equilibrio se encontró con 256.598 elementos tetraédricos lineales de tipo C3D4, con un tamaño de malla generado en promedio de la siguiente manera: 1 mm para los cartílagos más pequeños entre las falanges, 2 mm para las falanges, los ligamentos y el resto de los cartílagos, 3 mm para metatarsos y el resto de los tendones y 5 mm para los huesos grandes del retropié. El proceso de verificación de la calidad de la malla (Figura 37) fue realizado siguiendo las recomendaciones de Burkhart et al. (119). Todos los parámetros registraron buenos índices de calidad, como se resume en la tabla 2.

Métrica de evaluación	Criterio	Elementos correctos	Elementos incorrectos
Elementos jacobianos	> 0.2	99.99%	0.01%
Relación de aspecto	> 0.3	97,14%	2,86%
Ángulos mínimos	> 30°	100%	0%
Ángulos máximos	< 120°	100%	0%

*Tabla 2: Resumen de las medidas de calidad verificadas en la malla, siguiendo las recomendaciones de Burkhart et al. (118), asumidas también por Morales et al. (24)*

El modelo por EF generado en ICEM CFD V 15, se muestra en la figura 37, junto con los criterios de calidad obtenidos durante el proceso de evaluación de la malla.

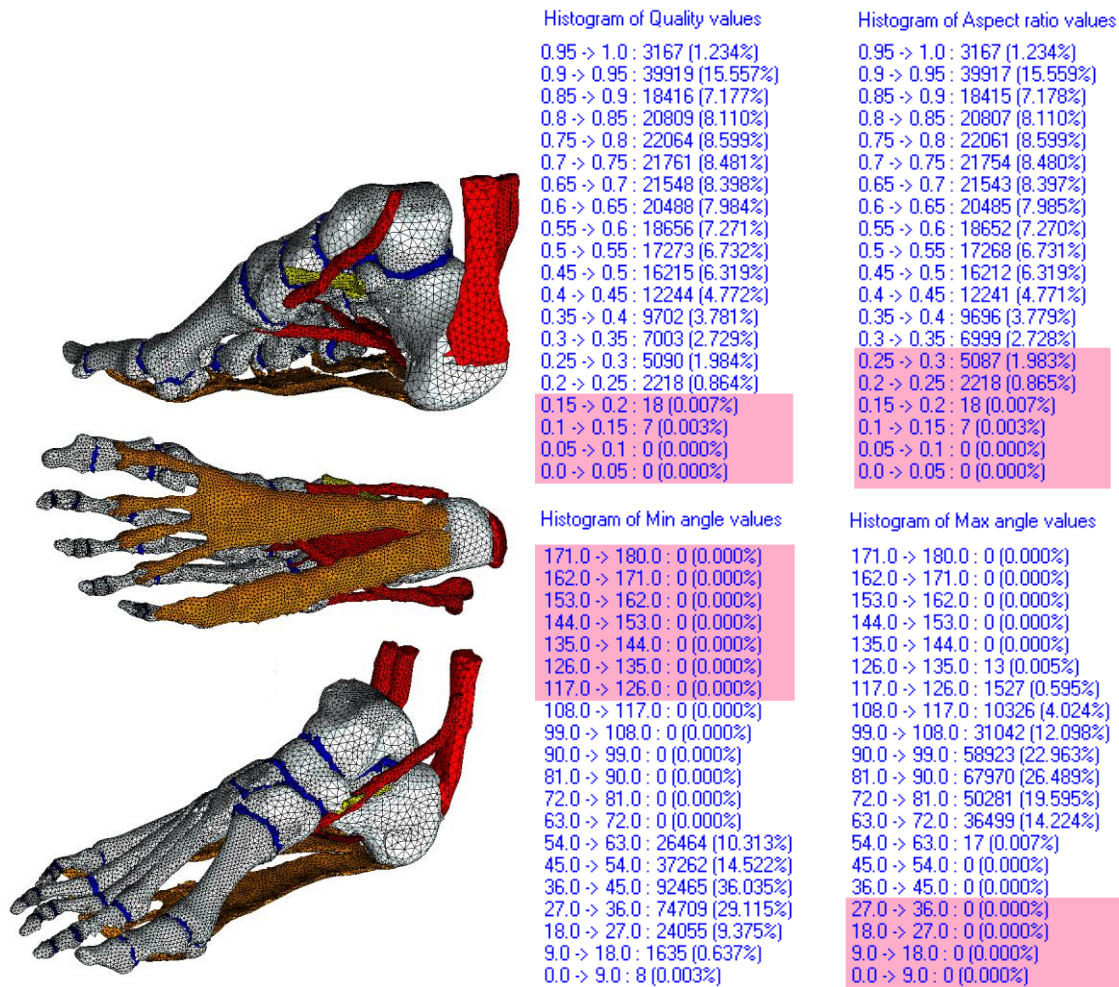


Figura 37: Modelo generado posterior al proceso de mallado en ICEM CFD V. 15 de ANSYS. Se muestran además los resultados completos del proceso de evaluación de la malla, marcando los valores que no cumplen con los criterios de calidad escogidos.

#### 4.2.3 Modelo de tejidos

El comportamiento biomecánico de los tejidos incluidos en el modelo fue ajustados de acuerdo con los resultados de las pruebas experimentales desarrolladas previamente en el grupo de investigación (25,170) AMB de la Universidad de Zaragoza. Los tejidos que no fueron caracterizados se modelaron siguiendo las sugerencias de investigaciones encontradas en la literatura. Los parámetros biomecánicos de cada tejido se muestran detalladamente en la tabla 3. Los tejidos, en su mayoría, fueron considerados como elementos elástico – lineales. Sin embargo, tanto tendones como cartílagos fueron modelados como materiales hiper-elásticos, siguiendo el modelo de Ogden (133). Los cartílagos generalmente se han modelado como materiales elástico – lineales, asumiendo un comportamiento cuasi-incompresible (17,165,168). Sin embargo, algunos estudios han demostrado que este tejido desplaza líquido bajo compresión. Por lo tanto, no es del todo

correcto modelar de esta forma su comportamiento (132). Este comportamiento se ajusta mejor a un modelo hiper-elástico. Su comportamiento dinámico fue representado siguiendo las recomendaciones de Mansour et al. (132) y Wu et al. (133) El modelo de Ogden describe el comportamiento biomecánico de materiales de tipo “caucho”. Si función de densidad de energía “U” está dada por la siguiente relación:

$$U = \frac{\mu}{\alpha^2} (\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3) + \frac{1}{D} (J - 1)^2$$

donde  $\mu$  es el módulo de corte inicial (*initial shear modulus*),  $\alpha$  es el exponente de endurecimiento por deformación (*strain hardening exponent*) y D es el parámetro de compresibilidad.

Tejido	Módulo de Young (E)	Relación de Poisson ( $\nu$ )	Referencias
Hueso cortical	17000	0,3	(25,170)
Hueso trabecular	700	0,3	(25,170)
Ligamentos	250	0,28	(142)
Fascia plantar	250	0,3	(110)
<b>Modelo de Ogden</b>			
	$\mu$	$\alpha$	D
Cartílago	4,4	2	0,4
Tendones	33,1622	24,8987	0,0001207

Tabla 3: Parámetros biomecánicos usados para modelar los tejidos incluidos en el modelo.

#### 4.2.4 Efecto de incluir diferenciación de hueso cortical y trabecular:

Uno de los factores diferenciadores del modelo propuesto en esta tesis es considerar el componente cortical y trabecular del hueso. Como se muestra en el capítulo 3, los modelos publicados hasta el momento no diferencian los componentes cortical y trabecular del hueso, lo cual lleva a diferencias significativas en las tensiones biomecánicas que se generan sobre la estructura. Algunos autores han mostrado la importancia de considerar esta diferenciación (126). Por lo tanto, en este capítulo se realizó una comparación de las tensiones sobre el tejido óseo generadas en el modelo cuando se diferencia entre tejido cortical y trabecular, contra el modelo simulado asumiendo el hueso como una sola estructura con propiedades de hueso cortical. El modelo se simuló cargando el modelo como se presenta más adelante, pero retirando todos los tejidos blandos incluidos en el modelo.

#### 4.2.5 Condiciones de carga – Generando la posición de referencia.

El modelo fue reconstruido usando las imágenes de tomografía computacional de un pie “no apoyado” (sin carga), de un paciente de 70 Kg de peso. Por lo tanto, el primer paso consistió en generar un estado de referencia, que simule las condiciones de un pie sano en estado de carga (apoyado). Este estado será usado en todas las pruebas siguientes como el punto de referencia para las comparaciones realizadas. Es fundamental generar esta primera deformación, debido a que el arco longitudinal de un pie sin apoyo es bastante más alto y corto que un pie apoyado. Como puede verse en la parte alta de la figura 38, el arco inicial del modelo reconstruido está en  $106^\circ$ ; un valor muy alejado de los rangos de normalidad, que están entre los  $115^\circ$  y  $120^\circ$  (40,54). Varios autores obvian este paso (22,25).

Todas las simulaciones fueron realizadas usando una carga de 720 N, que representa el peso completo de una persona adulta de aproximadamente 73 Kg, soportada sobre un solo pie. Esta configuración se asume así, dado que, en la clínica, la valoración del pie plano y las radiografías usadas en el diagnóstico se realizan generalmente con el paciente apoyado sobre un solo pie (69).

La carga fue introducida en dirección vertical descendente, con 10 grados de inclinación, distribuida en la zona de contacto Tibia – astragalina (95%) y fíbula – astrágalo (5%) (25,169). Adicionalmente, la fuerza de tracción generada por cada tendón fue ajustada según la relación del estudio de Arangio et al. (139) con respecto al peso del paciente, en dirección ascendente (eje Z) así: 300N en TA, 49N en TTP, 34N en TPC y 69N en TPL. Para emular el contacto suelo – pie en la fase de apoyo medio del ciclo de marcha (segundo rocker ó Midstance), se mantuvieron fijos los nodos de la parte más baja del calcáneo y se bloqueó el desplazamiento sobre el eje Z (vertical) de los nodos más bajos del primer y quinto metatarsianos.

#### 4.2.6 Criterios de evaluación:

Los cambios estructurales generados sobre el arco plantar y el pie en general, fueron cuantificados calculando el ángulo de Moreau – Costa – Bernani interno (MCBI), el ángulo de divergencia astrágalo – calcánea (conocido como ángulo de Kite) y el ángulo de abducción del antepié (medido entre el eje medial de la cabeza del astrágalo y el eje medial del segundo metatarsiano) (54). Para estas mediciones, fue utilizada la herramienta *Ruler* de Ergonautas (Universidad Politécnica de Valencia) (171). La caída del arco longitudinal medial fue evaluada siguiendo el desplazamiento de la parte más baja de la cabeza del astrágalo (fijando un nodo de referencia), mientras que el alargamiento del arco plantar fue calculado siguiendo el desplazamiento de la parte más baja de los sesamoideos, con respecto al extremo anterior del calcáneo.

Finalmente, la distribución de tensiones generada sobre los tejidos evaluados fue cuantificada usando el *Field output spectrum* disponible en ABAQUS/CAE 6.14. El parámetro de evaluación elegido fue *la tensión Máxima Principal (Stress máximo principal (S. Max))*. Estos valores propios del material están muy relacionados con el esfuerzo de tracción generado en los tejidos del pie ante carga.

### 4.3 VALIDACIÓN Y EVALUACIÓN DEL MODELO

El modelo diseñado en esta tesis fue validado siguiendo las recomendaciones de Tao et al. (29) Ellos midieron algunos puntos anatómicos en dos distintas condiciones de carga: apoyo leve (reposo) y apoyo normal (persona de pie apoyada sobre una sola extremidad), usando imágenes de Rx laterales. La variación de estos puntos desde una posición a otra permitió realizar una comparación entre los desplazamientos relativos verticales que se observan en las imágenes radiográficas frente a los generados por el modelo. Se midió la distancia vertical del punto más alto del astrágalo (AST), escafoides (ESC), el punto medio de la primera cuña (CUN) y el punto más alto de la cabeza del primer metatarsiano (1MT), como puede verse en la parte baja de la figura 38. Estas mediciones fueron realizadas sobre 12 imágenes de pacientes sanos, con el fin de obtener un promedio de *normalidad* y una desviación estándar que permitan la comparación objetiva contra los resultados obtenidos de la simulación del modelo en condiciones normales de carga (predicciones del modelo). Para realizar estas mediciones fue usado el software libre *ImageJ*. Cada imagen fue normalizada a 99 ppi (pixels-per-inch). Cada imagen radiológica fue obtenida a la misma distancia y fue alineada usando como puntos de referencia el punto más alto de la cabeza del astrágalo, el extremo posterior de la primera falange distal y el extremo anterior del calcáneo.

Los resultados del proceso de validación se muestran en la tabla 4. Como se observa, el modelo genera una deformación de la estructura ósea similar a la esperada en un paciente sano.

Punto de referencia	Predicción del modelo	Promedio de pacientes
<b>AST</b>	- 0.328	- 0.33 (DS 0.139)
<b>ESC</b>	- 0.27	- 0.258 (DS 0.039)
<b>CUN</b>	- 0.26	- 0.192 (DS 0.077)
<b>1MT</b>	- 0.067	- 0.078 (DS 0.031)

*Tabla 4: Resultados del proceso de validación. Los valores corresponden a la diferencia entre la distancia medida en cada punto contra la línea de suelo en dos condiciones de carga distintos: Carga leve y carga normal de pie apoyado con peso completo. (DS: Desviación estándar muestral)*

Adicionalmente, la deformación que predice el modelo para un pie sano genera ángulos de referencia dentro de los parámetros normales (69,54). Es decir, se obtuvo un ángulo de

MCBI de 115°, un ángulo de abducción del antepié (AA) de 17° y un ángulo de Kite de 18°, como puede observarse en la parte baja de la figura 38.

#### 4.3.1 Caso de referencia extremo

La simulación usada para validar el modelo (condición de carga normal en paciente sano) fue usada como referencia de comparación de todos los casos que se presentan más adelante en este documento. Sin embargo, con el fin de cuantificar la diferencia relativa generada en cada caso, se realizó una simulación de máxima deformación. Este escenario fue obtenido manteniendo solamente la estructura cartilaginosa del modelo y sometiendo este modelo a condiciones de carga normales. Este método de comparación está basado en los ensayos experimentales realizados por Huang et al. (118). Los resultados se pueden observar en la figura 39.

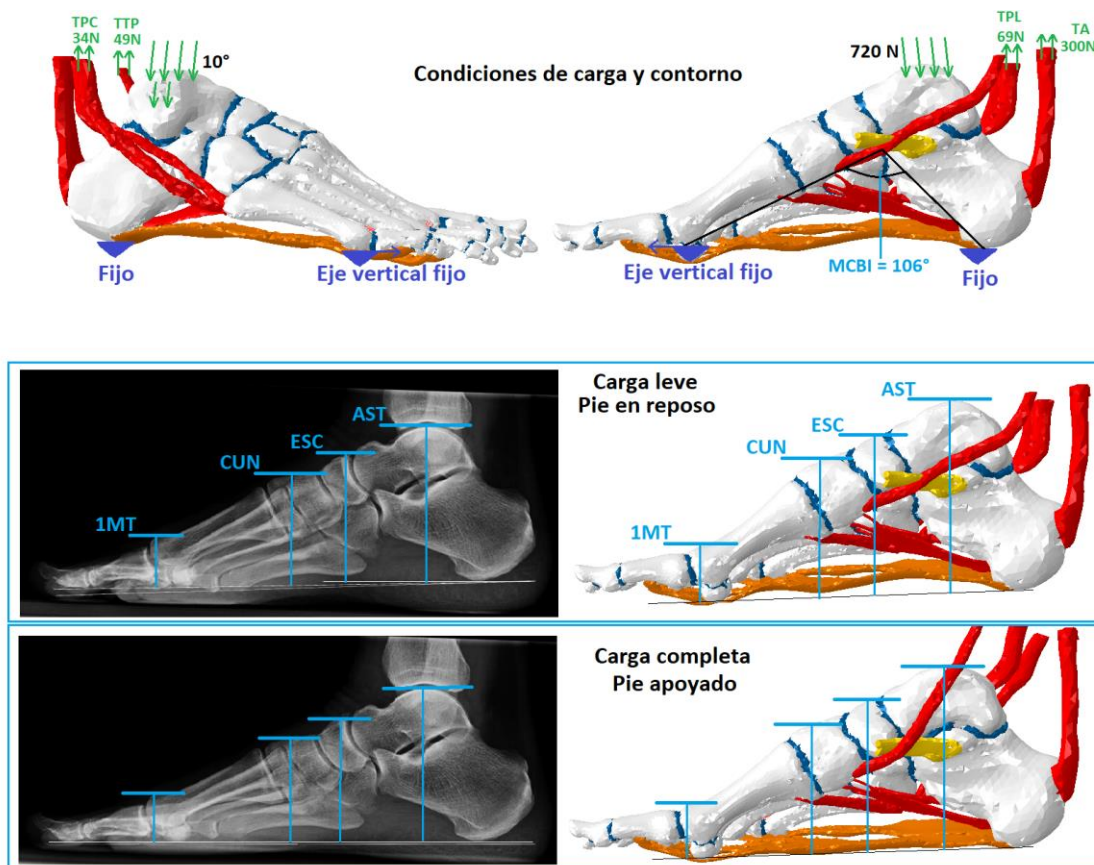


Figura 38: (Arriba) condiciones de carga y estado del modelo inicial (geometría reconstruida). - (Abajo). Ejemplo del esquema de validación, comparando las imágenes de pacientes reales en dos condiciones de carga, frente a los valores que predice el modelo.



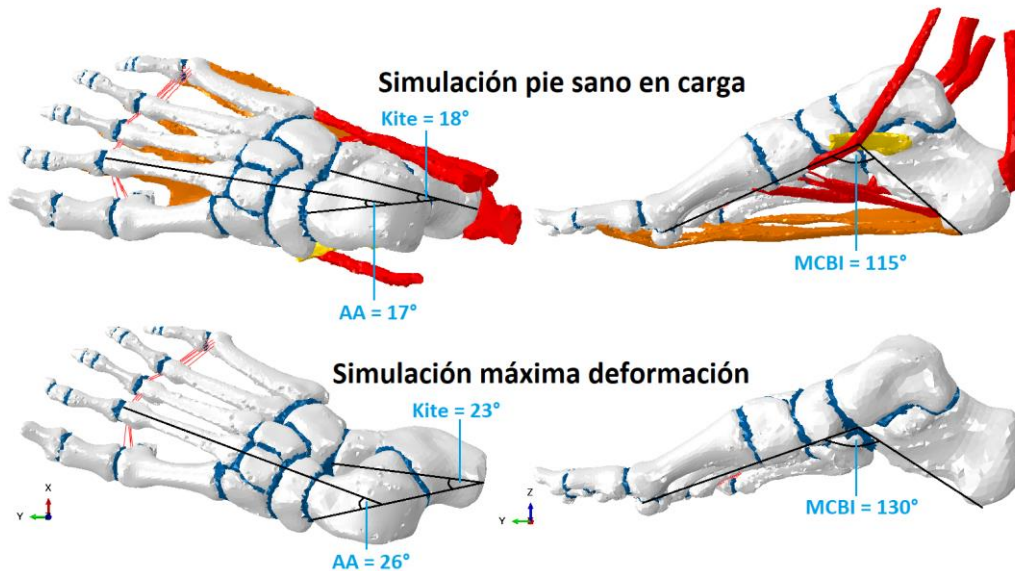


Figura 39: Resultados de la simulación del caso de referencia extremo (máxima deformación).

#### 4.4 TENSIONES SOBRE LOS TEJIDOS BLANDOS QUE SOPORTAN EL ARCO PLANTAR

Las tensiones que se generan sobre los tejidos que soportan el arco longitudinal del pie y que han sido relacionados con el desarrollo del PPAA fueron evaluados en dos etapas:

- Evaluación de estabilizadores pasivos del arco plantar: Valoración del aporte de la Fascia plantar, ligamento *Spring* y ligamentos plantares en el mantenimiento del arco plantar.
- Evaluación de estabilizadores dinámicos del arco plantar: Simulaciones con el modelo completo que incluyen el efecto de los tendones tibial posterior, peroneos y Aquiles, así como las variaciones de tensión generadas sobre los principales tejidos encargados de sostener el arco longitudinal plantar.

Los resultados de cada una de estas evaluaciones se muestran en las siguientes subsecciones.

##### 4.4.1 Evaluación de estabilizadores pasivos del arco plantar.

Como se mencionó en el capítulo 3, investigadores clínicos han identificado un grupo de tejidos que se encargan de dar soporte al arco plantar de forma pasiva. Estos estudios han evaluado la biomecánica del pie usando modelos computacionales o modelos cadavéricos, generalmente sometiendo el pie a cargas progresivas, para luego evaluar la deformidad generada para cada caso estudiado (47,118,125). Huang

et al. (118) realizó un estudio experimental sobre pies cadavéricos, en el cual se concluyó que la fascia plantar, el ligamento *Spring* y los ligamentos plantares son las principales estructuras que generan estabilidad al arco plantar de forma pasiva. Sin embargo, los estudios realizados hasta el momento no han evaluado aspectos como la tensión biomecánica de los tejidos, cuya información resulta muy relevante para comprender tanto el desarrollo del proceso de deformación generado por el PPAA, como los efectos de los tratamientos quirúrgicos usados para corregir la deformación (1,5). Considerando lo anterior, se realizó la evaluación del efecto y aporte de cada uno de los tejidos estabilizadores pasivos mencionados usando el modelo desarrollado en esta tesis. Los escenarios simulados en esta etapa se muestran en la figura 40.

El modelo se simuló siguiendo la descripción mencionada en la sección 4.2.4. La evaluación se realizó calculando los ángulos de MCBI y de Kite. Para cada uno de los escenarios simulados, se calculó la tensión máxima principal generada sobre la FP y el LS, así como sobre los metatarsos.

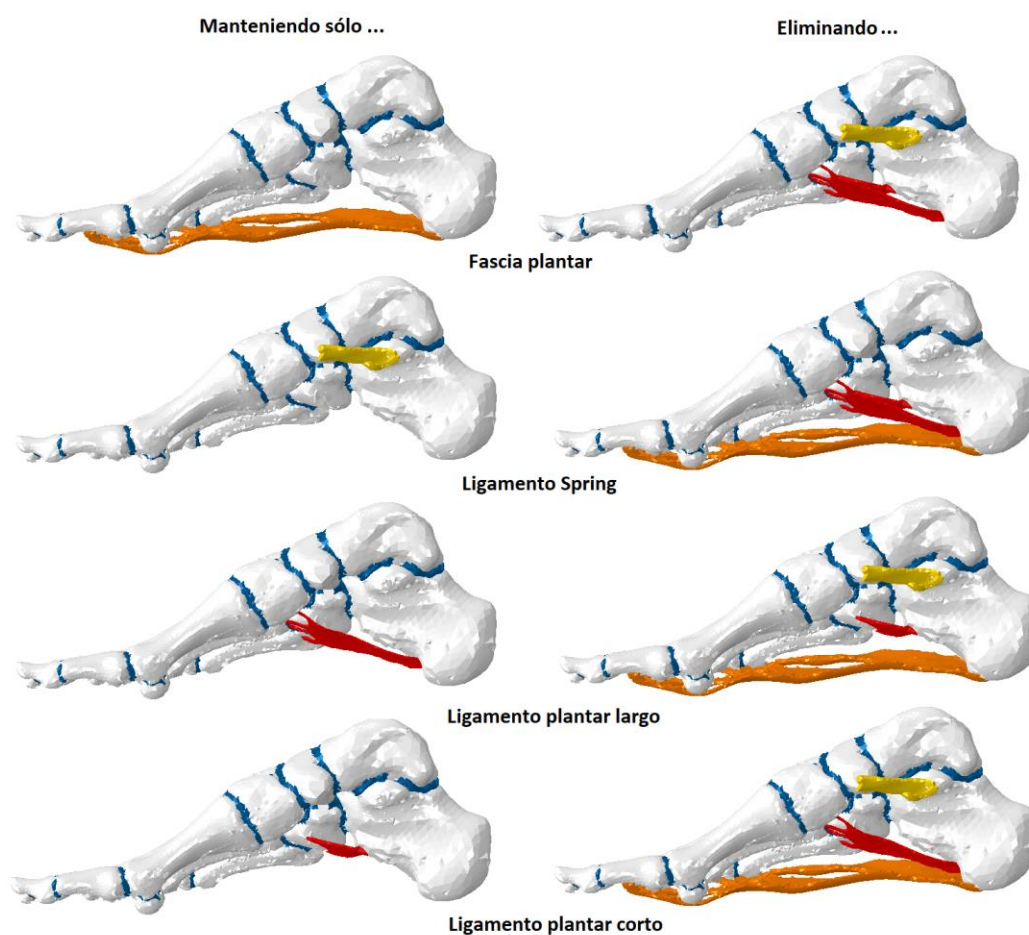


Figura 40: Escenarios simulados para evaluar el aporte de las estructuras estabilizadoras pasivas del arco plantar.

Para determinar el alargamiento del arco plantar, la pronación del retropié y la contribución relativa de cada tejido, calculamos la diferencia entre cada simulación realizada y los resultados del modelo en condiciones normales de carga. Para cuantificar los valores máximos de deformación del modelo se simuló el caso de máxima deformación mencionado en la sección 4.3.1, siguiendo la metodología propuesta por Huang et al. (118) sobre una prueba experimental de tejido real.

La alteración del arco plantar se evaluó siguiendo el desplazamiento de la parte inferior de la cabeza del astrágalo, mientras que el alargamiento se calculó siguiendo el desplazamiento del punto inferior de los sesamoideos con respecto a un punto fijo del extremo del calcáneo. El análisis de la contribución de cada estructura anatómica sobre la pronación del retropié se realizó midiendo el llamado ángulo de Kite.

Finalmente, para determinar la contribución biomecánica de cada tejido, las simulaciones se llevaron a cabo manteniendo y eliminando cada uno de los tejidos evaluados. Aunque los tejidos dañados siguen funcionando después de una lesión, el objetivo de esta sección fue identificar la importancia de cada tejido en la tarea de mantener el arco del pie en una posición normal. Se simularon los efectos aislados en PF, SPL, LPL y SL, manteniendo las mismas condiciones de carga.

#### *4.4.1.1 Resultados*

Inicialmente se analizaron las tensiones biomecánicas sobre los huesos del pie simulando dos escenarios: Uno incluye la diferenciación del hueso cortical y trabecular y el otro asume el hueso como una estructura sólida con propiedades de hueso cortical únicamente. Esta comparación se realizó con el fin de observar la importancia de mantener esta diferenciación en el modelo y resaltar las ventajas del modelo de esta tesis frente a otros autores. Los resultados se muestran en la figura 41.

Como se observa, hay una diferencia significativa tanto en los valores máximos de tensión como en su distribución, especialmente en la zona alrededor del primer y tercer metatarsianos. Por lo tanto, es importante mantener la diferenciación del material cortical y trabecular del hueso para evitar errores significativos en el análisis de tensión efectuado.

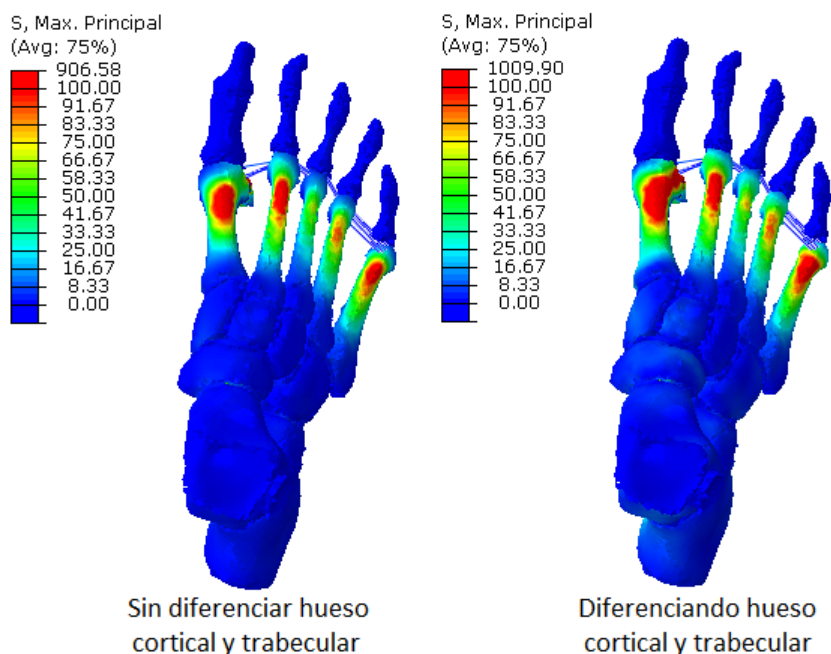


Figura 41: Tensiones principales máximas generadas al simular el modelo (sólo estructura ósea), diferenciando o no entre hueso cortical y trabecular.

Por otra parte, los ángulos obtenidos en cada una de las simulaciones realizadas se resumen en la tabla 5. En ella, se puede observar la notable contribución de la FP en el soporte del arco plantar, debido a que manteniendo solamente este tejido el arco se mantiene en rangos normales. Algo similar ocurre con el LS evitando la pronación del retropié. La contribución relativa de cada tejido tanto en la caída como en el alargamiento del arco plantar es mostrada en la tabla 6. Los resultados de las simulaciones del modelo completo (sin incluir aún la acción de los tendones) y la simulación del caso de máxima deformación fueron usadas para calcular este parámetro. Los valores son presentados en términos de deformación (en unidades de longitud) y de diferencia relativa (porcentaje). La contribución relativamente baja de los ligamentos plantares largo y corto (LPL y LPC) es llamativa. Tanto la caída como el alargamiento del arco plantar en cada caso apenas se notan cuando se eliminan estos tejidos. Sin embargo, hay una baja resistencia a la deformación cuando se mantienen únicamente estos tejidos.

La deformación gradual generada en cada caso simulado se muestra en la figura 42. La deformación se representa en términos de disminución del arco plantar (derecha) y elongación (izquierda), a través de un paso de simulación. Aquí se puede observar el efecto y la contribución de cada uno de los tejidos evaluados. Se marcó como “sólo hueso” a la simulación realizada manteniendo sólo la estructura ósea y cartilaginosa, y

“Normal” a los resultados de la simulación de carga normal en paciente sano. Es notable nuevamente que no se observe una variación significativa en las simulaciones que evalúan tanto el LPC como el LPL.

Prueba	Ángulo MCBI (°)	Ángulo de Kite (°)
Caso normal	115	16
Máxima deformación	134	31
Removiendo FP	121	18
Manteniendo sólo FP	119	20
Removiendo LPC	116	19
Manteniendo sólo LPC	125	22
Removiendo LPL	116	19
Manteniendo sólo LPL	124	24
Removiendo LS	117	24
Manteniendo sólo LS	122	17

Tabla 5: Resumen de resultados de las simulaciones realizadas en esta etapa.

Modificación del modelo para cada caso simulado	Diferencia relativa			
	Caída (mm)	Alargamiento (mm)	MCBI	Kite
Eliminando FP	0.27 (24.9%)	0.55 (32.8%)	6 (31.6%)	2 (13.3%)
Eliminando LPC	0.003 (0.3%)	0.013 (0.8%)	1 (5.3%)	3 (20%)
Eliminando LPL	0.024 (2.2%)	0.06 (3.6%)	1 (5.3%)	3 (20%)
Eliminando LS	0.16 (14.9%)	0.36 (21.4%)	2 (10.5%)	6 (53.3%)
Manteniendo sólo FP	0.51 (46.1%)	0.86 (51.5%)	4 (21.1%)	4 (26.7%)
Manteniendo sólo LPC	0.77 (69.7%)	1.35 (80.5%)	10 (52.6%)	6 (40%)
Manteniendo sólo LPL	0.76 (69.2%)	1.28 (76.6%)	9 (47.4%)	8 (53.3%)
Manteniendo sólo SL	0.39 (35.9%)	0.83 (49.9%)	7 (36.8%)	1 (6.7%)

Tabla 6: Resultados obtenidos luego de simular el modelo: Eliminando cada una de las estructuras evaluadas (arriba) y manteniendo sólo cada uno de los tejidos evaluados (abajo)

Finalmente, se evaluaron los cambios en la tensión biomecánica generados tanto para el FP como para el LS. Los resultados se muestran en la figura 43. La evaluación fue inicialmente realizada evaluando la tensión máxima principal manteniendo solamente la FP y el LS de forma separada. Luego se eliminó cada uno del modelo completo (que incluye sólo los tejidos estabilizadores pasivos). Los resultados encontrados hasta el momento muestran que la contribución del LPC y del LPL es menor. Por lo tanto, la tensión generada sobre estos tejidos no fue calculada. Los valores de tensión máxima principal fueron normalizados usando los valores del modelo de paciente normal, con el fin de visualizar objetivamente las diferencias generadas en cada uno de los casos simulados (71.6 MPa para la FP y 61.1 MPa para el LS).

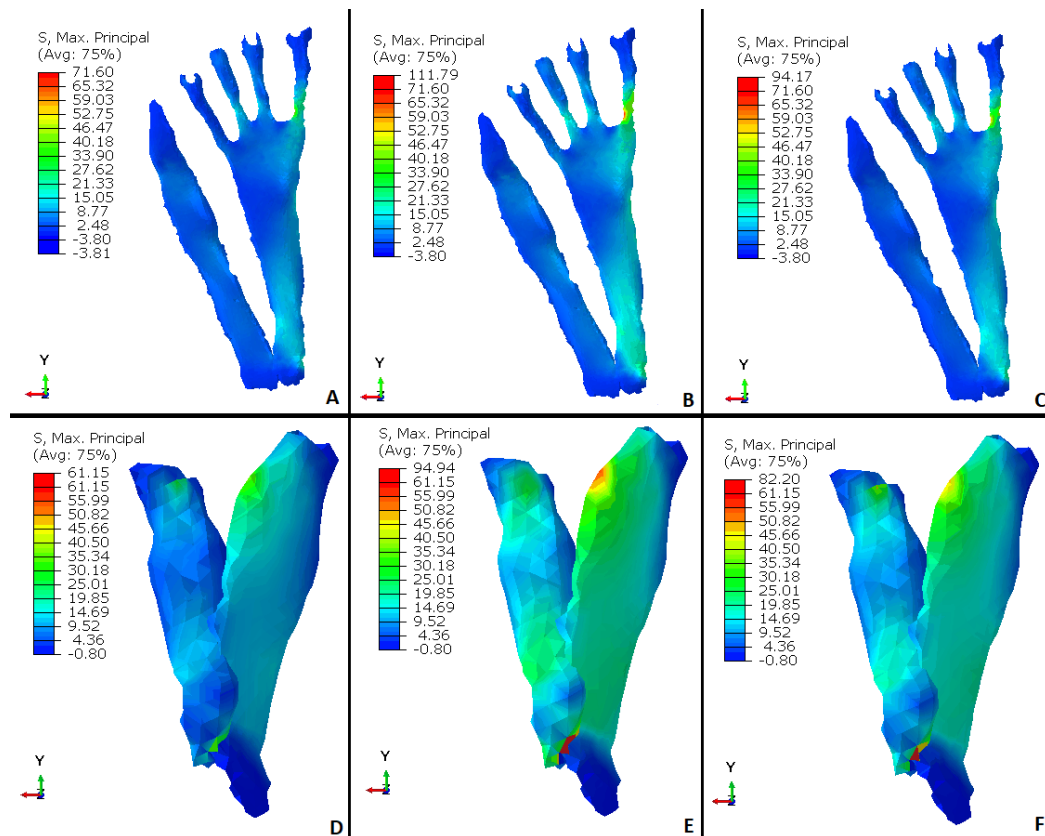


Figura 42: (Arriba). Tensión máxima principal (en MPa) sobre la fascia plantar. A) Simulación caso normal. B) Manteniendo sólo la fascia plantar. C) Removiendo el ligamento Spring. – (Abajo). Tensión máxima principal sobre el ligamento Spring. D) Simulación caso normal. E) Manteniendo sólo el Ligamento Spring. F) Removiendo la fascia plantar.

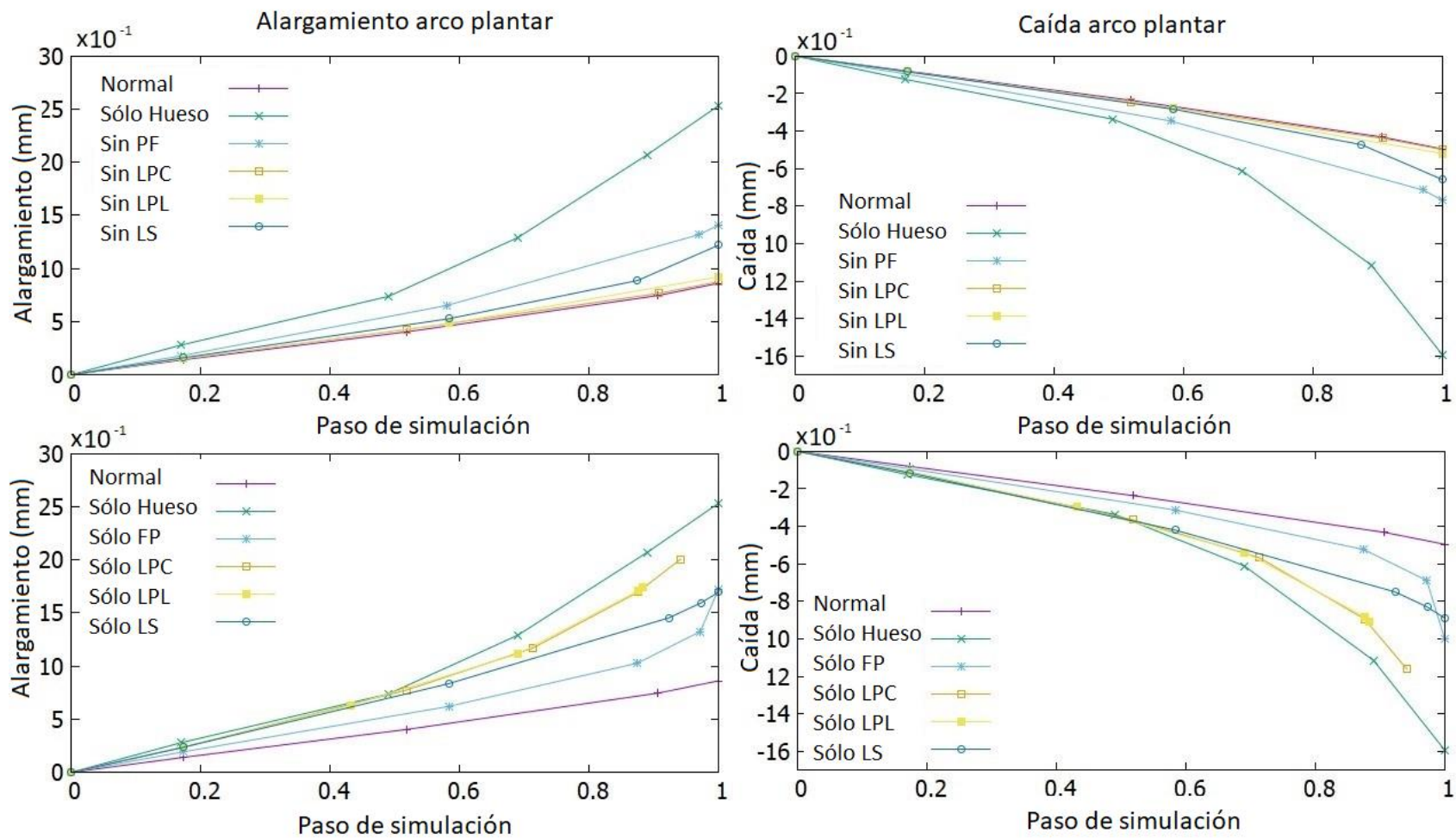


Figura 43: Medición del alargamiento (derecha) y caída (izquierda) del arco plantar obtenida de las simulaciones realizadas sobre un paso de simulación.

#### 4.4.2 Evaluación de estabilizadores dinámicos del arco plantar.

El pie plano adquirido en adultos (PPAA) es una patología que tradicionalmente ha sido relacionada con una debilidad o mal funcionamiento del tendón tibial posterior (TTP) (7,8) . Muchas de las opciones de tratamiento están enfocadas en reforzar este tejido, aunque en ocasiones la deformación reaparece nuevamente posterior al tratamiento, forzando el uso de técnicas más agresivas y restrictivas como las artrodesis del mediopié o retropié u osteotomías sobre el calcáneo (146,149). Sin embargo, algunos estudios clínicos relacionan esta patología con el fallo de otros tejidos, como la fascia plantar o el ligamento *Spring* (38,46). Esta variabilidad en los resultados de los estudios encontrados hasta el momento se debe, en parte, al desconocimiento aún latente de importantes variables mecánicas como la tensión biomecánica que experimentan los tejidos estabilizadores del arco longitudinal plantar ante carga, o en escenarios de fallo o ruptura de alguno de estos tejidos (13,29,118). La alta complejidad biomecánica del pie, la dificultad de segmentar y tratar el tejido durante los ensayos experimentales y limitaciones relacionadas con la medición de todo el tejido durante las pruebas de carga, son algunas de las principales limitaciones de esta estrategia (13,29,118). Una alternativa al enfoque experimental es el uso de modelos por EF. Varios modelos de pie y pie plano se han publicado en los últimos años, como se mostró en el capítulo 3. Sin embargo, generalmente estos modelos simplifican la representación de estos tejidos, modelando su estructura con elementos puramente deformables (22,17,165,168), con lo cual, no es posible estudiar las variaciones de tensión biomecánica que experimentan estos tejidos, reduciendo así el valor de estas representaciones en el entendimiento del desarrollo del PPAA (169).

El objetivo de este estudio fue evaluar la tensión biomecánica generada sobre el TTP a diferentes escenarios, así como la variación que experimentan los principales estabilizadores pasivos del arco plantar (FP y LS) ante alteraciones del TTP. El modelo adiciona a los tejidos de la sección 4.4.1 los tendones peroneos largo y corto (TPC y TPL), el tendón de Aquiles (TA) y el tendón tibial posterior (TTP), considerados como los principales estabilizadores dinámicos del arco longitudinal plantar (32). La fuerza de tracción generada por cada tendón fue ajustada según la relación del estudio de Arangio et al. (141) con respecto al peso del paciente, en dirección ascendente (eje Z) así: 300N en TA, 49N en TTP, 34N en TPC y 69N en TPL.

La tensión biomecánica de los tejidos evaluados fue cuantificada usando el parámetro de *Tensión Máxima Principal (S. Max)* disponible en ABAQUS/CAE 6.14. Cada uno de los casos simulados fue normalizado con respecto a las simulaciones del caso normal (paciente sano), con el fin de generar una comparación objetiva de las variaciones percibidas. Distintos escenarios fueron simulados, incluyendo el caso normal, luego manteniendo sólo el tejido de interés, manteniendo dos de los tejidos evaluados y

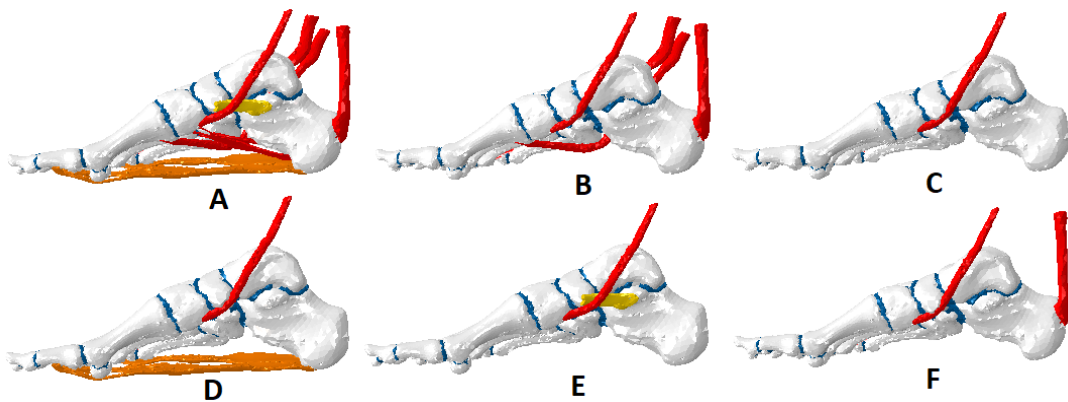


finalmente eliminando el TA, con el fin de valorar el efecto de este tendón sobre la tensión biomecánica que experimenta la FP, el LS y el TTP. El efecto tanto del TPL como del TPC no fue valorado, porque su relación con el desarrollo del PPAA no es determinante (38). Finalmente, como en la sección 4.4.1, los cambios estructurales del pie fueron cuantificados usando el ángulo de MCBI, el ángulo de Kite y el ángulo de abducción del antepié (AA). El valor de máxima deformación requerido para calcular el aporte relativo de cada una de estas estructuras fue generado usando el caso de máxima deformación explicado en sección 4.3.1., siguiendo la estrategia de Huang et al. (118) en su ensayo experimental.

#### 4.4.2.1 Resultados

##### 4.4.2.1.1 Análisis de la tensión biomecánica sobre el TTP:

El TTP es uno de los principales tejidos relacionados con el PPAA. La primera evaluación fue orientada a medir la tensión biomecánica (en  $N/mm^2$  – MPa), que se genera sobre este tejido en diferentes escenarios. La figura 44 resume las pruebas realizadas, mostrando los tejidos evaluados sobre el modelo para cada caso.



*Figura 44: Escenarios de evaluación de tensión en TTP. A) Simulación caso normal – paciente sano; B) Manteniendo solamente los tendones TTP, TPL, TPC y TA; C) Manteniendo sólo el TTP; D) Manteniendo tanto el TTP como la FP; E) Manteniendo tanto el TTP como el LS; F) Manteniendo tanto el TTP como el TA.*

Todas las simulaciones fueron probadas usando una carga de 720 N, como se muestra en la figura 38. Los resultados de esta prueba fueron normalizados en la escala de 0 a  $60 N/mm^2$ , con el fin de visualizar mejor las diferencias, con base en los resultados obtenidos de la prueba de paciente sano (Figura 45 – A). Los resultados se muestran

en la figura 45. Todas las escalas de color muestran el valor más alto generado para cada simulación.

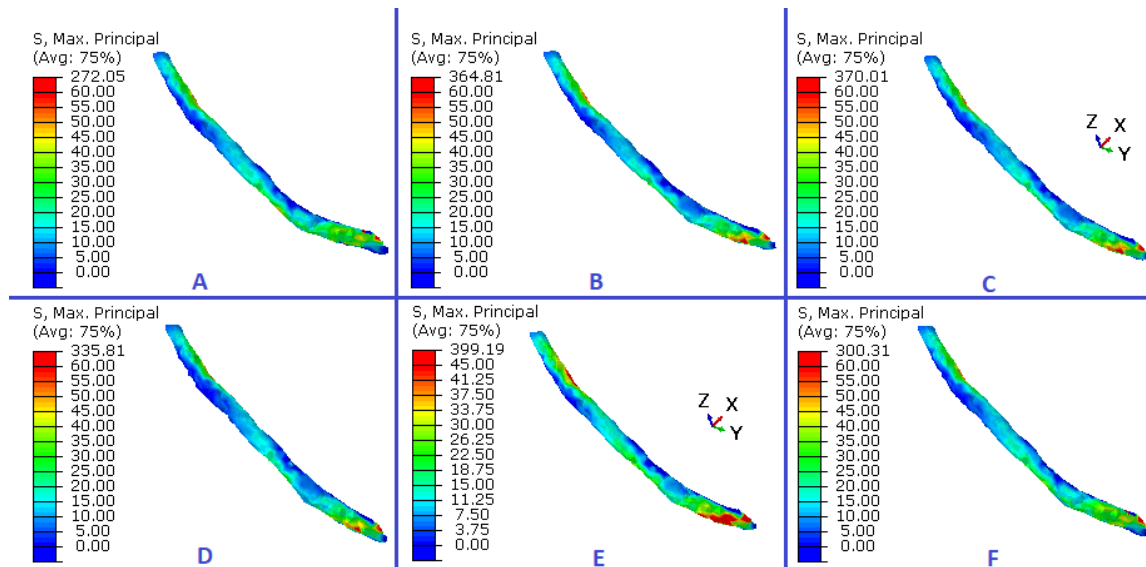


Figura 45: Tensión biomecánica generada sobre el TTP. A) Simulación caso normal – paciente sano; B) Manteniendo solamente los tendones TTP, TPL, TPC y TA; C) Manteniendo sólo el TTP; D) Manteniendo tanto el TTP como la FP; E) Manteniendo tanto el TTP como el LS; F) Manteniendo tanto el TTP como el TA.

#### 4.4.2.1.2 Análisis de la tensión biomecánica sobre la fascia plantar:

Como se ha mencionado previamente, la fascia plantar ha sido uno de los principales tejidos asociados con el soporte del arco longitudinal plantar. En esta sección, se evaluó las tensiones generadas sobre este tejido en diferentes escenarios (Figura 46).

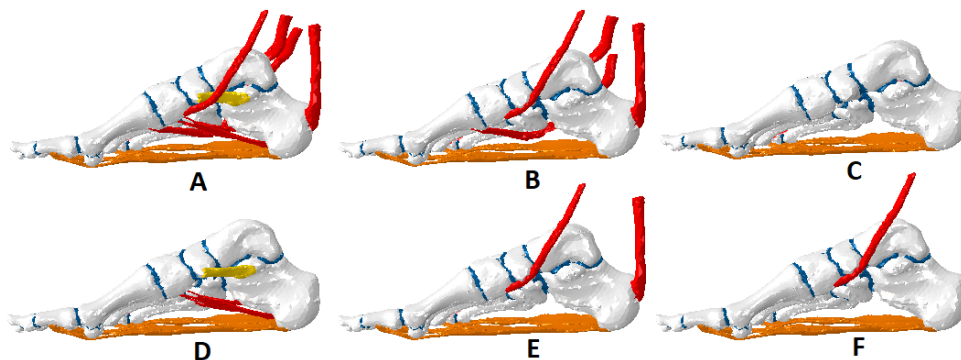


Figura 46: Escenarios de evaluación de tensión en FP. A) Caso normal – paciente sano; B) Manteniendo todos los tendones y la fascia plantar; C) Manteniendo sólo la FP; D) Eliminando todos los tendones; E) Manteniendo la FP, TTP y TA; F) Manteniendo tanto la FP como el TTP.

Los resultados se muestran en la figura 47. Los resultados fueron normalizados usando como referencia el caso normal – paciente sano (Figura 47 – A).

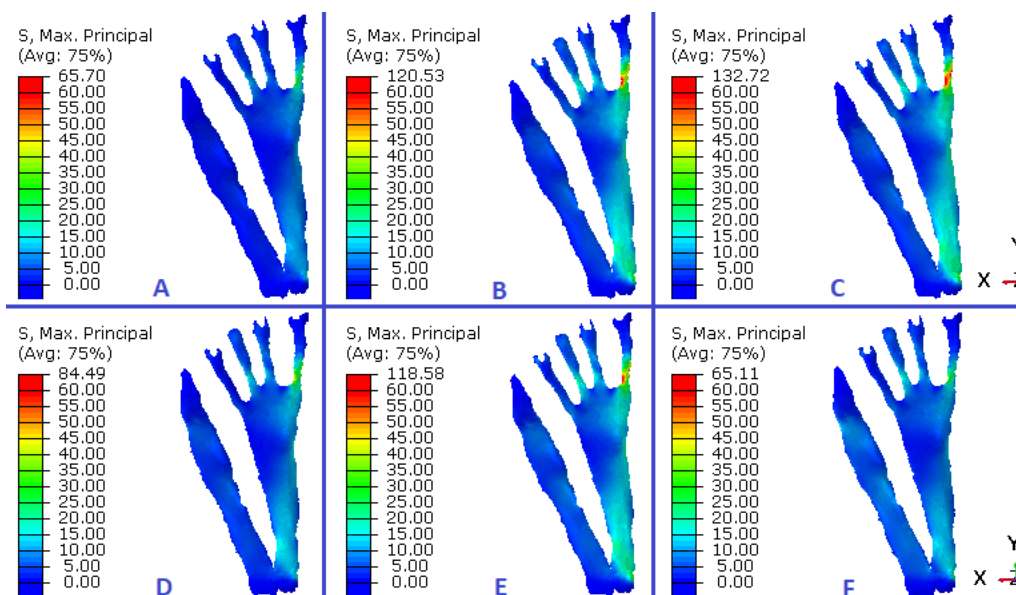


Figura 47: Tensión biomecánica generada sobre la fascia plantar. A) Caso normal – paciente sano; B) Manteniendo todos los tendones y la fascia plantar; C) Manteniendo sólo la FP; D) Eliminando todos los tendones; E) Manteniendo la FP, TTP y TA; F) Manteniendo tanto la FP como el TTP.

#### 4.4.2.1.3 Análisis de las tensiones biomecánica sobre el ligamento Spring:

De forma similar a la evaluación realizada sobre la FP, el LS ha sido relacionado en los últimos años con el desarrollo del PPA. En esta sección se cuantificó la tensión biomecánica que se genera sobre este tejido en diferentes escenarios (Figura 48).

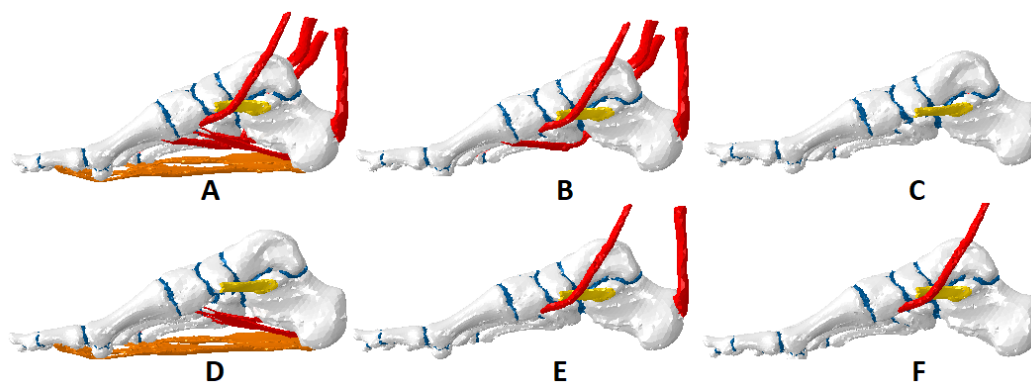


Figura 48: Escenarios de evaluación de tensión en LS. A) Caso normal -paciente sano; B) Manteniendo todos los tendones y el LS; C) Manteniendo sólo el LS; D) Eliminando todos los tendones; E) Manteniendo el LS, TTP y TA; F) Manteniendo tanto el LS como el TTP.

Los resultados obtenidos se muestran en la figura 49. Todos los casos fueron normalizados con respecto al caso normal – paciente sano (alrededor de 45 N/mm<sup>2</sup>).

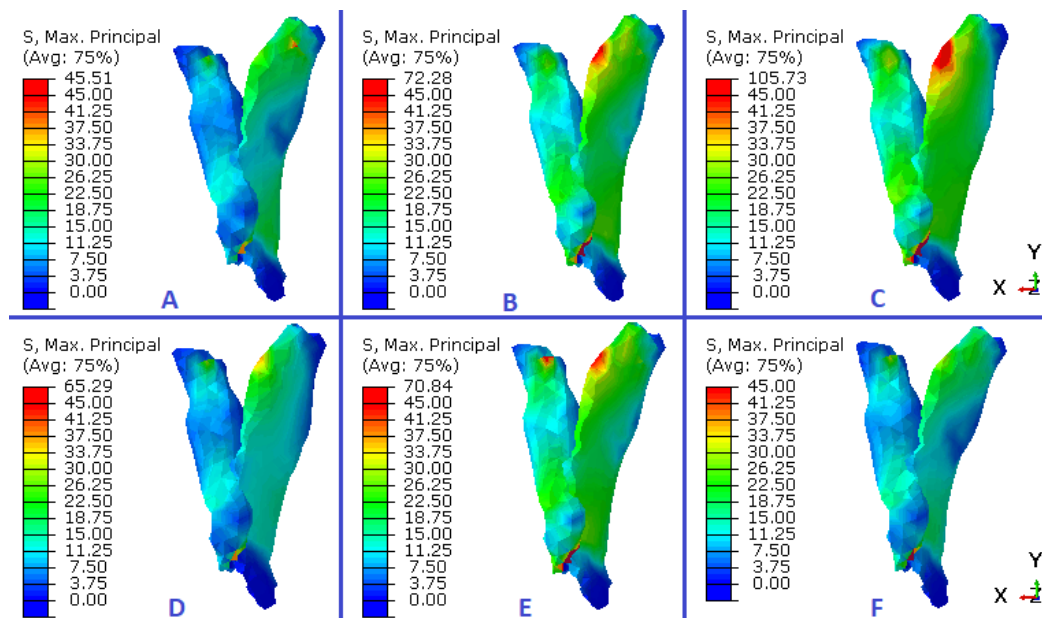


Figura 49: Tensión biomecánica generada sobre el Ligamento Spring. A) Caso normal - paciente sano; B) Manteniendo todos los tendones y el LS; C) Manteniendo sólo el LS; D) Eliminando todos los tendones; E) Manteniendo el LS, TTP y TA; F) Manteniendo tanto el LS como el TTP.

#### 4.4.2.1.4 Comparación de todos los casos: Deformación de la estructura ósea

La segunda parte de este estudio estuvo enfocada en la evaluación de la capacidad de cada tejido de mantener la estructura ósea del pie y el arco longitudinal plantar en rangos normales. Se evaluaron diferentes condiciones con el fin de cuantificar y comparar el efecto del fallo/debilidad/ruptura de la PF, el LS y/o tendones. En el caso “Sólo tendones”, el TTP, TA, TPL y TPC fueron incluidos, mientras que en el caso “Sin tendones” incluyen solamente los tejidos estabilizadores estáticos del arco plantar; es decir: FP, el LS, el LPC y el LPL. La FP, el TTP y el LS fueron evaluados también de forma aislada (manteniendo únicamente cada tejido). La simulación del caso normal – paciente sano fue usado como base para medir la diferencia relativa de cada escenario simulado. Nuevamente, el caso de máxima deformación explicado en la sección 4.3.1 fue usado como valor de referencia. Todos los resultados se muestran en la tabla 7. La evaluación incluye el efecto del TA, puesto que su acción en el soporte del arco plantar y la tensión biomecánica sobre los demás tejidos no ha sido registrada en la literatura de forma explícita y, en este estudio, se identificaron importantes diferencias después de haber realizados algunas pruebas.

Simulaciones realizadas	Ángulos			Ángulo MCBI		Ángulo de Kite		Ángulo AA	
	MCBI	Kite	AA	Dif.	%	Dif.	%	Dif.	%
<b>Caso normal</b>	115	18	17	0	0	0	0	0	0
<b>Máxima deformación</b>	130	23	26	15	100	5	100	9	100
<b>Sin tendones</b>	116	20	15	1	7	2	40	-2	-22
<b>Sólo tendones</b>	122	18	21	7	47	0	0	4	44
<b>Sólo TTP</b>	121	22	24	6	40	4	80	7	78
<b>Sólo FP</b>	120	22	25	5	33	4	80	8	89
<b>Sólo LS</b>	122	20	18	7	47	2	40	1	11
<b>TTP + FP</b>	115	21	14	0	0	3	60	-3	-33
<b>TTP + LS</b>	116	21	13	1	7	3	60	-4	-44
<b>TTP + TA</b>	125	18	22	10	67	0	0	5	56
<b>TTP + PF + AT</b>	117	21	23	2	13	3	60	6	67
<b>TTP + LS + AT</b>	121	22	17	6	40	4	80	0	0

*Tabla 7: Resultados obtenidos de cada una de las simulaciones realizadas, considerando la diferencia real (Dif.) y la diferencia relativa (%), comparada con respecto al caso normal y el caso de máxima deformación.*

No se presentan las tensiones biomecánicas generadas sobre los ligamentos plantares (LPC y LPL) de forma aislada, debido a que su contribución en el mantenimiento del arco longitudinal plantar no es significativo (118,169). La deformación que se generó en estos casos estuvo cerca a la generada en caso de máxima deformación.

#### 4.5 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En este capítulo se presenta el desarrollo de un modelo computacional de pie humano que sigue un enfoque clínico y permite la evaluación de las estructuras estabilizadoras estáticas y dinámicas del arco plantar. El modelo propuesto es capaz de reproducir deformidades del pie en una posición de carga tanto para casos sanos como para pies planos en adultos. La versatilidad del modelo permitió evaluar distintos escenarios tanto en la etapa I (evaluación de estabilizadores estáticos del arco plantar) como en la etapa II (Modelo completo incluyendo estabilizadores dinámicos del arco plantar). Esta estrategia permitió calcular la contribución relativa de cada tejido en el mantenimiento del arco longitudinal medial y la pronación del pie, principales signos clínicos asociados con el desarrollo del PPAA.

En el campo clínico, se considera que las principales estructuras que mantienen la bóveda plantar con la FP y el LS, y en menor medida, el LPC y LPL, sin embargo, la contribución de cada uno no ha sido claramente cuantificada hasta el momento (118). El estudio realizado en la etapa I de este capítulo, permitió generar resultados similares a los encontrados mediante estudios experimentales con pies de cadáveres (29,118), y agrega parámetros como la tensión biomecánica que experimentan la FP y el SL, que pueden ser considerados por los especialistas en el estudio y comprensión del desarrollo del PPAA.

Algunos autores han propuesto modelos computacionales para evaluar el PPAA y el efecto de algunos tejidos en el mantenimiento del arco plantar. Gefen et al (124). y luego Cheung et al. (125), desarrollaron modelos que permiten evaluar las consecuencias biomecánicas de eliminar parcial y completamente la FP. Sin embargo, ellos simplificaron considerablemente las características biomecánicas de los tejidos, modelando la FP con elementos barra (puramente deformables unidimensionales). Wu et al (133). propusieron un modelo en 2D para evaluar el arco longitudinal del pie. Este modelo consideró una estructura anatómica detallada, así como una representación no-lineal (hiper-elástica) de los cartílagos. Este trabajo fue uno de los primeros enfoques por EF que evaluaron el trabajo de los ligamentos plantares en el mantenimiento del arco plantar. Más tarde, Tao et al (142). desarrollaron un modelo detallado por EF, que evaluó la participación de la FP, el LS, el LPL y el LPC en el mantenimiento del arco plantar. En contraste con la propuesta de esta tesis, el autor no incluyó el comportamiento hiper-elástico de los tejidos, el componente trabecular de los huesos, ni la geometría adecuada para cada tejido. Su evaluación se enfocó en la presión generada sobre los metatarsos. Sin embargo, a pesar de las diferencias, los resultados que arroja este estudio coinciden al identificar a la FP como el tejido más relevante en el sostenimiento del arco plantar, mientras que los ligamentos plantares (largo y corto) juegan un rol secundario en esta tarea. Adicionalmente, el estudio de las tensiones biomecánicas mostró que hay un importante incremento en la tensión de la FP cuando el LS falla. Algo similar sucede en los resultados de la evaluación de las tensiones biomecánicas sobre el LS. Se observó un incremento considerable en la tensión de este tejido cuando la FP falla. Estos resultados sugieren que ambos tejidos juegan un rol fundamental en el mantenimiento del arco plantar. Cuando uno de los dos tejidos falla, el otro es claramente sobrecargado.

Los resultados del análisis de la etapa I de este capítulo muestran además que la FP es el tejido que más contribuye a evitar la caída y alargamiento del arco plantar, similar a lo reportado por Huang et al (118). en su estudio experimental. Cuando la FP se debilita o rompe, nuestro modelo predice un incremento del 25% en la caída del arco plantar, aunque mostró una variación de solo 2 grados en la pronación del retropié. Esto significa que la fascia plantar tiene poco efecto evitando la divergencia astrágalo – calcánea. Por otro lado, es remarcable el trabajo que cumple el LS en esta tarea. Los resultados muestran que, en caso de una ruptura de este ligamento, habría un incremento del 53%

en el ángulo de divergencia astrágalo – calcáneo, pero sólo un incremento del 14% en la caída del arco plantar (ángulo de MCBI). Esto muestra que el LS juega un papel secundario en esta tarea, pero es el principal tejido encargado de evitar la rotación hacia pronación del retropié. Estos resultados fueron incluidos en el estudio del modelo completo, que incluye las estructuras estabilizadoras dinámicas del arco plantar.

Como se ha mencionado previamente, la literatura clínica tradicionalmente relaciona el desarrollo del PPAA a la disfunción del TTP (6). Sin embargo, se encuentran algunas posiciones clínicas que argumentan que el TTP tiene un rol secundario en el sostenimiento del arco plantar, comparado con la FP y el LS. Algunos autores consideran que es el TTP quien claudica cuando el retropié ha rotado alrededor de la articulación astrágalo – calcánea (8,16,169). Esto motivó la inclusión de los tendones TTP, AT, TPC y TPL en el modelo propuesto, y de esta forma analizar objetivamente su contribución en el desarrollo de los signos clínicos asociados al PPAA.

El estudio realizado en la segunda etapa de este capítulo permitió evaluar la tensión biomecánica sobre el TTP en distintos escenarios, así como la tensión generada tanto en la FP como en el LS. El modelo fue capaz de predecir la deformación del pie de un paciente sano, así como la deformación característica del PPAA. Nuevamente, la versatilidad del modelo permitió evaluar de forma aislada la tensión generada en el TTP, la FP y el LS, y distintas combinaciones entre ellos. Adicionalmente, se incluyó el análisis del efecto del TA sobre la tensión de los tejidos plantares.

Como se mostró en el capítulo 3, en la literatura no se han encontrado modelos que incluyan un estudio de la tensión sobre el TTP, ni se ha cuantificado el efecto del TA, a pesar de que su relación con la tensión de la FP sí ha sido estudiada mediante ensayos experimentales en cadáveres (138). Sin embargo, recientemente algunos autores han diseñado complejos modelos orientados a modelar procedimientos quirúrgicos correctivos del PPAA (17,165,168). Sin embargo, estos modelos mantienen las simplificaciones sobre el modelado de los tejidos blandos que no permiten realizar un análisis de las tensiones biomecánicas que experimentan estos tejidos, con lo cual, se reduce el interés clínico de estas propuestas en el estudio del PPAA.

Los resultados de este estudio sugieren que la FP es el principal tejido que permite sostener el arco plantar dentro de rangos normales, seguido del LS y el TTP, mientras que los ligamentos plantares (largo y corto) muestran nuevamente un efecto mínimo en esta tarea, pues las simulaciones probando estos tejidos desarrollaron deformaciones cercanas a las de la máxima deformación explicada en la sección 4.3.1. Estos resultados son consistentes con los estudios experimentales de Huang et al. (118) realizados sobre cadáveres. El modelo presentado puede predecir deformaciones similares a los casos experimentales, pero permite incluir la cuantificación de la tensión biomecánica que experimentan los tejidos en distintos escenarios.

A pesar de que los valores de tensión generados no pueden ser asumidos como valores reales para todas las personas (debido a la variabilidad inter-sujeto), los resultados permiten realizar un análisis de las diferencias relativas generadas para cada caso. Por lo tanto, es notable la importante diferencia entre la tensión generada en el TTP, comparada con la que experimentan la fascia plantar y el ligamento *Spring*. El rango de magnitud de la tensión generada en este tejido es aproximadamente 4 veces más alto que la tensión de la FP y 6 veces mayor a la tensión del LS. Sin embargo, los resultados muestran que el TTP no puede soportar el arco plantar por sí mismo. La deformación del pie que predice el modelo al mantener solamente el TTP fue similar al caso de máxima deformación (Ver Figuras 44-C y 44-F), aunque sí que favorece la reducción de la pronación del pie, como lo hace el LS. Las simulaciones muestran que, si la FP, el LS y el TTP están en buenas condiciones, el arco plantar se mantienen dentro de los rangos de normalidad. Sin embargo, si alguno de ellos falla, la estructura del pie se ve afectada.

La tensión que se genera en la FP y el LS se reduce cuando la acción de los tendones es incluida en la simulación. Esto significa que los tendones liberan la FP y el SL de soportar toda la carga del pie, como se esperaba. Adicionalmente, los resultados de este estudio mostraron que la acción del tendón de Aquiles incrementa considerablemente la tensión biomecánica de todos los tejidos plantares, como lo sugirió Blackman et al (138). en su estudio y como se observa en las figuras 45, 47 y 49. Puede observarse que la tensión que se genera cuando se simulan los tejidos (FP, LS y TTP) de forma aislada, es menor que la simulación que incluye la acción del TA (Figuras 44-F, 46-F y 48F). Este efecto se puede explicar al considerar que el vector de fuerza del tendón de Aquiles tira hacia arriba la cabeza del calcáneo, lo cual genera un incremento en la apertura del arco plantar.

El análisis de la deformación del pie muestra que la acción tanto del TTP como del LS permite reducir la pronación del pie. Adicionalmente, la tensión biomecánica que predijo el modelo para cada caso sugiere que, cuando uno de estos dos tejidos falla, el otro sufre un aumento considerable en la tensión soportada (La tensión del TTP pasa de alrededor de  $300 \text{ N/mm}^2$  a  $370 \text{ N/mm}^2$  y la tensión en el LS pasa de  $45 \text{ N/mm}^2$  a  $105 \text{ N/mm}^2$ ). Incluso, los resultados de las mediciones del ángulo de Kite y de Abducción del antepié fueron similares en las simulaciones que se realizaron con cada tejido de forma aislada. La apertura del arco plantar (medida a través del ángulo de MCBI) generada manteniendo únicamente el LS fue similar al obtenido con el TTP.

Los resultados de este estudio coinciden con la teoría que considera al tendón tibial posterior en un rol secundario en la tarea de evitar la elongación del arco plantar, comparado con la Fascia Plantar y el ligamento *Spring*. Algunos autores consideran que, es finalmente el TTP quien claudica cuando el retropié rota alrededor de la articulación astrágalo – calcánea (8,16,169), lo cual podría explicar el fallo de la reconstrucción el TTP como tratamiento correctivo de esta patología (16,59).



La principal limitación de nuestro modelo es que considera la caracterización de la FP, ligamentos plantares y LS como un material elástico lineal. Sin embargo, dado que es un cálculo estático con pequeños desplazamientos y deformaciones, el error es insignificante.

Finalmente, consideramos que el modelo presentado en este capítulo contribuye a incrementar el conocimiento biomecánico de los tejidos del pie y podría ser útil para el estudio del desarrollo del PPAA y la investigación clínica relacionada con el tema.

## 5 CAPÍTULO: MODELO POR ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DEL EFECTO DE LA OSTEOTOMÍA MEDIALIZANTE DE CALCÁNEO COMO TRATAMIENTO PARA EL PIE PLANO ADQUIRIDO EN ADULTOS.

---

En este capítulo, se presenta el desarrollo del modelo 3D por EF diseñado para evaluar el efecto de la Osteotomía Medializante de Calcáneo (OMC) como tratamiento correctivo de la deformación generada por el PPAA. El modelo modifica la geometría del modelo propuesto y validado del capítulo 4. Este modelo incluye la geometría realista de los tejidos simulados y parametriza las características biomecánicas de cada uno (materiales), de acuerdo con los ensayos experimentales realizados previamente en el grupo de investigación AMB del I3A de la Universidad de Zaragoza que apoya esta tesis (25).

La osteotomía medializante de calcáneo forma parte del elenco de opciones de tratamiento en el pie plano adquirido en adultos. La corrección estructural que se consigue es ampliamente conocida (1,160) (Ver Figura 50). Sin embargo, el efecto de este procedimiento sobre los tejidos blandos que soportan el arco plantar ha sido poco estudiado, pues experimentalmente no es posible cuantificar las variaciones de tensión y deformación generadas. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue evaluar el efecto que tiene la osteotomía medializante de calcáneo sobre el tejido blando que soporta el arco plantar, usando un modelo computacional de pie humano diseñado con un enfoque clínico. El modelo por elementos finitos propuesto fue reconstruido a partir de imágenes de tomografías computarizadas de un paciente sano. Las simulaciones fueron realizadas emulando la fase de apoyo monopodal de la marcha humana de un adulto. El efecto sobre cada tejido fue evaluado siguiendo criterios clínicos y biomecánicos. La geometría del modelo fue obtenida a partir de imágenes de resonancia magnética y tomografía computacional, incluyendo la diferenciación entre el hueso cortical y trabecular, así como tendones, cartílagos, ligamentos y la fascia plantar. Los tendones y los cartílagos fueron representados como materiales hiper-elásticos usando el modelo biomecánico de Ogden.

De la misma forma como en el capítulo 4, este estudio se divide en dos partes: la primera consistió en realizar una valoración del efecto de la OMC sobre la tensión biomecánica de las estructuras estabilizadoras estáticas del arco longitudinal plantar. Este modelo, no incluye el efecto de los tendones, pues está orientado específicamente en valorar los cambios que genera la OMC con respecto a la tensión normal de un paciente sano en carga (pie apoyado).

La segunda parte incluye el efecto de los tendones sobre el modelo. De esta forma, se valoraron las modificaciones tanto en la estructura del pie como en la tensión biomecánica que genera sobre los tejidos plantares la OMC. El modelo incluye, además de la estructura ósea del pie, el tendón tibial posterior (TTP), el tendón de Aquiles (TA), el

tendón peroneo largo (TPL), el tendón peroneo corto (TPC), el ligamento plantar largo (LPL), el ligamento plantar corto (LPC), el ligamento calcáneo – escafoideo o ligamento *Spring* (LS) y la fascia plantar (FP). Estos tejidos se consideran como los estabilizadores estáticos y dinámicos del arco longitudinal plantar y, de acuerdo con la literatura especializada consultada (Capítulo 3), son los principales tejidos relacionados en el desarrollo del PPAA.

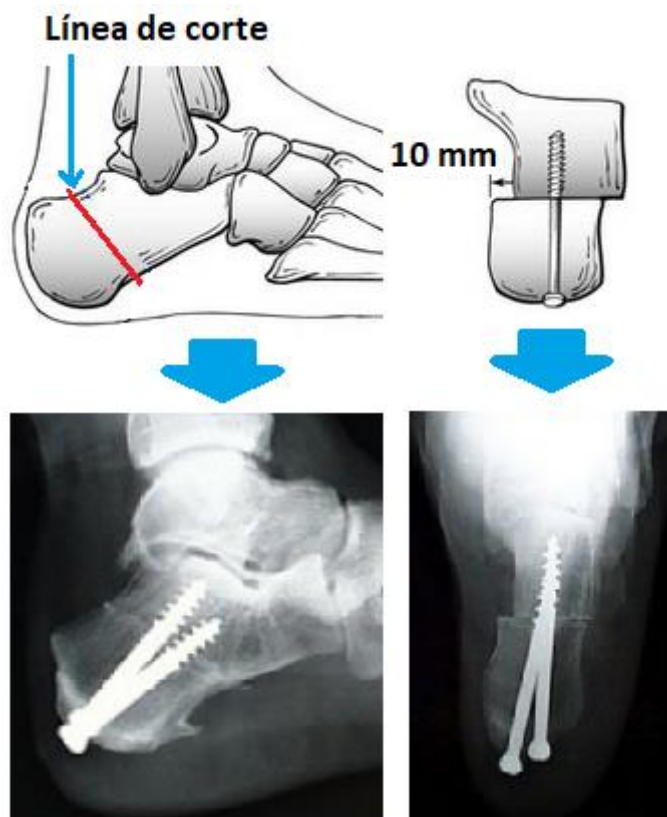


Figura 50: Osteotomía medializante de calcáneo. Imagen adaptada de <https://musculoskeletalkey.com>

Los resultados muestran que la osteotomía de calcáneo reduce la tensión generada normalmente sobre los tejidos evaluados, siendo el efecto sobre el ligamento calcáneo-escafoideo y la fascia plantar los más notables. Los resultados de deformación obtenidos son consistentes con ensayos experimentales y el conocimiento clínico. La versatilidad de este modelo permite la valoración objetiva de diferentes condiciones y apoya la toma de decisión para el tratamiento del pie plano adquirido en adultos en estadios medio y avanzado.

La información presentada en la primera parte de este capítulo fue publicada en la *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología – RECOT* (169). <https://doi.org/10.1016/j.recot.2018.04.003>.

## 5.1 INTRODUCCIÓN

El pie plano adquirido en adultos ha sido objeto de investigación clínica en los últimos años motivado por la prevalencia en ascenso de la patología y la gran variabilidad de alternativas de tratamiento actualmente disponibles. Dependiendo del estadio evolutivo de la lesión las opciones de tratamiento comprenden desde órtesis, para las etapas iniciales, hasta la realización de artrodesis del medio y retropié para las fases más avanzadas de la patología (146,172). Una de las técnicas más comunes utilizadas para corregir la pronación característica del pie plano es la osteotomía medializante de calcáneo. En algunos casos, esta corrección de la estructura ósea no es suficiente, con lo cual se mantiene la tensión generada en determinados tejidos (149). La experiencia clínica del cirujano determinará la necesidad de asociar otras técnicas descritas sobre partes blandas o a otros niveles óseos.

Este componente altamente subjetivo que enmarca este procedimiento es causado, en parte, por el desconocimiento aún latente de variables biomecánicas que no se han evaluado adecuadamente desde el punto de vista experimental. La alta complejidad biomecánica del pie, tanto en estática como en dinámica, la dificultad de segmentar y tratar el tejido de forma adecuada durante las pruebas y las limitaciones propias de los instrumentos de medición utilizados, son las principales causas que motivan esta problemática (63,118).

Una forma de incrementar la objetividad diagnóstica y la toma de decisión es cuantificar el efecto que genera la osteotomía de calcáneo sobre la estructura del pie y los tejidos blandos que soportan el arco plantar. En las últimas décadas, se han propuesto diversos modelos que describen y evalúan la biomecánica del pie normal y patológico (47,118,127). Sin embargo, hasta el momento, no existe un modelo consensuado de investigación para el estudio del pie plano en adultos con osteotomía de calcáneo (13). Se han desarrollado trabajos experimentales en cadáveres, sometiendo cuerpos a cargas progresivas, sobre los cuales se evalúa fundamentalmente la deformación generada sobre la estructura del pie (38,173,174). Sin embargo, estos modelos experimentales requieren de importantes inversiones económicas en equipos, así como un mayor control sobre las piezas de estudio, con el fin de mantener inalteradas las características biomecánicas del tejido (142).

Recientemente, avances tecnológicos han mejorado notablemente la capacidad de procesamiento de las computadoras. Esto ha motivado el diseño de modelos numéricos complejos para el estudio de la biomecánica del pie humano (30). Estos modelos se plantean como una alternativa válida, ya que el investigador puede someter el modelo ante cargas sobre estructuras “virtuales” sin la necesidad de disponer de un material físico, con la ventaja de poder alterar los parámetros estructurales que más afectan al complejo pie-tobillo. De esta forma, es posible evaluar la respuesta sobre partes blandas,

articulaciones, complejo tendinoso y tejido muscular (14,21,23,144). Por supuesto, su validez se soporta en el adecuado diseño de las estructuras fisiológicas y el modelamiento realista de las propiedades mecánicas del tejido y su fisionomía (128,175).

Estos modelos, principalmente basados en el modelado por elementos finitos, basan su estudio en variables y parámetros tomados de trabajos experimentales generales, obviando algunos tejidos y características relacionadas directamente con el desarrollo del pie plano adquirido en adultos (144). En la clínica, se han identificado algunos tejidos de acción pasiva, como la fascia plantar (8,69), los ligamentos plantares y ligamento calcáneo-escafoideo o ligamento *Spring* (8,98), que tienen una importante participación en el desarrollo en esta patología. Los modelos publicados actualmente simulan estos tejidos sin considerar su geometría ni el comportamiento de tipo hiperelástico que lo caracteriza (22,23). Por lo tanto, su planteamiento resulta poco realista, reduciendo así el valor clínico de estas propuestas.

En este capítulo se propone un nuevo modelo computacional que permite la evaluación clínica y biomecánica de la osteotomía medializante de calcáneo usada para corregir el pie plano, así como la evaluación objetiva de su efecto sobre cada uno de los tejidos que soportan pasivamente el arco plantar, con resultados comparables con ensayos clínicos experimentales. Este modelo incluye la geometría de los tejidos y características biomecánicas cercanas a las de un pie humano real. En el estudio se evaluó tanto la caída y aplanamiento del arco plantar como la divergencia astrágalo-calcánea. Estos son signos clínicos comúnmente medidos mediante el ángulo interno de Moreau-Costa-Bertani Interno (MCBI) y el ángulo de Kite. Las simulaciones se realizaron en ausencia del tejido evaluado y en presencia única del mismo sobre un modelo normal y con osteotomía de calcáneo, con el fin de evaluar objetivamente el efecto de este procedimiento quirúrgico sobre cada tejido.

## 5.2 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO

### 5.2.1 Modelo de control

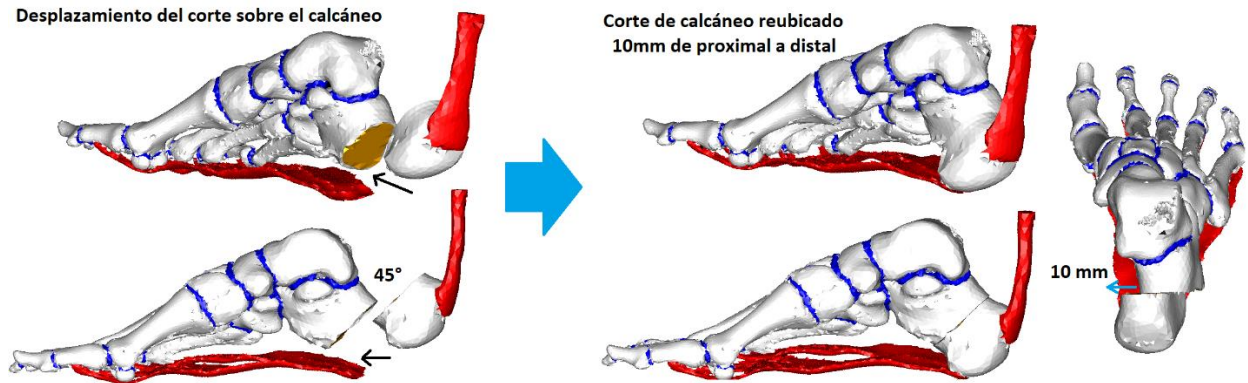
Los estudios que se muestran en este capítulo toman como modelo de referencia el modelo presentados en el capítulo 4. Este modelo parte de la reconstrucción de un pie humano de un paciente con metatarsalgia neuropática mediante un escáner clínico convencional modelo SIEMENS SOMATON. La resolución del estudio fue de 0.44 mm en el plano transversal y 1.0 mm en dirección longitudinal. La segmentación y reconstrucción del tejido se realizó usando el software MIMICS V. 10 de Materialize. Este modelo mantiene la morfología de los cartílagos y la fascia plantar, así como la diferenciación del hueso cortical y trabecular, lo cual generalmente es obviado por otros autores a pesar de

la importancia de considerar esta diferenciación en el modelado de la mecánica ósea (170,176).

Se incluyeron además los ligamentos Spring (LS), ligamento plantar corto (LPC) y ligamento plantar largo (LPL), que son fundamentales para el análisis adecuado del desarrollo del pie plano en adultos. La geometría de cada tejido se diseñó tomando como base imágenes anatómicas de atlas y cadáveres, bajo la asesoría de médicos y especialistas. El mallado del modelo se realizó usando el software ICEM CFD de ANSYS V.15, generando un total de 256.598 elementos tetraédricos. El modelo de paciente normal se muestra en la figura 36. Este modelo fue usado como referencia para la comparación de las tensiones del modelo con OMC.

### 5.2.2 Modelo de pie con Osteotomía Medializante de Calcáneo

El mallado del modelo control se modificó replicando una osteotomía de 45° en calcáneo oblicua de proximal a distal y de dorsal a plantar (Ver figura 51). Se realizó deslizamiento medializante de 10 mm del segmento más proximal de la osteotomía calcánea y se consideró esta posición como fija simulando así el efecto de fijación de osteosíntesis sin necesidad de ser añadido como elemento externo al modelo.



*Figura 51: Modificación del modelo control para obtener la geometría de un pie con Osteotomía Medializante de Calcáneo de 10 mm a 45°. Visualización del modelo en el software NX I-deas 5.*

La modificación del modelo control (mostrado en el capítulo 4) se realizó en 2 etapas. La primera corresponde a la modificación de la geometría de pie. Este proceso se realizó en el software NX I-deas 5. Se realizó un corte a 45° sobre los elementos del calcáneo (cortical y trabecular), separando además los nodos que unen la fascia plantar al hueso cortical en la parte baja del calcáneo. La sección alterada fue desplazada hasta la posición requerida (Figura 51).

Debido a que los elementos de la fascia deben coincidir con la nueva posición de la base del calcáneo, éstos fueron rotados  $2.5^\circ$ , usando como punto fijo de rotación el extremo separado del calcáneo. Luego, con los elementos reubicados, se generó una unión de nodos (*merge*) coincidentes en un rango de 1mm de diámetro, tanto en la zona de inserción de la fascia plantar con el calcáneo, como en la zona de unión de las dos fracciones del calcáneo.

Esta nueva geometría fue exportada y mallada nuevamente en el software ICEM CFD de ANSYS V. 15. El nuevo modelo se muestra en la figura 52. El proceso de mallado y análisis se realizó siguiendo los mismos criterios seguidos para generar el modelo mostrado en el capítulo 4. El nuevo proceso de mallado sobre el modelo de Osteotomía Medializante de Calcáneo generó 265.547 elementos tetraédricos de tipo C3D4. La verificación de los parámetros de calidad sugeridos por Burkhart et al. (119) se muestra en la tabla 8.

Métrica de evaluación	Criterio	Elementos correctos	Elementos incorrectos
Elementos jacobianos	$> 0.2$	99.96%	0.04%
Relación de aspecto	$> 0.3$	96.9%	3.1%
Ángulos mínimos	$> 30^\circ$	89.4%	10.6%
Ángulos máximos	$< 120^\circ$	99.46%	0.64%

Tabla 8: Resumen de las medidas de calidad verificadas en la malla, siguiendo las recomendaciones de Burkhart et al. (118)

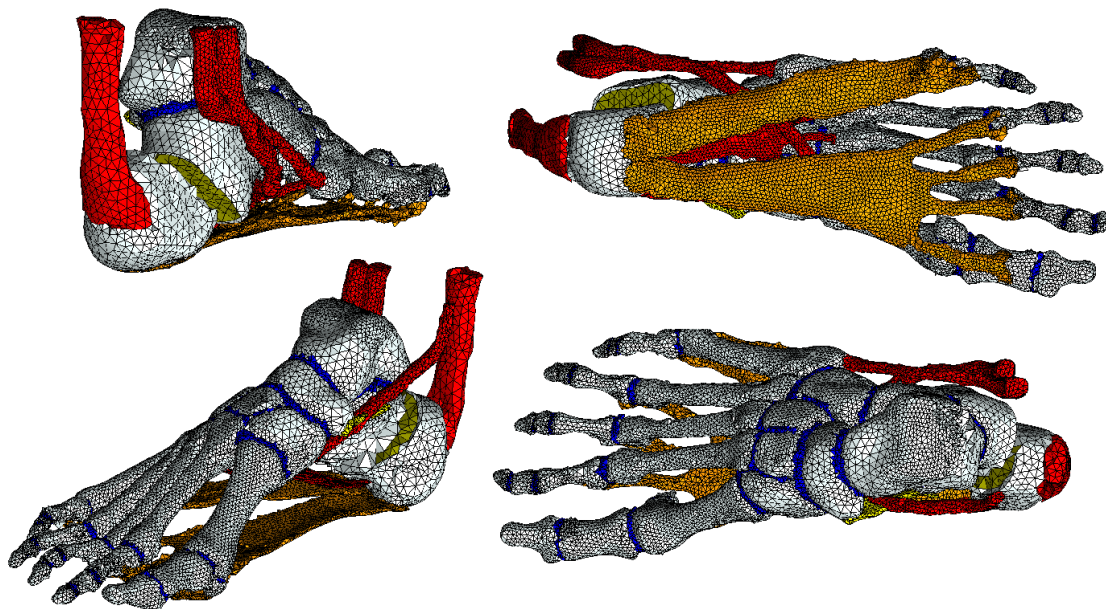


Figura 52: Modelo generado a partir de la modificación de la geometría de paciente sano del capítulo 4. El proceso de mallado se realizó en el software ICEM CFD de ANSYS V. 15.

### 5.2.3 Condiciones de carga

El modelo fue diseñado a partir de imágenes provenientes de la tomografía de un pie en reposo (sin carga). Para deformar esta geometría inicial hasta una posición de carga en el momento del segundo rocker se simuló el modelo con todos los tejidos de acción pasiva que dan soporte a la bóveda plantar usando una carga de 720 N. Esta carga representa el peso completo de una persona adulta de 73Kg, apoyada sobre el pie evaluado.

La carga fue introducida en sentido vertical descendente, con 10 grados de inclinación como lo sugieren algunos autores (25,116), repartida en la zona de contacto Tibia – Astrágalo (95%) y Peroné – Astrágalo (5%). Las simulaciones fueron realizadas manteniendo fijos nodos del extremo más plantar del calcáneo y bloqueando el desplazamiento sobre el eje Z (vertical) de los nodos más plantares del primer y quinto metatarsianos, simulando el efecto del suelo sobre el modelo de pie en el momento del segundo rocker de la marcha. Adicionalmente, para la segunda parte de este estudio, se incluyó la participación de los tendones de Aquiles, peroneo largo, peroneo corto y tibial posterior. La fuerza de tracción generada por cada tendón fue ajustada según la relación del estudio de Arangio et al. (139) con respecto al peso del paciente, en dirección ascendente (eje Z) así: 300N en TA, 49N en TTP, 34N en TPC y 69N en TPL. Las figuras 53 y 54 muestran la configuración del modelo usado en los dos estudios que se muestran en este capítulo.

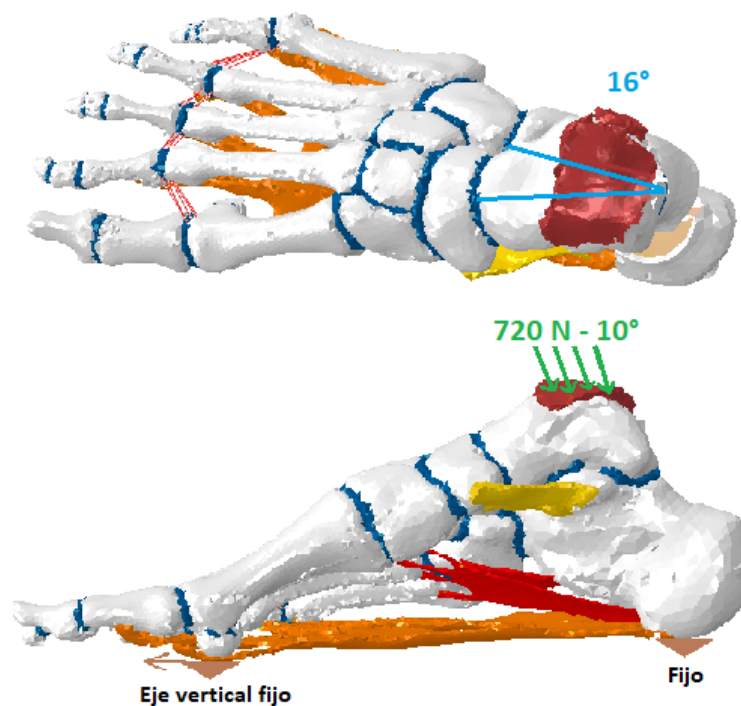


Figura 53: Modelo propuesto para evaluar el efecto de la osteotomía de calcáneo sobre los tejidos pasivos encargados de sostener el arco plantar.



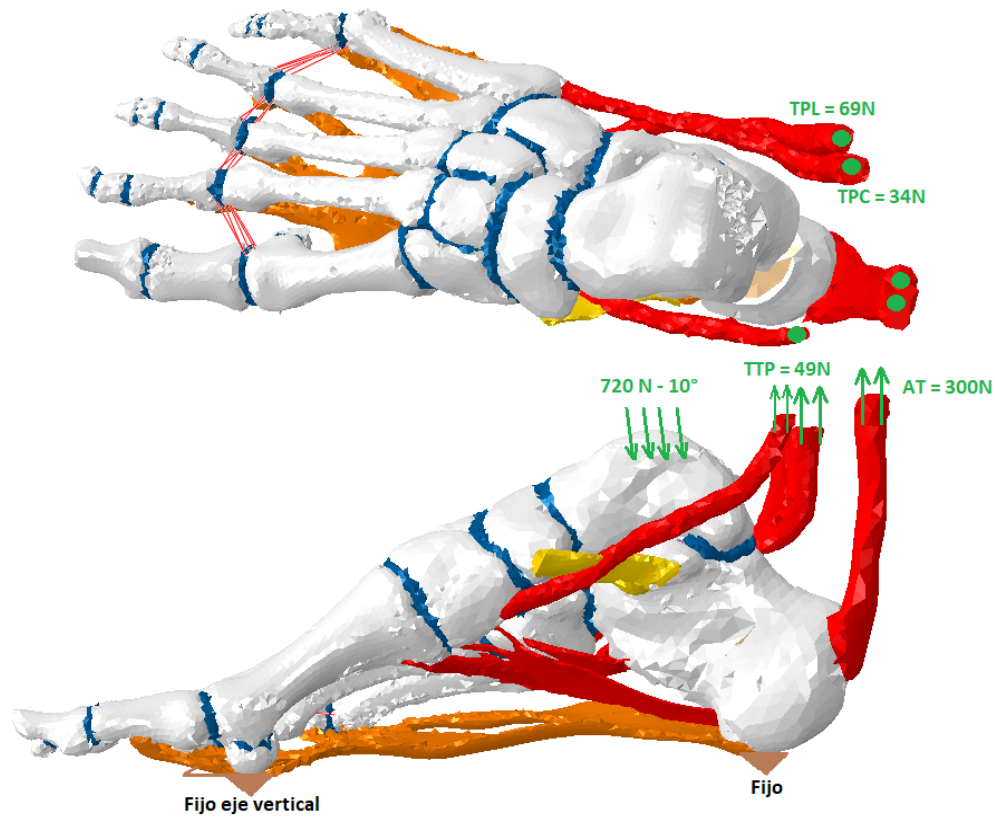


Figura 54: Modelo propuesto para evaluar el efecto de la osteotomía de calcáneo sobre los tejidos pasivos y dinámicos (tendones) que soportan el arco longitudinal.

#### 5.2.4 Geometría de tendones y ligamentos

El modelo mantiene la estructura ósea del modelo base, diferenciando las propiedades del componente cortical y trabecular del hueso (126) y se complementa con ligamentos, cartílagos y fascia plantar en las posiciones anatómicas adecuadas (Figura 55).

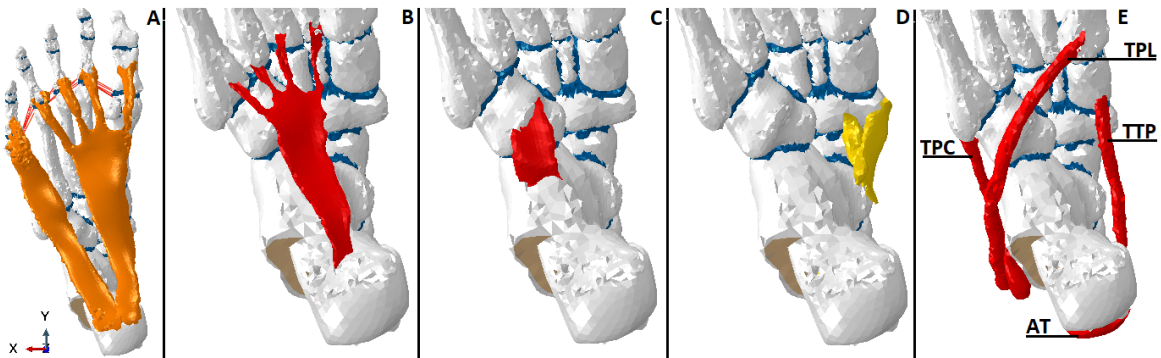


Figura 55: Modelo por elementos finitos de Fascia Plantar (A), Lig. plantar largo (B), Lig. plantar corto (C), Lig. Spring (D) y Tendones, incluidos en el modelo.

Los modelos de tejido fueron considerados como elementos elástico-lineales, usando propiedades biomecánicas publicadas previamente. Para modelar el cartílago, se consideró un modelo no lineal e hiperelástico, que representa mejor la mecánica del tejido, caracterizado por un desplazamiento de líquido ante compresión. Este comportamiento dinámico se representó usando el modelo de Ogden, siguiendo las sugerencias publicadas por Mansour y Wu (132,133). Los parámetros usados para cada tejido se resumen en la tabla 3 del capítulo 4.

### 5.3 ESTUDIO 1: EFECTO DE OMC SOBRE ESTRUCTURAS ESTABILIZADORAS PASIVAS DEL ARCO PLANTAR

Los cambios estructurales del arco plantar se cuantificaron mediante la determinación del ángulo de Moreau-Costa-Bertani Interno (MCBI) y la divergencia astrágalo-calcáneo a través del ángulo de Kite. Para esta medición se usó la aplicación *Ruler* desarrollado por Ergonautas y la Universidad politécnica de Valencia (171). Esta evaluación se hizo sobre un modelo de pie control y sobre el modelo de osteotomía medializante de calcáneo. Los dos modelos fueron evaluados bajo las mismas condiciones de carga.

Para determinar la caída y pronación del modelo de pie, así como el efecto de la osteotomía de calcáneo (calcáneo medializado) sobre cada uno de los tejidos evaluados, se calculó la diferencia de los resultados de cada simulación con los resultados del modelo sin osteotomía calcáneo (calcáneo anatómico), estimando la diferencia relativa de cada evaluación. Para cada caso (anatómico y medializado), se tomó como base la diferencia entre la deformación del modelo completo y la deformación máxima generada al simularse manteniendo sólo la estructura ósea.

Con el fin de determinar el efecto biomecánico de la osteotomía de calcáneo sobre cada tejido, las simulaciones se desarrollaron en ausencia y presencia única del modelo de tejido concreto evaluado, considerando como patrón de referencia la simulación del modelo inicial completo. Posteriormente, y de forma secuencial, se simularon los efectos aislados sobre fascia plantar, ligamento plantar corto, ligamento plantar largo y ligamento *Spring* manteniendo en el entorno computacional siempre las mismas condiciones de carga (142). El análisis de cada tejido sobre la pronación del pie se hizo con base en la medición del ángulo de Kite.

#### 5.3.1 Resultados

Con respecto a la deformación de los modelos en carga, las mediciones en condiciones de carga del modelo de calcáneo anatómico y medializado mostraron una deformación acorde a los rangos que se consideran normales en la clínica para el ángulo de MCBI (entre 115 y 125 grados) y el ángulo de divergencia de Kite (entre 15 y 20 grados).

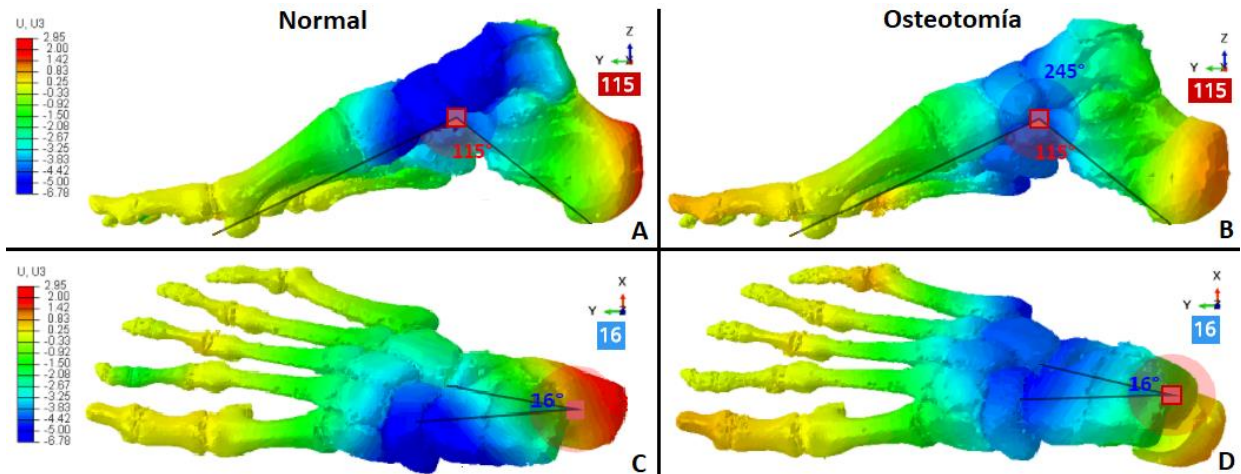


Figura 56: Máxima deformación obtenida al simular el modelo con una carga de 720N manteniendo todos los tejidos blandos evaluados.

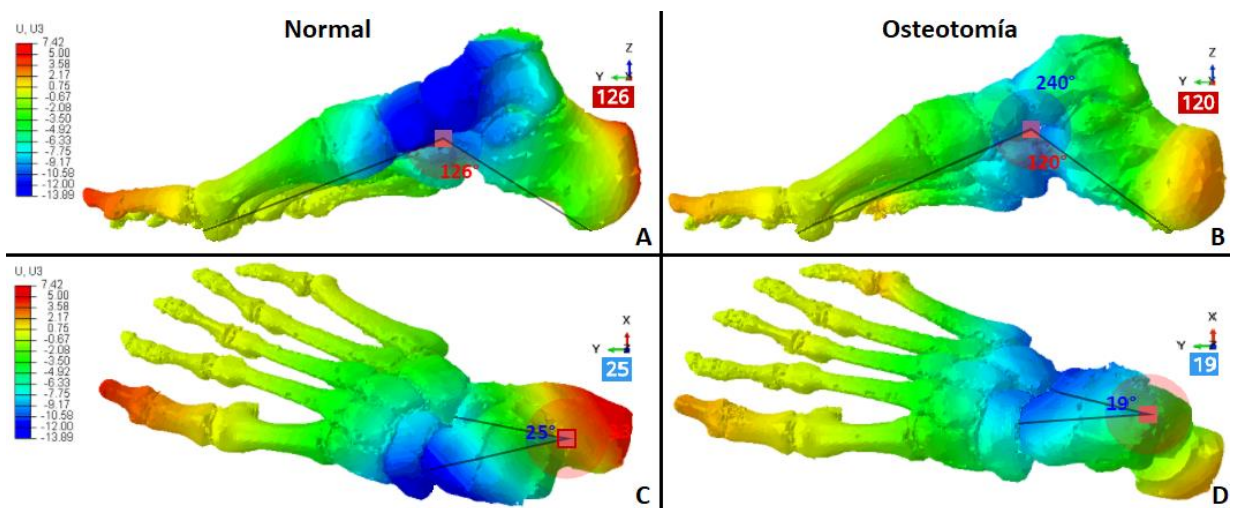


Figura 57: Máxima deformación obtenida al simular el modelo sólo manteniendo estructura ósea y cartílagos. La arquitectura y geometría del pie se colapsa en carga en ausencia de estructuras ligamentosas (C). La osteotomía medializante limita este efecto y hace la bóveda más estable (D)

La sustracción de la totalidad de los elementos pasivos de soporte estructural del pie conllevó la obtención de los valores máximos de deformación ante carga de los dos modelos (ver Figura 57). Para ambos casos (Figuras 56 y 57), se representó la deformación generada sobre el eje vertical (Z), con el fin de observar las diferencias en la caída y rotación del retropié hacia el interior (pie en pronación) o el exterior (pie en supinación).

Con respecto a las simulaciones selectivas de cada tejido, los valores del ángulo de MCBI y de Kite obtenidos se resumen en la tabla 9.

Prueba	Normal		Osteotomía	
	MCBI	Divergencia (Kite)	MCBI	Divergencia (Kite)
<b>Caso paciente sano</b>	115	16	115	16
<b>Máxima deformación</b>	126	25	120	19
<b>Eliminando la FP</b>	121	18	117	18
<b>Eliminando LPC</b>	116	19	115	16
<b>Eliminando LPL</b>	116	19	116	18
<b>Eliminando LS</b>	117	24	117	19
<b>Manteniendo sólo la FP</b>	119	20	117	19
<b>Manteniendo sólo el LPC</b>	125	22	120	19
<b>Manteniendo sólo el LPL</b>	124	24	120	18
<b>Manteniendo sólo el LS</b>	122	17	117	16

*Tabla 9: Valores angulares de cada simulación selectiva.*

Las tablas 10 y 11 cuantifican el efecto de cada tejido sobre la caída y aplanamiento del arco plantar a través de la diferencia numérica tomando como referencia la simulación del modelo anatómico en carga y los valores máximos de deformación obtenidos previamente.

Tejido evaluado	Normal		Osteotomía	
	MCBI (grados)	Kite (grados)	MCBI (grados)	Kite (grados)
Fascia plantar	6 (54,5%)	2 (22,22%)	2 (40%)	2 (66,7%)
L. Plantar corto	1 (9,1%)	3 (33,3%)	0 (0%)	0 (0%)
L. Plantar largo	1 (9,1%)	3 (33,3%)	1 (20%)	2 (66,7%)
L. Spring	2 (18,2%)	8 (88,9%)	2 (40%)	3 (100%)

Tabla 10: Resultados de las simulaciones en ausencia de cada tejido.

Tejido evaluado	Normal		Osteotomía	
	MCBI (grados)	Kite (grados)	MCBI (grados)	Kite (grados)
Fascia plantar	4 (36,4%)	4 (44,4%)	2 (40%)	3 (100%)
L. Plantar corto	10 (90,9%)	6 (66,7%)	5 (100%)	3 (100%)
L. Plantar largo	9 (81,8%)	8 (88,9%)	5 (100%)	2 (66,7%)
L. Spring	7 (63,6%)	1 (11,1%)	2 (40%)	0 (0%)

Tabla 11: Resultados de las simulaciones del modelo en presencia única del tejido evaluado.

La tensión que soporta la fascia plantar se muestra en la Figura 58 y la soportada por el ligamento *Spring* en la Figura 59. Cada caso fue evaluado usando las tensiones máximas principales y mínimas principales. Estos valores propios de la ingeniería de materiales están estrechamente relacionados con las tensiones de tracción (S. Máx. Principal) y de compresión (S. Mín. Principal), que soportan los tejidos durante la carga. La escala de medición se normalizó tomando un valor medio entre ambos resultados con el fin de observar adecuadamente las diferencias en cada uno de los casos evaluados.

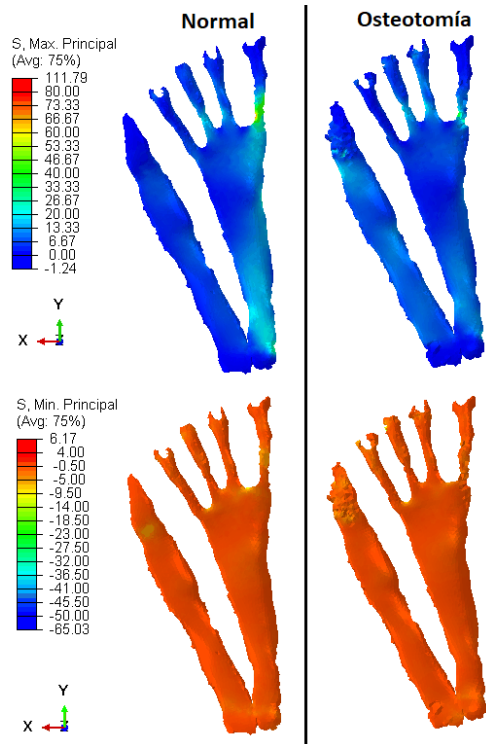


Figura 58: Comparación de la tensión (S) principal máxima percibida sobre la fascia plantar.

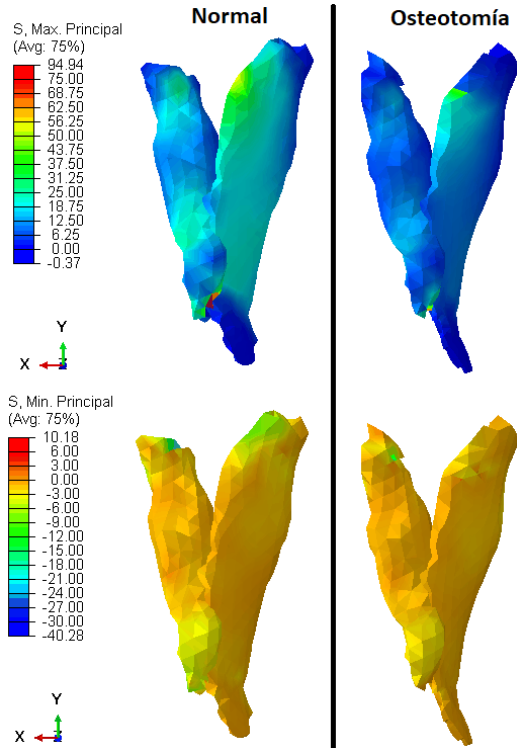


Figura 59: Comparación de la tensión (S) mínima principal percibida el complejo del ligamento Spring.

## 5.4 ESTUDIO 2: EFECTO DE OMC SOBRE ESTRUCTURAS ESTABILIZADORAS DINÁMICAS DEL ARCO PLANTAR SOBRE MODELO COMPLETO

La segunda parte de este capítulo está orientada a evaluar el efecto de la Osteotomía Medializante de Calcáneo (OMC) en el modelo que incluye, además de los tejidos estabilizadores estáticos del arco longitudinal plantar, los tendones: Tibial Posterior (TTP), Tendón Peroneo Largo (TPL), Tendón Peroneo Corto (TPC) y el Tendón Aquiles (TA), con el fin de valorar las variaciones de tensión (tracción) que se generan sobre los principales tejidos encargados de mantener el arco longitudinal. Las comparaciones se hicieron principalmente tomando como punto de comparación el tejido en casos “anómalos”, es decir, situaciones en la cuales se podría generar un Pie Plano. Las condiciones de simulación son las mismas mencionadas en la sección 5.2.3.

### 5.4.1 Resultados

La primera evaluación se realizó sobre la Fascia Plantar. Los resultados se muestran en la Figura 60. El efecto de la OMC sobre este tejido, identificado ya como la principal estructura encargada de evitar el alargamiento y caída del arco longitudinal plantar fue evaluado usando la simulación del modelo con falla en el ligamento *Spring* (Figura 60-A). Distintas condiciones fueron simuladas, sin embargo, llama la atención la considerable reducción generada sobre la FP en el modelo de OMC cuando falla del LS (Figura 60-D). La OMC generó una reducción de aproximadamente el 35% sobre la Fascia Plantar ante una falla en el LS.

Además, los resultados muestran una reducción en la tensión de tracción que se genera en la Fascia plantar en todos los escenarios patológicos simulados, siendo siempre menor que el caso “patológico” por falla de LS, incluso ante el fallo de todos los tendones incluidos en el modelo (Figura 60-B). El solo hecho de realizar la OMC (Figura 60-C), reduce la tensión sobre la FP en aproximadamente un 43% (comparado con el caso patológico simulado).

La segunda evaluación fue realizada sobre el ligamento *Spring* (Figura 61). El caso patológico de comparación se generó simulando una falla en la Fascia Plantar (Figura 60-A). Al igual que el caso anterior, la OMC genera una reducción en la tensión de tracción que experimenta el LS en todos los escenarios patológicos simulados, incluso ante el fallo de todos los tendones incluidos en el modelo (Figura 61 – B). Llama la atención el escenario de OMC con fallo de Fascia plantar, pues se generó una reducción de aproximadamente 14% sobre la tensión del LS (Figura 61 – D). El solo hecho de realizar una OMC, genera una reducción del 27% (Comparando el escenario patológico contra el modelo de OMC simulado con los tendones, ligamentos y fascia plantar en condiciones normales (Figura 61 – C)).

Los resultados de la evaluación del efecto de la OMC sobre FP y LS fueron normalizados usando los resultados de tensión más bajos (33 MPa para FP y 29 MPa para LS).

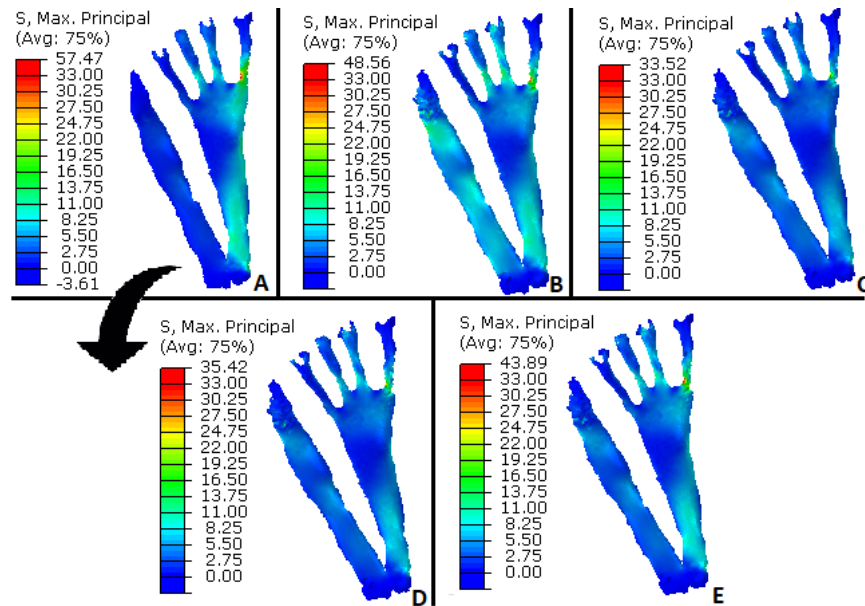


Figura 60: Tensiones Máximas Principales calculadas sobre la Fascia plantar. A) Modelo sin Osteotomía con falla en ligamento Spring. B) Modelo de OMC con falla de tendones. C) Modelo de OMC con tejidos blandos funcionales. D) Modelo de Osteotomía con falla de ligamento Spring. E) Modelo de Osteotomía con falla de tendón tibial posterior.

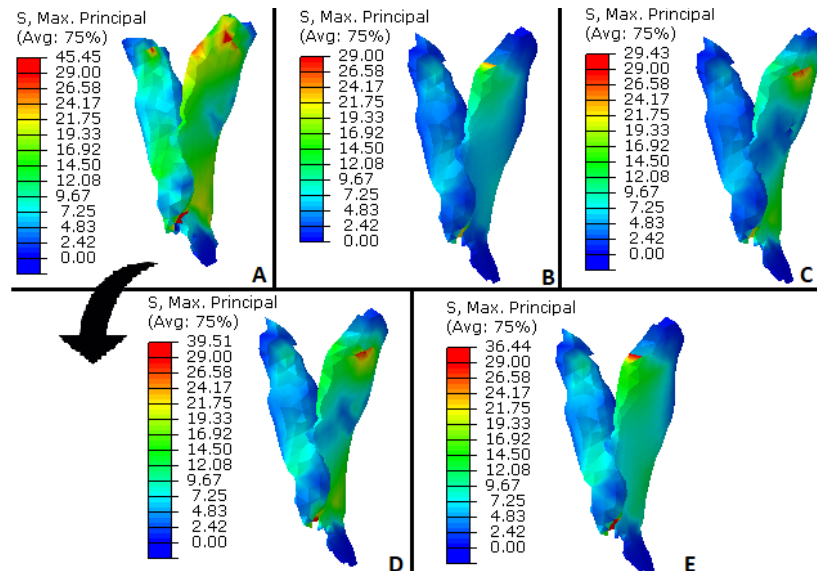


Figura 61: Tensiones Máximas Principales calculadas sobre el ligamento Spring. A) Modelo sin Osteotomía con falla en Fascia Plantar. B) Modelo de OMC con falla de tendones. C) Modelo de OMC con tejidos blandos funcionales. D) Modelo de Osteotomía con falla de Fascia Plantar. E) Modelo de Osteotomía con falla de tendón tibial posterior.



La evaluación del efecto de la OMC sobre la tensión de tracción que experimenta el tendón tibial posterior se comparó contra un caso patológico generado por el fallo del ligamento *Spring* y la fascia plantar (Figura 62 – A). Los resultados muestran una reducción notable en todos los casos simulados, lo que sugiere que la OMC favorece la conservación del TTP ante situaciones como fallo de la Fascia Plantar (Figura 62 – D) o del ligamento *Spring* (Figura 62 – E). El solo hecho de realizar la OMC supone una reducción del 25% en la tensión de tracción que experimenta el TTP (Figura 62 – C) (comparado contra un caso patológico causado por la falla de la FP y el LS).

La OMC traslada el punto de apoyo del pie hacia el eje medial del pie, alterando el momento pronador del retropié. La literatura clínica (32) y los resultados de las simulaciones realizadas en el Capítulo 4, sugieren que tanto el ligamento *Spring* como el tendón tibial posterior evitan la caída y rotación de la cabeza del astrágalo sobre el escafoides, con lo cual se oponen a la pronación del retropié y antepié. Esto explica la notable reducción de tensión que genera la OMC sobre estos dos tejidos, fundamentalmente sobre el TTP. Sin embargo, la tensión de tracción que se generan sobre los tendones peroneos y sobre el tendón de Aquiles no ha sido documentada hasta la fecha.

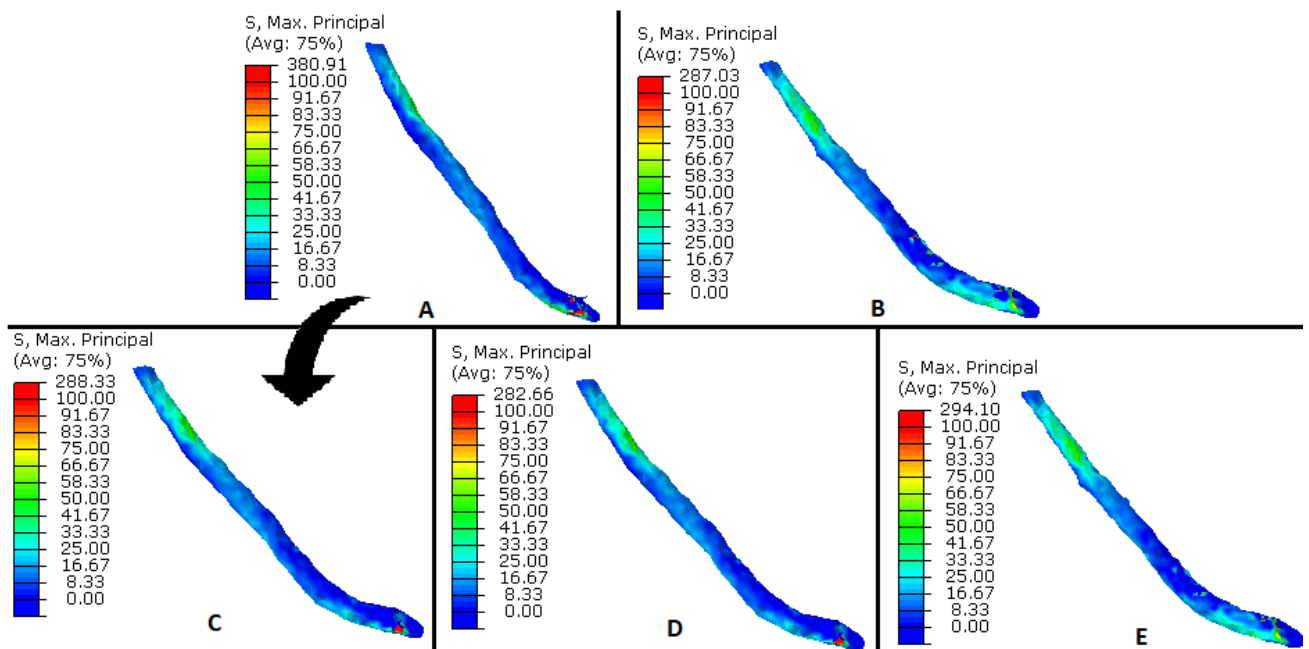


Figura 62: Tensiones Máximas Principales calculadas sobre el tendón tibial posterior. A) Modelo sin Osteotomía con falla en Fascia Plantar y ligamento *Spring*. B) Modelo de OMC con tejidos blandos funcionales C). Modelo de OMC con falla en Fascia Plantar y ligamento *Spring*. D) Modelo de Osteotomía con falla en Fascia Plantar. E) Modelo de Osteotomía con falla de ligamento *Spring*.

Las simulaciones realizadas con el modelo muestran un efecto importante de la OMC sobre el TPL (Figura 63), reduciendo la tensión en alrededor del 82% cuando hay un fallo aislado del ligamento *Spring*, la Fascia Plantar o el TTP. Sin embargo, sobre el TPC y sobre el TA no se generan variaciones significativas (Figuras 64 y 65). Por lo tanto, los resultados sugieren que la OMC no altera ni afecta las tensiones normales generadas sobre estos dos tejidos.

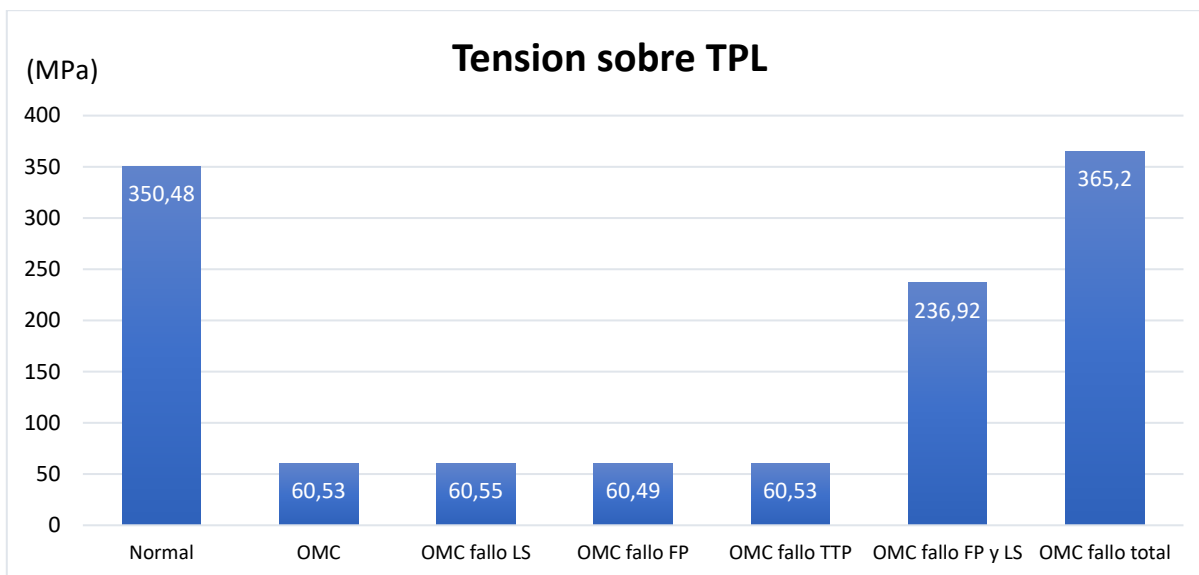


Figura 63: Comparación de las Tensiones Máximas Principales calculadas sobre el Tendón Peroneo Largo en distintos escenarios. “Falla total” corresponde al fallo en tendón tibial posterior, Fascia Plantar y ligamento Spring.

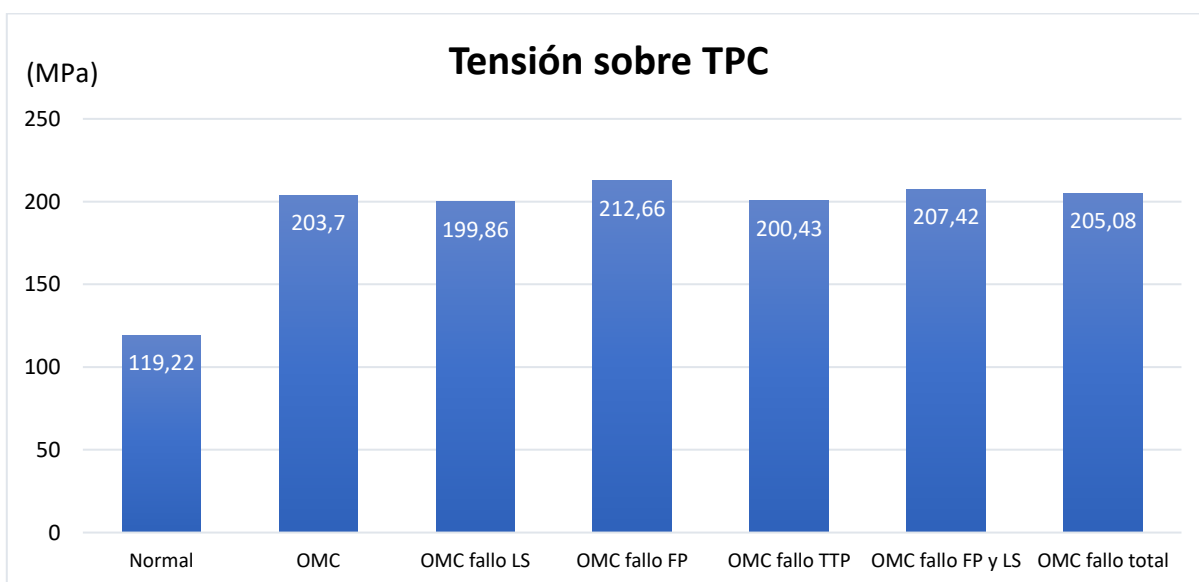


Figura 64: Comparación de las Tensiones Máximas Principales calculadas sobre el Tendón Peroneo Corto en distintos escenarios. “Falla total” corresponde al fallo en tendón tibial posterior, Fascia Plantar y ligamento Spring.

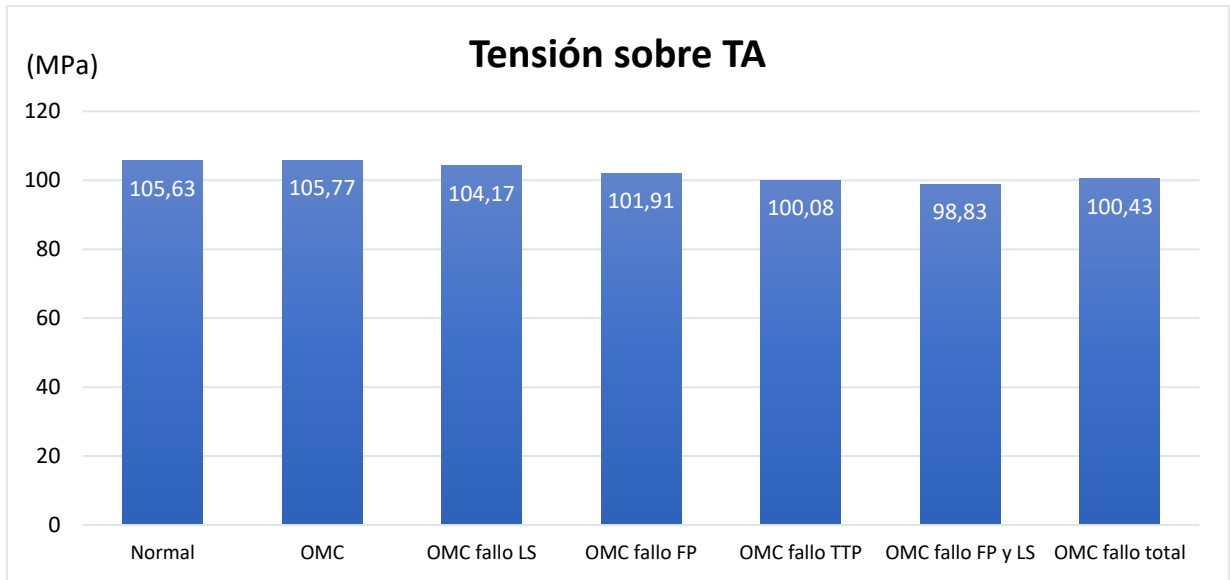


Figura 65: Comparación de las Tensiones Máximas Principales calculadas sobre el Tendón Aquiles en distintos escenarios. "Fallo total" corresponde al fallo en tendón tibial posterior, Fascia Plantar y ligamento Spring.

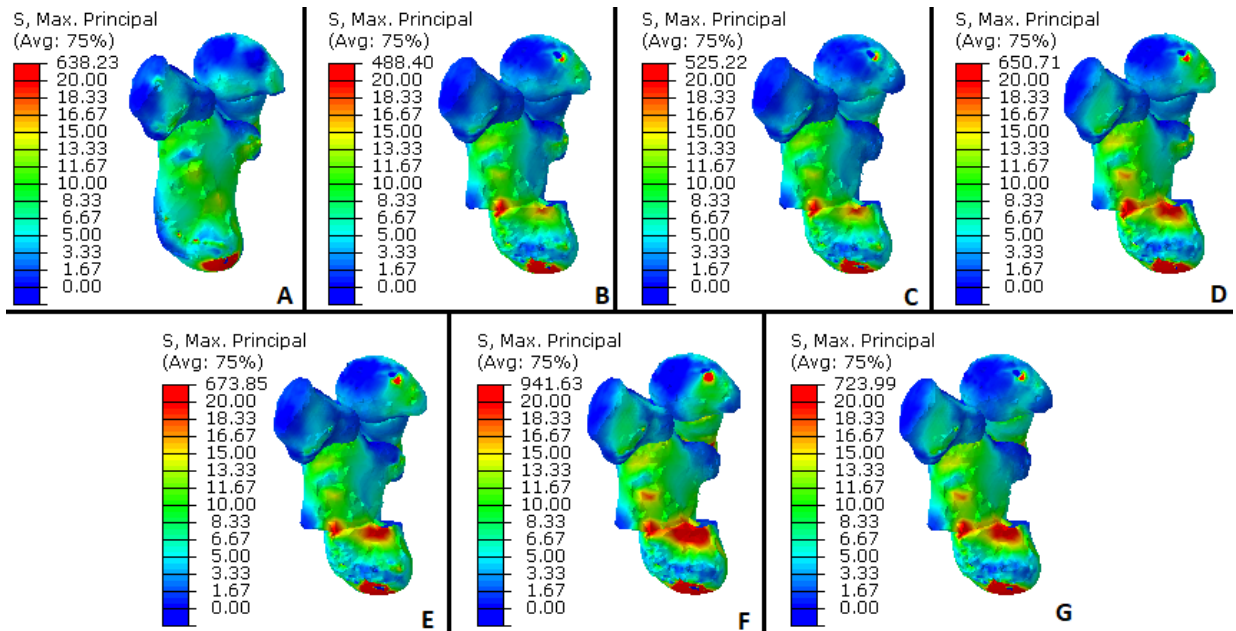


Figura 66: Tensiones Máximas Principales calculadas sobre los huesos del retropié (Calcáneo, Astrágalo, Escafoides y Cuboides). A) Modelo de paciente sano. B) Modelo de OMC con tejidos funcionales. C) Modelo de OMC con fallo en ligamento Spring. D) Modelo de OMC con fallo de Fascia Plantar. E) Modelo de OMC con fallo del tendón tibial posterior. F) Modelo de OMC con fallo de ligamento Spring, Fascia Plantar y tendón tibial posterior. G) Modelo de OMC con fallo de Fascia Plantar y ligamento Spring.

Finalmente, la versatilidad del modelo diseñado en esta tesis permitió valorar la tensión biomecánica que experimentan tanto los huesos del retropié (Figura 66) como los metatarsos (Figura 67) ante una OMC. Este procedimiento quirúrgico tradicionalmente usado en la corrección de la deformidad generada por el PPAA realiza un corte sobre el calcáneo, que luego es reparado usando distintos elementos de unión ósea (tornillos, placas, etc.). Esta alteración de la estructura ósea del calcáneo se traduce en una alteración también en las tensiones que experimenta esta zona y los demás huesos del retropié y del pie en general. Más allá de los valores de tensión que se observan en la figura 65 (que en estas zonas se ven alterados por los puntos de contacto – fijos – del modelo), llama la atención la concentración de tensiones que muestran sobre la zona del corte del calcáneo. Esta tensión aumenta a medida que la estructura ósea queda “sola” en el trabajo de soportar la carga del peso de la persona. Los resultados muestran que la tensión sobre la zona de corte en el calcáneo aumenta en prácticamente 100% cuando hay un fallo de la Fascia Plantar, ligamento *Spring* y tendón tibial posterior. Estos resultados se muestran relevantes en el momento de estudiar los riesgos de fractura o lesiones óseas dolorosas en la zona de la Osteotomía.

Con respecto a las tensiones que experimentan los metatarsos (Figura 67), se observa una variación en la concentración de tensiones, especialmente en el 3º, 4º y 5º metatarsianos. A medida que el modelo de pie “pierde” los tejidos estabilizadores del arco plantar, se observa un aumento en las tensiones sobre estas zonas. Estos resultados son relevantes para los escenarios de estudio relacionados con metatarsalgias o lesiones dolorosas que se generen posterior a una Osteotomía medializante de calcáneo, especialmente cuando existe alguna lesión sobre la fascia plantar.

Los resultados de las tensiones sobre los huesos del retropié fueron normalizados con una tensión de 20MPa, mientras que los resultados de tensión de los metatarsos fueron normalizados con una tensión de 66 MPa. Estos valores fueron elegidos al azar en ensayos de prueba y error, con el fin de resaltar las diferencias de tensión obtenidos.

## 5.5 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El principal hallazgo de los estudios mostrados en este capítulo es que hay una variación notable en la tensión percibida por la fascia plantar y el ligamento calcáneo-escafoideo (ligamento *Spring*) en un pie con osteotomía medializante de calcáneo. Adicionalmente, se observa que este procedimiento por si solo reduce y estabiliza la pronación del pie. Adicionalmente, se resalta el efecto de la OMC sobre las tensiones que experimenta el TTP y la modificación en la concentración de tensiones que se generan sobre los huesos del retropié y sobre los metatarsos.

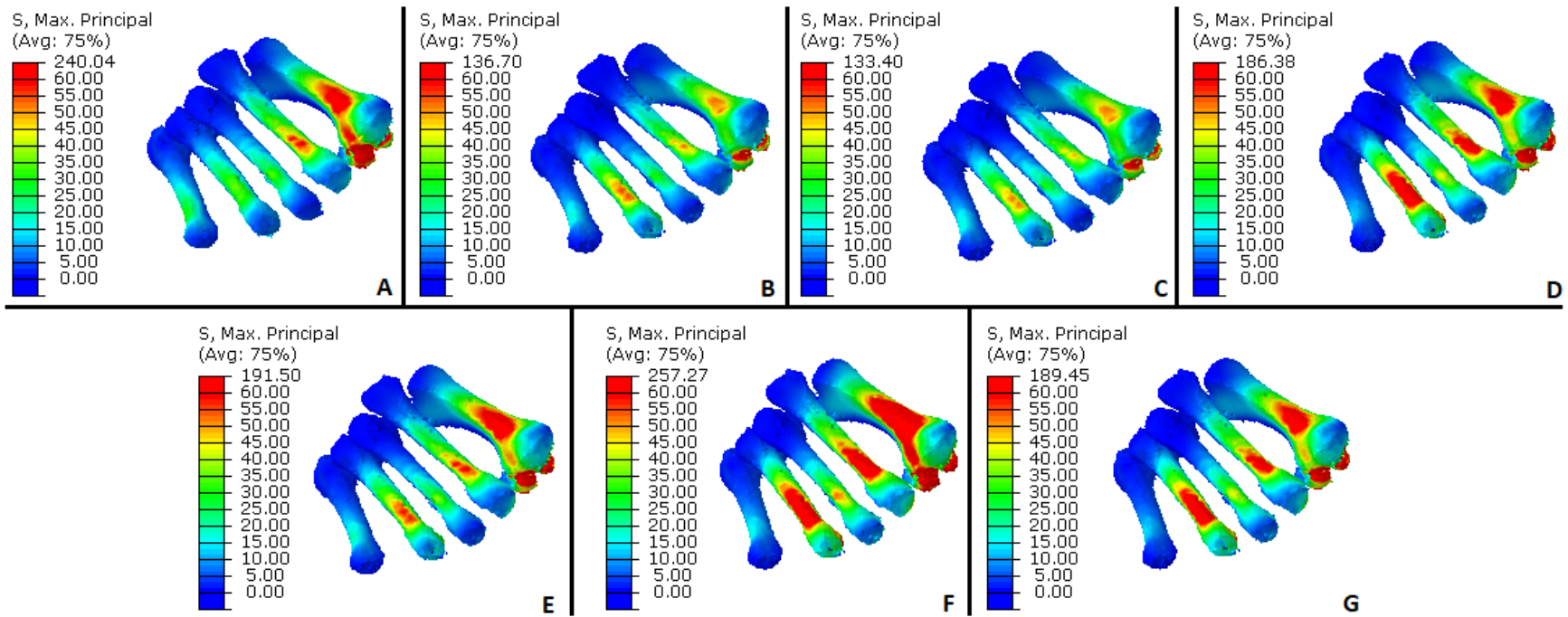


Figura 67: Tensiones Máximas Principales calculadas sobre los metatarsos. A) Modelo de paciente sano. B) Modelo de OMC con tejidos funcionales. C) Modelo de OMC con fallo en ligamento Spring. D) Modelo de OMC con fallo de Fascia Plantar. E) Modelo de OMC con fallo del tendón tibial posterior. F) Modelo de OMC con fallo de ligamento Spring, Fascia Plantar y tendón tibial posterior. G) Modelo de OMC con fallo de Fascia Plantar y ligamento Spring.

En este capítulo se presenta el desarrollo de un modelo por elementos finitos de un pie humano con clara orientación clínica, capaz de reproducir la deformación ante carga de un pie con osteotomía medializante de calcáneo, así como simular diferentes condiciones sobre los tejidos blandos que soportan de forma pasiva y activa el arco plantar y que tradicionalmente se relacionan con el desarrollo del pie plano adquirido en adultos. La versatilidad del modelo propuesto permitió evaluar el efecto de retirar el LPC, LPL, LS y FP, así como valorar objetivamente el efecto de la osteotomía sobre cada uno de los tejidos y sobre la estructura anatómica del pie. La evaluación se realizó siguiendo un enfoque clínico, basado en la observación de la deformación del arco plantar y la pronación astrágalo-calcánea, principales signos del pie plano adquirido en adultos.

El desarrollo del pie plano afecta la bóveda plantar. Ésta brinda soporte y amortiguación a la marcha humana, a la vez que dota al pie de un potente elemento de palanca que mejora la eficiencia de la marcha (40). Desde el punto de vista estructural, se puede entender la bóveda plantar como una cercha arquitectónica. Estas estructuras permiten a los arquitectos que los tejados soporten peso sin precisar grandes elementos de soporte. En nuestro modelo, las estructuras que mantienen la bóveda son la fascia plantar, el ligamento calcáneo-escafoideo y el tendón tibial posterior, y en menor medida, los ligamentos plantares largo y corto. Los enfoques seguidos en el primer estudio presentado en este capítulo ya han sido publicados por varios autores basados en modelos experimentales, pero sobre pies sanos (118,142). El modelo propuesto es capaz de reproducir este tipo de estudios, como se mostró en el capítulo 4 y, por lo tanto, puede ser usado como referencia para el análisis de diversas condiciones que pueden resultar bastante complejas de analizar mediante ensayos experimentales. Adicionalmente, el desarrollo de este tipo de modelos permite la evolución de la investigación hacia aspectos clínicos más relevantes: evaluación de alternativas quirúrgicas complementarias, diseños específicos de implantes, herramientas predictivas de riesgo individualizadas, entre otras.

Los modelos de pie normal y de osteotomía medializante de calcáneo, toman como referencia la estructura geométrica principal y las condiciones de contorno y carga del modelo propuesto por Morales-Orcajo et al. (25), del grupo AMB de la Universidad de Zaragoza, España. Sin embargo, de este modelo sólo se mantuvo la estructura ósea base y la fascia plantar. Como se mencionó en el capítulo 4, esta nueva propuesta adiciona la geometría de tejidos necesarios para realizar una evaluación completa de alteraciones de la estructura anatómica plantar, así como las condiciones adecuadas para el tejido del cartílago. Adicionalmente, modifica la estructura del calcáneo, emulando una osteotomía simple medializante. Este modelo surge de un trabajo colaborativo que cuenta con la guía permanente de clínicos que realizan la validación mecánica de los tejidos analizados (169).

Los resultados obtenidos en los estudios presentados en este capítulo sugieren que la deformidad en carga en el momento del segundo rocker de la marcha es válida y adecuada. Los resultados de la deformación del modelo de pie completo tanto normal

como de osteotomía de calcáneo coinciden con los valores clínicos normales, evaluados en términos del ángulo de MCBI y el ángulo de Kite (7) aportando la validez clínica necesaria y la correlación con la realidad de la predicción computacional.

Algunos autores han propuesto modelos computacionales para evaluar el desarrollo de pie plano y el efecto de cada tejido sobre el mantenimiento del arco plantar. Gefen (123,124) y más tarde Cheung (127) desarrollaron modelos que permiten evaluar las consecuencias biomecánicas de la ausencia completa y parcial de la fascia plantar. Sin embargo, simplifican considerablemente las características biomecánicas de los tejidos, así como su geometría, asumiendo, entre otras, la fascia plantar como un elemento puramente deformable. El mismo enfoque fue seguido por Smith (23) proponiendo un modelo computacional que permite la evaluación de la Osteotomía de Evans. Sin embargo, mantiene la simplificación de la anatomía y características biomecánicas de los tejidos. Lo mismo sucede con el modelo propuesto por Wang et al. (168), quienes proponen un estudio que evalúa distintas variables en la osteotomía medializante de calcáneo, entre ellas el ángulo de ataque y la distancia de desplazamiento. A pesar de ser un estudio con un valor clínico significativo, el modelo carece de la inclusión de tejidos cuyo estudio resulta fundamental para evaluar el efecto de cada variación en osteotomía de calcáneo sobre los tejidos blandos relacionados con el desarrollo del PPAA.

El modelo y enfoque propuestos en este capítulo permiten evaluar el efecto relativo de la osteotomía medializante de calcáneo sobre cada uno de los tejidos blandos que tradicionalmente se relacionan con el desarrollo del PPAA, respetando la geometría y características biomecánicas adecuadas para cada caso. Los resultados muestran que hay una reducción en la tensión percibida por la fascia plantar y el ligamento calcáneo-escafoideo en un pie con osteotomía medializante de calcáneo (figuras 58 - 61). Este efecto se observa fundamentalmente en las tensiones de tracción o estiramiento que se generan sobre el tejido. Adicionalmente, se observa que este procedimiento por sí solo reduce y estabiliza la pronación del pie, lo cual podría explicar la reducción de tensión percibida por estos tejidos. Además, el modelo mostró que son precisamente estos tejidos los que más aportan en el mantenimiento del arco plantar. Los resultados de las simulaciones muestran que cuando se retira la fascia plantar se obtiene un aumento de 40% en el ángulo de MCBI, mientras que cuando se retira el ligamento calcáneo-escafoideo o spring, hubo un aumento de 3 grados sobre la divergencia astrágalo-calcánea (ángulo de Kite). Estos resultados son coincidentes con lo obtenido por Huang (118), quien realizó una evaluación del aporte de cada tejido de forma experimental sobre pies cadavéricos. La similitud entre este estudio sobre cadáver con los resultados obtenidos por nuestras simulaciones muestra la validez de la predicción matemática del modelo. Por otro lado, se observó un papel secundario en el mantenimiento de arco plantar de los ligamentos plantares corto y largo. Al simular el modelo manteniendo solamente estos tejidos, se obtuvo resultados cercanos a los valores generados al mantener solamente la estructura ósea y los cartílagos.

Algunos autores han propuesto modelos computacionales que buscan evaluar la mecánica del pie. Wu (133) propuso un modelo 2D que evalúa el arco longitudinal del pie. Este modelo considera una estructura anatómica detallada, así como un modelo no lineal para el cartílago. Este trabajo realizó el primer acercamiento en la evaluación por elementos finitos de la contribución de los ligamentos plantares en el mantenimiento del arco plantar. Más tarde Tao et al. (142) desarrollaron un modelo por elementos finitos detallado, con el cuál se evaluó la participación de la FP, LS, LPC y LPL en el mantenimiento del arco plantar. En contraste con nuestra propuesta, este autor no considera el comportamiento hiperelástico de los cartílagos, la diferenciación del hueso cortical y trabecular ni la geometría adecuada para el modelamiento de los tejidos evaluados. La evaluación de Tao se realiza sólo ante la ausencia del tejido y complementa la valoración con un estudio sobre las diferencias de presión sobre los metatarsianos. A pesar de las mencionadas diferencias de método entre las dos propuestas, los resultados de los trabajos coinciden al identificar la fascia plantar como el tejido que más aporta en el mantenimiento del arco plantar, mientras que los ligamentos plantares juegan un rol secundario.

En este sentido resulta destacable que los resultados de nuestro trabajo muestran que ante una lesión o ruptura del LS, hay un aumento en 9,1% en la caída del arco plantar. Este hallazgo lo posiciona como el segundo tejido más relevante en el mantenimiento del arco plantar. Sin embargo, donde parece que tiene un efecto más notable es sobre la pronación tarsiana del pie. En la simulación en ausencia del LS, el modelo presentó una variación de 88,9% en el ángulo de Kite, lo que se traduce en un incremento notable de la pronación del pie. Estos resultados, por lo tanto, muestran que el aporte fundamental de este tejido recae sobre el mantenimiento de la divergencia astrágalo-calcánea, más que sobre el aplanamiento del pie.

Recientemente, algunos autores han considerado modelos computacionales complejos orientados a la planificación quirúrgica para cirugías de pie (22,23). Sin embargo, estas propuestas mantienen consideraciones morfológicas y biomecánicas de varios tejidos poco cercanas a la realidad, lo cual afecta notablemente la validez clínica de estas propuestas. Los ensayos experimentales muestran que tanto tendones como ligamentos tienen un comportamiento no lineal (hiperelástico) (117). Nuestro modelo mantiene la caracterización de los ligamentos plantares y LS como elementos elástico-lineales. Sin embargo, al tratarse de un cálculo estático con pequeños desplazamientos y deformaciones, el error cometido es insignificante. La principal limitación de nuestro modelo para el uso clínico es que su validación se ha realizado comparando nuestros resultados con el conocimiento clínico y con resultados equivalentes en modelos experimentales cadavéricos. Esta limitación es inherente a cualquier modelo experimental numérico, pero en ningún momento invalida los resultados obtenidos. Este tipo de representaciones computacionales de fenómenos biológicos permite mejorar la



experimentación y la comprensión en casos en los cuales los modelos experimentales clásicos resultan inviables o económicamente insostenibles.

También debemos recalcar el hecho de que el modelo parte de un pie humano sin afectación mecánica por lo que podemos considerar que los resultados de tensión soportada por las partes blandas y la magnitud del efecto modificador que la osteotomía medializante conlleva, sólo se puede correlacionar en esta misma circunstancia. Es indudable que ante un pie plano del adulto las tensiones de tracción o estiramiento que se generan sobre los tejidos pudieran ser diferentes y por ello para extrapolar clínicamente al pie plano del adulto los hallazgos mostrados, sería necesario proporcionar al modelo numérico los valores de Módulo de Young y relación de Poisson en estas condiciones patológicas. Desgraciadamente no existe trabajo publicado del que se puedan obtener estos valores y constituye una sugestiva línea de investigación futura; no obstante, creemos que esta observación no modifica cualitativamente el efecto de la osteotomía medializante de calcáneo sobre las estructuras de soporte de la bóveda plantar.

El modelo computacional presentado en este capítulo aporta nuevos conocimientos en la representación biomecánica del pie humano orientada a la evaluación y análisis del desarrollo del pie plano en adultos, así como en la representación de procedimientos quirúrgicos cuyo efecto no ha sido del todo evaluado. Este modelo permitió valorar el efecto de la osteotomía medializante de calcáneo sobre la estructura del pie y sobre cada tejido blando encargado de soportar el arco plantar y que tradicionalmente se relacionan con el desarrollo del pie plano en adultos. La inclusión de la geometría de ligamentos y tejidos generalmente obviados por otros autores y el uso de características biomecánicas basadas en ensayos experimentales, muestran esta propuesta entre las más cercanas a la realidad. Los resultados de este capítulo permiten concluir que, como se intuye en la clínica, la osteotomía medializante de calcáneo reduce la tensión de los tejidos que soportan el arco plantar y reduce por sí sola la pronación del pie. Adicionalmente, se confirma el papel principal que juegan tanto la fascia plantar en el mantenimiento del arco plantar como el ligamento calcáneo-escafoideo en el control de la pronación del retropié.

Por su parte, el análisis de tensiones máximas principales sobre el tendón de Aquiles muestra el poco efecto de la OMC sobre este tejido. Sin embargo, sobre el tendón peroneo largo (TPL) se observó una reducción muy significativa en la tensión biomecánica que experimenta ante diferentes situaciones “patológicas” (Figura 63), mientras que la tensión sobre el Tendón peroneo corto (TPC) se duplicó. Algunos autores clínicos incluyen al TPL como uno de los estabilizadores dinámicos del arco longitudinal lateral (32), con lo cual los resultados encontrados toman importancia clínica.

Los resultados de este capítulo permiten afirmar que la OMC reduce la tensión de los Tendones Peroneo Largo, Tibial posterior, ligamento *Spring* y Fascia plantar, pero no causa ningún efecto sobre el tendón Aquiles. Sin embargo, los resultados muestran un aumento en la tensión generada sobre el TPC.

Finalmente, el análisis de tensiones biomecánicas sobre los huesos del retropié y los metatarsos muestra que la OMC causa una redistribución en las tensiones generadas. Éstas, a pesar de estar generalmente dentro de rangos normales (según la simulación del modelo del capítulo 4), concentra tensiones en puntos sensibles como la zona de osteotomía (en el calcáneo) o sobre los metatarsos 3º, 4º y 5º, que normalmente no reciben este tipo de tensiones. Estos resultados se muestran relevantes para estudios relacionados con riesgo de fracturas posterior a Osteotomía, o a la generación de dolor o metatarsalgias como consecuencia de la OMC.

Los resultados del Estudio 1 presentado en este capítulo fueron publicados en el artículo: “Efecto de la osteotomía medializante de calcáneo sobre tejidos blandos de soporte del arco plantar: un estudio computacional” en la Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología – RECOT. DOI: 10.1016/j.recot.2018.04.003 (169).

## 6 CAPÍTULO: ESTUDIO POR ELEMENTOS FINITOS DEL EFECTO DE LAS ARTRODESIS DEL RETROPIÉ COMO TRATAMIENTO DEL PIE PLANO ADQUIRIDO EN ADULTOS

---

La artrodesis es un procedimiento quirúrgico mediante el cual se fusionan los huesos que conforman una articulación, anulando con ello su movilidad. Como se mencionó en el capítulo 2, ésta es una de las técnicas de mayor uso en el tratamiento del pie plano adquirido en Adultos, junto con la Osteotomía Medializante de Calcáneo. Sin embargo, a pesar de ser una técnica común en la clínica especializada, es poco el conocimiento actual relacionado con los efectos secundarios de este procedimiento. La artrodesis es una técnica agresiva que puede recargar las articulaciones alrededor de la zona fusionada y, por ende, alterar las tensiones de los tejidos circundantes.

En el capítulo 4 se mencionaron algunos estudios que han evaluado el efecto de los distintos tipos de artrodesis, desde un punto de vista experimental (sobre pies de cadáveres). Esta estrategia ha permitido identificar las bondades en la corrección de la deformación del arco plantar, sin embargo, no permite valorar los cambios de tensión que se generan sobre las articulaciones del mediopié y antepié, ni sobre los tejidos blandos estabilizadores del arco longitudinal medial y lateral del pie.

En este capítulo se estudia el efecto biomecánico de las artrodesis del retropié tanto sobre los tejidos blandos incluidos en el modelo, como sobre los huesos del antepié. Se presentan las modificaciones al modelo 3D por elementos finitos (EF) diseñado para evaluar tanto el desarrollo del pie plano (Capítulo 4) como el efecto de la Osteotomía Medializante de Calcáneo (OMC) (Capítulo 5). La geometría de los dos modelos se mantuvo para estas pruebas, sin embargo, se modificaron las características biomecánicas de los cartílagos que unen las articulaciones del retropié, con el fin de simular una artrodesis (bloqueo de las articulaciones). Adicionalmente, para simular el desarrollo del pie plano, se modificaron las propiedades del tejido, debilitándolo y no eliminándolo como en los capítulos anteriores. De esta forma, se agregó algo más de realismo a las simulaciones, a pesar de que las diferencias entre debilitar el tejido o eliminarlo son mínimas, como se muestra más adelante en este capítulo.

Esta sección incluye la evaluación del efecto de la artrodesis subastragalina (astrágalo – calcáneo) (Figura 68 – A), artrodesis Astrágalo – Escafoidea (Figura 68 – B) y Artrodesis Calcáneo – Cuboidea (Figura 68 – C), así como el efecto de la Triple artrodesis (Fusión de las tres articulaciones del retropié (Figura 68 – D), procedimiento en extremo agresivo, elegido por muchos cirujanos en el tratamiento de pacientes diagnosticados con PPAA en etapa III y IV. Cada estudio se presenta por separado, en el cual se muestran las tensiones de tracción que experimentan los tejidos blandos, así como la corrección estructural del

pie mediante el cálculo del ángulo de MCBI, ángulo de Kite y el ángulo de Abducción del Antepié (AA).



*Figura 68: Ejemplo de artrodesis de las articulaciones del retropié: A) Arthrodesis Astrágalo – Calcánea. B) Arthrodesis Astrágalo – Escafoidea. C) Arthrodesis Calcáneo – Cuboidea. D) Triple Arthrodesis.*

Finalmente, motivados por los resultados obtenidos por algunos especialistas, se estudió el efecto sobre las tensiones de tejidos blandos y huesos del antepié de la combinación: artrodesis Astrágalo – Escafoidea (AST\_ESC) con Osteotomía Medializante de Calcáneo. Los resultados mostraron que: La combinación de Osteotomía y Arthrodesis AST\_ESC muestra una reducción en la tensión en casi todos los escenarios evaluados y muestra la menor tensión sobre los metatarsos. Adicionalmente, la triple artrodesis tiende a mostrar mayor tensión en la fascia plantar (cuando falla el TTP), cuando se compara con la combinación de la osteotomía y Arthrodesis AST\_ESC. Por lo tanto, esta última estrategia se muestra como una opción frente a una triple artrodesis.

Los resultados presentados en este capítulo se presentan para publicación en el Journal of Foot and Ankle Surgery (evaluación de artrodesis aisladas y triple artrodesis) y en Foot and Ankle Surgery (comparación del efecto de la triple artrodesis contra la combinación de Osteotomía Medializante de Calcáneo con artrodesis astrágalo – escafoidea).

## 6.1 INTRODUCCIÓN

Como se ha comentado a lo largo de esta tesis, el pie plano adquirido en adultos (PPAA) es una patología que ha sido objeto de investigación clínica en los últimos años, motivados en gran parte por la gran variabilidad tanto en las estrategias de tratamiento como en el diagnóstico de pacientes en estadios intermedios y avanzados (IIb, III y IV) de la enfermedad (1,5,169). En el capítulo 5 se abordó el estudio de la Osteotomía Medializante de Calcáneo, uno de los tratamientos más utilizados en la práctica clínica especializada. A pesar de ser un tratamiento quirúrgico común, existe un desconocimiento aún latente relacionado con el análisis de su efecto sobre las tensiones de los tejidos del pie y las articulaciones del retropié y antepié (160). Lo mismo sucede con otra de las estrategias ampliamente utilizada en los últimos años en el tratamiento correctivo de la deformación generada por el PPAA: Las artrodesis del retropié (111,156).

La artrodesis es un procedimiento quirúrgico que busca fusionar los huesos que se unen en una zona articular, con el objetivo de anular su movilidad (100). Al ser un proceso invasivo y agresivo, genera alteraciones en las zonas circundantes que, en la mayoría de los casos, no genera complicaciones mayores en los pacientes (27,100). Sin embargo, hay un desconocimiento profundo sobre las consecuencias y efectos de este procedimiento tanto en la tensión que soportan los tejidos del pie, como en la tensión en los huesos del retropié, mediopié y antepié (167). En la literatura, se encuentran numerosos estudios recientes que han evaluado el efecto de las artrodesis en modelos de cadáver. En 2014, Chen et al. (156) realizaron un estudio sobre 16 cadáveres para evaluar el efecto que tienen las artrodesis del retropié sobre el mantenimiento del arco plantar. La evaluación se realizó exclusivamente midiendo la presión plantar y concluyó que la triple artrodesis proporciona el mayor soporte tanto en el arco longitudinal medial como lateral, mientras que la artrodesis doble parece ser similar a la artrodesis astrágalo - escafoidea en el apoyo del arco medial y similar a la artrodesis calcáneo - cuboidea, con respecto al soporte del arco lateral. Finalmente, concluyen que la artrodesis astrágalo - calcánea fue menos efectiva en el soporte de ambos arcos. Luego, en 2016, Zhang et al. (111) evaluaron el efecto sobre las articulaciones adyacentes de las artrodesis simple, doble y triple. El análisis estuvo basado en el rango de movimiento de estas articulaciones antes y después de la artrodesis, para determinar el grado de afectación de este procedimiento sobre las demás articulaciones. El estudio fue realizado sobre 16 pacientes. Sin embargo, no se incluye información de cambios o alteraciones en la tensión de los tejidos ni huesos del pie, aspectos determinantes en la evaluación del efecto de estos procedimientos.

Además, también en 2016, Hutchinson et al. (157) realizaron un estudio para evaluar las artrodesis del retropié. Se usaron 7 pies cadavéricos y se probó cada uno en condición de carga si alteración. Se probó las artrodesis subastragalina aislada para más tarde combinarla con la artrodesis astrágalo - escafoidea y finalmente la triple artrodesis. Este

modelo de cadáver mostró que la fusión de la articulación subastragalina parecía ejercer una influencia dominante sobre la carga del tobillo. Mencionan que, si bien la artrodesis de la articulación subastragalina proporciona alivio del dolor del paciente, se deben considerar las alteraciones resultantes en la biomecánica del tobillo, ya que este procedimiento puede predisponer al retropié y la articulación tibio-astragalina a cambios acelerados degenerativos. Estos hallazgos merecen consideración en el tratamiento del retropié artrítico y también en la definición de objetivos biomecánicos para la artroplastia de tobillo en el contexto de la degeneración o artrodesis del retropié.

Como puede observarse, la experimentación clínica se limita a evaluaciones externas, con lo cual es muy difícil identificar el efecto de las artrodesis del retropié sobre las tensiones de los tejidos blandos y huesos del pie. Considerando este aspecto, recientemente algunos autores han diseñado modelos por Elementos finitos, orientados a valorar las artrodesis del retropié como procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA. Xu et al. (166) en 2017 realizaron un análisis biomecánico de la osteotomía de alargamiento de la columna lateral del pie sobre un modelo cadavérico con estadio II de PPAA. Concluyeron que la osteotomía calcáneo – cuboidea (CALC\_CUB) con Alargamiento de la Columna Lateral (ACL) de 3 mm, evita el daño de la articulación subastragalina y tiene un buen efecto en la corrección de la deformidad generada por el pie plano adquirido en adultos en etapa IIb. Alargamientos superiores aumentan considerablemente la presión sobre las articulaciones y no muestran resultados significativamente diferentes al caso de alargamiento de 3 mm. Por su parte, Wong et al. (167) publicaron un estudio con el objetivo de evaluar las consecuencias biomecánicas de la artrodesis astrágalo - calcánea usada para recuperar la presión interna y la transferencia de carga cercana a un escenario de normalidad, causada por una disfunción del tendón tibial posterior. En este estudio concluyen que la artrodesis subastragalina no puede compensar el efecto causado por la disfunción del tendón. Sin embargo, ninguno de los modelos actualmente publicados evalúa la tensión generada sobre los tejidos blandos, pues incluyen los ligamentos y tendones como elementos barra unidimensionales que dificultan la evaluación de tensiones en su estructura.

Motivados por lo mencionado anteriormente, en este capítulo se muestra un estudio que permitió evaluar el efecto de las artrodesis de retropié sobre los tejidos blandos que soportan el arco plantar, así como sobre las articulaciones del retropié y los huesos del medio y antepié. Se evaluó de forma independiente el efecto de la Artrodesis subastragalina (AST\_CALC), la artrodesis Astrágalo – Escafoidea (AST\_ESC), la artrodesis CALC\_CUB, la Triple artrodesis (Fusión de las tres articulaciones del retropié) y la combinación de la Artrodesis AST\_ESC con la Osteotomía Medializante de Calcáneo (OMC) por sugerencia del médico especialista que asesoró el desarrollo de esta tesis, pues hay evidencias de que esta combinación genera una corrección similar a la triple artrodesis, pero reduciendo la sobrecarga de tensiones en los huesos del antepié y las articulaciones del mediopié (111,152).

El capítulo inicia explicando las modificaciones del modelo necesarias para simular los distintos tipos de artrodesis del retropié. Como se mencionó antes en este documento, en los modelos y simulaciones de los capítulos 4 y 5, el fallo de los tejidos blandos fue representado con la “eliminación” del tejido afectado (disfuncional). Sin embargo, ante una lesión de tejidos blandos, éste continúa ejerciendo su labor de forma reducida. Por lo tanto, las simulaciones realizadas en este capítulo modelan los tejidos generando un debilitamiento severo del mismo, con el fin de agregar un poco más de realismo a las simulaciones. Cabe aclarar que las diferencias generadas al eliminar o debilitar el tejido son mínimas. En este capítulo se presenta una comparación de resultados que validan las simulaciones presentadas hasta el momento en este documento.

## 6.2 MODIFICACIONES SOBRE EL MODELO

Para simular adecuadamente los distintos tipos de artrodesis del retropié en el modelo, se modificaron los parámetros del material que caracteriza la sección de cartílago de la zona fusionada, considerando la misma como una sección de hueso más. En el capítulo 4 se mencionó que el cartílago es modelado como un material hiperelástico, usando para ello el modelo de Ogden (Ver tabla 3 en Capítulo 4) (132,133). Sin embargo, para generar la fusión de los huesos de la articulación de interés, la región de cartílago que los une se caracterizó con los mismos parámetros que los usados para modelar el hueso cortical ( $E=17000$  MPa,  $\nu= 0.3$ ). De esta forma, el modelo asume una fusión perfecta de los huesos. En la figura 69 se pueden observar las modificaciones realizadas en cada articulación.

Las condiciones de contorno y de carga, así como las propiedades biomecánicas de los tejidos incluidos en el modelo, son las mismas que las asumidas a lo largo de la tesis y que se explican en detalle en el capítulo 4 y 5. Sin embargo, como se mencionó anteriormente, la simulación de la ruptura/debilitamiento de los tejidos blandos fue caracterizada generando un debilitamiento progresivo en el material asignado a cada estructura, con el fin de agregar mayor realismo al modelo. Este aspecto se explica en detalle en las siguientes secciones.

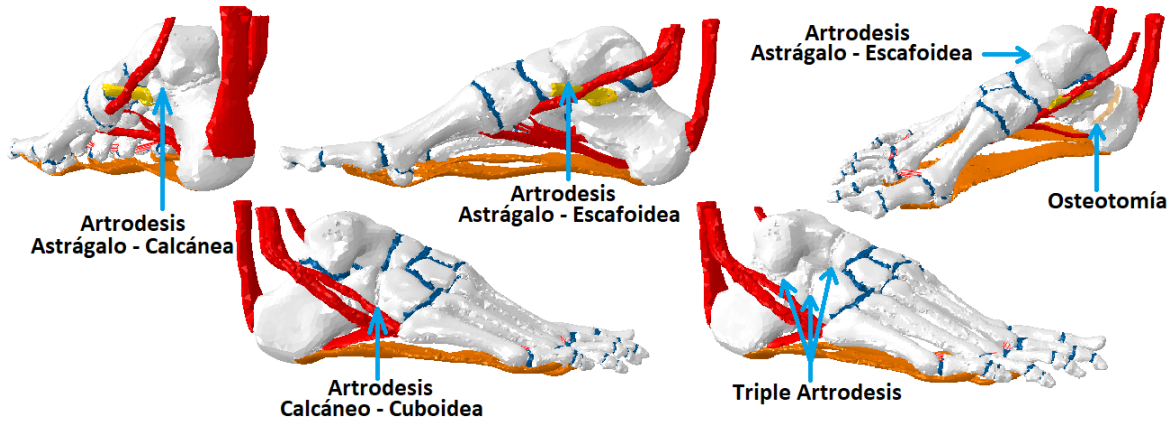


Figura 69: Modelo generado con la modificación de las propiedades biomecánicas del cartilago de cada una de las artrodesis simuladas individualmente. Se incluye el modelo de Triple artrodesis (fusión de las tres articulaciones del retropié), y el modelo de Osteotomía medializante de Calcáneo combinado con una artrodesis astrágalo – escafoidea.

### 6.3 DEBILITAMIENTO DEL TEJIDO

Las simulaciones realizadas en este capítulo consideran el fallo o ruptura parcial de los tejidos que soportan el arco plantar (Fascia plantar, ligamento *Spring* y tendón tibial posterior) como un debilitamiento severo de su estructura. Es decir, el material se consideró mucho más elástico que en su condición normal. Esta característica, agrega un poco más de realismo a las condiciones de simulación del modelo, puesto que realmente los tejidos afectados aún continúan trabajando, a pesar de su condición de debilidad o ruptura parcial. Sin embargo, como se muestra más adelante, las diferencias con la condición de “eliminación” del tejido asumido en los capítulos anteriores es mínima, lo cual revalida los resultados mostrados hasta el momento.

La condición de elasticidad del material fue modelada usando la teoría de la plasticidad de endurecimiento isótropo incompresible (*Isotropic Hardening*) que se usa en el modelado de las características de plasticidad en metales y materiales similares al caucho. Este modelo, disponible en ABAQUS/CAE, permite ser usado con cualquier modelo de hiperelasticidad isótropa. El comportamiento del tejido se caracteriza mediante el endurecimiento isotrópico de la plasticidad de von Mises con una regla de flujo asociada. En el contexto de las deformaciones elásticas finitas asociadas con un material “tipo caucho”, la plasticidad se modela utilizando una división multiplicativa del gradiente de deformación en componentes elásticos y plásticos, dada por la siguiente relación:

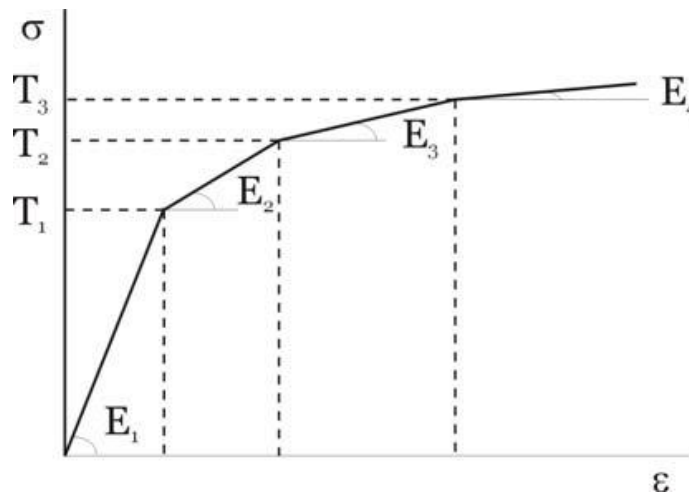
$$F = F^e \cdot F^p$$



donde  $F^e$  es la parte elástica del gradiente de deformación (que representa el comportamiento hiperelástico) y  $F^p$  es la parte plástica del gradiente de deformación (que representa la configuración intermedia libre de tensiones).

Las condiciones de simulación de esta parametrización se pueden definir a través de una función de endurecimiento isotrópico en términos del límite elástico y la deformación plástica equivalente. En este caso, la tensión de fluencia es la tensión (efectiva) de Kirchoff en la trayectoria de carga primaria desde la cual tiene lugar la descarga, y la deformación plástica equivalente es el conjunto permanente logarítmico correspondiente observado en el material. Si  $\sigma$  es la “tensión verdadera” (tensión de Cauchy), la tensión de Kirchoff se define como  $J\sigma$ , donde  $J$  es el determinante de  $F$  (177).

En ABAQUS/CAE, la parametrización del material “debilitado” se incluyó mediante la definición de los puntos que definen la tasa de deformación plástica equivalente, para la cual se aplica la curva de esfuerzo – deformación que se muestra en la figura 70.



*Figura 70: Curva de esfuerzo – deformación de base para caracterizar el material bajo la teoría de plasticidad con endurecimiento isotrópico*

Los parámetros usados para el tejido debilitado fueron:

modpol = 240

poipol = 0.3

e1 = 0.0

e2 = 0.8

e3 = 1.2

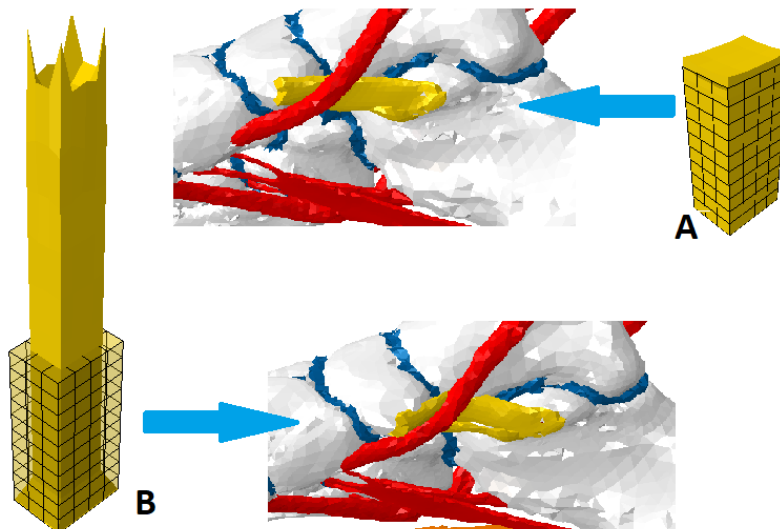
t1 = 1.0

t2 = 3.0

t3 = 11.0

donde *modpol* es el Módulo de Young inicial en MPa, y *poipol* es el coeficiente de Poisson inicial. De esta forma, se generó un material muy elástico y estable, que permitió simular

las condiciones de un tejido debilitado. En la figura 71, se muestra la comparación del comportamiento del material en condiciones normales (Iniciales) (Figura 71 – A) o debilitado/elástico (Figura 71 – B), evaluadas en un modelo de barra simple y sobre el ligamento *Spring* incluido en el modelo.



*Figura 71: Comportamiento del modelo de material asignado al tejido del ligamento Spring y representado en una barra simple para A) Modelo de tejido normal. B) Modelo de tejido debilitado.*

#### 6.4 DEBILITAMIENTO VS ELIMINACIÓN DEL TEJIDO.

El cambio en la estrategia de simulación de los tejidos disfuncionales que se aplica en este capítulo aparece por sugerencia de los revisores de uno de los artículos generados en el desarrollo de esta tesis. Para ellos, se agrega más realismo al modelo debilitando el tejido que eliminándolo, pues ante una ruptura parcial o debilitamiento de la estructura, el tejido continúa trabajando y generando un efecto sobre la biomecánica del pie. Este argumento genera un debate interesante, dado que, por ejemplo, los estudios de tipo experimental cortan o diseccionan los tejidos para emular un daño (29,118), lo cual es equivalente a “eliminar” el tejido.

Este hecho, motivó a realizar una comparación entre las simulaciones del modelo debilitando (como se explica en la sección 6.3) y eliminando los tejidos del pie. El objetivo de esta comparación es evaluar las diferencias en las tensiones generadas y revalidar los resultados mostrados en los capítulos anteriores. La comparación se realizó debilitando - eliminando la fascia plantar, que ha mostrado ser el principal actor en el soporte de arco plantar y cuya alteración genera los mayores cambios sobre la estructura del pie y la tensión de tracción de los tejidos.

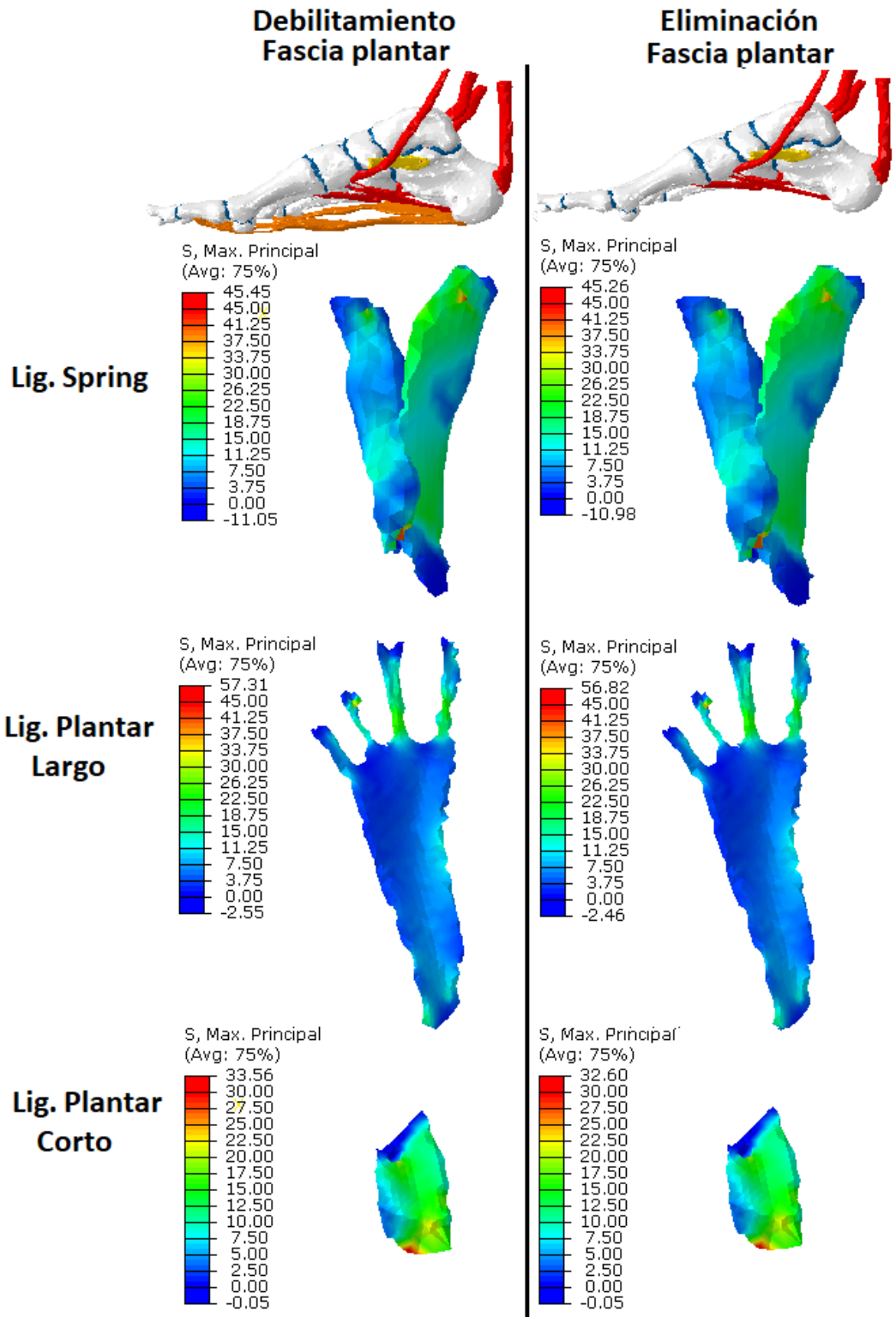


Figura 72: Diferencia en la tensión que se genera en los principales ligamentos plantares, obtenidas en el modelo cuando se asume el daño de la fascia plantar: eliminando (Der.) o debilitando (Izq.) el tejido.

Los resultados se muestran en las Figura 72. En ella se observa una diferencia mínima en las tensiones de tracción cuando se simula una disfuncionalidad de la fascia plantar, eliminando la estructura o alterando sus propiedades biomecánicas para debilitarlo. Esto muestra que los resultados mostrados en los capítulos 4 y 5 son válidos plenamente. Sin embargo, debido a que la eliminación del tejido es una suposición de disfuncionalidad más severa, las simulaciones para evaluar el efecto de las artrodesis del retropié se realizaron siguiendo el proceso de la sección 6.3, alterando las propiedades biomecánicas del tejido afectado.

## 6.5 ARTRODESIS DEL RETROPIÉ: CONTEXTO CLÍNICO

En esta sección, se presentan algunos aspectos relevantes de cada procedimiento, con el fin de poner en contexto clínico los resultados de tensión y deformación generados.

### 6.5.1 Artrodesis Astrágalo-Calcánea.

La articulación astrágalo – calcánea o subastragalina se encuentra justo debajo de la articulación del tobillo, entre el hueso astrágalo y el hueso calcáneo (Ver Figura 68 – A). El trabajo principal de la articulación subastragalina es permitir el movimiento de lado a lado del pie y el tobillo (46,178). Este movimiento ayuda a caminar, especialmente en superficies irregulares (32).

La artrodesis de la articulación subastragalina es una opción de tratamiento bien reconocida para el pie plano moderado o severo asociado con el PPAA. Esta fusión se realiza para corregir la deformidad rígida, la inestabilidad de la articulación o para eliminar la artritis dolorosa que se tiende a generar en esta zona. El éxito de la artrodesis subastragalina depende de la restauración de las relaciones óseas normales en el retropié y el mediopié (157). Por esta razón, se hace una distinción entre una artrodesis reposicional y el tipo de artrodesis tradicional (bloqueo) (14,97). De acuerdo con un estudio in vitro realizado sobre pacientes con PPAA con subluxación anteroposterior de la articulación subastragalina, mostró que puede corregirse de manera duradera y confiable mediante una artrodesis subastragalina reposicional (reajuste de la articulación previo al bloqueo) (178).

Durante la operación, las superficies de las articulaciones se preparan eliminando todo el cartílago y corrigiendo todas las deformidades. De esta forma, las superficies óseas se tornarán ásperas para estimular el sangrado y favorecer que los dos huesos se curen juntos después de que la articulación se fija con los tradicionales “clavos” o los elementos

externos de fijación, como se observa en la figura 68 - A (94). Así, se bloquea la articulación y recupera la estabilidad del retropié y el arco longitudinal plantar.

Este procedimiento se simuló modificando las propiedades del cartílago que une el astrágalo y el calcáneo, como se observa en la figura 69. Para valorar el efecto de este tratamiento en la corrección del PPAA y estudiar las tensiones generadas sobre la estructura del pie y los tejidos blandos, se realizó la simulación de distintas condiciones que pueden desencadenar el desarrollo del pie plano en adultos, como se menciona más adelante (sección 6.6). Los resultados se enfocan principalmente en las tensiones sobre los principales estabilizadores del arco plantar (fascia plantar, ligamento *Spring* y tendón tibial posterior) cuando no se consideran causantes de la patología. Sin embargo, el estudio se complementa con las tensiones máximas principales que se generan sobre los ligamentos plantares (largo y corto), los tendones peroneos (largo y corto) y el tendón Aquiles.

#### 6.5.2 Artrodesis Astrágalo-Escafoidea

El PPAA es una patología en ocasiones incapacitante y de progresiva degeneración que altera la estructura del pie hacia una posición en valgo, traducida en una abducción del retropié y a menudo una supinación compensadora del antepié (147). A medida que aumenta el grado de deformidad y el grado de estiramiento o desgarramiento de los ligamentos y las cápsulas, la eficacia de las reparaciones de tejidos blandos, incluidas las transferencias de tendones, parece empeorar (59). La investigación clínica actual busca identificar una técnica quirúrgica que pueda proporcionar tanto una corrección de las deformidades mayores, como una estabilidad duradera con morbilidad quirúrgica limitada. Idealmente, tal estabilización debería agregar los tres componentes de la deformidad descritos anteriormente ya que cualquier colapso del mediopié, se refleja en la pérdida del ángulo de apertura del arco plantar (154).

En la literatura clínica se ha descrito una variedad de procedimientos de artrodesis para el tratamiento de la deformidad del PPAA (1). De particular interés, algunos autores han indicado la utilidad de la artrodesis astrágalo-escafoidea aislada en este contexto (Figura 68 – B). De los componentes principales de la deformidad típica descrita anteriormente, tres de ellas (abducción del antepié, supinación del antepié y hundimiento del mediopié) parecen ocurrir principalmente a través de las articulaciones transversales del tarso y más notablemente a través de la articulación astrágalo - escafoidea (154). Si esta articulación es el punto focal de la deformidad, la corrección y estabilización a través de esta región parece tener un atractivo significativo (13). Algunos estudios reportados en la literatura clínica muestran las ventajas de este procedimiento principalmente en el control del dolor. Por ejemplo, en 1999 Harper et al. (154) realizaron un estudio de seguimiento (26

meses) a 29 pacientes tratados con una artrodesis astrágalo – escafoidea, encontrando que en el 86% de los casos se obtuvo buenos resultados. Esto permite inferir que, mediante una artrodesis astrágalo – escafoidea, se puede obtener una corrección de la deformación, siempre y cuando sea esta articulación el punto focal de la deformación (154,179). La clara ventaja de una artrodesis aislada de la articulación astrágalo - escafoidea en el manejo del pie plano adulto reside en la capacidad que ofrece este procedimiento de producir una realineación estable con una morbilidad mínima (179). Ningún informe en la literatura sugiere que una artrodesis aislada de esta articulación sea inadecuada para mantener la realineación a largo plazo en la población de pacientes adultos de pie plano. Sin embargo, esta artrodesis puede estar asociada con un mayor riesgo de falta de consolidación y artrosis progresiva en las articulaciones adyacentes. Informes recientes sugieren que la incidencia de pseudoartrosis de la articulación astrágalo - escafoidea oscila entre el 3% y el 10% (179). A pesar de ello, no se encuentran estudios clínicos ni computacionales que muestren el efecto que tiene este procedimiento sobre los tejidos blandos del pie y huesos del antepié, que permitan una comparación con los resultados que se muestran en esta sección.

Las simulaciones del modelo se llevaron a cabo evaluando la artrodesis astrágalo – escafoidea en distintas condiciones que podrían generar una deformación de PPAA.

### 6.5.3 Artrodesis Calcáneo-Cuboidea

La articulación calcáneo – cuboidea está formada por la superficie posterior del hueso Cuboides y la superficie anterior del Calcáneo. El movimiento de esta articulación en el plano frontal es minúsculo. Los grados de libertad que posee en el plano sagital y transversal permiten el movimiento del pie en dorsiflexión, flexión plantar y abducción- aducción, respectivamente. Además, este movimiento permite que la parte delantera del pie compense adecuadamente los problemas de la articulación del tobillo (32,37).

Esta articulación es estable, aunque hay múltiples factores que pueden afectar la articulación, como la artritis, fracturas, subluxaciones y dislocación, aunque la indicación más frecuente del uso de la artrodesis de la articulación calcáneo - cuboidea (Figura 68 – C) está en la corrección de la deformidad por PPAA (180). Logel et al. (181) describieron el alargamiento de la columna lateral mediante artrodesis por distracción calcáneo - cuboidea y la transferencia de tendones en 10 especímenes frescos de extremidades inferiores de cadáveres congelados. Debido a que el alargamiento de la columna lateral aumenta su presión (creando varo en el antepié), estos investigadores agregaron una artrodesis en la articulación primera metatarso - cuneiforme, reduciendo la presión generada sobre la columna lateral y elevando el arco medial del pie. Otro estudio prospectivo fue propuesto por van der Krans et al. (182) quienes aplicaron la artrodesis

calcáneo - cuboidea, el aumento del tendón tibial posterior y el alargamiento del tendón de Aquiles percutáneo a 20 pacientes (20 pies) con pie plano flexible adquirido por adultos. La edad promedio fue de 55 (30-66) años en un grupo comprendido por 16 mujeres y 4 hombres. Como en el caso anterior, el procedimiento se complementó con una artrodesis de la primera articulación metatarso - cuneiforme en 8 pacientes, mientras que en 2 pacientes se realizó una artrodesis escafoideo - cuneiforme para corregir la supinación del antepié y el hallux valgus. Otros autores, informaron los resultados de la artrodesis calcáneo - cuboidea en pacientes con pie plano adquirido asociado con disfunción tibial posterior. En un estudio se reportó que uno de 13 pacientes desarrolló pseudoartrosis, aunque la mayoría de los pacientes informaron una mejoría en la alineación del pie y los síntomas (183,184).

Como puede observarse, la artrodesis de la articulación calcáneo - cuboidea se realiza comúnmente en conjunto con otros procedimientos (incluida la triple artrodesis) y es poco frecuente que se realice de forma aislada. Se cree que la artrodesis de la articulación calcáneo - cuboidea aislada termina con cambios artríticos degenerativos en las articulaciones circundantes (180). En la clínica se asocian tres complicaciones principales con esta artrodesis: pseudoartrosis, unión defectuosa y fractura por estrés de la columna lateral. Sin embargo, también hay evidencia de que afecta acciones como caminar sobre superficies rugosas (180).

A pesar de ello, también se ha informado éxito al realizar la fusión de la articulación calcáneo - cuboidea aislada. Thomas et al. realizaron 15 fusiones calcáneo - cuboideas aisladas (184). Como resultado, los pacientes que tenían fusión de la articulación calcáneo - cuboidea no informaron ningún dolor. Sin embargo, algunos autores aconsejan liberar las articulaciones del antepié y considerar el alargamiento del tendón de Aquiles cuando se realice una fusión de columna lateral para evitar la formación de pies equinos posteriores (88). La abducción del pie puede desarrollarse después de la artrodesis calcáneo - cuboidea, pero por lo general los pacientes trabajan normalmente sin que se vea afectada la articulación astrágalo - escafoidea (184).

A pesar de la evidencia clínica y estudios en cadáveres, no hay investigaciones que muestren el efecto de la artrodesis calcáneo - cuboidea aislada sobre la tensión de los tejidos blandos del pie como lo muestra esta sección. Para este escenario, el modelo se modificó alterando los parámetros que definen el material del cartílago de unión de la articulación calcáneo - cuboidea, considerándolo como un trozo de hueso cortical, como se puede observar en la figura 68. Los resultados se muestran más adelante en este capítulo.

#### 6.5.4 Triple Arthrodesis

La triple Arthrodesis (Figura 68 – D), es tal vez el procedimiento quirúrgico más utilizado en la corrección del PPAA en etapas intermedias y avanzadas (27) junto con la Osteotomía Medializante de Calcáneo (1,5,169). La triple arthrodesis como tratamiento para el pie plano adquirido en adultos generalmente se indica en las deformidades en estadio III y estadio IV (1). Estos pacientes a menudo tienen artritis en etapa terminal y una deformidad significativa que no es reducible. Los autores también consideran la triple arthrodesis cuando se ha producido un procedimiento fallido de preservación de la estructura plantar mediante reforzamiento de tejidos blandos o una arthrodesis aislada fallida de una articulación tarsiana para tratar el pie plano adquirido en la etapa II del adulto (27,105). Los objetivos de la cirugía incluyen la resolución de los síntomas y la realineación de los huesos del retropié.

Con el tiempo, este procedimiento ha demostrado una opción confiable y reproducible para corregir la deformidad de la estructura del pie de forma exitosa y con buenos resultados clínicos. La mayoría de los pacientes consideran que la pérdida de movimiento es una compensación muy aceptable para la reducción del dolor (19). Sin embargo, es un procedimiento que no carece de defectos. Las complicaciones tempranas incluyen problemas de la herida lateral, unión defectuosa y pseudoartrosis. El seguimiento a largo plazo de los pacientes después de una triple arthrodesis ha demostrado que muchos desarrollan artritis articular adyacente en el tobillo o el mediopié (1). Estos cambios pueden tardar años o incluso décadas en desarrollarse y muchos nunca se vuelven evidentes para el paciente. (1,5), aunque este problema particular debe considerarse una consecuencia esperada, en lugar de una falla del procedimiento. Una arthrodesis bien fija dará como resultado presiones de contacto fisiológicas normales en todo el tobillo y evitará la atenuación del tejido blando medial y los consiguientes cambios degenerativos. Una arthrodesis triple con deformidad en valgo residual predispone al tobillo a la atenuación limitante del tejido blando y la posterior deformidad en valgo, así como la enfermedad articular degenerativa, dado que la fusión puede generar tensiones adicionales en las articulaciones por encima y por debajo de las zonas fusionadas que pueden convertirse en artríticas a largo plazo. Finalmente, como sucede con otras arthrodesis, los pacientes tienden a percibir una rigidez considerable que afecta la marcha sobre terrenos irregulares (19).

A pesar de encontrar numerosos estudios que evalúan los efectos de este procedimiento, la evaluación de tensiones sobre los tejidos blandos es un aspecto desconocido (19). Las simulaciones del modelo se realizaron generando artificialmente una fusión de las articulaciones del retropié, modificando los parámetros que caracterizan los cartílagos que unen las articulaciones del retropié, como se muestra en la Figura 68. Los resultados de la tensión biomecánica que experimentan los distintos tejidos se muestran más adelante.



### 6.5.5 Combinación Artrodesis Astrágalo – Calcáneo y Osteotomía Medializante de Calcáneo

Como se comentó en el capítulo 5, la Osteotomía Medializante de Calcáneo (OMC) es una de las técnicas quirúrgicas más usadas en el tratamiento correctivo del PPAA. Sin embargo, en caso de deformaciones severas, este procedimiento resulta insuficiente, razón por la cual se suele combinar con otros procedimientos (152). Esta tesis incluye las simulaciones del efecto biomecánico de la combinación de dos procedimientos valorados de forma aislada: OMC y Artrodesis Astrágalo – Escafoidea (AST\_ESC). Esta evaluación fue sugerida por uno de los médicos especialistas que acompañó el desarrollo de esta tesis como asesor, quien la ejecuta como alternativa a la triple artrodesis en algunos de sus pacientes. Como se comentó anteriormente, a pesar de las ventajas de la triple artrodesis con respecto a la fijación y recuperación de la estructura del arco plantar, existen complicaciones a largo plazo asociadas con el desarrollo de artritis dolorosas en las articulaciones del medio y antepié (19). Hay evidencia empírica, no documentada, que muestra buenos resultados de esta técnica (combinación OMC – Artrodesis AST\_ESC), razón que motiva la inclusión de esta evaluación en esta tesis. En la literatura, sólo se encuentra la investigación realizada en 2008 por Lewis (163), quien en su tesis de doctorado propuso un modelo para evaluar la deformación generada por diferentes procedimientos quirúrgicos, e incluye superficialmente el estudio de la combinación de Osteotomía Medializante de Calcáneo y Artrodesis astrágalo – Escafoidea sobre la huella plantar, sin embargo no incluyen un análisis de tensiones sobre tejidos blandos ni sobre los huesos del pie.

Para ejecutar esta simulación, el modelo de Osteotomía Medializante de Calcáneo mostrado en el capítulo 5 (169) fue modificado, cambiando las propiedades mecánicas del tejido del cartílago de unión entre los huesos Astrágalo y Escafoides, con el fin de representar una fusión entre estos huesos.

## 6.6 ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS ARTRODESIS DEL RETROPIÉ SOBRE TEJIDOS BLANDOS.

En las siguientes secciones, se muestran los resultados de la evaluación del modelo para cada una de las artrodesis del retropié (Figura 69). Este estudio se dividió de acuerdo con las distintas situaciones que podrían generar un “pie plano” (8). Estas son:

1. Generado por debilidad en el Tendón Tibial Posterior (TTP)
2. Generado por debilidad de la fascia plantar.
3. Generado por debilidad en el ligamento *Spring*
4. Generado por debilidad tanto en la fascia plantar como en el ligamento spring.

5. Generado por debilidad en Fascia plantar, ligamento *Spring* y TTP (El peor caso – Para evaluar tensiones en tejido óseo, ligamentos plantares y tendón de Aquiles)

Cada una de las gráficas de resultados de tensión tiene la misma división:

- a) **Pie sano:** Simulación del modelo de pie con los tejidos blandos funcionales.
- b) **Pie plano:** Corresponde a la simulación del modelo debilitando el tejido del caso analizado. Como se menciona antes, se simularon 5 condiciones que podrían desarrollar una deformación de PPAA.
- c) **Osteotomía:** Corresponde a la simulación del modelo de osteotomía medializante de calcáneo, debilitando el tejido del caso analizado.
- d) **Artrodesis AST\_CAL:** Modelo simulado debilitando el tejido analizado y bloqueando la articulación Astrágalo-calcánea.
- e) **Artrodesis AST\_ESC:** Modelo simulado debilitando el tejido analizado y bloqueando la articulación Astrágalo-escafoidea.
- f) **Artrodesis CAL\_CUB:** Modelo simulado debilitando el tejido analizado y bloqueando la articulación Calcáneo-Cubiodea.
- g) **Osteotomía + Artrodesis AST\_ESC:** Modelo de osteotomía simulado debilitando el tejido analizado y bloqueando la articulación Astrágalo-escafoidea.
- h) **Triple Artrodesis:** Modelo simulado debilitando el tejido analizando y bloqueando las articulaciones del retropié.

#### 6.6.1 Efecto de las artrodesis del retropié en PPAA por debilidad del TTP.

La literatura clínica ha relacionado tradicionalmente el desarrollo del PPAA con una disfunción/debilidad del tendón tibial posterior (TTP) (62). Incluso, los tratamientos de las etapas iniciales están orientados en su mayoría a fortalecer este tendón o transferir otros tendones para suplir el tejido afectado (6).

Con esta motivación, la primera evaluación del efecto de las artrodesis del retropié se simuló generando un debilitamiento del TTP como causa del PPAA. Las tensiones máximas

principales se calcularon usando la herramienta de postproceso de ABAQUS/CAE 6-14. Se muestran las tensiones sobre la geometría de la fascia plantar (Figura 73) y el ligamento *Spring* (Figura 74), considerados los principales estabilizadores estáticos del arco longitudinal plantar. Sin embargo, se calcularon las tensiones principales de todos los tejidos blandos incluidos en el modelo: Ligamentos plantares largo y corto, tendones peroneos largo y corto y sobre el tendón Aquiles. Los resultados se resumen en la Figura 75.

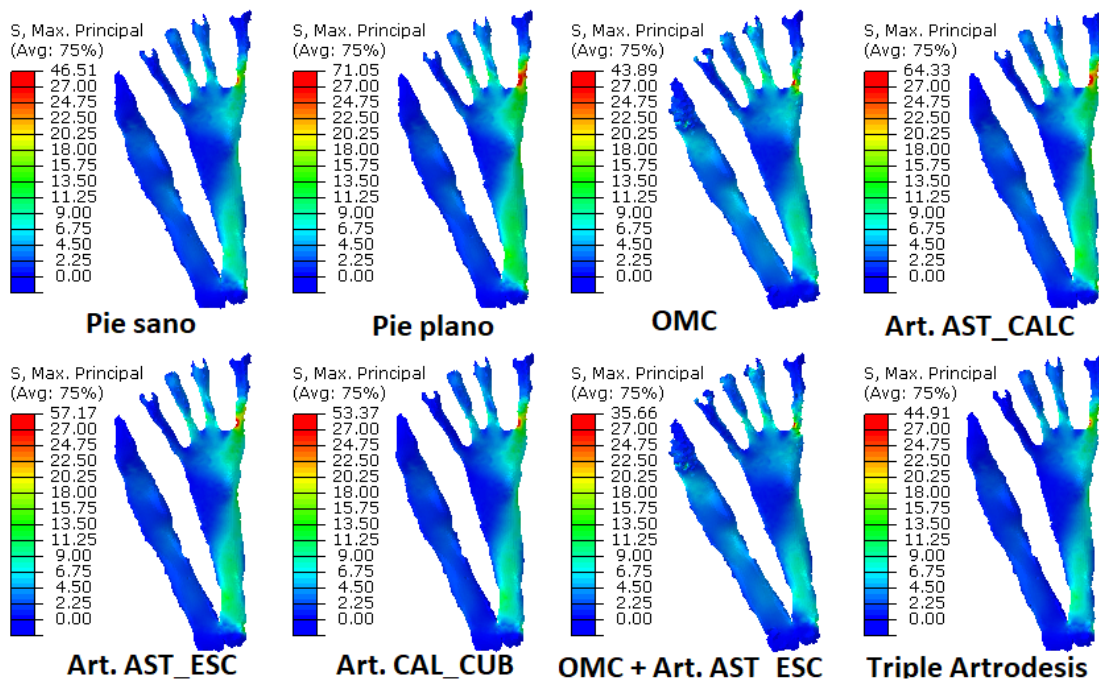


Figura 73: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre la fascia plantar al simular el modelo con diversos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción del TTP.

Cada gráfica muestra en la escala de colores el valor máximo de tensión de tracción generado, tanto para la fascia plantar como para el ligamento *Spring*.

De acuerdo con la lógica ingenieril, el procedimiento ideal sería aquel que lleve la tensión del tejido a valores cercanos al caso de “pie sano”. Sin embargo, dado que se está modelando un pie patológico, el objetivo es identificar cuál de los procedimientos genera las tensiones más alejadas del caso “pie plano”. De esta forma, los procedimientos que reducen de forma más significativa la tensión de la fascia plantar son la Triple artrodesis y los dos procedimientos que incluyen la OMC, siendo la combinación de OMC con artrodesis AST\_ESC la que mejores resultados ofrece en este aspecto.

Por su parte, los resultados de tensiones máximas principales generados sobre el ligamento *Spring*, muestra la Triple Artrodesis como el procedimiento más efectivo para reducir la tensión sobre este tejido, lo cual es de esperarse, pues la artrodesis bloquea cualquier estiramiento de este ligamento. Con respecto a las artrodesis aisladas, la artrodesis CAL\_CUB se muestra como el procedimiento que menos tensiones genera sobre el ligamento *Spring*, seguido de la combinación de OMC con artrodesis AST\_ESC. Llama la atención que todos los procedimientos reducen la tensión de este ligamento, incluso por debajo de las tensiones del modelo de “pie sano”.

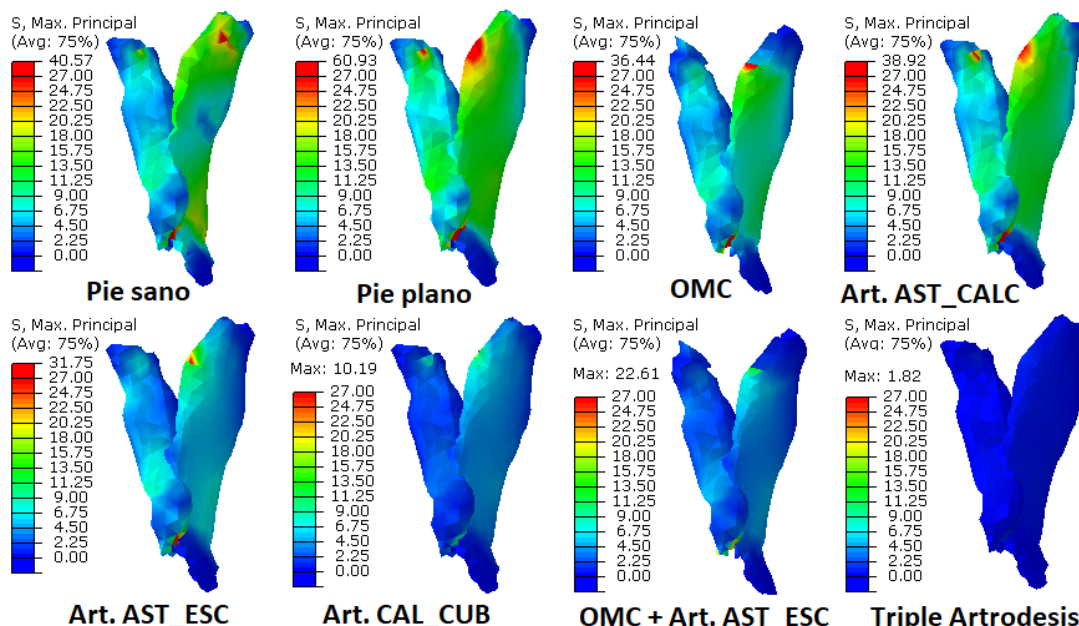


Figura 74: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre el ligamento *Spring* al simular el modelo con distintos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción del TTP.

Los resultados generados sobre los demás tejidos blandos que se muestran en la figura 75 permiten afirmar que los procedimientos quirúrgicos tienen poca acción sobre la tensión del tendón Aquiles, pues ésta permanece en rangos similares en todos los escenarios evaluados en esta sección, es decir, cuando se presenta una disfunción del tendón tibial posterior.

Resulta llamativo que los procedimientos que incluyen una OMC tienden a reducir considerablemente la tensión de tracción sobre el ligamento plantar largo (LPL), aunque causan el efecto contrario sobre el ligamento plantar corto (LPC), con tensiones que duplican los valores normales sobre este tejido. Un efecto opuesto genera la fusión de la articulación CAL\_CUB, ya que cuando esta articulación es bloqueada (incluyendo la triple artrodesis), la tensión sobre el LPL se eleva considerablemente, mientras que la tensión

sobre el LPC se reduce a valores mínimos (casi la décima parte de la tensión de un pie sano).

Los procedimientos que incluyen una OMC reducen también la tensión sobre el tendón peroneo largo (TPL), en el escenario de disfunción del TTP. Sin embargo, estos dos casos generan una tensión elevada sobre el tendón peroneo corto (TPC).

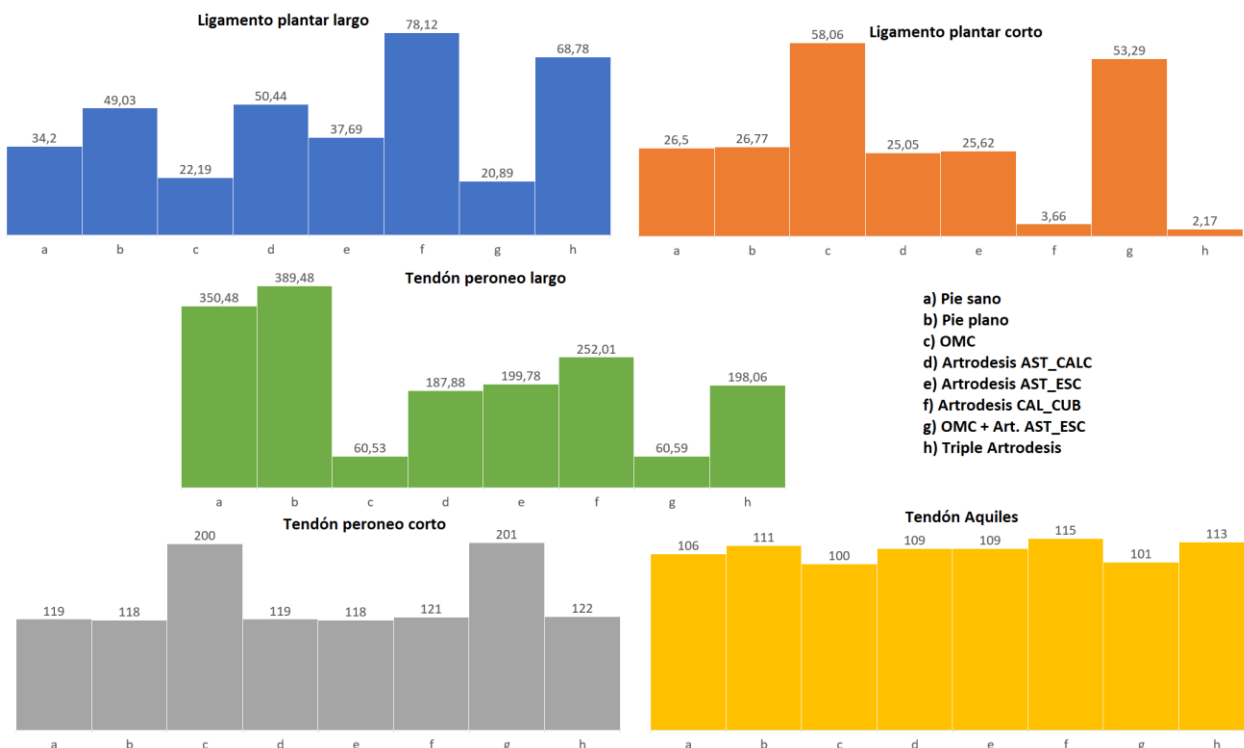


Figura 75: Tensiones máximas principales (MPa) generas sobre los tejidos blandos con acción secundaria en el mantenimiento del arco plantar (141), en el escenario de disfunción del TTP.

## 6.6.2 Efecto de las artrodesis del retropié en PPAA por debilidad de la FP.

La fascia plantar (FP) es uno de los principales estabilizadores del arco longitudinal (142). Esta simulación muestra el efecto de los distintos procedimientos quirúrgicos analizados ante el desarrollo de un PPAA causado por debilidad o daño de este tejido.

Debido a que las condiciones y características del tejido de la FP son alteradas, el análisis se realiza sobre los demás tejidos estabilizadores del arco plantar. Las tensiones máximas principales se grafican sobre la geometría del Ligamento Spring (LS) (Figura 76) y sobre el TTP (Figura 77). Las tensiones máximas generadas sobre los ligamentos plantares (largo y corto), tendones peroneos (largo y corto) y tendón Aquiles se resumen en la figura 78.

Los resultados de tensión generados sobre el LS permiten afirmar que el procedimiento que mejor reduce la tensión sobre este tejido es la combinación de OMC con artrodesis AST\_ESC. Sin embargo, todos los procedimientos generaron una reducción de la tensión generada sobre este tejido, incluso por debajo del valor de tensión del modelo de “pie sano” (con excepción de la simulación con Artrodesis AST\_CALC).

La tensión sobre el LS no es tan baja como se espera en la simulación de Triple Artrodesis, debido a la tensión que genera la tracción del TTP sobre la zona de contacto con este ligamento (costado lateral). Se observa que la tensión generada sobre sección más medial del LS es casi nula en los escenarios de bloqueo de la articulación CAL\_CUB.

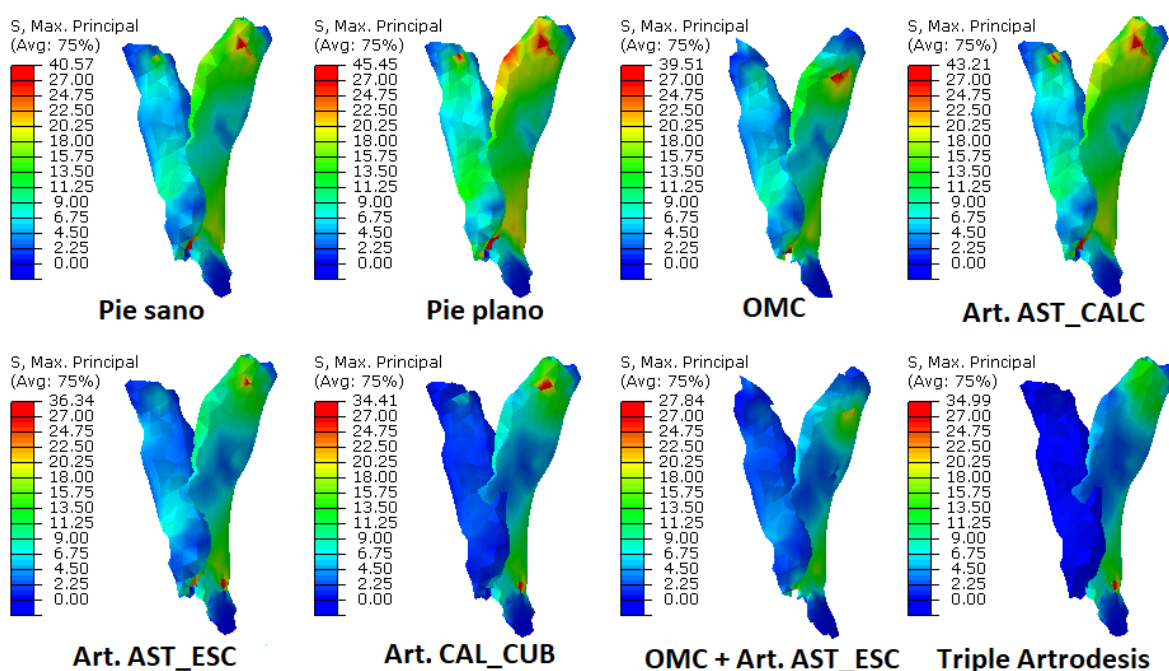


Figura 76: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre el ligamento Spring al simular el modelo con distintos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción de la FP.

Las simulaciones el escenario de PPAA generado por disfunción/debilidad de la fascia plantar muestran que los procedimientos quirúrgicos evaluados generan cambios de tensión leves sobre el TTP (Figura 77). Los resultados muestran variaciones de alrededor de 10% entre la simulación de “pie sano” y “pie plano” en la tensión de tracción que experimenta el TTP en este escenario. Las tensiones generadas al simular los procedimientos quirúrgicos están dentro del rango de tensiones de estos dos casos.

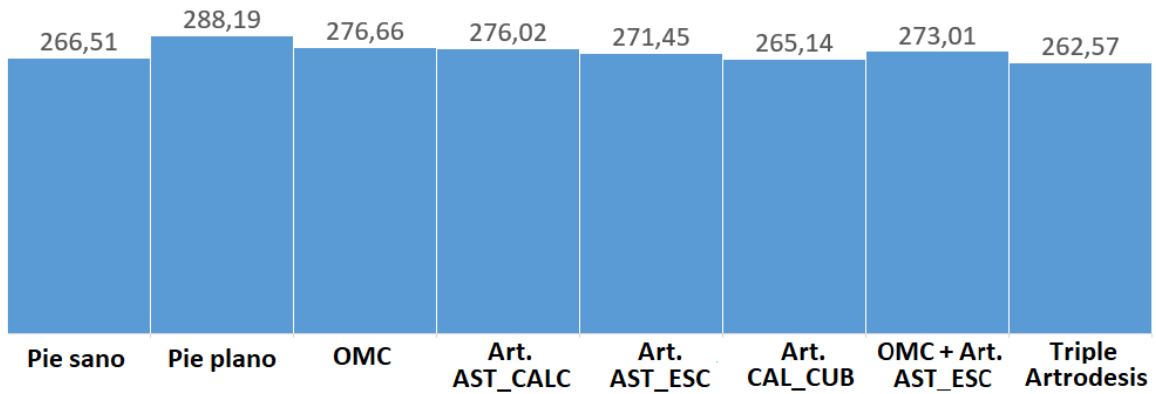


Figura 77: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre el TTP al simular el modelo con distintos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPA, causado por disfunción de la FP.

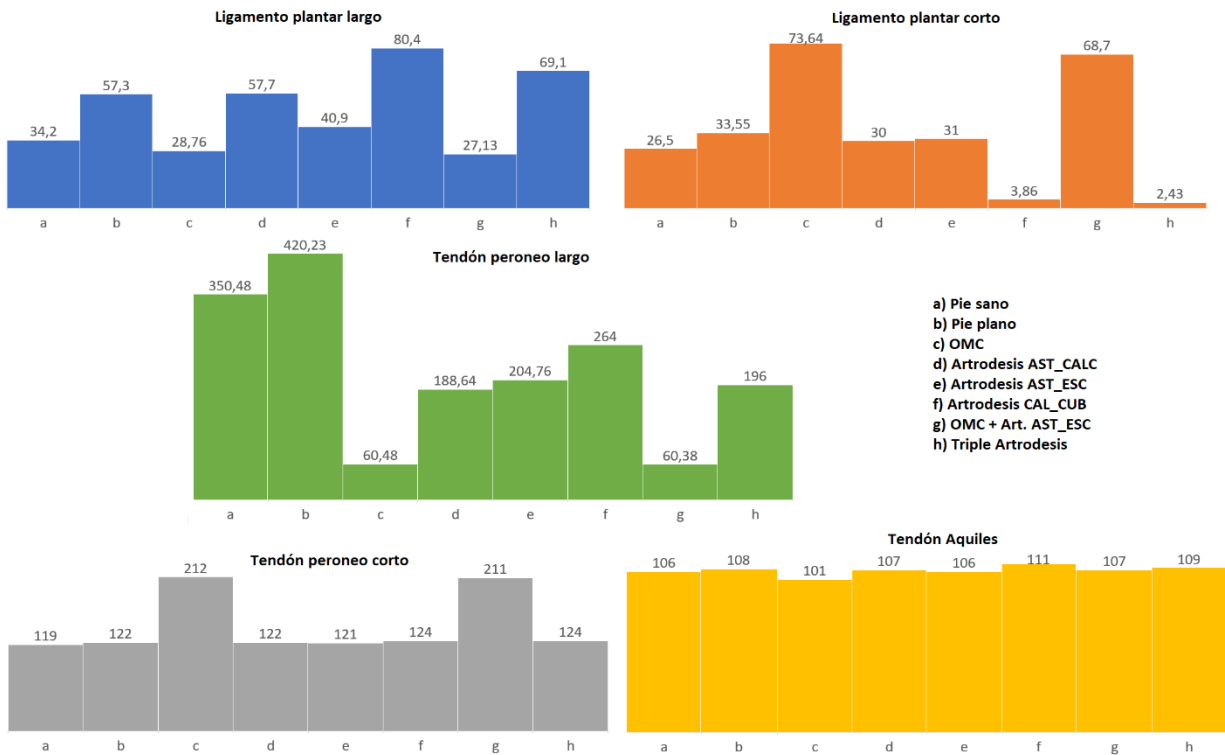


Figura 78: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre los tejidos blandos con acción secundaria en el mantenimiento del arco plantar (141), en el escenario de disfunción de la FP.

Por otro lado, las simulaciones permiten afirmar nuevamente que los procedimientos quirúrgicos evaluados tienen un efecto mínimo sobre la tensión del tendón Aquiles. Además, como en el escenario de falla de TTP, las simulaciones muestran que la tensión sobre el LPL y sobre el TPL se reducen considerablemente con los procedimientos que

incluyen una OMC, siendo esta menor en el caso combinado con la artrodesis AST\_ESC. Sin embargo, estos dos casos desarrollan un aumento considerable en la tensión generada sobre el LPC y el TPC. Estos tejidos sufren un aumento de más del 100% en la tensión de tracción cuando se realiza una OMC. La tensión sobre el LPC es mínima en los casos que bloquean (fusionan) la articulación calcáneo – cuboidea (Artrodesis CAL\_CUB y Triple Artrodesis), pues la fijación de esta articulación evita el estiramiento bajo tracción de este tejido.

Los resultados obtenidos sobre estos tejidos son consistentes con los resultados evaluados en el escenario de disfunción del TTP.

### 6.6.3 Efecto de las artrodesis del retropié en PPAA por debilidad del LS.

En el capítulo 4, el ligamento *Spring* (LS) se identificó como uno de los principales tejidos estabilizadores del arco longitudinal plantar, especialmente evitando la pronación del pie y la abducción del antepié. Algunos autores también han identificado este ligamento como uno de los principales tejidos que soportan el arco, después de la fascia plantar (8,98). Esto lleva a que una lesión o disfunción de este ligamento pueda desencadenar el desarrollo de un PPAA (32). Lo anterior, motivó las pruebas realizadas en esta sección, evaluando el efecto de diversos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA en el modelo simulado al debilitar el tejido del LS. La tensión de tracción fue calculada sobre la fascia plantar (Figura 79), el TTP (Figura 80) y los demás tejidos blandos incluidos en el modelo (Figura 81). Debido a que las diferencias de las tensiones sobre la geometría del TTP no son fácilmente apreciables, estas se muestran en una gráfica de barras.

Los resultados muestran que todos los procedimientos evaluados, con excepción de la artrodesis subastragalina (AST\_CAL), permiten reducir la tensión que experimenta la fascia plantar ante una disfunción/debilidad del LS. El procedimiento que presenta mejores resultados es la triple artrodesis, Tensión máxima principal de 28,91 MPa que representa una reducción del 52% en la tensión, con respecto a la simulación de “pie plano”; seguida de la combinación de OMC con Artrodesis AST\_ESC (30.39 MPa), que genera una reducción en la tensión máxima principal de 49.8% con respecto a la tensión generada por el “pie plano”.

De forma similar a los demás casos evaluados, las simulaciones realizadas muestran que la variación que experimenta el TTP es relativamente cercana, independientemente del procedimiento. El valor de tensión más bajo fue generado usando una Triple Artrodesis, seguido de una artrodesis AST\_ESC aislada. Los resultados de las simulaciones muestran que la tensión el TTP en los escenarios que incluyen una OMC se incrementa levemente.



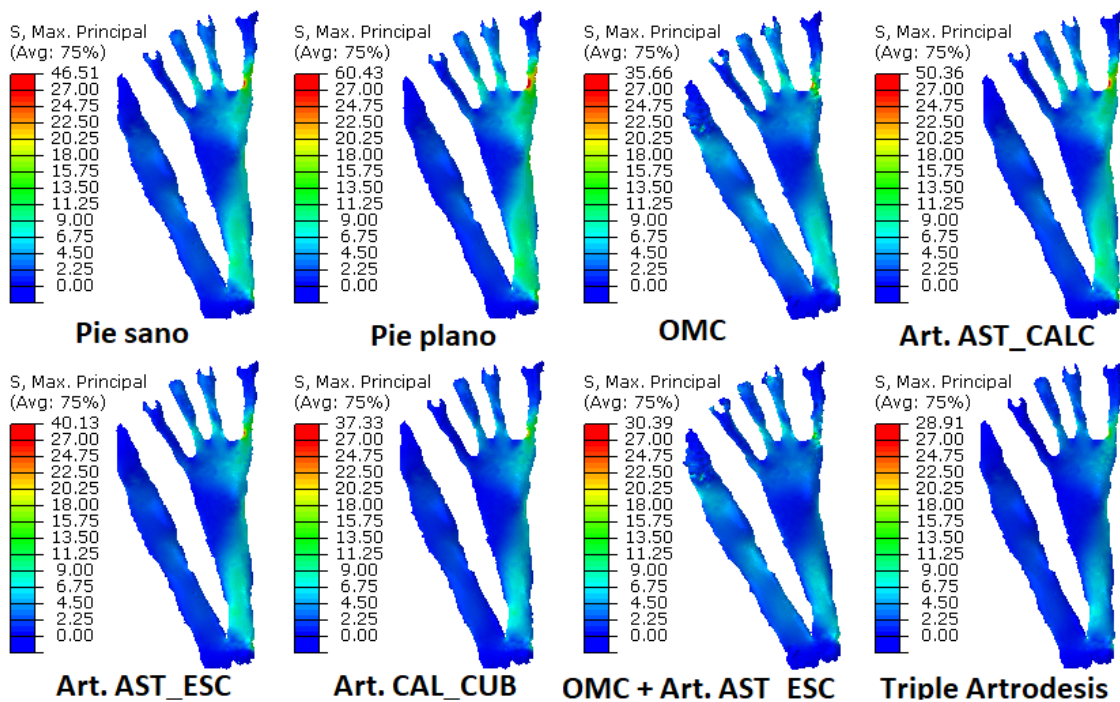


Figura 79: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre el ligamento Spring al simular el modelo con distintos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción del LS.

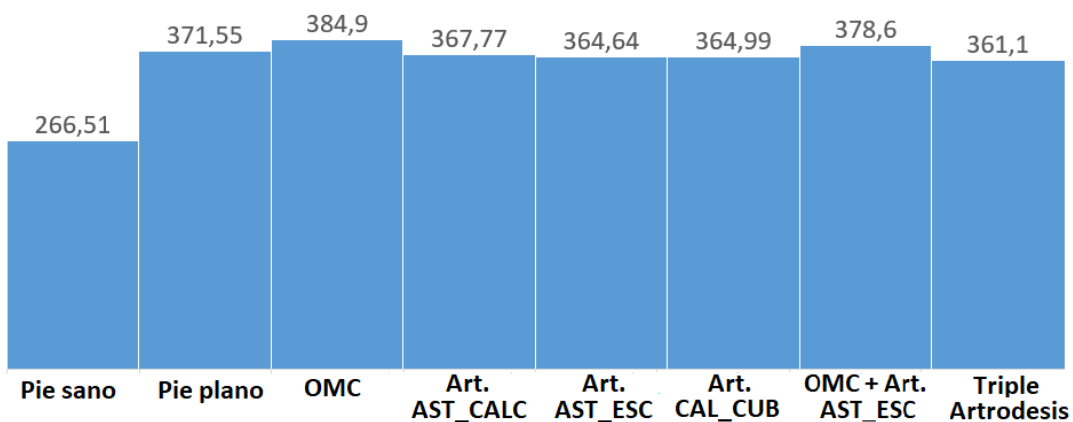


Figura 80: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre el TTP al simular el modelo con distintos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción del LS.

De forma similar a los casos de pie plano causado por disfunción del TTP o de la fascia plantar, los resultados del escenario evaluado en esta sección (disfunción del LS) muestran que los procedimientos quirúrgicos que incluyen una OMC aislada o en combinación con

una artrodesis AST\_ESC, reducen significativamente la tensión de tracción del ligamento plantar largo y el tendón peroneo largo. Sin embargo, de forma contraria, estos procedimientos tienen a aumentar considerablemente la tensión de tracción sobre el ligamento plantar corto y el tendón peroneo corto.

Los procedimientos que incluyen la artrodesis CAL\_CUB (aislada o triple artrodesis), deducen a valores mínimos la tensión sobre el ligamento plantar corto. Sin embargo, tienen a incrementar de forma significativa la tensión sobre el LPL. Los demás procedimientos de artrodesis aisladas evaluadas producen tensiones similares a las de un “pie sano” sobre el LPC.

Llama la atención que las simulaciones muestran una reducción considerable en la tensión del TPL en el caso “pie plano” causado por disfunción/debilitamiento del LS, mientras que las simulaciones que incluyen una artrodesis AST\_ESC elevan esta tensión a valores cercanos a un “pie sano”.

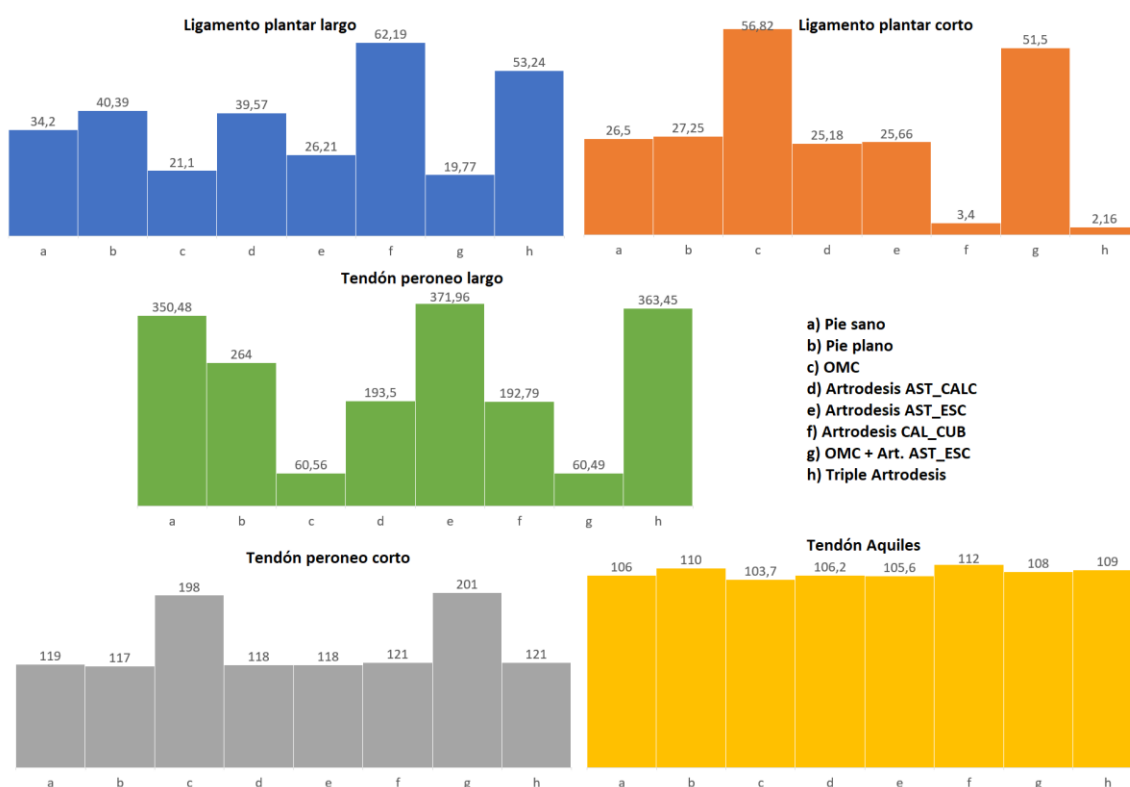


Figura 81: Tensiones máximas principales (MPa) generas sobre los tejidos blandos con acción secundaria en el mantenimiento del arco plantar (141), en el escenario de disfunción del LS.

Lo anterior se puede explicar al comprender la función que ejerce el LS en el soporte de la estructura del pie y del arco plantar. Los resultados del capítulo 4 mostraron que el LS

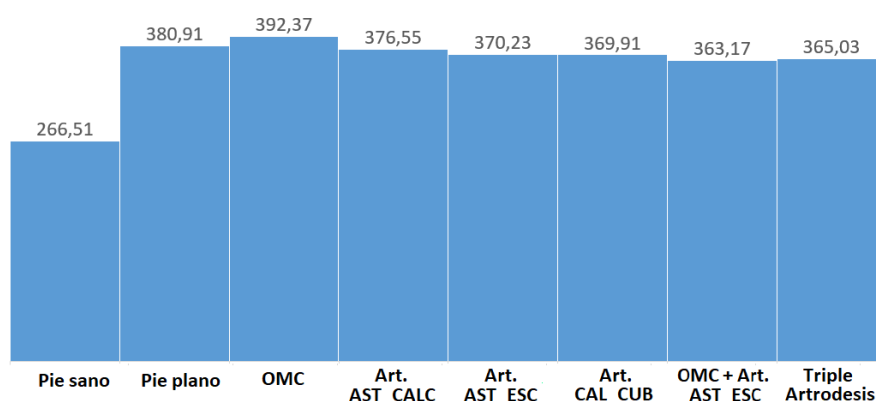
tiene una participación principal evitando la pronación del retropié y la abducción del antepié. Si este ligamento falla, el TPL tiene menos “oposición” durante su tracción. Al bloquear la articulación AST\_ESC (evitando la abducción del antepié), la oposición al TPL regresa, lo que explica la tensión generada en los casos que simulan una Artrodesis en esta articulación.

Finalmente, los resultados muestran nuevamente que ninguno de los procedimientos quirúrgicos evaluados en esta sección genera una alteración significativa en la tensión de tracción generada sobre el tendón de Aquiles.

#### 6.6.4 Efecto de las artrodesis del retropié en PPAA por debilidad de la FP y el LS.

En esta sección se evaluó el efecto de los procedimientos quirúrgicos para el tratamiento del PPAA, en un escenario de pie plano causado por la disfunción/debilidad tanto de la fascia plantar como del ligamento *Spring*. Esta condición, bastante severa, genera una deformación del arco plantar mucho más significativa que sobrecarga los demás tendones y ligamentos plantares. La evaluación de las tensiones máximas principales se calculó sobre el TTP (Figura 82) y sobre los ligamentos plantares (largo y corto), tendones peroneos (largo y corto) y sobre el tendón Aquiles.

La condición evaluada mostró elevados valores de tensión sobre el TTP. Sin embargo, los valores que predice el modelo para cada uno de los procedimientos quirúrgicos evaluados son similares, generando una reducción en la tensión de este tejido no mayor al 5%.



*Figura 82: Tensiones máximas principales (MPa) generadas sobre el TTP al simular el modelo con distintos procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causado por disfunción de la FP y el LS.*

Por otro lado, los resultados muestran que los procedimientos que incluyen una OMC permiten reducir en aproximadamente un 50% la tensión generada sobre el LPL. Sin embargo, este efecto lleva a una elevación de más del 100% sobre el LPC. Sobre este

tejido, los procedimientos que incluyen el bloqueo de la articulación CAL\_CUB (aislada o Triple Artrodesis) producen valores mínimos de tensión inferiores a 4 MPa (“Pie sano” generó una tensión de 26 MPa y “pie plano” 36 MPa.)

Con respecto al TPL, el procedimiento que combina la OMC con la AST\_ESC produjo los valores de tensión más bajos con diferencia sobre el resto de los procedimientos evaluados, como se observa en las barras centrales de la figura 83. Contrario a como sucedía en escenarios anteriores, al simular una disfunción de la FP y el LS, no se generó una reducción llamativa en el procedimiento de Osteotomía medializante de calcáneo (OMC) aislada.

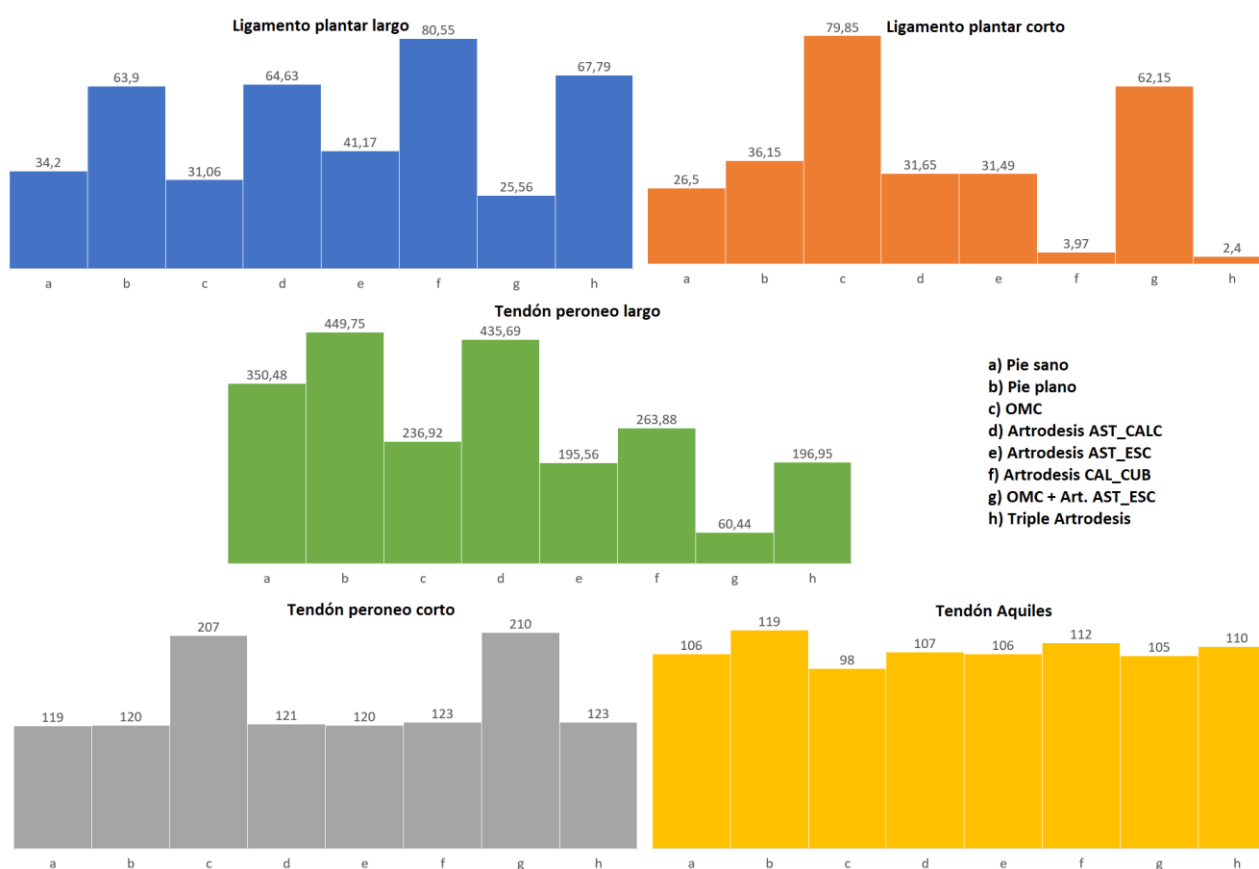


Figura 83: Tensiones máximas principales (MPa) generas sobre los tejidos blandos con acción secundaria en el mantenimiento del arco plantar (141), en el escenario de disfunción de la FP y el LS.

Como sucedió en los casos anteriores, las tensiones sobre el TPC son similares en todos los tipos de artrodesis evaluados, con excepción de los que incluyen una OMC. Finalmente, los resultados mostraron que todos los procedimientos permiten librar significativamente

la tensión sobre el tendón de Aquiles, siendo la combinación de OMC con artrodesis AST\_ESC la que generó menores valores de tensión (98 MPa, frente a los 136 MPa del caso “pie plano”).

### 6.6.5 Efecto de las artrodesis del retropié en PPAA por debilidad de la FP, LS y TTP.

El último escenario incluido en este estudio simula un escenario severo de pie plano, causado por la disfunción/debilidad de los principales actores en el mantenimiento y soporte del arco longitudinal plantar: La fascia plantar, el ligamento *Spring* y el Tendón Aquiles. Debido a la simulación de estos tejidos incluye un debilitamiento sobre su estructura, las tensiones máximas principales fueron evaluadas solamente sobre los ligamentos plantares (largo y corto), los tendones peroneos (largo y corto) y sobre el tendón Aquiles.

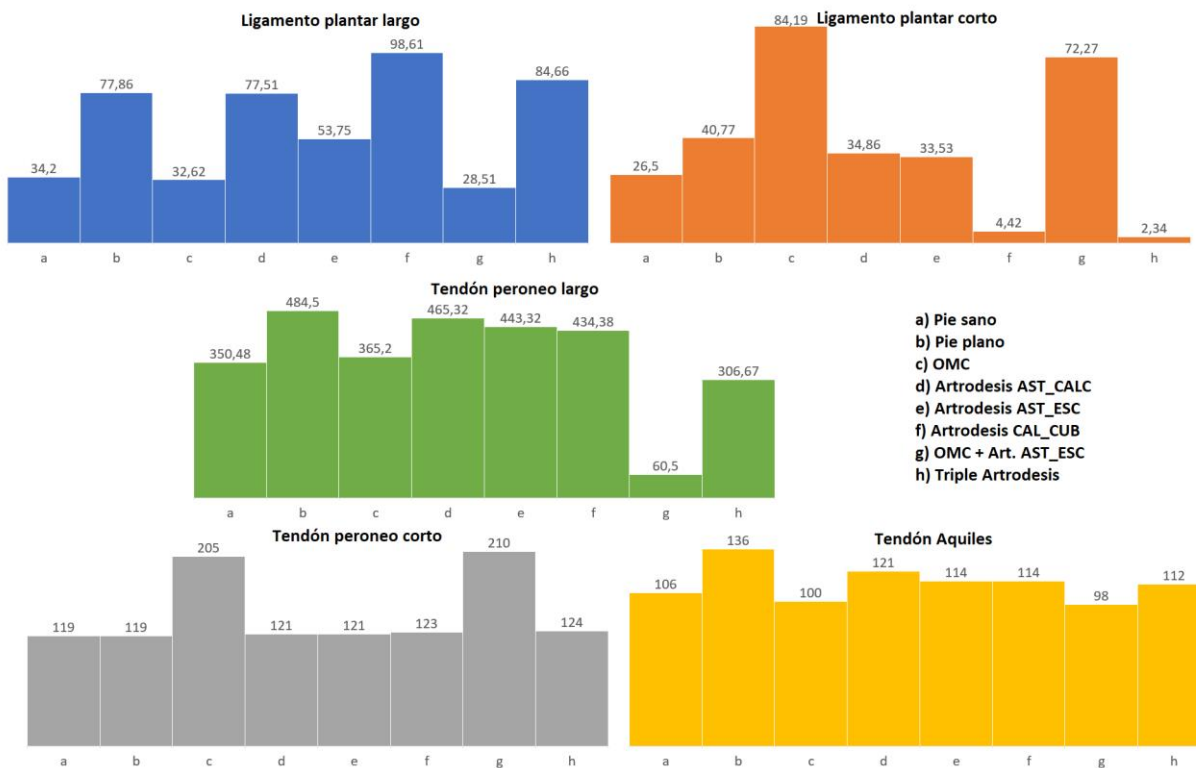


Figura 84: Tensiones máximas principales (MPa) generas sobre los tejidos blandos con acción secundaria en el mantenimiento del arco plantar (141), en el escenario de disfunción de la FP, TTP y del LS.

Frente a este escenario complejo, los resultados obtenidos son muy similares a los obtenidos simulando un pie plano causado por disfunción/debilidad de la fascia plantar y

el ligamento *Spring*. Es decir, sobre el LPL se observa que los procedimientos que incluyen una OMC reducen en más del 55% la tensión de tracción sobre este tejido, con respecto al caso “pie plano”, mientras que los procedimientos que bloquean la articulación CAL\_CUB la elevan por encima del caso patológico. La artrodesis subastragalina tiene un efecto mínimo sobre la tensión de este tejido.

Con respecto al LPC, los procedimientos que bloquean la articulación CAL\_CUB llevan a valores mínimos la tensión de tracción generada en este tejido. Sin embargo, los procedimientos que incluyen una OMC (aislada o en combinación con la artrodesis AST\_ESC), elevan considerablemente la tensión en casi el 100% (84 MPa y 72 MPa, frente a los 40 MPa del caso patológico).

Sobre el TPL, los procedimientos que generan una mayor reducción en la tensión de tracción son la triple artrodesis (306 MPa sobre 484 MPa del caso “pie plano”) y la combinación de OMC con artrodesis AST\_ESC (60 MPa sobre 484 MPa del caso patológico). Claramente, este segundo procedimiento se destaca, generando una reducción cercana al 87% sobre la tensión de tracción que se genera en este tejido.

Finalmente, no se percibe diferencia significativa en la tensión generada sobre el TPC en los casos de artrodesis aisladas, con excepción de los que incluyen una OMC. Estos últimos aumentan considerablemente la tensión sobre este tejido. Con respecto al tendón Aquiles, nuevamente es la combinación de OMC con Artrodesis AST\_ESC el que produce en mayor medida una reducción en la tensión que experimenta este tejido en un pie en carga.

## 6.7 EFECTO DE ARTRODESIS SOBRE HUESOS DEL ANTEPIÉ Y RETROPIÉ.

Los principales efectos secundarios de los procedimientos quirúrgicos evaluados en este capítulo están relacionados con pseudoartrosis y dolores sobre los huesos del mediopié y del antepié (96,19). Con lo anterior, resulta relevante evaluar el efecto biomecánico de estos procedimientos sobre la estructura ósea del pie. Para ello, se calculó la tensión máxima principal que permite observar las tensiones de tracción que experimentan el tejido cortical en cada uno de los escenarios valorados.

La simulación del pie plano fue generada como en la sección 6.6.5, es decir, debilitando los tejidos de la fascia plantar, el ligamento *Spring* y el tendón tibial posterior. Los resultados fueron generados sobre la estructura ósea completa (Figura 85), sobre los metatarsos y falanges (Figura 86) y sobre los huesos del retropié: Calcáneo, Astrágalo, Escafoides y Cuboides (Figura 87).

Los resultados permiten observar en primer lugar la enorme carga que se genera sobre los metatarsos cuando se genera un pie plano. La tensión máxima principal de toda la

estructura ósea muestra un incremento de casi el 130% (1466 MPa frente a los 638 MPa del “pie sano”). Adicionalmente, permite observar que los procedimientos que reducen en mayor medida la tensión generada por el pie plano son la Triple Artrodesis y aquellos que incluyen una Osteotomía Medializante de Calcáneo.

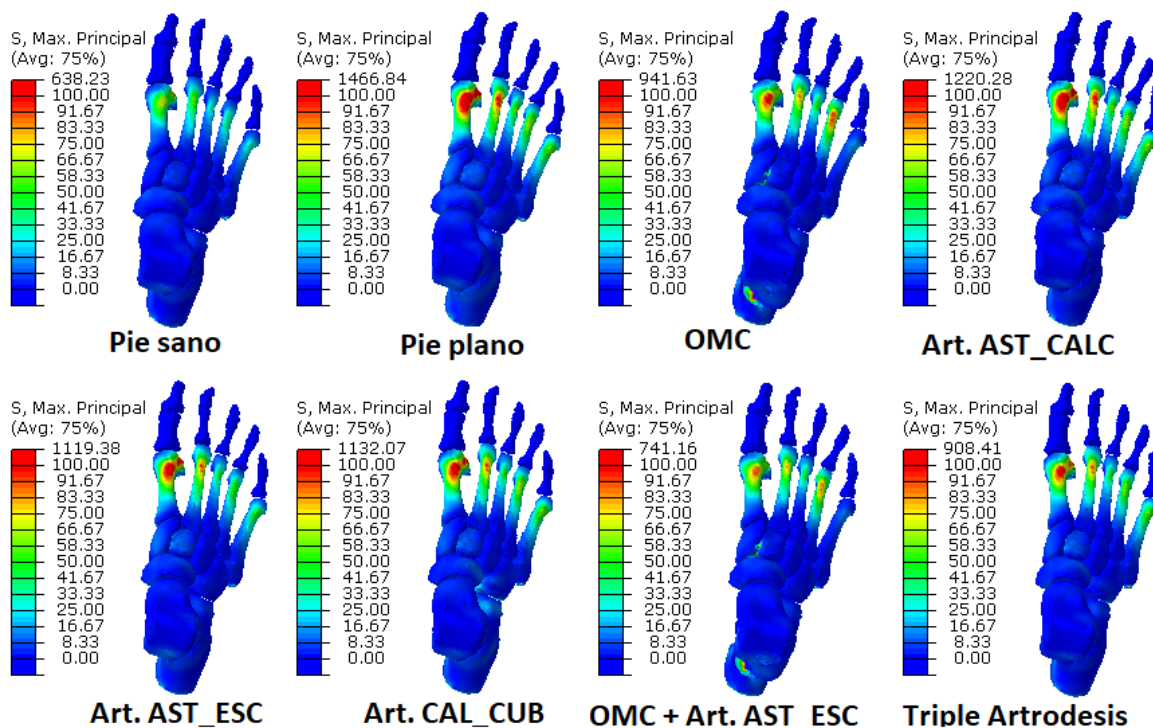


Figura 85: Tensiones máximas principales (MPa) producidas sobre la estructura ósea del pie simulando diferentes procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causados por una disfunción del TTP, FP y LS.

Los resultados de la figura 85 y 86 muestran que el procedimiento que combina una OMC con una Artrodesis AST\_ESC es el que menor tensión genera sobre la estructura ósea, incluso mejor que la Triple Artrodesis, el cual se considera como el tratamiento de elección clínica más común y mayor uso actualmente (1,27,19). Estos resultados resultan llamativos e importantes, porque al reducir las tensiones óseas, este procedimiento podría generar una menor incidencia de artrosis y dolores a largo plazo en las articulaciones del antepié y mediopié.

Adicionalmente, los resultados que se muestran en la figura 86, permiten afirmar que incluso las tensiones generadas sobre los huesos del retropié son menores al usar la combinación de OMC con artrodesis AST\_ESC que la triple artrodesis, pues se observa un

incremento considerable sobre la columna lateral del pie (Articulación CAL\_CUB) que se libera significativamente al realizar un desplazamiento medial del calcáneo.

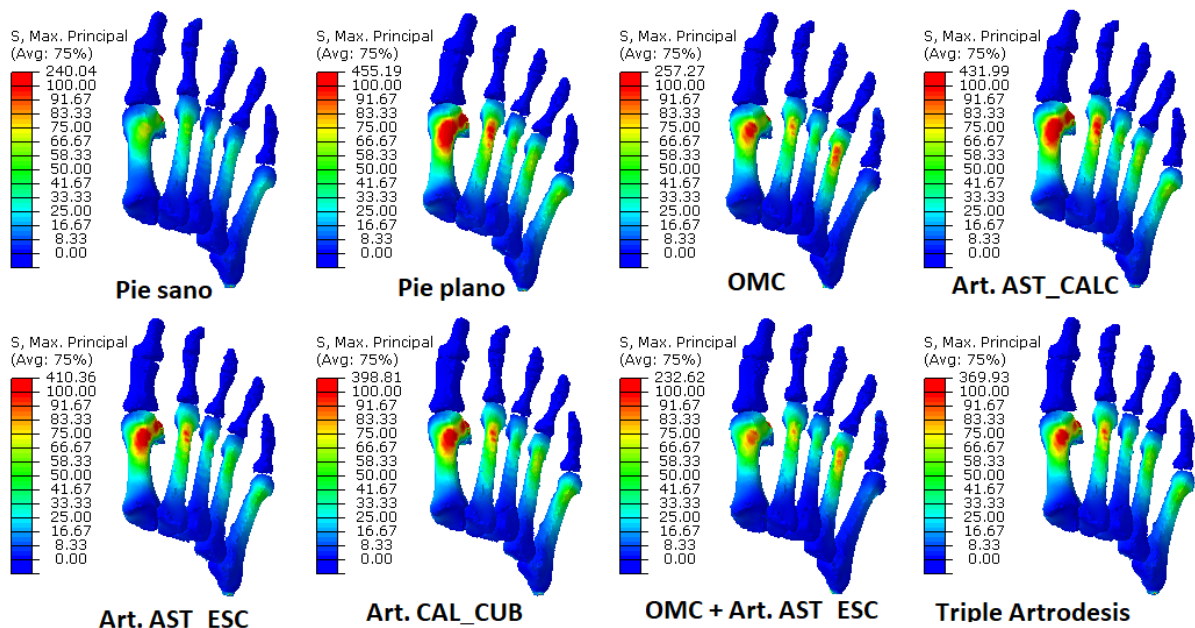


Figura 86: Tensiones máximas principales (MPa) producidas sobre los metatarsos, simulando diferentes procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causados por una disfunción del TTP, FP y LS.

Los resultados de la figura 86 también permiten observar el aumento significativo de tensión que se genera en todos los tipos de artrodesis aisladas. Llama particularmente la atención el significativo incremento de tensión que se genera sobre la articulación CAL\_CUB al fusionarla. Estos resultados son consistentes por lo comentado por algunos investigadores clínicos en pruebas experimentales en pacientes y cadáveres (182,183,184), quienes reportan evidencia de dolor y pseudoartrosis cuando se usó de forma aislada la artrodesis CAL\_CUB. En la clínica, este procedimiento, incluido el alargamiento de la columna lateral del pie, se combina con otras técnicas, incluido el reforzamiento el TTP (182).

Es importante mencionar que los valores de tensión máxima principal reportados en esta sección, incluyen la tensión que se genera en la parte baja del calcáneo de donde se toman unos nodos (3 en total) como punto de fijo (ancla), como se menciona en la sección de condiciones de contorno del modelo en el capítulo 4. Sin embargo, a pesar de que esta condición aumenta los valores de tensión máximos presentados en la escala de colores, no afecta la relación/diferencia de tensiones que se generan en cada uno de los



escenarios evaluados, debido a que esta condición de anclaje es común para todos los casos.

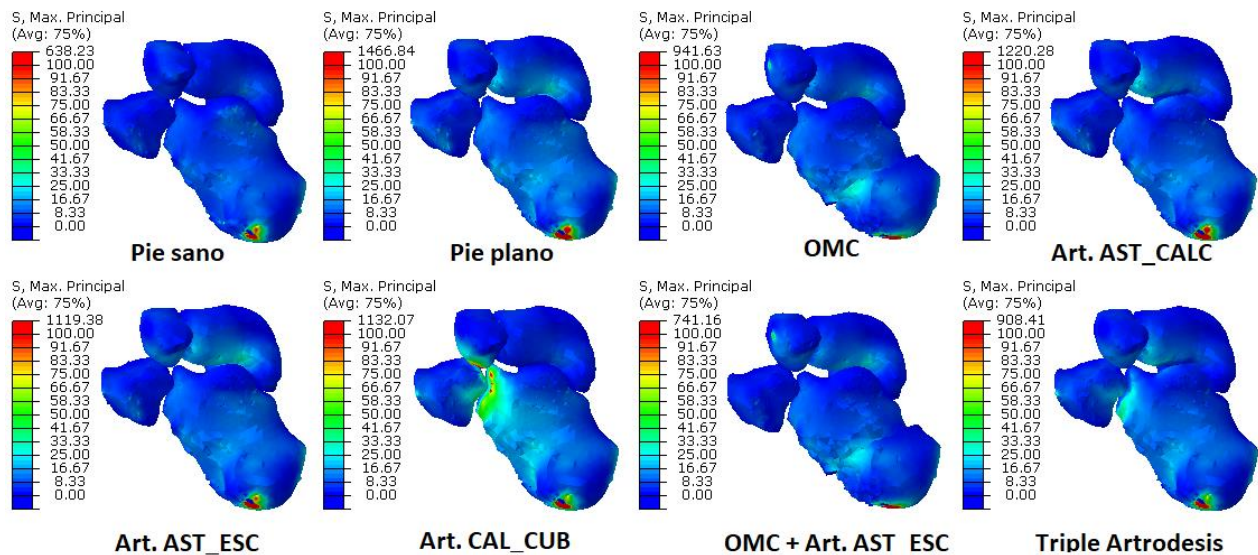


Figura 87: Tensiones máximas principales (MPa) producidas sobre los huesos del retropié (Calcáneo, Astrágalo, Cuboides y Escafoides), simulando diferentes procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA, causados por una disfunción del TTP, FP y LS.

## 6.8 EFECTO DE ARTRODESIS SOBRE ESTRUCTURA DEL ARCO PLANTAR

La última evaluación que se realizó estuvo relacionada con la deformación estructural que se genera después de simular cada caso ante carga. En la literatura clínica, la evaluación de la corrección de la deformación del arco plantar es uno de los resultados más comunes registrados, tanto en evaluaciones como en informes de caso, relacionados con la aplicación de artrodesis (aisladas y combinación de ellas) como estrategia de tratamiento para el PPAA (19,27,100,154,155,156,157). El escenario escogido para simular el pie plano y los procedimientos quirúrgicos fue el más severo de los evaluados, es decir, un pie plano causado por disfunción de la Fascia Plantar, del ligamento *Spring* y del tendón tibial posterior. Los demás tejidos (ligamentos plantares, tendones peroneos y tendón de Aquiles) se consideraron funcionales (parámetros biomecánicos del material intactos).

Los resultados se muestran en la tabla 12. En esta evaluación se incluye, además de los parámetros calculados a lo largo de esta tesis, la medición del ángulo de Moreau-Costa-Bertani Externo (MCBE), que permite cuantificar el ángulo del arco longitudinal lateral del pie, dado que algunos de los procedimientos quirúrgicos evaluados alteran este arco. Este ángulo se mide trazando una línea entre la parte más baja de la cabeza del quinto

metatarsiano y la parte más baja de la articulación calcáneo – cuboidea, y desde este punto hasta la parte más baja del calcáneo. Se asumen como normales los valores entre 130 y 140 grados (54).

	MCBI	MCBE	KITE	AA
<b>Pie sano</b>	115	133	18	16
<b>Pie plano</b>	120	138	24	24
<b>OMC</b>	117	134	18	17
<b>Art. AST_CALC</b>	118	134	21	22
<b>Art. AST_ESC</b>	117	133	14	14
<b>Art. CAL_CUB</b>	116	132	19	17
<b>OMC + Art. AST_ESC</b>	115	135	17	12
<b>Triple artrodesis</b>	116	131	19	15

*Tabla 12: Resultados de la deformación generada para cada caso simulado. Los valores de ángulos presentados están medidos en grados.*

Desde el punto de vista estructural, se observa que las técnicas quirúrgicas en su mayoría llevan al pie a rangos normales de apertura del arco longitudinal plantar (medial y lateral) y abducción del antepié. Por supuesto, algunos aportan más en la corrección de uno de los parámetros medidos que otros, como la OMC o la combinación de esta con la artrodesis AST\_ESC con respecto a la abducción del antepié, o la triple artrodesis y la Artrodesis CAL\_CUB aislada sobre la apertura del arco plantar. Sin embargo, llama la atención que, si bien la combinación de OMC con Artrodesis AST\_ESC lleva al arco longitudinal medial a valores “normales”, es el que menos reduce la apertura del arco longitudinal lateral. La concentración del esfuerzo para llevar el antepié hacia el lado medial del pie (aducción), causa un aumento en la apertura del arco lateral, como consecuencia del desplazamiento del punto de apoyo del calcáneo producto de la osteotomía. Finalmente, se observa que la artrodesis AST\_CAL (Subastragalina) es la que genera menores cambios estructurales de todos los procedimientos evaluados.

## 6.9 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Este capítulo presenta la evaluación biomecánica de diferentes procedimientos quirúrgicos aplicados en el tratamiento del pie plano adquirido en adultos, usando para ello el modelo por elementos finitos propuesto en esta tesis. La valoración se realizó sobre los principales tejidos blandos encargados de mantener la estructura del arco plantar y sobre el tejido óseo, simulando diferentes condiciones clínicas que pueden desarrollar una

deformación de PPAA (8). Los resultados obtenidos muestran diferencias significativas en el efecto que tiene cada uno de los procedimientos sobre los tejidos del pie, lo cual abre una amplia discusión sobre las implicaciones o consecuencias de un procedimiento u otro y las condiciones en las cuales es favorable realizar alguno de ellos.

La artrodesis y la osteotomía son procedimientos quirúrgicos invasivos y agresivos que alteran la distribución de cargas habitual de la estructura ósea del pie y, como consecuencia, generan una variación en las tensiones que experimentan tanto los tejidos blandos como las articulaciones alrededor de la zona intervenida. Por supuesto, su aplicación permite corregir la deformidad de la estructura del pie y aliviar el dolor de los pacientes con PPAA en estadios intermedios y avanzados. Sin embargo, las consecuencias (leves o moderadas) son inevitables.

En la literatura clínica especializada, el efecto tanto de las artrodesis aisladas de los huesos del retropié, como de la combinación de éstas con otros procedimientos y de la osteotomía medializante de calcáneo, se ha analizado principalmente a través de modelos de pies de cadáveres o estudios de seguimiento a pacientes intervenidos. Zanolli et al. (152) realizaron un estudio sobre pies cadavéricos para evaluar la corrección estructural tanto de la osteotomía medializante de calcáneo, como de la artrodesis CAL\_CUB, incluyendo procedimientos de alargamiento de la columna lateral (ACL) del pie. Este estudio concluye que el ACL ofrece una corrección superior que la OMC. Sin embargo, no incluye en su comparación las diferencias de tensión o carga generada sobre el pie. Por su parte, en 2014, Chen et al. (156) presentaron un estudio sobre 16 cadáveres para analizar el efecto de las artrodesis del retropié sobre el arco plantar. Esta investigación midió la presión plantar (huella) producida en cada caso y concluyó que la triple artrodesis es la que ofrece mayor soporte al arco longitudinal medial y lateral, mientras que observaron resultados similares entre la artrodesis AST\_ESC aislada y la doble artrodesis (AST\_ESC y AST\_CALC) con respecto al soporte del arco medial; así como entre la artrodesis CAL\_CUB con la doble artrodesis con respecto al soporte del arco longitudinal lateral. Finalmente, concluyen que la artrodesis subastragalina es la menos efectiva en el soporte de ambos arcos, al tiempo que, como lo menciona Hutchinson et al., ejerce una influencia dominante sobre la carga del tobillo que tiende a alterar la biomecánica del complejo astrágalo-tibial, acelerando procesos degenerativos en la zona (157).

Con respecto a esto, los resultados que se muestran en la tabla 12 confirman lo divulgado por Chen et al. (156) con respecto al efecto de la artrodesis subastragalina. La simulación de este procedimiento mostró que es el que menor efecto tuvo en la corrección estructural del arco plantar y la reducción de la abducción del pie (principales signos del PPAA). Una conclusión similar se obtuvo en el estudio de Wong et al. (167) en un estudio computacional, en el que se concluye que la artrodesis subastragalina no puede compensar el efecto causado por la disfunción del tendón. Por su parte, la artrodesis CAL\_CUB aislada se muestra como uno de los que mejor mantiene al arco longitudinal

lateral, así como lo hace la artrodesis AST\_ESC con el arco longitudinal medial. Aunque es importante mencionar que la triple artrodesis y la combinación de OMC con artrodesis AST\_ESC son, según las simulaciones realizadas, los procedimientos que mejor corrigen las deformaciones producidas por el pie plano o disfunciones de los tejidos estabilizadores estáticos del arco plantar.

Es importante notar que uno de los procedimientos más documentados en el tratamiento del PPAA es la artrodesis subastragalina. Es un procedimiento que ha mostrado buenos resultados cuando se realiza un reposicionamiento previo al bloqueo, especialmente relacionados con disminución del dolor. Sin embargo, existe evidencia que relaciona este procedimiento con sobrecargas en el área astrágalo – tibial como lo menciona Hutchinson et al. (157), aunque dadas las características del modelo de esta tesis, esta sobrecarga no pudo ser verificada. Sin embargo, los resultados de las simulaciones muestran que ante una disfunción del LS o la FP, este procedimiento es el que menos aporta en la reducción de la tensión de tracción generada sobre estos tejidos con respecto a los demás tipos de artrodesis aisladas simuladas. Incluso, al simular el escenario de disfunción conjunta de FP, LS y TTP, la artrodesis subastragalina fue la que mayor tensión de tracción produjo sobre el TPL y sobre el TA. Adicionalmente, los resultados de tensión sobre la estructura ósea muestran que esta artrodesis es la que mayor tensión genera sobre los metatarsos (Figuras 85, 86 y 87). Esto permite afirmar que, además de favorecer la alteración biomecánica del tobillo, esta artrodesis podría ocasionar alteraciones en las zonas articulares del antepié, especialmente en el primer y segundo metatarsianos. Adicionalmente, los resultados mostraron que la Artrodesis subastragalina tiende a generar una elevación en la tensión alrededor de la articulación AST\_ESC, cuyas consecuencias a largo plazo deben ser tenidas en cuenta. Es importante mencionar que los valores de tensión máxima principal reportados en esta sección, incluyen la tensión que se genera en la parte baja del calcáneo de donde se toman unos nodos (3 en total) como punto de fijo (ancla), como se menciona en la sección de condiciones de contorno del modelo en el capítulo 4. Sin embargo, a pesar de que esta condición aumenta los valores de tensión máximos presentados en la escala de colores, no afecta la relación/diferencia de tensiones que se genera en cada uno de los escenarios evaluados, debido a que esta condición de anclaje es común para todos los casos.

Ahora bien, en contraste con el caso anterior, la artrodesis astrágalo – escafoidea aislada se muestra como un procedimiento poco común, que se utiliza especialmente como tratamiento para controlar el dolor causado por deformaciones del pie por causas como el PPAA. La literatura clínica muestra que, si el punto focal de la deformación está alrededor de esta zona articular (abducción y/o supinación del antepié, hundimiento del mediopié), esta técnica quirúrgica produce buenos resultados, especialmente en el control del dolor. Un ejemplo de ello es el trabajo reportado por Harper et al. en 1999, quienes realizaron un estudio de seguimiento a 29 pacientes durante 26 meses, mostrando un índice de satisfacción y resultados de 86%. La clara ventaja de una artrodesis aislada de la

articulación astrágalo - calcánea en el manejo del pie plano adulto reside en la capacidad del procedimiento para producir una realineación estable con una morbilidad mínima (179). Sin embargo, esta artrodesis puede estar asociada con un mayor riesgo de falta de consolidación y artrosis progresiva en las articulaciones adyacentes. Informes recientes sugieren que la incidencia de pseudoartrosis de la articulación astrágalo - escafoidea oscila entre el 3% y el 10% (179).

Los resultados muestran que, ante la disfunción de la FP y/o el LS, este procedimiento se muestra como segunda artrodesis aislada con mejores indicadores de reducción de tensión sobre los tejidos blandos sanos. No muestra alteraciones significativas sobre los demás tejidos plantares, por lo que aparece como uno de los que menores efectos adversos genera, con excepción de la tensión sobre el TPL cuando se utiliza ante un fallo del LS. Este procedimiento generó los valores de tensión más elevados sobre este tendón, como se puede observar en la figura 81.

Por otro lado, con respecto a las tensiones sobre el tejido óseo, la artrodesis AST\_ESC aislada es la que menos tensión genera en el antepié y retropié (Figura 85 y 87), aunque con diferencias poco significativas con respecto a las demás artrodesis aisladas. Sin embargo, llama la atención el tenue aumento de la tensión en la parte baja del astrágalo (zona articular con el calcáneo), que podría significar un aumento en el deterioro de esta zona a largo plazo. A pesar de ello, los valores de tensión de tracción generados sobre el antepié al simular este procedimiento distan considerablemente de los valores más bajos obtenidos al simular otras técnicas.

La siguiente artrodesis aislada que se evaluó en este capítulo es la artrodesis CAL\_CUB. Este procedimiento ha tomado fuerza en el campo clínico últimamente, especialmente combinándolo con elementos adicionales que alargan la columna lateral del pie y refuerzo del tendón tibial posterior. La literatura clínica reporta estudios realizados sobre modelos cadavéricos, como Logel et al. (181), quienes describieron el efecto correctivo del alargamiento de la columna lateral mediante una artrodesis CAL\_CUB y transferencia de tendones (uso del tendón flexor largo de los dedos para reforzar el tendón tibial posterior) sobre 10 muestras. Los autores encontraron un incremento considerable en la presión generada sobre articulación, razón por la cual adicionaron una artrodesis de la articulación primer metatarso – cuneiforme para liberar la presión generada y mejorar la altura del arco medial, de forma similar al estudio de seguimiento a 20 pacientes intervenidos publicado por van der Krans et al (182). De acuerdo con los resultados de la literatura, este procedimiento ofrece un buen resultado, especialmente relacionados con la reducción del dolor y la recuperación de la estructura del arco longitudinal lateral. En ese sentido, los resultados obtenidos luego las simulaciones del modelo, muestran que este procedimiento es el que mejor mantiene el arco longitudinal lateral, comparado con los otros tipos de artrodesis aisladas y corrige considerablemente la abducción del antepié (Tabla 12).

Se destaca también que la artrodesis CAL\_CUB es la que mejor reduce las tensiones sobre la FP y el LS ante un fallo del TTP, comparado con las otras artrodesis aisladas estudiadas. Sin embargo, es el que más tensiona el ligamento plantar largo, aunque se compensa con la reducción casi absoluta de la tensión sobre el ligamento plantar corto en todos los escenarios simulados. Además, de los tres tipos de artrodesis aisladas estudiadas, es el que mayor tensión genera sobre el tendón peroneo largo ante una disfunción en la Fascia Plantar.

Sin embargo, tal vez los resultados más llamativos son los que se muestran en la figura 87, relacionada con las tensiones de tracción generadas sobre los huesos del retropié. En ella se observa el incremento notable de la tensión de tracción alrededor de la zona fusionada, que podría explicar los resultados documentados por Logel et al. (181), en los cuales se menciona el incremento de la presión sobre la articulación CAL\_CUB y la generación de pseudoartrosis y procesos degenerativos en la zona. Finalmente, los resultados muestran que la tensión generada en el antepié es similar a las producidas al simular los demás tipos de artrodesis aisladas de las articulaciones del retropié.

Por su parte, la triple artrodesis, que fusiona las tres articulaciones del retropié, se destaca con respecto a los demás tipos de artrodesis evaluados, pues es el procedimiento que reduce en mayor medida las tensiones biomecánicas que experimentan los tejidos blandos, solamente superado en algunos escenarios por la combinación de Osteotomía Medializante de Calcáneo con Artrodesis AST\_ESC.

En la literatura clínica especializada, este procedimiento es uno de los más destacados como estrategia para corregir la deformación causada por el pie plano adquirido en adultos, especialmente en etapas intermedias y avanzadas (1,5,19). Es un procedimiento bastante agresivo que se considera habitualmente cuando se ha producido un intento fallido de preservación de la articulación mediante reforzamiento de tejidos blandos, o artrodesis fallidas de alguna de las articulaciones del retropié (1,158). Los resultados reportados por especialistas lo muestran como una opción confiable para corregir la deformación severa del arco plantar y en general de la estructura del retropié (27,105). Sin embargo, algunos estudios de seguimiento a largo plazo de pacientes intervenidos asocian la triple artrodesis con la generación de procesos degenerativos en las articulaciones del medio y antepié, y con desarrollo de artritis articular adyacente en el tobillo; aunque claro, estos efectos secundarios pueden tardar años o décadas en desarrollarse y en ocasiones no alcanzan a ser percibidos por el paciente (19). Los resultados de tensión de tracción sobre la estructura ósea que se muestran en las figuras 85, 86 y 87 muestran que la fusión de las tres articulaciones del retropié reduce en un 38% las tensiones generadas en un pie patológico (huesos del retropié), y en 19% las tensiones concentradas especialmente en el primer y segundo metatarsianos. Estos resultados lo ubican como el segundo mejor procedimiento de todos los evaluados en este capítulo,

con respecto a las tensiones generadas sobre el retropié, y el tercero con respecto a las tensiones de tracción que se generan en el antepié.

Con respecto a las tensiones sobre los tejidos blandos, al simular un escenario de pie plano adquirido en adultos causado por disfunción del TTP, los resultados muestran una reducción del 37% en la tensión de la FP y de 97% en la tensión generada sobre el LS, siendo esta última un resultado esperado, dado que al bloquear el movimiento articular, este ligamento deja de trabajar. Sin embargo, este procedimiento tiende a incrementar la tensión generada sobre el LPL, debido a que el bloqueo de la articulación CAL\_CUB causa un traslado de tensiones hacia la zona medial del pie.

Es importante mencionar que, en los escenarios en los cuales se simula únicamente una disfunción de la Fascia Plantar, pero manteniendo en condiciones normales al TTP, los resultados muestran una tensión significativa sobre lado lateral el LS (ver figura 76), causada por la presión que ejerce el TTP sobre este tejido cuando se aplica una fuerza de tensión ascendente (tracción), aunque mantiene casi nula la tensión en el lado medial del ligamento (como se espera). Como se menciona antes, el ligamento *Spring* realiza un trabajo mínimo luego de una triple artrodesis, con lo cual se deben tratar estos resultados con cuidado.

Al simular un escenario de pie plano adquirido en adultos causado por disfunción del LS únicamente, los resultados muestran que la triple artrodesis es el procedimiento que reduce en mayor medida sobre la fascia plantar (52%), aunque ante esta situación, se incrementa notablemente la tensión sobre el TPL, solo superado por la artrodesis AST\_ESC aislada (Figura 81).

Con lo anterior, es posible afirmar que el procedimiento que permite reducir en mayor medida las tensiones de tracción generadas sobre los dos principales tejidos encargados de mantener el arco plantar, evitar la pronación del retropié y reducir la abducción del antepié (FP y LS) es la triple artrodesis. Adicionalmente, según los resultados exhibidos en la Tabla 12, en términos globales es el procedimiento que mejor mantiene la estructura del arco plantar dentro de rangos normales, tomando en cuenta la apertura del arco longitudinal plantar lateral y medial, así como los indicadores de abducción del antepié. Sin embargo, hay un aspecto muy relevante para la clínica: la tensión sobre la estructura ósea. En ese sentido, las simulaciones muestran mejores resultados al simular una combinación de Osteotomía Medializante de Calcáneo con una artrodesis Astrágalo – escafoidea.

Este último procedimiento aprovecha tanto la capacidad correctiva de la Osteotomía Medializante de Calcáneo sobre la abducción del antepié (169), así como el soporte estructural extendido del arco longitudinal medial que ofrece la artrodesis AST\_ESC y, de acuerdo con el médico especialista que acompaña el desarrollo de esta tesis, se han encontrado resultados empíricos favorables en pacientes intervenidos con esta técnica,

aunque aún no han sido reportados aún. En la literatura clínica, se encuentra una leve mención a esta combinación en el trabajo de Lewis (163). Sin embargo, su análisis se reduce al estudio de las presiones plantares generadas con varios procedimientos quirúrgicos.

El estudio presentado en este capítulo muestra que la combinación de osteotomía medializante de calcáneo con artrodesis AST\_ESC lleva al pie patológico a una deformación estructural dentro de los rangos normales. A pesar de ser el procedimiento que menos eleva el arco longitudinal lateral, es el que más reduce la abducción del antepié. Además, Los resultados muestran que esta combinación de procedimientos no supera la capacidad de reducción de tensión sobre los tejidos blandos de la triple artrodesis, pero se encuentra muy cerca en resultados. Incluso, al simular una disfunción del TTP se generó una tensión sobre la fascia plantar 50% menor a la generada por la triple artrodesis (37%), aunque con respecto a la tensión sobre el ligamento *Spring*, la diferencia es notable, a favor de la triple artrodesis (reducción del 63% frente al 97%). Esta diferencia se compensa, al generar una tensión significativamente menor sobre el ligamento plantar largo y el tendón peroneo largo (Figura 75). Cabe notar que los dos procedimientos que incluyen una Osteotomía Medializante aumentan al doble la tensión sobre el Tendón Peroneo corto, pero son los que reducen en mayor medida la tensión sobre el Tendón Aquiles (Figura 84).

Los resultados más llamativos en esta comparación son tal vez los que evalúan la tensión generada sobre los huesos del pie con cada procedimiento. Como se mencionó antes, a pesar de los buenos resultados que se encuentran con la triple artrodesis, también se mencionan consecuencias a largo plazo relacionadas con dolor y artrosis en las demás articulaciones del pie. En este sentido es donde mejor se destaca la combinación de Osteotomía Medializante de Calcáneo con artrodesis AST\_ESC, pues es el que menos tensión genera de todos los procedimientos evaluados, tanto en los huesos del retropié como en los huesos del antepié. Los resultados muestran una reducción del 50% en la tensión generada sobre los huesos del retropié, y del 49% sobre los huesos del antepié (30% más que la triple artrodesis).

Estos resultados tienen un valor clínico relevante que abren la discusión y el abanico de opciones de tratamiento para corregir la deformación causada por el pie plano adquirido en adultos, pues los resultados de este capítulo muestran que la combinación de Osteotomía medializante de calcáneo con artrodesis AST\_ESC podría ofrecer resultados muy similares a la triple artrodesis con respecto a la corrección estructural del arco y la reducción de tensión sobre los tejidos blandos, pero generando una menor tensión, de forma significativa, sobre los huesos del antepié y retropié. La diferencia tal vez más llamativa a favor de la triple artrodesis es la reducción casi total de la tensión sobre el ligamento *Spring*. Sin embargo, este procedimiento pierde con respecto a la combinación de Osteotomía con Artrodesis en las tensiones sobre la Fascia Plantar, tendón tibial



posterior y especialmente (y tal vez lo más importante), sobre las tensiones generadas en los huesos del antepié y retropié. Con lo anterior, la triple artrodesis presenta mejores resultados globales sólo cuando se presenta una lesión sobre el ligamento *Spring*. En cualquier otro escenario (de los evaluados en este capítulo), la combinación de Osteotomía Medializante de Calcáneo con artrodesis AST\_ESC ofrece mejores resultados, con consecuencias menos agresivas sobre la estructura ósea del pie.

## 7 CAPÍTULO: CONCLUSIONES GENERALES Y TRABAJOS FUTUROS

---

Este capítulo contiene un análisis general y las conclusiones más relevantes de la investigación que se desarrolló en esta tesis doctoral. Inicialmente se presenta una sección introductoria, que permite poner en contexto la problemática abordada y el entorno clínico que acoge esta aplicación de la ingeniería. Posteriormente, se presenta un análisis global de los resultados obtenidos y las principales conclusiones, aplicadas tanto para el campo de la ingeniería como de la clínica. Finalmente, se presentan los aportes originales de esta tesis y las propuestas para el seguimiento o formación de futuras líneas de investigación que quedan abiertas tras la finalización de esta tesis.

### 7.1 INTRODUCCIÓN

Esta tesis estudia el desarrollo del pie plano en adultos y el efecto biomecánico de algunos de los procedimientos más utilizados en el tratamiento correctivo de la enfermedad, especialmente en estadios intermedios y avanzados, a través de un modelo computacional por elementos finitos diseñado siguiendo un enfoque clínico. El modelo presentado en este documento permite calcular las tensiones biomecánicas que experimentan los principales tejidos asociados al desarrollo del pie plano en adultos, así como emular distintas disfuncionalidades en los tejidos que podrían desarrollar esta patología. La versatilidad del modelo permitió además emular distintos procedimientos quirúrgicos usados en la clínica para la corrección de la deformación y síntomas ocasionados de la enfermedad.

El pie plano adquirido en adultos causa una deformación progresiva de la estructura plantar, caracterizada especialmente por la caída del arco longitudinal (medial y lateral), la pronación del retropié y la abducción del antepié (4).

Esta patología ha sido estudiada desde dos enfoques: Clínico y computacional. En el campo clínico, investigaciones realizadas sobre pacientes y modelos cadavéricos han identificado la Fascia Plantar, el ligamento *Spring* y el tendón tibial posterior como los principales actores en el mantenimiento de la estructura plantar; y en menor medida, los ligamentos plantares y tendones peroneos (118). Sin embargo, dada las características y restricciones propias del ensayo clínico experimental, variables como las tensiones biomecánicas que experimentan los tejidos en distintas circunstancias no han sido reportadas (112). Desde el campo ingenieril, numerosos modelos para el estudio biomecánico del pie han sido publicados (109). Un grupo de ellos se ha enfocado en el estudio del pie plano en adultos, generando modelos que aproximan adecuadamente las deformaciones de la estructura ósea del pie y la huella plantar (30). Sin embargo, estos

modelos simplifican la anatomía de los tejidos blandos estabilizadores del arco plantar considerándolos como elementos unidimensionales (30), lo cual dificulta el cálculo de las tensiones biomecánicas que permiten evaluar, de forma objetiva, las variaciones que se generan sobre estos tejidos por causa del desarrollo del pie plano, o por efecto de procedimientos quirúrgicos usados para corregir la deformación (133,142).

Con el fin de aportar en la solución de las dificultades y limitaciones de las investigaciones actuales asociadas al desarrollo y tratamiento del pie plano adquirido en adultos, su efecto sobre las estructuras del estabilizadoras del arco y el efecto de los procedimientos quirúrgicos sobre los tejidos del pie, esta tesis presentó como objetivo general: “Evaluar el efecto del pie plano adquirido en adultos (PPAA) sobre las estructuras anatómicas que mantienen el arco plantar y el efecto de los principales procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento de esta patología, mediante el diseño de un modelo de pie en elementos finitos.”

Para lograrlo, se plantearon los siguientes objetivos/tareas particulares, propuestos para cubrir cada una de las grandes etapas de la investigación realizada:

- Diseñar un modelo de pie plano que considere las estructuras anatómicas implicadas en el desarrollo del PPAA a partir de un modelo de pie normal.

Esta etapa estuvo enfocada en el diseño del modelo por elemento finitos de un pie humano, incluyendo los tejidos más importantes en la tarea de soportar el arco plantar y la estructura del pie ante carga. Se incluyó la geometría de los ligamentos plantares, ligamento *Spring* y tendones peroneos al modelo base. La geometría de los cartílagos incluida, asumiendo un material hiperelástico. El modelo fue validado mediante la comparación de la deformación de la estructura ósea del pie en carga y descarga, contrastando los resultados de la simulación contra imágenes reales de Rx de pacientes sanos. Las simulaciones permitieron generar una deformación por PPAA característica: Caída del arco plantar, pronación del retropié y abducción del antepié.

- Evaluar la participación de cada una de las estructuras encargadas de mantener el arco plantar mediante simulaciones del modelo de pie plano en elementos finitos.

Con el modelo por EF validado, se simularon distintos escenarios de fallo de tejidos (según las causas clínicas que pueden desencadenar un pie plano). Estas evaluaciones permitieron identificar los principales tejidos que soportan el arco plantar y cuantificar el aporte de cada uno en esta tarea.

- Valorar el impacto de los principales procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del PPAA en fase II y III mediante simulaciones en elementos finitos.

La versatilidad del modelo propuesto permitió simular varios de los procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento del pie plano adquirido en adultos, entre ellos: La osteotomía medializante de calcáneo, las artrodesis astrágalo – calcánea, astrágalo – escafoidea y calcáneo – cuboidea, así como la triple artrodesis y combinación de esta con artrodesis. Las simulaciones permitieron cuantificar las diferencias de tensión de tracción que se generan en los tejidos blandos del pie, en cada uno de los escenarios simulados, así como las diferencias y ubicación de las tensiones que se generan sobre los huesos y articulaciones del retropié y antepié.

## 7.2 ANÁLISIS DEL TRABAJO REALIZADO

El modelo presentado en esta tesis, así como el estudio del desarrollo del pie plano y los tratamientos quirúrgicos realizado a través del él, permitió identificar varios aspectos relevantes que se destacan a continuación:

Inicialmente, cabe resaltar que la representación biomecánica de una estructura tan compleja como lo es el pie humano a través del modelado por EF, es una estrategia válida y versátil. El modelo diseñado para esta tesis permite reproducir deformidades del pie en una posición en carga, tanto para casos de “pie sano” como para pies planos en adultos. Adicionalmente, esta estrategia permitió calcular la contribución relativa de cada tejido en el mantenimiento del arco longitudinal medial y la pronación del pie, principales signos clínicos asociados con el desarrollo del PPAA. Este aporte del modelo no ha sido incluido anteriormente en la literatura especializada. Los estudios experimentales con modelos cadavéricos no permiten medir las tensiones internas de los tejidos, y se limitan a evaluaciones estructurales del pie en distintos escenarios. Por su parte, los modelos computacionales publicados hasta el momento simplifican tanto la anatomía como las características biomecánicas de algunos de los tejidos más importantes en el soporte del arco plantar, como el ligamento *Spring* o los ligamentos plantares.

El estudio realizado en esta tesis, permitió identificar la Fascia plantar como el principal tejido encargado de evitar el alargamiento y caída del arco, similar a lo encontrado por Huang et al. (118) en su estudio experimental. Cuando la FP se debilita o rompe, nuestro modelo predice un incremento del 25% en la caída del arco plantar. Esto significa que la fascia plantar tiene poco efecto evitando la divergencia astrágalo – calcánea. Por otro lado, es remarcable el trabajo que cumple el ligamento *Spring* en esta tarea. Los resultados muestran que, en caso de una ruptura de este ligamento, habría un incremento del 53% en el ángulo de divergencia astrágalo – calcánea, pero sólo un incremento del 14% en la caída del arco plantar (ángulo de MCBI). Esto muestra que el ligamento *Spring* juega un papel secundario en esta tarea, pero es el principal tejido encargado de evitar la rotación hacia pronación del retropié. Adicionalmente, este estudio permitió identificar que la acción del TTP reduce la pronación del retropié y la abducción del antepié,

complementando la labor del ligamento *Spring*. Los resultados mostraron que este tendón, el tejido más relacionado con el desarrollo del PPAA, no es capaz de soportar la caída del arco plantar por sí solo.

A pesar de que los valores de tensión generados no pueden ser asumidos como valores reales para todas las personas (debido a la variabilidad inter-sujeto), los resultados permiten realizar un análisis de las diferencias relativas generadas para cada caso.

Con lo anterior, se muestra que los resultados de este estudio coinciden con la teoría que considera al tendón tibial posterior en un rol secundario en la tarea de evitar la elongación del arco plantar, comparado con la Fascia Plantar y el ligamento *Spring*. Algunos autores consideran que, es finalmente el TTP quien claudica cuando el retropié rota alrededor de la articulación astrágalo – calcánea (8,16,169), lo cual podría explicar el fallo de la reconstrucción el TTP como tratamiento correctivo de esta patología (16,59).

Adicionalmente, esta investigación evaluó el efecto de la osteotomía medializante de calcáneo sobre la estructura del pie y sobre cada tejido blando encargado de soportar el arco plantar y que tradicionalmente se relacionan con el desarrollo del pie plano en adultos. La inclusión de la geometría de ligamentos y tejidos generalmente obviados por otros autores y el uso de características biomecánicas basadas en ensayos experimentales, muestran esta propuesta entre las más cercanas a la realidad. Los resultados permiten concluir que, como se intuye en la clínica, la osteotomía medializante de calcáneo reduce la tensión de los tejidos que soportan el arco plantar y reduce por si sola la pronación del pie. Adicionalmente, se confirma el papel principal que juegan tanto la fascia plantar en el mantenimiento del arco plantar como el ligamento calcáneo-escafoideo en el control de la pronación del retropié.

Por su parte, el análisis de tensiones máximas principales sobre el tendón Aquiles muestran el poco efecto de la OMC sobre este tejido. Sin embargo, sobre el tendón peroneo largo (TPL) se observó una reducción muy significativa en la tensión biomecánica que experimenta ante diferentes situaciones “patológicas” (Figura 63), mientras que la tensión sobre el Tendón peroneo corto (TPC) se duplicó. Algunos autores clínicos incluyen al TPL como uno de los estabilizadores dinámicos del arco longitudinal lateral (32), con lo cual los resultados encontrados toman importancia clínica.

El análisis de tensiones biomecánicas sobre los huesos del retropié y los metatarsos muestran que la OMC causa una redistribución en las tensiones generadas. Éstas, a pesar de estar generalmente dentro de rangos normales (según la simulación del modelo del capítulo 4), concentra tensiones en puntos sensibles como la zona de osteotomía (en el calcáneo) o sobre los metatarsos 3º, 4º y 5º, que normalmente no reciben este tipo de tensiones. Estos resultados se muestran relevantes para estudios relacionados con riesgo de fracturas posterior a Osteotomía, o a la generación de dolor o metatarsalgias como consecuencia de este procedimiento.

Con respecto a las artrodesis de las articulaciones del retropié, se evidenció que estos procedimientos, cuando se realizan de forma aislada, no permiten generar una corrección completa de la deformación, y tienden a cargar considerablemente otras áreas articulares o los huesos del antepié. A pesar de reducir la tensión de tracción que experimentan los tejidos blandos del pie cuando se presenta un PPAA, las artrodesis aisladas del retropié podrían generar complicaciones a medio y largo plazo, como lo muestran estudios clínicos que asocian varios de estos procedimientos con el desarrollo de pseudoartrosis. Llama la atención que, como lo evidenció Wong et al. (167), la artrodesis subastragalina es el procedimiento aislado con peor *performance*.

Por su parte, la triple artrodesis (fijación de las tres articulaciones del retropié), mostró buenos resultados con respecto a la reducción de las tensiones sobre los tejidos blandos del pie patológico. Sin embargo, desarrolló tensiones elevadas sobre los huesos del antepié, lo cual muestra relación con los reportes de dolor y artrosis mencionados en estudios clínicos de seguimiento a pacientes intervenidos (19).

Este estudio mostró que la combinación de osteotomía medializante de calcáneo con artrodesis AST\_ESC lleva al pie patológico a una deformación estructural dentro de los rangos normales. A pesar de ser el procedimiento que menos eleva el arco longitudinal lateral, es el que más reduce la abducción del antepié. Además, los resultados muestran que esta combinación de procedimientos no supera la capacidad de reducción de tensión sobre los tejidos blandos de la triple artrodesis, pero se encuentra muy cerca en resultados. Incluso, al simular una disfunción del TTP se generó una tensión sobre la fascia plantar 50% menor a la generada por la triple artrodesis (37%), aunque con respecto a la tensión sobre el ligamento *Spring*, la diferencia es notable, a favor de la triple artrodesis (reducción del 63% frente al 97%).

Los resultados más llamativos en esta comparación son tal vez los que evalúan la tensión generada sobre los huesos del pie con cada procedimiento. En este sentido es donde más se destaca la combinación de Osteotomía Medializante de Calcáneo con artrodesis AST\_ESC, pues es el que menos tensión genera de todos los procedimientos evaluados, tanto en los huesos del retropié como en los huesos del antepié. Los resultados muestran una reducción del 50% en la tensión generada sobre los huesos del retropié, y del 49% sobre los huesos del antepié (30% más que la triple artrodesis).

Las limitaciones de esta representación por EF del pie humano están relacionadas con la simplificación del comportamiento biomecánicos de tendones y fascia, asumidos en esta tesis como tejidos elástico-lineales. Sin embargo, dado que es un cálculo estático con pequeños desplazamientos y deformaciones, el error es insignificante.

## 7.3 CONCLUSIONES

Las conclusiones de esta tesis fueron agrupadas en dos grupos, los cuales representan las dos áreas relacionadas en la Ingeniería Biomédica. Por un lado, se abordan las conclusiones desde un enfoque numérico (computacional e Ingeniería), y por otro lado las conclusiones que deja esta tesis desde el punto de vista de la clínica.

### 7.3.1 Conclusiones numéricas

- El método por elementos finitos es una herramienta útil y versátil que complementa los ensayos experimentales y permite calcular parámetros fundamentales para comprender las consecuencias biomecánicas del desarrollo del pie plano en adultos y el efecto de los procedimientos quirúrgicos usados en su tratamiento.
- El análisis por elementos finitos es una tarea compleja susceptible a errores potenciales. Por lo tanto, es importante diseñar modelos que simulen el objeto de estudio con un grado adecuado de precisión, especialmente en aplicaciones clínicas. Las suposiciones y simplificaciones en algún nivel son necesarias y dependen del objetivo del estudio. Sin embargo, las razones de su adopción y su impacto en los resultados deben explicarse claramente.
- La comparación de la deformación del pie en carga y descarga es una estrategia adecuada para validar un modelo por EF, al comparar los resultados con imágenes de RX. Podría ser considerado en situaciones en las cuales la huella plantar no sea un parámetro de evaluación ni de salida del modelo.
- El uso de un modelo de material hiperelástico para representar el cartílago es importante para reducir la rigidez propia de los modelos por EF. Se comprobó que el uso de un material elástico lineal reduce considerablemente la deformación de la estructura ósea, reduciendo así el realismo del modelo.
- La inclusión de la geometría tridimensional de los tejidos blandos genera una deformación similar a la que se obtiene representándolos como elementos barra. Sin embargo, el modelo 3D de todas las estructuras permite cuantificar la tensión que experimentan estos tejidos, así como asegurar los puntos anatómicos de inserción lo cual favorece el atractivo y aporte clínico de esta representación.

- La inclusión del tejido trabecular y cortical del hueso es necesario en situaciones en las que se evalúa la tensión del tejido. Los resultados muestran diferencias significativas de magnitud y distribución de las tensiones cuando se compara un modelo que diferencia el tejido trabecular y cortical, frente a un modelo que toma todo el hueso con características de hueso cortical.
- No hay diferencia significativa entre simular un fallo del tejido eliminando su geometría durante la simulación frente a debilitarlo cambiando las propiedades biomecánicas del material.
- La variación estructural del pie y la alteración de las tensiones biomecánicas de los tejidos, permiten calcular objetivamente el aporte de cada estructura en la tarea de soportar el arco plantar, así como la capacidad correctiva de cada uno de los procedimientos quirúrgicos evaluados en esta tesis y que se usan tradicionalmente en el tratamiento del pie plano adquirido en adultos.
- La versatilidad del modelo presentado en esta tesis permite su uso en el estudio de diferentes escenarios que incluyan patologías del pie como tendinopatías y lesiones a tejidos blandos; así como para evaluar opciones novedosas de tratamientos quirúrgicos, como elementos para el alargamiento de la columna lateral del pie, variaciones al ángulo de ataque en la Osteotomía Medializante de Calcáneo, Osteotomía Z, entre otras.
- Las simulaciones computacionales del pie amplían sustancialmente el conocimiento de la biomecánica de esta extremidad y aportan información útil en la clínica. Especialmente el modelo propuesto en esta tesis ofrece la oportunidad de evaluar de forma preliminar el efecto de posibles variaciones a los tratamientos quirúrgicos actuales, que no pueden ser valorados fácilmente en un escenario clínico real.

### 7.3.2 Conclusiones clínicas

- Los resultados del modelo por elementos finitos propuesto en esta tesis coinciden con estudios clínicos experimentales, identificando la fascia plantar y el ligamento calcáneo – escafoideo (ligamento *Spring*) como los principales responsables de mantener la estructura del arco longitudinal plantar (FP) y evitar la abducción del antepié (LS).
- La acción del tendón tibial posterior, que se ha considerado habitualmente en la clínica como el principal responsable del desarrollo del pie plano adquirido en



adultos, complementa la acción del ligamento *Spring*. Las simulaciones mostraron que este tendón no puede por sí solo mantener el arco plantar en rangos normales de apertura, similar a lo encontrado en algunos ensayos experimentales. Sin embargo, su acción ayuda a reducir la pronación del retropié y la abducción del antepié.

- La tensión biomecánica que soporta el TTP es considerablemente mayor que la que soportan otros tejidos blandos del pie (Ej: alrededor de 250 MPa frente a 50 MPa del ligamento *Spring*). Esta tensión se incrementa significativamente especialmente al eliminar la fascia plantar o el ligamento *Spring* del modelo. Este efecto podría estar relacionado con los reportes de falla en los tratamientos basados en el reforzamiento de este tendón.
- Los ligamentos plantares y los tendones peroneos se muestran como actores secundarios en la tarea de soportar el arco plantar. Su acción es significativa, pero su aporte es considerablemente menor que la de la fascia plantar, el ligamento *Spring* y el tendón tibial posterior.
- Las simulaciones muestran que la acción del tendón de Aquiles incrementa considerablemente la tensión de tracción generada en todos los tejidos incluidos en el modelo. Este efecto también ha sido encontrado en ensayos experimentales en modelos cadavéricos.
- La Osteotomía Medializante de Calcáneo reduce la pronación del retropié y la abducción del antepié. Sin embargo, genera un incremento en la tensión generada sobre el Tendón Peroneo Corto.
- La simulación del escenario de fallo de la fascia plantar en el modelo de Osteotomía Medializante de Calcáneo, muestra un incremento considerable de tensión en la zona alrededor de la osteotomía, así como en los metatarsos. Esto sugiere un aumento de riesgo de fractura en esta área o posibles metatarsalgias; aspectos que debe ser tenidos en cuenta cuando este procedimiento sea aplicado en pacientes con sospecha o diagnóstico de debilidad en la fascia plantar.
- Las artrodesis aisladas de las articulaciones del retropié corrigen levemente la alteración estructural y tensional que causa el pie plano adquirido en adultos, siendo la artrodesis Astrágalo – calcánea (subastragalina) la que menos efecto correctivo produce de ellas.

- Las simulaciones realizadas muestran que la triple artrodesis de las articulaciones del retropié es la opción de tratamiento quirúrgico que, de forma global, reduce en mayor grado las tensiones de los tejidos blandos en un pie patológico. Sin embargo, genera tensiones sobre los huesos del antepié apenas 19% menores que las del pie plano.
- El tratamiento que combina la Osteotomía Medializante de Calcáneo con artrodesis Astrágalo – Escafoidea, genera tensiones cercanas a las que genera la triple artrodesis, de forma global, pero reduce en aproximadamente 50% las tensiones sobre los huesos del antepié. Esto significa una reducción significativamente mayor a la generada por la triple artrodesis. De esta forma, este procedimiento que ha mostrado buenos resultados clínicos de forma empírica se muestra como una opción llamativa como tratamiento del pie plano adquirido en adultos en estadios intermedios y avanzados.
- El modelo presentado en esta tesis es capaz de obtener los signos clínicos característicos del pie plano adquirido en adultos, a partir de una posición en reposo: Caída del arco plantar, pronación del retropié y abducción del antepié. Por lo tanto, es una herramienta útil para el estudio del desarrollo de la enfermedad, así como para la evaluación previa de diferentes tratamientos o variaciones a las opciones actualmente empleadas en el campo clínico.

#### 7.4 APORTACIONES ORIGINALES DE LA TESIS

Las aportaciones originales más destacables de esta tesis se enumeran a continuación:

1. Modelo completo por elementos finitos del pie humano que permite generar la deformación característica del pie plano en adultos desde una posición en reposo.
2. Inclusión de la geometría de las principales estructuras estabilizadoras del arco longitudinal medial y lateral: Fascia plantar, ligamentos plantares (corto y largo), ligamento calcáneo – escafoideo (ligamento *Spring*), tendones peroneos (corto y largo) y tendón Aquiles en el modelo.
3. Evaluación biomecánica de la deformación generada por 6 distintos procedimientos quirúrgicos utilizados en el tratamiento correctivo del pie plano adquirido en adultos.

4. Comparación objetiva del aporte de cada una de las estructuras estabilizadoras del arco plantar en el desarrollo de los signos clínicos característicos del pie plano adquirido en adultos.
5. Análisis de tensiones biomecánicas sobre los tejidos blandos y huesos del pie tanto en el desarrollo del pie plano como en los tratamientos quirúrgicos usados en su tratamiento: Osteotomía medializante de calcáneo y artrodesis del retropié.

Adicionalmente, como producto de esta investigación, se presentan las siguientes publicaciones:

**Revistas Nacionales:**

Larrainzar-Garijo R, Cifuentes-De la Portilla C, Gutiérrez-Narvarte B, Díez-Nicolás E, Bayod J. *Efecto de la osteotomía medializante de calcáneo sobre tejidos blandos de soporte del arco plantar: un estudio computacional*. Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. 2018; 4(3).

**Revistas Internacionales:**

Cifuentes-De la Portilla C., Larrainzar-Garijo R., Bayod J. *Analysis of the main soft tissues associated with adult acquired flatfoot deformity development: A computational modeling approach*. Journal of Biomechanics. (Enviado el 1/05/2018)

Cifuentes-De la Portilla C., Larrainzar-Garijo R., Bayod J. *Biomechanical stress analysis of the main soft tissues associated with the Adult Acquired Flatfoot Deformity development*. Clinical Biomechanics. (Enviado el 22/05/2018 – Revisión enviada el 25/09/2018)

Cifuentes-De la Portilla C., Larrainzar-Garijo R., Bayod J. *Biomechanical stress in both bones and soft tissues caused by hindfoot joints arthrodesis used in treatment for adult acquired flatfoot deformity: A computational study*. Journal of foot and ankle surgery (Enviado 03/10/2018)

Cifuentes-De la Portilla C., Larrainzar-Garijo R., Bayod J. *Biomechanical evaluation of triple arthrodesis and calcaneal osteotomy plus talonavicular arthrodesis as treatment for adult acquired flatfoot deformity. A computational approach*. Foot and ankle surgery (En construcción)

Cifuentes-De la Portilla C., Larrainzar-Garijo R., Bayod J. *Biomechanical stress evaluation of foot bones after a medializing calcaneal osteotomy as treatment for adult acquired flatfoot deformity: A computational study*. Journal of applied biomechanics. (En construcción)

## 7.5 LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN

Los resultados obtenidos en esta tesis muestran el enorme potencial del uso de herramientas computacionales en el estudio de la biomecánica del pie humano, así como el análisis de patologías como el pie plano adquirido en adultos y sus opciones de tratamiento. De esta forma, se considera que la continuación de este trabajo podría abordar los siguientes temas:

1. Evaluación de distintas combinaciones de tratamientos quirúrgicos: en esta tesis se evaluaron por separado las artrodesis aisladas del retropié, la triple artrodesis y la osteotomía medializante de calcáneo. Sólo se evaluó la combinación de artrodesis Astrágalo-escafoidea con la osteotomía medializante de calcáneo. Sin embargo, es relevante y necesario continuar con la evaluación de distintas combinaciones entre ellas o incluyendo algún procedimiento más, como reforzamientos de tendón.
2. Estudio del efecto del alargamiento de la columna lateral del pie, probando distintos elementos externos usados actualmente en este procedimiento: en la literatura clínica actual, hay artículos que comentan buenos resultados de este procedimiento. Es llamativo un estudio biomecánico de esta técnica, incluyendo distintos elementos externos usados para alargar la columna lateral del pie.
3. Estudiar el efecto de la Osteotomía Z y las diferencias biomecánicas que se obtienen al compararse con la Osteotomía Medializante de Calcáneo: El modelo diseñado en esta tesis permite incluir una variación en el modelo de Osteotomía, con el fin de comparar entre estos dos procedimientos actualmente usados en la clínica para el tratamiento correctivo del pie plano adquirido en adultos.
4. Estudiar el efecto biomecánico de distintos ángulos de ataque para la Osteotomía Medializante de Calcáneo: recientemente, Wang et al. (168) publicaron una investigación que muestra diferencias sobre la huella plantar de distintas combinaciones de ángulos de ataque en una osteotomía medializante de calcáneo. El modelo usado no permite la valoración biomecánica que sí permite el modelo diseñado en esta tesis. Por lo tanto, se podría complementar el estudio de Wang et al., realizando una comparación de tensiones sobre tejidos blandos y huesos del pie, usando el modelo de osteotomía medializante de calcáneo.
5. Inclusión en el modelo del tendón flexor largo de los dedos, habitualmente usado en la transferencia de tendón para reforzar la acción del tendón tibial posterior: al incluir la geometría de este tendón, se podrían evaluar los procedimientos de reforzamiento de tendón usados en combinación con artrodesis u osteotomías,

ampliando así el abanico de procedimientos quirúrgicos que pueden ser evaluados por el modelo propuesto.

Adicionalmente, las líneas de investigación a futuro que podrían ser consideradas tomando en cuenta los resultados de esta tesis son:

1. Inclusión de tendones y ligamentos estabilizadores del tobillo en el modelo: Permitían evaluar distintas patologías, además del pie plano adquirido en adultos.
2. Investigar opciones en el diseño que mantengan la geometría de los tejidos, pero que reduzcan al tiempo la rigidez del modelo. Esto permitiría obtener deformaciones más severas y estables de la estructura del pie, ajustándose o condiciones clínicas más realistas de estadios avanzados de la enfermedad.
3. Realizar simulaciones dinámicas: en el campo clínico, es muy importante una valoración dinámica de las patologías del pie. Por lo tanto, es necesario usar métodos de valoración dinámica que incluyan distintas fases del ciclo de marcha, más allá de las posiciones estáticas como hasta ahora se ha realizado.
4. Investigar métodos que reduzcan el tiempo de cómputo del modelo. A pesar de no superar las 4 horas, es importante obtener resultados en un tiempo menor, para que este tipo herramientas computacionales puedan ser consideradas como una opción de apoyo en la planificación quirúrgica.
5. Enriquecer los resultados del modelo propuesto a través del uso del método de los elementos finitos probabilistas, el cual permite obtener un rango de valores de tensiones, deformaciones y desplazamiento. Además, esto permitiría naturalizar los resultados al incluir en ellos la incertidumbre y varianza de las propiedades biomecánicas de los materiales de tejido, así como procesos de debilitamiento progresivos observados durante el desarrollo de patologías degenerativas como el pie plano adquirido en adultos.

## BIBLIOGRAFÍA

---

1. Abousayed MM, Alley MC, Shakked R, Rosenbaum AJ. Adult-Acquired Flatfoot Deformity: Etiology, Diagnosis, and Management. *JBJS reviews*. 2017; 5: p. e7.
2. Pita-Fernandez S, Gonzalez-Martin C, Alonso-Tajes F, Seoane-Pillado T, Pertega-Diaz S, Perez-Garcia S, et al. Flat Foot in a Random Population and its Impact on Quality of Life and Functionality. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2017; 11: p. LC22.
3. Shibuya N, Jupiter DC, Ciliberti LJ, VanBuren V, La Fontaine J. Characteristics of adult flatfoot in the United States. *The Journal of foot and ankle surgery*. 2010; 49: p. 363-368.
4. Deland JT. Adult-acquired Flatfoot Deformity. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2008; 16: p. 399-406.
5. Maynou C, Naudi S, Staquet V, Parent S, Boniface O. Pie plano valgo estático del adulto (incluidas las sinostosis congénitas). *EMC-Aparato Locomotor*. 2010; 43: p. 1-13.
6. Bluman EM, Title CI, Myerson MS. Posterior Tibial Tendon Rupture: A Refined Classification System. *Foot and Ankle Clinics*. 2007; 12(2).
7. Deland JT, Page A, Sung IH, O'Malley MJ, Inda D, & Choung S. Posterior tibial tendon insufficiency results at different stages. *HSS journal*. 2006; 2: p. 157-160.
8. Hidalgo LH, Arranz JC, Rodríguez MR, De La Pena MJ, Alonso RC, Moreno EÁ, et al. Disfunción del tendón tibial posterior: ¿qué otras estructuras están implicadas en el desarrollo del pie plano adquirido del adulto? *Radiología*. 2014; 56: p. 247-256.
9. Johnson KA. Tibialis posterior tendon rupture. *Clinical orthopaedics and related research*. 1983;: p. 140-147.
10. Pedowitz WJ, Kovatis P. Flatfoot in the adult. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 1995; 3: p. 293-302.
11. Deland JT. The adult acquired flatfoot and spring ligament complex: pathology and implications for treatment. *Foot and ankle clinics*. 2001; 6: p. 129-135.
12. Pinney SJ, Lin SS. Current concept review: acquired adult flatfoot deformity. *Foot & ankle international*. 2006; 27: p. 66-75.
13. Vulcano E, Deland JT, Ellis SJ. Approach and treatment of the adult acquired flatfoot deformity. *Current reviews in musculoskeletal medicine*. 2013; 6: p. 294-303.
14. Iaquinto JM, Wayne JS. Effects of surgical correction for the treatment of adult acquired flatfoot deformity: a computational investigation. *Journal of Orthopaedic Research*. 2011; 29: p. 1047-1054.

15. Kohls-Gatzoulis J, Angel JC, Singh D, Haddad F, Livingstone J, Berry G. Tibialis posterior dysfunction: a common and treatable cause of adult acquired flatfoot. *BMJ*. 2004; 329: p. 1328-1333.
16. Richie DH. Biomechanics and clinical analysis of the adult acquired flatfoot. *Clinics in podiatric medicine and surgery*. 2007; 24: p. 617-644.
17. Spratley EM. Patient-Specific Modeling Of Adult Acquired Flatfoot Deformity Before And After Surgery. Dissertation. , Virginia Commonwealth University; 2013 Nov.
18. Basioni Y, El-Ganainy AR, El-Hawary A. Double calcaneal osteotomy and percutaneous tenoplasty for adequate arch restoration in adult flexible flat foot. *International orthopaedics*. 2011; 35: p. 47-51.
19. Knupp M, Stufkens SA, Hintermann B. Triple arthrodesis. *Foot and ankle clinics*. 2011; 16(1): p. 61-67.
20. Davitt M, M. J. Stress fracture of the fifth metatarsal after Evans' calcaneal osteotomy: a report of two cases. *Foot & ankle international*. 1998; 19: p. 710-712.
21. Wang Z, Imai K, Kido M, Ikoma K, Hirai S. Study of Surgical Simulation of Flatfoot Using a Finite Element Model. In *Innovation in Medicine and Healthcare 2015.*: Springer; 2016. p. 353-363.
22. Wang Z, Imai K, Kido M, Ikoma K, Hirai S. FE ModModel of a Flatfoot Deformity for Improving Surgical Planning. In *SIMULIA Community Conference*; 2015.
23. Smith BA, Adelaar RS, Wayne JS. Patient specific computational models to optimize surgical correction for flatfoot deformity. *Journal of Orthopaedic Research*. 2016.
24. Spratley EM, Matheis EA, Hayes CW, Adelaar RS, Wayne JS. Validation of a population of patient-specific adult acquired flatfoot deformity models. *Journal of Orthopaedic Research*. 2013; 31: p. 1861-1868.
25. Morales Orcajo E, Barbosa de las Casas E, Bayod López J. Computational foot modeling for clinical assessment. Ph.D. dissertation. , Universidad de Zaragoza; 2015.
26. Chi TD, Toolan BC, Sangeorzan BJ, Hansen JST. The lateral column lengthening and medial column stabilization procedures. *Clinical orthopaedics and related research*. 1999;; p. 81-90.
27. Graves SC, Mann RA, & Graves KO. Triple arthrodesis in older adults. Results after long-term follow-up. *JBSJ*. 1993; 75: p. 355-362.
28. Rankine L, Long JT, Canseco K, & Harris GF. Multisegmental foot modeling: a review. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. 2008; 36.
29. Tao K, Wang D, Wang C, Wang X, Liu A, Nester CJ, et al. An in vivo experimental validation of

- a computational model of human foot. *Journal of Bionic Engineering*. 2009; 6: p. 387-397.
30. Wang Y, Wong DWC, Zhang M. Computational models of the foot and ankle for pathomechanics and clinical applications: a review. *Annals of biomedical engineering*. 2016; 44: p. 213-221.
  31. Behforootan S, Chatzistergos P, Naemi R, Chockalingam N. Finite element modelling of the foot for clinical application: a systematic review. *Medical engineering & physics*. 2017; 39: p. 1-11.
  32. Palastanga N, Field D, Soames R. *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*: Editorial Paidotribo; 2007.
  33. d'Août K, Aerts P. The evolutionary history of the human foot. *Advances in plantar pressure measurements in clinical and scientific research*. 2008; 44-68.
  34. Mann RA, Coughlin MJ, Saltzman CL. *Surgery of the foot and ankle*: Mosby St. Louis; 1993.
  35. Donatelli R. Normal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1985; 7: p. 91-95.
  36. Donatelli R. Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1987; 9: p. 11-16.
  37. Hains F. The Biomechanics of the Foot and Ankle. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*. 1992; 36: p. 52.
  38. Toullec E. Adult flatfoot. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2015; 101: p. S11--S17.
  39. Megido-Ravid M, Itzchak Y, Arcan M, others. Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. *Journal of biomechanical engineering*. 2000; 122: p. 630-639.
  40. Camarena CÁ, Villegas WP. *Desarrollo y biomecánica del arco plantar*. Mediographic. 2010.
  41. Giza E, Cush G, Schon LC. The flexible flatfoot in the adult. *Foot and ankle clinics*. 2007; 12: p. 251-271.
  42. Marchena A, Cortés M, Noguero GG. Revisión bibliográfica de los tratamientos del pie plano flexible. Análisis retrospectivo (1977-2011)/Systematic review of flexible flatfoot treatments. Retrospective analysis (1977-2011). *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*. 2013; 7: p. 9.
  43. Mann RO, Thompson FM. Rupture of the posterior tibial tendon causing flat foot. Surgical treatment. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1985; 67: p. 556-561.



44. Pomeroy G, Pike R, Beals T, Manoli A. Acquired Flatfoot in Adults Due to Dysfunction of the Posterior Tibial Tendon. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1999; 81-A: p. 1173-1182.
45. Augustin JF, Lin SS, Berberian WS, Johnson JE. Nonoperative treatment of adult acquired flat foot with the Arizona brace. *Foot and ankle clinics.* 2003; 8: p. 491-502.
46. Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *The Journal of Foot and Ankle Surgery.* 2005; 44: p. 78-113.
47. Bertani A, Cappello A, Benedetti MG, Simoncini L, Catani F. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. *Clinical Biomechanics.* 1999; 14: p. 484-493.
48. Bowring B, Chockalingam N. Conservative treatment of tibialis posterior tendon dysfunction—A review. *The Foot.* 2010; 20: p. 18-26.
49. Kaye RA, Jahss MH. Foot fellows review: tibialis posterior: a review of anatomy and biomechanics in relation to support of the medial longitudinal arch. *Foot & ankle.* 1991; 11: p. 244-247.
50. Smyth NA, Aiyer AA, Kaplan JR, Carmody CA, Kadakia AR. Adult-acquired flatfoot deformity. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology.* 2017; 27: p. 433-439.
51. Myerson M, Solomon G, Shereff M. Posterior tibial tendon dysfunction: its association with seronegative inflammatory disease. *Foot & ankle.* 1989; 9: p. 219-225.
52. Myerson MS. Adult acquired flatfoot deformity: treatment of dysfunction of the posterior tibial tendon. *Instructional course lectures.* 1997; 46: p. 393-405.
53. Gómez CS. Pie plano, como origen de alteraciones biomecánicas en cadena ascendente. *Fisioterapia.* 2007; 29: p. 80-89.
54. Muñoz J. Atlas de mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología (2a edición): McGraw Hill Mexico; 1999.
55. Steel MW, Johnson KA, DeWitz MA, Ilstrup DM. Radiographic measurements of the normal adult foot. *Foot & ankle.* 1980; 1: p. 151-158.
56. Younger AS, Sawatzky B, Dryden P. Radiographic assessment of adult flatfoot. *Foot & Ankle International.* 2005; 26: p. 820-825.
57. Terrón HEM. Evaluación radiométrica del pie. *Ortho-tips.* 2006; 2: p. 246-254.
58. Haleem AM, Pavlov H, Bogner E, Sofka C, Deland JT, Ellis SJ. Comparison of deformity with respect to the talus in patients with posterior tibial tendon dysfunction and controls using multiplanar weight-bearing imaging or conventional radiography. *JBJS.* 2014; 96(8).

59. Alvarez RG, Marini A, Schmitt C, Saltzman CL. Stage I and II posterior tibial tendon dysfunction treated by a structured nonoperative management protocol: an orthosis and exercise program. *Foot & ankle international*. 2006; 27: p. 2-8.
60. Lin JL, Balbas J, Richardson EG. Results of non-surgical treatment of stage II posterior tibial tendon dysfunction: a 7-to 10-year followup. *Foot & ankle international*. 2008; 29: p. 781-786.
61. Nielsen MD, Dodson EE, Shadrack DL, Catanzariti AR, Mendicino RW, Malay DS. Nonoperative care for the treatment of adult-acquired flatfoot deformity. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2011; 50: p. 311-314.
62. Chao W, Wapner KL, Lee TH, Adams J, Hecht PJ. Nonoperative management of posterior tibial tendon dysfunction. *Foot & ankle international*. 1996; 17: p. 736-741.
63. Rabbito M, Pohl MB, Humble N, Ferber R. Biomechanical and clinical factors related to stage I posterior tibial tendon dysfunction. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2011; 41: p. 776-784.
64. Baksh N, Hannon CP, Murawski CD, Smyth NA, Kennedy JG. Platelet-rich plasma in tendon models: a systematic review of basic science literature. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2013; 29: p. 596-607.
65. Mazzocca AD, McCarthy MBR, Chowaniec DM, Dugdale EM, Hansen D, Cote MP, et al. The positive effects of different platelet-rich plasma methods on human muscle, bone, and tendon cells. *The American journal of sports medicine*. 2012; 40: p. 1742-1749.
66. Funk DA, Cass JR, Johnson KA. Acquired adult flat foot secondary to posterior tibial-tendon pathology. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1986; 68: p. 95-102.
67. Silver RL, De La Garza J, Rang M. The myth of muscle balance. A study of relative strengths and excursions of normal muscles about the foot and ankle. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. 1985; 67: p. 432-437.
68. Wacker J, Calder JDF, Engstrom CM, Saxby TS. MR morphometry of posterior tibialis muscle in adult acquired flat foot. *Foot & ankle international*. 2003; 24: p. 354-357.
69. Haddad SL, Myerson MS, Younger A, Anderson RB, Davis WH, Manoli A, et al. Adult acquired flatfoot deformity. *Foot & ankle international*. 2011; 32: p. 95-101.
70. Chadwick C, Whitehouse SL, Saxby TS. Long-term follow-up of flexor digitorum longus transfer and calcaneal osteotomy for stage II posterior tibial tendon dysfunction. *The bone & joint journal*. 2015; 97: p. 346-352.
71. Welton EA, Rose GK. Posterior tibial tendon pathology: the foot at risk and its treatment by os calcis osteotomy. *The Foot*. 1993; 3: p. 168-174.

72. Roush GC. Cadaveric simulation of flatfoot and surgical corrective techniques: the Evans versus the Z-osteotomy. Master's thesis. , University of Washington; 2013.
73. Myerson MS, Corrigan J, Thompson F, Schon LC. Tendon transfer combined with calcaneal osteotomy for treatment of posterior tibial tendon insufficiency: a radiological investigation. *Foot & ankle international*. 1995; 16: p. 712-718.
74. Nayak RK, Cotterill CP. Osteotomy of the calcaneum for symptomatic idiopathic valgus heel. *The Foot*. 1992; 2: p. 111-116.
75. Koutsogiannis E. Treatment of mobile flat foot by displacement osteotomy of the calcaneus. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. 1971; 53: p. 96-100.
76. Hiller L, Pinney SJ. Surgical treatment of acquired flatfoot deformity: what is the state of practice among academic foot and ankle surgeons in 2002? *Foot & ankle international*. 2003; 24: p. 701-705.
77. Deland JT, Otis JC, Lee KT, Kenneally SM. Lateral column lengthening with calcaneocuboid fusion: range of motion in the triple joint complex. *Foot & ankle international*. 1995; 16: p. 729-733.
78. Thomas RL, Wells BC, Garrison RL, Prada SA. Preliminary results comparing two methods of lateral column lengthening. *Foot & ankle international*. 2001; 22: p. 107-119.
79. Roche AJ, Calder JDF. Lateral column lengthening osteotomies. *Foot and ankle clinics*. 2012; 17: p. 259-270.
80. Evans D. Calcaneo-valgus deformity. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. 1975; 57: p. 270-278.
81. Beimers L, Louwerens JWK, Tuijthof GJM, Jonges R, Niek van Dijk CN, Blankevoort L. CT measurement of range of motion of ankle and subtalar joints following two lateral column lengthening procedures. *Foot & ankle international*. 2012; 33: p. 386-393.
82. Sangeorzan BJ, Mosca V, Hansen Jr ST. Effect of calcaneal lengthening on relationships among the hindfoot, midfoot, and forefoot. *Foot & ankle*. 1993; 14: p. 136-141.
83. Lin JS, Myerson MS. The management of complications following the treatment of flatfoot deformity. *Instructional course lectures*. 2011; 60: p. 321-334.
84. Ellis SJ, Joseph CY, Johnson AH, Elliott A, O'malley M, Deland J. Plantar pressures in patients with and without lateral foot pain after lateral column lengthening. *JBJS*. 2010 Jan; 1: p. 81-91.
85. Oh I, Imhauser C, Choi D, Williams B, Ellis S, Deland J. Sensitivity of plantar pressure and talonavicular alignment to lateral column lengthening in flatfoot reconstruction. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2013; 95: p. 1094-1100.

86. Hadfield MH, Snyder JW, Liacouras PC, Owen JR, Wayne JS, & Adelaar RS. Effects of medializing calcaneal osteotomy on Achilles tendon lengthening and plantar foot pressures. *Foot & ankle international*. 2003; 24: p. 523-529.
87. Baxter JR, Demetracopoulos CA, Prado MP, Gilbert SL, Tharmviboonsri T, & Deland JT. Graft shape affects midfoot correction and forefoot loading mechanics in lateral column lengthening osteotomies. *Foot & ankle international*. 2014; 35: p. 1192-1199.
88. Chan JY, Greenfield ST, Soukup DS, Do HT, Deland JT, & Ellis SJ. Contribution of lateral column lengthening to correction of forefoot abduction in stage IIb adult acquired flatfoot deformity reconstruction. *Foot & ankle international*. 2015; 36: p. 1400-1411.
89. Vander Griend R. Lateral column lengthening using a "Z" osteotomy of the calcaneus. *Techniques in Foot & Ankle Surgery*. 2008; 7: p. 257-263.
90. Demetracopoulos CA, Nair P, Malzberg A, & Deland JT. Outcomes of a stepcut lengthening calcaneal osteotomy for adult-acquired flatfoot deformity. *Foot & ankle international*. 2015; 36: p. 749-755.
91. Cotton FJ. Foot statics and surgery. *New England Journal of Medicine*. 1936; 214: p. 353-362.
92. Lutz , Myerson M. Radiographic analysis of an opening wedge osteotomy of the medial cuneiform. *Foot & ankle international*. 2011; 32: p. 278-287.
93. McCormick J, E. J. Medial column procedures in the correction of adult acquired flatfoot deformity. *Foot and ankle clinics*. 2012; 17: p. 283-298.
94. Needleman RL. A surgical approach for flexible flatfeet in adults including a subtalar arthroereisis with the MBA sinus tarsi implant. *Foot & ankle international*. 2006; 27: p. 9-18.
95. Zhu Y, Xu Xy. Treatment of stage II adult acquired flatfoot deformity with subtalar arthroereises. *Foot & ankle specialist*. 2015; 8: p. 194-202.
96. Zaret , Myerson MS. Arthroereisis of the subtalar joint. *Foot and ankle clinics*. 2003; 8: p. 605-617.
97. Needleman RL. Current topic review: subtalar arthroereisis for the correction of flexible flatfoot. *Foot & ankle international*. 2005; 26: p. 336-346.
98. Steginsky B, Vora A. What to Do with the Spring Ligament. *Foot and Ankle Clinics*. 2017.
99. Jordan TH, Rush SM, Hamilton GA, & Ford LA. Radiographic outcomes of adult acquired flatfoot corrected by medial column arthrodesis with or without a medializing calcaneal osteotomy. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2011; 50: p. 176-181.
100. Ajis , Geary N. Surgical technique, fusion rates, and planovalgus foot deformity correction with naviculocuneiform fusion. *Foot & ankle international*. 2014; 35: p. 232-237.

101. Sammarco VJ, Magur EG, Sammarco GJ, & Bagwe MR. Arthrodesis of the subtalar and talonavicular joints for correction of symptomatic hindfoot malalignment. *Foot & ankle international*. 2006; 27: p. 661-666.
102. Pell IV RF, Myerson MS, & Schon LC. Clinical outcome after primary triple arthrodesis. *JBJS*. 2000; 82: p. 47-57.
103. Jeng E, Bluman M, Myerson MS. Minimally invasive deltoid ligament reconstruction for stage IV flatfoot deformity. *Foot & ankle international*. 2011; 32: p. 21-30.
104. Jeng CL, Tankson CJ, & Myerson MS. The single medial approach to triple arthrodesis: a cadaver study. *Foot & ankle international*. 2006; 27: p. 1022-1025.
105. Groot IB, Reijman M, Luning HA, & Verhaar JA. Long-term results after a triple arthrodesis of the hindfoot: function and satisfaction in 36 patients. *International orthopaedics*. 2008; 32: p. 237-241.
106. Ellis SJ, Williams BR, Wagshul AD, Pavlov H, & Deland JT. Deltoid ligament reconstruction with peroneus longus autograft in flatfoot deformity. *Foot & ankle international*. 2010; 31: p. 781-789.
107. Ketz MM, Sanders R. The salvage of complex hindfoot problems with use of a custom talar total ankle prosthesis. *JBJS*. 2012; 94: p. 1194-1200.
108. Strasser NS, Turner III. Functional outcomes after ankle arthrodesis in elderly patients. *Foot & ankle international*. 2012; 33: p. 699-703.
109. Morales-Orcajo E, Bayod J, Las Casas EB. Computational foot modeling: scope and applications. *Archives of Computational Methods in Engineering*. 2016; 23: p. 389-416.
110. Wright DG, Rennels DC. A Study of the Elastic Properties of Plantar Fascia. *JBJS*. 1964; 46: p. 482-492.
111. Zhang K, Chen Y, Qiang M, & Hao Y. Effects of five hindfoot arthrodeses on foot and ankle motion: Measurements in cadaver specimens. *Scientific reports*. 2016; 6: p. 35493.
112. Zhou H, Ren H, Li C, Xia J, Yu G, & Yang Y. Biomechanical Analysis of Cuboid Osteotomy Lateral Column Lengthening for Stage II B Adult-Acquired Flatfoot Deformity: A Cadaveric Study. *BioMed Research International*. 2017; 2017.
113. Currey JD. The mechanical properties of bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1970; 73(210-231).
114. Evans FG. Mechanical properties of bone. *Charles C*. 1973; 83-122.
115. Huiskes R. On the modelling of long bones in structural analyses. *Journal of Biomechanics*. 1982; 15(1): p. 65-69.

116. Bayod J, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, Doblaré M. Mechanical stress redistribution in the calcaneus after autologous bone harvesting. *Journal of biomechanics*. 2012; 45: p. 1219-1226.
117. Sakalauskaitė R, Satkunskiene D. The foot arch and viscoelastic properties of plantar fascia and Achilles tendon. *J Vibroeng*. 2012; 4: p. 1751-1759.
118. Huang CK, Kitaoka HB, An KN, Chao EYS. Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot & ankle*. 1993; 14: p. 353-357.
119. Burkhart TA, Andrews DM, Dunning CE. Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. *Journal of biomechanics*. 2013; 46: p. 1477-1488.
120. Zienkiewicz O, Taylor R. *The finite element method*. Fifth edition ISSN:0932-8351 , editor. Oxford: Butterworth-Heinemann; 2000.
121. Akrami M, Qian Z, Zou Z, Howard D, Nester CJ, & Ren L. Subject-specific finite element modelling of the human foot complex during walking: sensitivity analysis of material properties, boundary and loading conditions. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*. 2018; 17: p. 559-576.
122. Camacho DL, Ledoux WR, Rohr ES, Sangeorzan BJ, Ching RP. A three-dimensional, anatomically detailed foot model: a foundation for a finite element simulation and means of quantifying foot-bone position. *Journal of rehabilitation research and development*. 2002; 39(3): p. 401-410.
123. Gefen A. Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release. *Journal of biomechanics*. 2002; 35: p. 629-637.
124. Gefen A, Megido-Ravid M, Itzchak Y, Arcan M. A 3-D numerical model of the human foot structure during gait. In [Engineering in Medicine and Biology, 1999. 21st Annual Conference and the 1999 Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society] BMES/EMBS Conference, 1999. Proceedings of the First Joint; 1999. p. 559.
125. Cheung JTM, Zhang M. A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005; 86: p. 353-358.
126. Garcia-Aznar JM, Bayod J, Rosas A, Larrainzar R, García-Bógalo R, Doblar, et al. Load transfer mechanism for different metatarsal geometries: a finite element study. *Journal of biomechanical engineering*. 2009; 131: p. 021011.
127. Cheung JTM, Zhang M, Leung AKL, Fan YB. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. *Journal of biomechanics*. 2005; 38: p. 1045-1054.
128. Viceconti M, Olsen S, Nolte LP, Burton K. Extracting clinically relevant data from finite

- element simulations. *Clinical Biomechanics*. 2005; 20: p. 451-454.
129. Stecco C, Corradin M, Macchi V, Morra A, Porzionato A, Biz C, et al. Plantar fascia anatomy and its relationship with Achilles tendon and paratenon. *Journal of anatomy*. 2013; 223: p. 665-676.
  130. Forestiero A, Carniel EL, Natali AN. Biomechanical behaviour of ankle ligaments: constitutive formulation and numerical modelling. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2014; 17: p. 395-404.
  131. Robinson DL, Kersh ME, Walsh NC, Ackland DC, de Steiger RN, & Pandy MG. Mechanical properties of normal and osteoarthritic human articular cartilage. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016; 61: p. 96-109.
  132. Mansour JM. Biomechanics of cartilage. *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement*. 2003; p. 66-79.
  133. Wu L. Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures. *Clinical Biomechanics*. 2007; 22: p. 221-229.
  134. Wong DWC, Zhang M, Yu J, Leung AKL. Biomechanics of first ray hypermobility: An investigation on joint force during walking using finite element analysis. *Medical engineering & physics*. 2014; 36: p. 1388-1393.
  135. Telfer S, Erdemir A, Woodburn J, & Cavanagh PR. Simplified versus geometrically accurate models of forefoot anatomy to predict plantar pressures: A finite element study. *Journal of biomechanics*. 2016; 49(2): p. 289-294.
  136. Kitaoka ZPL, An KN. Three-dimensional analysis of flatfoot deformity: cadaver study. *Foot & ankle international*. 1998; 19: p. 447-451.
  137. Chu IT, Myerson MS, Nyska M, & Parks BG. Experimental flatfoot model: the contribution of dynamic loading. *Foot & ankle international*. 2001; 22: p. 220-225.
  138. Blackman AJ, Blevins JJ, Sangeorzan BJ, Ledoux WR. Cadaveric flatfoot model: ligament attenuation and Achilles tendon overpull. *Journal of Orthopaedic Research*. 2009; 27: p. 1547-1554.
  139. Arangio GA, Chen C, Salathé EP. Effect of varying arch height with and without the plantar fascia on the mechanical properties of the foot. *Foot & ankle international*. 1998; 19(10): p. 705-709.
  140. Salathe EP, Arangio GA. A biomechanical model of the foot: the role of muscles, tendons, and ligaments. *Journal of biomechanical engineering*. 2002; 124(3): p. 281-287.
  141. Arangio GA, Salathe EP. A biomechanical analysis of posterior tibial tendon dysfunction,

- medial displacement calcaneal osteotomy and flexor digitorum longus transfer in adult acquired flat foot. *Clinical Biomechanics*. 2009; 24(4): p. 385-390.
142. Tao K, Ji WT, Wang DM, Wang CT, Wang X. Relative contributions of plantar fascia and ligaments on the arch static stability: a finite element study. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*. 2010; 55: p. 265-271.
  143. Zhang Y, Xu J, Wang X, Huang J, Zhang C, Chen L, et al. An in vivo study of hindfoot 3D kinetics in stage II posterior tibial tendon dysfunction (PTTD) flatfoot based on weight-bearing CT scan. *Bone & joint research*. 2013; 2(12): p. 255-263.
  144. Wang Z, Imai K, Kido M, Ikoma K, Hirai S. A finite element model of flatfoot (pes planus) for improving surgical plan. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*; 2014. p. 844-847.
  145. Wong DWC, Wang Y, Leung AKL, Yang M, Zhang M. Finite element simulation on posterior tibial tendinopathy: Load transfer alteration and implications to the onset of pes planus. *Clinical Biomechanics*. 2017.
  146. Fowble VA, Sands AK. Treatment of adult acquired pes plano abductovalgus (flatfoot deformity): procedures that preserve complex hindfoot motion. *Operative Techniques in Orthopaedics*. 2004; 14: p. 13-20.
  147. Anderson JG, Harrington R, Ching RP, Tencer A, Sangeorzan BJ. Alterations in talar morphology associated with adult flatfoot. *Foot & ankle international*. 1997; 18: p. 705-709.
  148. Chan JY, Williams BR, Nair P, Young E, Sofka C, Deland JT, et al. The contribution of medializing calcaneal osteotomy on hindfoot alignment in the reconstruction of the stage II adult acquired flatfoot deformity. *Foot & ankle international*. 2013; 34: p. 159-166.
  149. Guha AR, Perera AM. Calcaneal osteotomy in the treatment of adult acquired flatfoot deformity. *Foot and ankle clinics*. 2012; 17: p. 247-258.
  150. Feibel JB, Donley BG. Calcaneal Osteotomy and Flexor Digitorum Longus Transfer for Stage II Posterior Tibial Tendon Insufficiency. *Operative Techniques in Orthopaedics*. 2006; 16: p. 53-59.
  151. Vora AM, Tien TR, Parks BG, & Schon LC. Correction of moderate and severe acquired flexible flatfoot with medializing calcaneal osteotomy and flexor digitorum longus transfer. *JBJS*. 2006; 88: p. 1726-1734.
  152. Zanolli DH, Glisson RR, Nunley JA, & Easley ME. Biomechanical assessment of flexible flatfoot correction: comparison of techniques in a cadaver model. *JBJS*. 2014; 96: p. 45.
  153. Silva MG, Tan SH, Chong HC, Su HC, Singh IR. Results of operative correction of grade IIB tibialis posterior tendon dysfunction. *Foot Ankle Int*. 2015 Febrero; 36(2): p. 165-171.



154. Harper MC. Talonavicular arthrodesis for the acquired flatfoot in the adult. *Clinical orthopaedics and related research*. 1999;; p. 65-68.
155. Anand P, Nunley J, DeOrio J. Single-incision medial approach for double arthrodesis of hindfoot in posterior tibialis tendon dysfunction. *Foot Ankle Int*. 2013 Marzo; 34(3): p. 338-344.
156. Chen Y, Zhang K, Qiang M, & Hao Y. Maintenance of longitudinal foot arch after different mid/hind-foot arthrodesis procedures in a cadaveric model. *Clinical Biomechanics*. 2014; 29: p. 170-176.
157. Hutchinson ID, Baxter JR, Gilbert S, Hogan MV, Ling J, Saunders SM, et al. How do hindfoot fusions affect ankle biomechanics: a cadaver model. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2016; 474(4): p. 1008-1016.
158. Mann RA. Surgical implications of biomechanics of the foot and ankle. *Clinical orthopaedics and related research*. 1979;; p. 111-118.
159. Patrick N, Lewis GS, Roush EP, Kunselman AR, & Cain JD. Effects of Medial Displacement Calcaneal Osteotomy and Calcaneal Z Osteotomy on Subtalar Joint Pressures: A Cadaveric Flatfoot Model. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2016; 55(6): p. 1175-1179.
160. Arangio GA, Salathé EP. Medial displacement calcaneal osteotomy reduces the excess forces in the medial longitudinal arch of the flat foot. *Clinical Biomechanics*. 2001; 16(6): p. 535-539.
161. Arangio GA, Reinert KL, Salathe EP. A biomechanical model of the effect of subtalar arthroereisis on the adult flexible flat foot. *Clinical Biomechanics*. 2004; 19(8): p. 847-852.
162. Arangio GA, Chopra V, Voloshin A, Salathe EP. A biomechanical analysis of the effect of lateral column lengthening calcaneal osteotomy on the flat foot. *Clinical Biomechanics*. 2007; 22(4): p. 472-477.
163. Lewis GS. Computational modeling of the mechanics of flatfoot deformity and its surgical corrections. Ph.D Thesis. The Pennsylvania State University, College of Engineering; 2008.
164. Spratley EM, Matheis EA, Hayes CW, Adelaar RS, Wayne JS. A population of patient-specific adult acquired flatfoot deformity models before and after surgery. *Annals of biomedical engineering*. 2014; 42: p. 1913-1922.
165. Smith BA. Computational Modeling to Assess Surgical Procedures for the Treatment of Adult Acquired Flatfoot Deformity. Master's thesis. , Virginia Commonwealth University; 2015.
166. Xu J, Ma X, Wang D, Lu W, Zhu W, Ouyang K, et al. Comparison of Extraosseous Talotarsal Stabilization Implants in a Stage II Adult-Acquired Flatfoot Model: A Finite Element Analysis. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2017; 56(5): p. 1058-1064.
167. Wong DWC, Wang Y, Chen TLW, Zhang M, Leung A. Biomechanical consequences of subtalar

- joint arthroereisis in treating posterior tibial tendon dysfunction: a theoretical analysis using finite element analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2017; 20(14): p. 1525-1532.
168. Wang Z, Kido M, Imai K, Ikoma K, & Hirai S. Towards patient-specific medializing calcaneal osteotomy for adult flatfoot: a finite element study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2018; 21(4): p. 332-343.
169. Larrainzar-Garijo R, Cifuentes-De la Portilla C, Gutiérrez-Narvarte B, Díez-Nicolás E, & Bayod J. Efecto de la osteotomía medializante de calcáneo sobre tejidos blandos de soporte del arco plantar: un estudio computacional. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*. 2018; 4(3).
170. García-González A, Bayod J, Prados-Frutos JC, Losa-Iglesias M, Jules KT, Bengoa-Vallejo RB, et al. Finite-element simulation of flexor digitorum longus or flexor digitorum brevis tendon transfer for the treatment of claw toe deformity. *Journal of biomechanics*. 2009; 42: p. 1697-1704.
171. Ergonautas. Ruler. 2017..
172. Lladó GD, Net RB, Garcia IM. Doble osteotomía de calcáneo. *Revista del Pie y Tobillo*. 2015; 29: p. 101-107.
173. Pichler W, Tesch NP, Grechenig W, Tanzer K, Grasslobner M. Anatomical variations of the flexor hallucis longus muscle and the consequences for tendon transfer. A cadaver study. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2005; 27: p. 227-231.
174. Deschamps K, Staes F, Roosen P, Nobels F, Desloovere K, Bruyninckx H, et al. Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review. *Gait & posture*. 2011; 33: p. 338-349.
175. Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. *Journal of biomechanics*. 2012; 45(4): p. 625-633.
176. Bayod J, Becerro-de-Bengoa R, Losa-Iglesias ME, Doblaré M. Mechanical stress redistribution in the calcaneus after autologous bone harvesting. *Journal of Biomechanics*. 2012; 45(2012): p. 1219 - 1226.
177. Hibbitt K&SI. ABAQUS/Standard User's Manual Volume III and ABAQUS CAE Manual. 2014..
178. Stephens HM, Walling AK, Solmen JD, Tankson CJ. Subtalar repositional arthrodesis for adult acquired flatfoot. *Clinical orthopaedics and related research*. 1999; 365: p. 69 - 73.
179. Weinraub GM, Heilala MA. Isolated talonavicular arthrodesis for adult onset flatfoot deformity/posterior tibial tendon dysfunction. *Clinics in podiatric medicine and surgery*. 2007; 24(4): p. 745-752.

180. Barmada M, Shapiro HS, Boc SF. Calcaneocuboid arthrodesis. *Clinics in podiatric medicine and surgery*. 2012; 29(1): p. 77-89.
181. Logel K, Parks B, Schon L. Calcaneocuboid distraction arthrodesis and first metatarsocuneiform arthrodesis for correction of acquired flatfoot deformity in a cadaver model. *Foot Ankle Int*. 2007; 28(4): p. 435 - 440.
182. van der Krans A, Louwerens J, Anderson P. Adult acquired flexible flatfoot, treated by calcaneocuboid distraction arthrodesis, posterior tibial tendon augmentation, and percutaneous Achilles tendon lengthening: a prospective outcome study of 20 patients. *Acta Orthop*. 2006; 77(1): p. 156 - 163.
183. Kitaoka H, Kura H, Luo Z. Calcaneocuboid distraction arthrodesis for posterior tibial tendon dysfunction and flatfoot: a cadaveric study. *Clin Orthop Relat Res*. 2000; 381: p. 241 - 247.
184. Chang TJ, Soomekh DJ. Lateral column fusions. *Clin Podiatr Med Surg*. 2004; 21(1): p. 29–39.